

Ryszard Gorczyca, Krzysztof Wiśniewski
Krzysztof Pachocki, Zdzisław Różycki

Ochrona radiologiczna w pracowni rentgenowskiej

VADEMECUM INSPEKTORA OCHRONY RADIOLOGICZNEJ



Książka została wyróżniona
Nagrodą III stopnia
W zakresie radiobiologii i ochrony
Radiologicznej
Polskiego Towarzystwa Badań Radiacyjnych
im. Marii Skłodowskiej-Curie

XI Zjazd PTBR, Siedlce, 17 kwietnia 1998 r.

© Ryszard Gorczyca, Krzysztof Wiśniewski
Krzysztof Pachocki, Zdzisław Różycki, 1977

Redakcja:
Ryszard Gorczyca, Krzysztof Wiśniewski

Wydawca (adres korespondencyjny):
„EX-POLON”
02-676 Warszawa, ul. Postępu 7
Tel./fax (0-22)43-66-80

Skład, druk i oprawa:
Mała Poligrafia Redemptorystów w Tuchowie, tel. (0-14) 52-55-73

ISBN 83-86744-93-6

SPIS TREŚCI

1. PODSTAWOWE POJĘCIA Z FIZYKI JĄDROWEJ	8
1.1. Zjawisko promieniotwórczości	8
1.1.1. Budowa atomu	8
1.1.2. Promieniotwórczość naturalna	9
1.1.3. Promieniotwórczość sztuczna	10
1.1.4. Prawo rozpadu promieniotwórczego	12
1.1.5. Jądrowe reakcje rozszczepienia	13
1.2. Promieniowanie rentgenowskie	15
1.2.1. Powstawanie promieniowania rentgenowskiego	15
1.2.2. Mechanizm powstawania promieniowania rentgenowskiego	17
1.2.3. Oddziaływanie promieniowania elektromagnetycznego z materią	20
1.2.3.1. Zjawisko fotoelektryczne	21
1.2.3.2. Efekt Comptona	22
1.2.3.3. Tworzenie par	23
1.2.3.4. Całkowity współczynnik pochłaniania	25
1.2.3.5. Filtracja promieniowania rentgenowskiego	26
2. ZASADY DZIAŁANIA APARATU RENTGENOWSKIEGO	29
2.1. Rodzaje aparatów	29
2.2. Elementy zestawu	29
2.2.1. Stolik rozdzielczy	29
2.2.2. Generator wysokiego napięcia	31
2.2.3. Budowa lampy rentgenowskiej	34
2.2.3.1. Anoda	35
2.2.3.1.1. Ognisko rzeczywiste i optyczne lampy rentgenowskiej	36
2.2.3.2. Katoda	37
2.2.3.3. Szkło bańki lampy	38
2.2.3.4. Lampy rentgenowskie terapeutyczne	38
2.2.3.5. Uwagi eksploatacyjne	38
2.2.4. Stoły do zdjęć i ścianki do prześwietleń	39
2.3. Powstawanie obrazu rentgenowskiego	40
2.3.1. Sposoby otrzymywania obrazu	40
2.3.2. Folie wzmacniające	41
2.3.3. Zasada działania wzmacniacza obrazu i toru wizyjnego	42
2.4. Wymagania ochrony przed promieniowaniem związane z budową i działaniem zestawu rentgenowskiego	44
2.4.1. Przesłona głębinowa	45
2.4.2. Filtry dodatkowe	46
2.4.3. Przesłony przeciwrozproszeniowe	47
2.4.4. Dobór parametrów ekspozycji	49

3. JEDNOSTKI STOSOWANE W OCHRONIE RADIOLOGICZNEJ. DAWKI PROMIENIOWANIA	51
3.1. Jednostki	51
3.1.1. Układ SI a ochrona radiologiczna	51
3.1.2. Aktywność	51
3.1.3. Dawki promieniowania jonizującego	52
3.1.3.1. Dawka ekspozycyjna	52
3.1.3.2. Dawka pochłonięta	53
3.1.3.3. Równoważnik dawki	53
3.1.4. Moc dawki	54
3.1.4.1. Moc dawki ekspozycyjnej	54
3.1.4.2. Moc dawki pochłoniętej	55
3.1.4.3. Moc równoważnika dawki	55
3.1.4.4. Zestawienie jednostek	56
3.2. Dawki graniczne	56
3.2.1. Pojęcia ogólne	56
3.2.1.1. Wartości graniczne równoważnika dawki	57
3.2.1.2. Wartość graniczna efektywnego równoważnika dawki	57
3.2.1.3. Efektywny równoważnik dawki obciążającej	58
3.2.1.4. Dawki graniczne przy napromieniowaniu złożonym	59
3.2.1.5. Wskaźniki pochodne ALI i DAC	59
3.2.2. Ograniczenia wartości dawek granicznych	60
3.2.2.1. Narażenie zawodowe	60
3.2.2.2. Narażenie populacji	60
3.2.3. Podsumowanie	61
3.3. Zalecenia Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej	61
4. OBLICZANIE DAWEK I WYMAGANYCH GRUBOŚCI OSŁON WOKÓŁ ŹRÓDEŁ PROMIENIOWANIA X	64
4.1. Obliczanie dawek	64
4.2. Osłony przed promieniowaniem X	65
4.3. Obliczanie osłon przed pierwotnym promieniowaniem X	66
5. PRZYRZĄDY DOZYMTRYCZNE	68
5.1. Pomiary rozkładu dawek	68
5.2. Rodzaje przyrządów dozymetrycznych oraz zasady ich budowy	68
5.3. Detektory promieniowania	69
5.3.1. Komora jonizacyjna	70
5.3.2. Licznik proporcjonalny	71
5.3.3. Licznik Geigera - Müllera	72
5.3.4. Detektory scyntylacyjne i półprzewodnikowe	73

6. KONTROLA DAWEK INDYWIDUALNYCH	75
6.1. Istota kontroli dawek i jej organizacja	75
6.1.1. Podstawy prawne kontroli dawek	75
6.1.1.1. Pomiary kontrolne promieniowania zewnętrznego w miejscu pracy	75
6.1.1.2. Pomiary dawek indywidualnych	75
6.2. Metody kontroli dawek	76
6.2.1. Kontrola metodą fotometryczną	76
6.2.1.2. Inne metody kontroli dawek	78
7. BIOLOGICZNE DZIAŁANIE PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO	79
7.1. Biologiczne działanie promieniowania jonizującego	79
7.2. Skutki somatyczne i genetyczne	83
7.3. Skutki stochastyczne i deterministyczne	84
7.4. Wskaźniki ryzyka radiologicznego	91
7.5. Podstawy metodologiczne rozpoznawania chorób zawodowych	95
8. NARAŻENIE LUDNOŚCI NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE W ŚRODOWISKU	98
9. NARAŻENIE PACJENTÓW NA PROMIENIOWANIE RENTGENOWSKIE	100
9.1. Znaczenie diagnostyki rentgenowskiej jako źródła promieniowania w środowisku człowieka	100
9.2. Ocena narażenia pacjentów i populacji w Polsce	100
9.3. Czynniki, od których zależy wartość dawki otrzymywanej przez pacjenta	106
9.4. Poszukiwanie sposobów zmniejszenia narażenia pacjentów na przykładzie działań podjętych w Wielkiej Brytanii	107
10. OCHRONA RADIOLOGICZNA PACJENTÓW	112
10.1. Dokumenty zawierające przepisy bezpiecznego stosowania promieniowania w radiologii	112
10.2. Odpowiedzialność personelu medycznego za użycie napromieniowania jonizującego wobec pacjentów	113
10.3. Ochrona radiologiczna kobiet i dzieci	114
10.4. Sposoby unikania zbędnego napromieniania	115
10.4.1. Wielkość napromienianego pola	115

10.4.2. Oslanianie narządów i części ciała	117
10.4.3. Odległość ogniska lampy od skóry pacjenta lub receptora obrazu	117
10.4.4. Całkowita filtracja promieniowania X	119
10.4.5. Stosowanie materiałów z włókien węglowych	121
10.1.4.6. Kontrola emisji lampy rtg	122
10.4.7. Stosowanie fluoroskopii	123
10.4.8. Folie wzmacniające	124
10.4.9. Ciemnia fotograficzna	125
10.4.10. Kontrola jakości	125
10.4.11. Przepisy ochrony radiologicznej dotyczące pacjentów zawarte w zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r.	126

11. KONTROLA JAKOŚCI W DIAGNOSTYCE RENTGENOWSKIEJ 127

11.1. Konieczność wprowadzenia kontroli jakości obrazowania	127
11.2. Przygotowanie zakładu radiologicznego do wprowadzenia kontroli jakości obrazowania	129
11.3. Analiza zdjęć odrzuconych	130
11.4. Kontrola jakości w ciemni fotograficznej	130
11.5. Kontrola jakości w odniesieniu do działania aparatu rtg	135
11.6. Kontrola jakości w mammografii	135
11.7. Badania jakości aparatów stomatologicznych rtg	138
11.8. Kontrola zgodności krawędzi pola świetlnego i pola wiązki metodą „dziewięciu monet”	138

12. KRYTERIA WŁAŚCIWEGO WYKONYWANIA BADAŃ RENTGENOWSKICH 141

12.1. Próby zoptymalizowania warunków wykonywania badań radiologicznych	141
12.2. Ograniczenie maksymalnych dawek promieniowania dla wybranych badań radiologicznych	142
Załącznik 1. Projekt WHO: kryteria jakości dla obrazowania w diagnostyce rentgenowskiej, 3-cia wersja, czerwiec 1995 r.	144
Zdjęcie klatki piersiowej (płuc i serca). Projekcja tylnoprzodna (PA)	144
Zdjęcie klatki piersiowej (płuc i serca). Projekcja boczna (LAT)	145
Zdjęcie czaszki. Projekcja tylnoprzodna lub przednio-tylna (PA lub AP)	146
Zdjęcie czaszki. Projekcja boczna (LAT)	147
Zdjęcie miednicy. Projekcja przednio-tylna (AP)	147
Zdjęcie kręgosłupa lędźwiowego. Projekcja przednio-tylna i tylnoprzodna (AP/PA)	148
Zdjęcie kręgosłupa lędźwiowego. Projekcja boczna (LAT)	149
Zdjęcie stawu krzyżowo-lędźwiowego. Projekcja boczna (LAT)	150
Zdjęcie dróg moczowych. Projekcja przednio-tylna (AP)	151

Zdjęcie dróg moczowych. Projekcja przednio-tylna (AP)	152
Zdjęcie sutka (mammografia). Projekcja MLO	153
Zdjęcie sutka (mammografia). Projekcja CC	155
13. NARAŻENIE I OCHRONA OSÓB PRACUJĄCYCH PRZY APARATACH RENTGENOWSKICH	158
13.1. Dokumenty zawierające przepisy o pracy w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące	158
13.2. Sposoby i środki zapewniające bezpieczeństwo pracy przy promieniowaniu jonizującym	159
13.3. Dawki graniczne dla osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące	162
13.4. Sposób kontroli narażenia zawodowego	164
13.5. Wyniki kontroli stanowisk pracy	165
13.6. Wyniki pomiarów dawek indywidualnych i ocena narażenia	170
13.7. Przywileje osób zawodowo narażonych na promieniowanie	172
13.7.1. Wymiar czasu pracy	172
13.7.2. Zaszeregowanie do pierwszej kategorii zatrudnienia	172
14. PROCEDURA I WYMAGANIA DLA UZYSKANIA ZEZWOLENIA PWIS NA NABYCIE, URUCHOMIENIE I STOSOWANIE APARATU RENTGENOWSKIEGO	174
15.1. Instrukcje ramowe	177
15.1.1. Instrukcja ramowa ustalająca zasady ochrony przed promieniowaniem jonizującym w diagnostycznych pracowniach rentgenowskich oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.	177
15.1.2. Instrukcja ramowa dotycząca ochrony przed promieniowaniem jonizującym przy stosowaniu aparatów rentgenowskich w pracowniach przemysłowych i naukowo-badawczych oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.	180
15.1.3. Instrukcja ramowa ustalająca zasady ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich terapeutycznych oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.	182
15.2. Obowiązki inspektora ochrony radiologicznej w pracowni rentgenowskiej	184
PIŚMIENNICTWO	187

1. PODSTAWOWE POJĘCIA Z FIZYKI JĄDROWEJ

1.1. Zjawisko promieniotwórczości

Poniżej przedstawione zostaną pokrótce zagadnienia związane z promieniotwórczością naturalną i sztuczną.

1.1.1. Budowa atomu

Dla zrozumienia zjawiska promieniotwórczości niezbędna jest znajomość budowy atomu. Model atomu *Bohra* wystarcza w zupełności do wyjaśnienia opisywanych niżej zjawisk. Według tego modelu atom składa się z jądra (część wewnętrzną), skupiającego prawie całą masę i cały dodatni ładunek atomu oraz krążących wokół niego elektronów o ujemnych ładunkach. Promień jądra jest rzędu 10^{-14} m. Dla uzmysłowania jak małe są wymiary atomu i jądra atomowego założmy, że udało się powiększyć miliard razy najmniejszy atom - atom wodoru, wówczas atom ten miałby średnicę 10 cm, natomiast jego jądro średnicę 3 μm ($3 \cdot 10^{-6}$ m). Jądro składa się z dodatnio naładowanych protonów i obojętnych elektrycznie neutronów. Liczbę protonów w jądrze oznacza się literą **Z**. Jest to tzw. liczba atomowa. Suma liczby protonów i neutronów w jądrze nosi nazwę liczby masowej i oznacza się ją literą **A**. Elektronów krążących wokół jądra jest tyle, że w stanie normalnym atom jako całość jest elektrycznie obojętny. Masa elektronu jest 1836 razy mniejsza od masy protonu. Zgodnie z postulatami *Bohra* w atomie istnieją pewne dozwolone, stacjonarne orbity, po których elektron może krążyć bez wypromieniowywania energii. Na każdej stacjonarnej orbicie elektron posiada ściśle określoną energię. W tzw. stanie podstawowym atomu wszystkie elektrony krążą po orbitach najbliższych jądra. Jeśli z jakichkolwiek powodów zwiększy się energia atomu wtedy elektrony przeskakują na dalsze (wyższe) orbity i mówi się wówczas, że atom znajduje się w stanie wzbudzonym. Wzbudzenie może być tak silne, że elektron zostanie odrzucony poza strefę działania jądra. Atom przekształca się wówczas w jon dodatni. W stanie wzbudzonym atom może znajdować się przez bardzo krótki okres (rzędu 10^{-8} s), po czym elektrony wyższych orbit (powłok) wracają na niższe. Towarzyszy temu emisja promieniowania elektromagnetycznego: podczerwonego, widzialnego, nadfioletowego lub w pewnych warunkach rentgenowskiego. Ponieważ przejścia elektronów odbywają się skokowo (z orbity na orbitę), energia tego promieniowania emitowana jest również nie w sposób ciągły, ale pewnymi porcjami. Porcja taka nosi nazwę kwantu promieniowania i określana jest zależnością:

$$E = h \cdot \nu \quad (1)$$

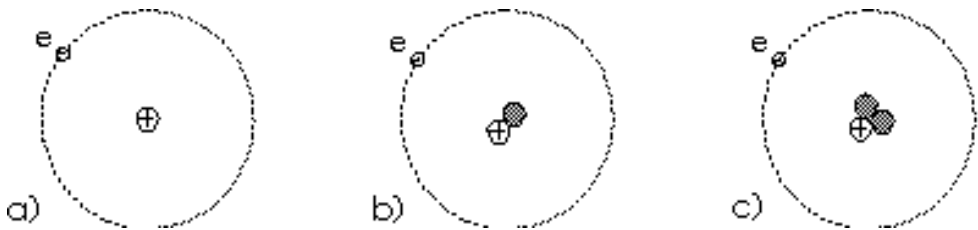
gdzie:

- E - różnica energii atomu przed i po wzbudzeniu,
- h - tzw. *stała Planck'a* równa $6,6262 \cdot 10^{-34}$ J·s,
- ν - częstotliwość fali promieniowania [1/s].

Spójność jądra atomowego tłumaczy się występowaniem tzw. sił jądrowych, które są znacznie większe od sił elektrostatycznego odpychania się dodatnich protonów

wchodzących w skład jądra. Działanie sił jądrowych poza granicami jądra bardzo szybko maleje.

W 1913r. odkryto odmiany pierwiastków mających te same własności chemiczne oraz zajmujące to samo miejsce w układzie okresowym, ale różniące się wartościami mas atomowych. Pierwiastki takie nazwano izotopami. Badania wykazały, że jądra izotopów posiadają jednakową liczbę protonów (Z), ale różnią się liczbą neutronów, co decyduje o różnicach masy atomowej. W fizyce jądrowej przyjęło się zapisywanie liczby masowej A z lewej strony u góry symbolu pierwiastka, a liczby atomowej Z z lewej strony u dołu w następujący sposób: A_ZX . Symbole pierwszych pierwiastków w układzie okresowym oznacza się więc następująco: ${}^1_1\text{H}$, ${}^4_2\text{He}$, ${}^7_3\text{Li}$, ${}^9_4\text{Be}$, ${}^{11}_5\text{B}$, ${}^{12}_6\text{C}$. Jądro wodoru lekkiego ${}^1_1\text{H}$ ma jeden proton, zatem zarówno jego liczba atomowa jak i liczba masowa wynosi 1. Izotop wodoru ${}^2_1\text{H}$ zwany deuterem ma w jądrze 1 proton i 1 neutron, stąd jego liczba atomowa jest taka sama, a liczba masowa równa się 2. Izotop wodoru ${}^3_1\text{H}$ zwany trytem ma w jądrze 1 proton i 2 neutrony, jego liczba masowa równa się więc 3. Na rys. 1.1 przedstawiono schematycznie atom wodoru i jego izotopy.



Rys. 1.1. Modele izotopów wodoru: a) wodor; b) deuter; c) tryt

1.1.2. Promieniotwórczość naturalna

Zdolność samoistnego wysyłania promieniowania jonizującego przez jądra niektórych pierwiastków nazywa się promieniotwórczością. Występująca w przyrodzie promieniotwórczość, która powstaje bez ingerencji człowieka określana jest mianem promieniotwórczości naturalnej.

Podstawowymi typami przemian promieniotwórczych, w trakcie których powstaje promieniowanie jonizujące są: rozpad α , rozpad β^- , rozpad β^+ , wychwyt elektronu, rozszczepienie samorzutne, promieniotwórczość protonowa. Zazwyczaj wszystkim rodzajom przemian promieniotwórczych towarzyszy emisja promieniowania γ . Dokładne omówienie każdej z tych przemian można znaleźć w specjalistycznej literaturze np. [17] i [31].

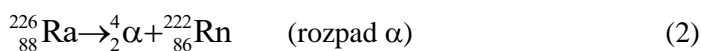
Obecnie krótko zostanie scharakteryzowane promieniowanie α , β i γ :

- promieniowanie α - szybko poruszające się (rzędu 10^7 m/s) jądra helu. Posiadają one dodatni ładunek elektryczny, silne własności jonizacji ośrodka, przez który przechodzą. Są mało przenikliwe (w powietrzu ich maksymalny zasięg nie prze-

kracza kilku centymetrów, z trudem przenikają przez pojedynczą kartkę zwykłego papieru).

- promieniowanie β^- – strumień szybko poruszających się elektronów ($0,32 \cdot 10^8 \div 3,0 \cdot 10^8$ m/s). Posiadają one ujemny ładunek elektryczny oraz własności jonizujące mniejsze niż promieniowanie α . Ich zasięg w powietrzu może wynosić kilka metrów. Mogą też przenikać przez kilkumilimetrową osłonę metalową.
- promieniowanie β^+ - strumień szybko poruszających się elektronów dodatnich nazywanych pozytonami (patrz p. 1.2.3.3). Własności tego promieniowania są podobne do własności promieniowania β^- z tym, że posiada ono ładunek dodatni.
- promieniowanie γ – promieniowanie elektromagnetyczne o dużej przenikliwości. Posiada własności jonizujące mniejsze niż promieniowanie β . Długości fal promieniowania γ wynoszą od $5 \cdot 10^{-13}$ do $4 \cdot 10^{-11}$ m.

Jądro atomowe wysyłając ze swego wnętrza cząstkę α lub β ulega przemianie. Powstaje atom innego pierwiastka chemicznego np.:



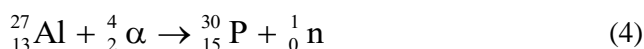
Promieniowanie γ występuje najczęściej jako zjawisko towarzyszące promieniom α i β . Emisja cząstek α i β może pozostawić jądro w stanie wzbudzonym. Przejściu jądra ze stanu wzbudzonego do normalnego towarzyszy emisja promieniowania γ . Promieniotwórczość naturalna sprowadza się do przemian zachodzących w jądrach pierwiastków ciężkich od $Z=81$ do $Z=92$. Naturalne pierwiastki promieniotwórcze tworzą trzy rodziny (szeregi) promieniotwórcze. Są to łańcuchy nuklidów promieniotwórczych powstających w wyniku kolejnych przemian jądrowych α i β :

- szereg uranowo-radowy: izotopem wyjściowym jest uran ${}^{238}\text{U}$, a produktem końcowym trwały izotop ołowiu ${}^{206}\text{Pb}$,
- szereg uranowo-aktynowy: izotop wyjściowy - uran ${}^{235}\text{U}$, produkt końcowy - trwały izotop ołowiu ${}^{207}\text{Pb}$,
- szereg torowy: izotop wyjściowy - tor ${}^{232}\text{Th}$, produkt końcowy - trwały izotop ołowiu ${}^{208}\text{Pb}$.

Promieniotwórczość naturalna występuje też sporadycznie wśród lżejszych pierwiastków. Na przykład ${}^3\text{H}$ (tryt), ${}^{14}\text{C}$ (węgiel), ${}^{144}\text{Nd}$ (neodym), ${}^{147}\text{Sm}$ (samar) i ${}^{190}\text{Pt}$ (platyna) są α - promieniotwórcze, a ${}^{40}\text{K}$ (potas), ${}^{87}\text{Rb}$ (rubid), ${}^{115}\text{In}$ (ind), ${}^{187}\text{Re}$ (ren) i jeszcze kilka innych ulegają przemianie β . W tych przypadkach nie tworzą się jednak rodziny promieniotwórcze.

1.1.3. Promieniotwórczość sztuczna

W 1934 r. Irena i Fryderyk Joliot-Curie otrzymali pierwszy sztuczny pierwiastek promieniotwórczy, izotop fosforu ${}^{30}\text{P}$ podczas doświadczenia polegającego na bombardowaniu emitowanymi przez polon cząstkami α – płytki wykonanej z glinu ${}_{13}^{27}\text{Al}$:



W wyniku tej reakcji powstał izotop fosforu ${}^{30}\text{P}$ oraz strumień neutronów. Jądra otrzymanego izotopu fosforu okazały się nietrwałe i rozpadały się na stabilne jądra krzemu oraz cząstki mające masę równą masie elektronu lecz dodatni ładunek elektryczny tzw. *pozytony*:



Ten typ rozpadu promieniotwórczego często nazywany jest rozpadem β^+ .

Innym typem reakcji jest przemiana jądrowa zachodząca pod wpływem bombardowania tzw. *neutronami powolnymi* np.:



Izotop ${}^{28}\text{Al}$ jest nietrwały i w wyniku rozpadu β przemienia się w izotop krzemu ${}^{28}\text{Si}$:



Okres półrozpadu (patrz pkt. 1.1.4.) izotopu ${}^{28}\text{Al}$ wynosi $T_{1/2}=2,24\text{min}$.

W przypadku większej prędkości neutronów (tzw. *neutronów prędkich*) z tych samych atomów glinu powstaje promieniotwórczy magnez i strumień protonów, czyli jąder wodoru:



Przy jeszcze większej prędkości neutronów jądro glinu rozpada się na promieniotwórczy izotop sodu i cząstkę α , czyli jądro helu:



Przy dzisiejszym stanie wiedzy do produkcji sztucznych izotopów stosuje się cząstki α , neutrony, protony, deuterony, przyspieszone ciężkie jony, a także reakcje rozszczepienia, reakcje fotojądrowe i in. Metody te nie będą tu omawiane, wystarczy wspomnieć, że udało się wytworzyć ok. 1200 sztucznych izotopów.

1.1.4. Prawo rozpadu promieniotwórczego

W wyniku rozpadu promieniotwórczego liczba atomów izotopu ulegającego rozpadowi maleje z upływem czasu. Doświadczenia wykazały, że liczba jąder po upływie czasu t , czyli $N(t)$ zmniejsza się według zależności:

$$N(t) = N(0) \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (9)$$

gdzie :

$N(t)$ - liczba jąder po upływie czasu t

$N(0)$ - początkowa liczba jąder w chwili $t=0$

λ – stała charakterystyczna dla danego izotopu, nazywana *stałą rozpadu*.

$e = 2,71828 \dots$ jest podstawą logarytmów naturalnych.

Zależność opisaną wzorem (9) przedstawiono na rys.1.2. Jeżeli przez $t=T_{1/2}$ oznaczymy czas nazywany *okresem półrozpadu*, po którym pozostanie połowa jąder, to wtedy:

$$N(T_{1/2}) = \frac{1}{2} N(0) \quad (10)$$

Prawo rozpadu można teraz napisać w postaci:

$$\frac{1}{2} N(0) = N(0) \cdot e^{-\lambda \cdot T_{1/2}} \quad (11)$$

Po obustronnym podzieleniu tego równania przez $N(0)$ i zlogarytmowaniu otrzymuje się:

$$\ln \frac{1}{2} = -\lambda \cdot T_{1/2} \quad (12)$$

czyli:

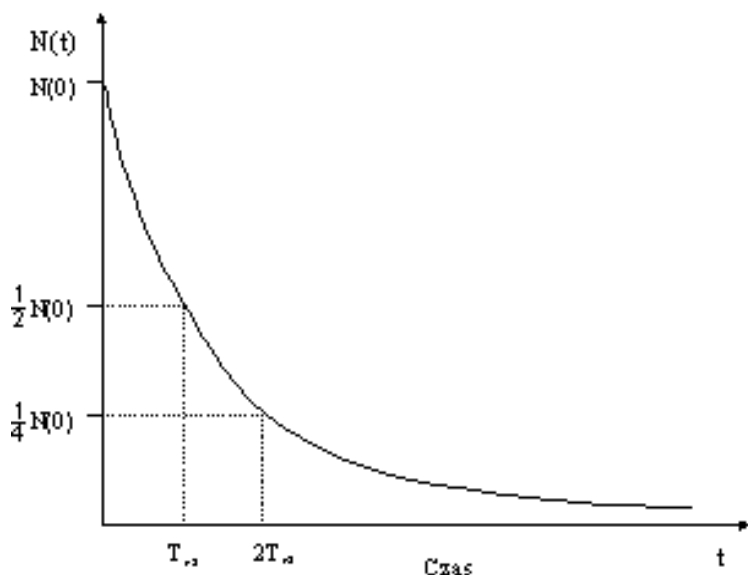
$$0,693 = \lambda \cdot T_{1/2} \quad (12a)$$

stąd okres półrozpadu :

$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (13)$$

W tablicach izotopów promieniotwórczych podaje się najczęściej nie stałą rozpadu, lecz okres półrozpadu. Okres półrozpadu jest różny dla różnych izotopów i przykładowo wynosi:

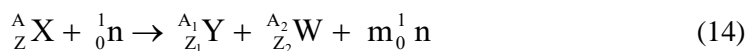
$4,5 \cdot 10^9$ lat	dla ${}^{238}_{92}\text{U}$,	30 lat	dla ${}^{137}_{55}\text{Cs}$,
0,1 s	dla ${}^{233}_{90}\text{Th}$,	5,28 lat	dla ${}^{60}_{27}\text{Co}$,
8,04 dni	dla ${}^{131}_{53}\text{I}$,	$1,28 \cdot 10^9$ lat	dla ${}^{40}_{19}\text{K}$



Rys. 1.2. Zależność liczby atomów pierwiastka promieniotwórczego od czasu

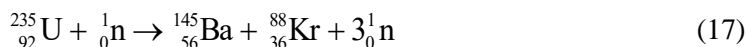
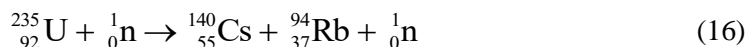
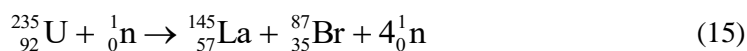
1.1.5. Jądrowe reakcje rozszczepienia

W 1938r. niemieccy fizykochemicy *Otto Hahn* oraz *Fritz Strassman* przeprowadzili pierwszą reakcję *rozszczenia jądra*. Zaobserwowali oni, że neutrony oddziałując z jądrami izotopu uranu ${}^{235}\text{U}$ powodują podział jądra uranu na dwa fragmenty o nierównej masie. Rozkład mas przy rozszczepieniu jąder ${}^{235}\text{U} + n$ przedstawiono na rys. 1.3. Reakcję taką nazwano reakcją rozszczepienia, a powstające jądra atomowe - *fragmentami rozszczepienia*. Badania wykazały, że fragmenty te są promieniotwórcze. Schemat reakcji wywołanej przez przechwycenie neutronu można przedstawić następująco:

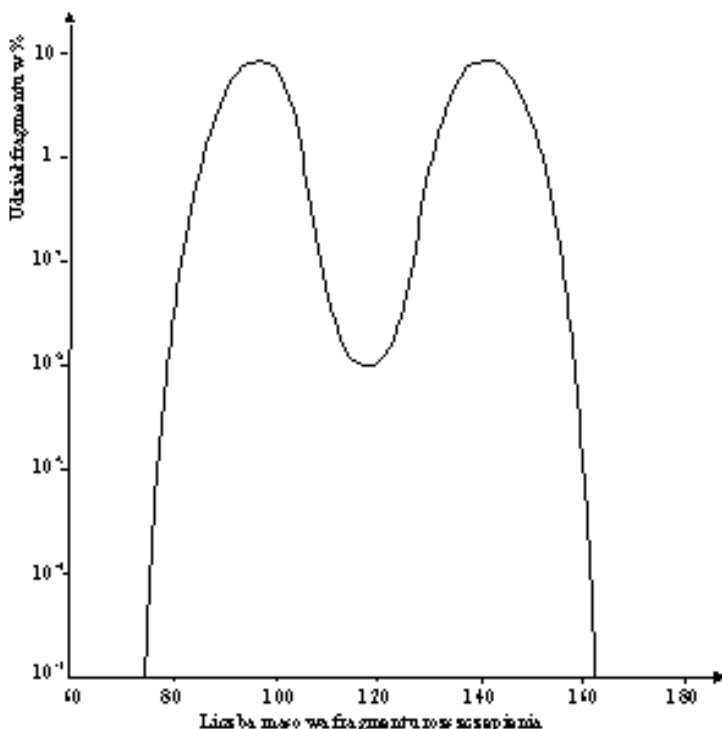


przy czym liczby atomowe spełniają zależność: $Z_1 + Z_2 = Z$, a liczby masowe $A + 1 = A_1 + A_2 + m$, gdzie m jest liczbą wysyłanych w procesie rozszczepienia neutronów.

W wyniku rozszczepienia jądra uranu ${}^{235}\text{U}$ mogą powstać różne izotopy promieniotwórcze, np.:



Przedstawione reakcje są tylko nielicznymi przykładami. Liczba emitowanych neutronów w trakcie rozszczepienia wynosi średnio 2,5 dla ${}^{235}\text{U}$, a 3,0 dla ${}^{239}\text{Pu}$.



Rys. 1.3. Rozkład mas fragmentów rozszczepienia ${}^{235}\text{U} + \text{n}$

Jądrowe reakcje rozszczepienia możliwe są tylko dla bardzo ciężkich jąder pierwiastków z końca układu okresowego. Jądra te posiadają dużą liczbę protonów, które oddziałują ze sobą kulombowskimi siłami odpychania. Dla zrównoważenia tych sił i utrzymania jądra w całości niezbędna jest wewnątrz jądra znaczna liczba neutronów, która zapewnia spójność jądra ze względu na występowanie silnych oddziaływań jądrowych. Siły jądrowe nie są siłami natury elektrycznej, są siłami przyciągającymi i występują tylko wtedy, gdy odległości pomiędzy nukleonami są porównywalne

z rozmiarami nukleonów. Jądra ciężkich pierwiastków są duże i odległości między skrajnymi nukleonami są większe niż w jądrach pierwiastków lżejszych. Tak więc jądro ciężkiego pierwiastka jest tworem, który jako całość jest słabiej związany niż jądro pierwiastka lżejszego. Niewielka energia aktywacji dostarczana jądro przez przedostające się do niego neutrony o małej energii kinetycznej może spowodować rozszczepienie.

Ponieważ względna zawartość neutronów jest większa dla jąder ciężkich niż dla jąder o średniej masie, powstające fragmenty rozszczepienia posiadają stosunkowo duży nadmiar neutronów. Część tych neutronów zostaje wyemitowana w czasie rzędu 10^{-16} s po rozszczepieniu. Często towarzyszy temu emisja cząstek α . W ciągu następnych 10^{-14} s powstałe jądra będące fragmentami rozszczepienia emitują promieniowanie γ . Jądra te zawierają jeszcze nadal pewien nadmiar neutronów, od którego uwalniają się drogą rozpadu beta.

Dla pewnych nuklidów proces rozszczepienia zachodzi spontanicznie, mówi się wówczas o *rozszczepieniu samorzutnym*. Zjawisko to zachodzi jednak bardzo rzadko.

W procesie rozszczepienia wydzielane są bardzo duże ilości energii ponieważ energia wiązania przypadająca na jeden nukleon dla jądra o średniej masie jest o około 1 MeV (*megaelektronvolt, patrz p.1.2.2.*) większa niż dla jąder ciężkich. Dokładniejsze omówienie tych zagadnień można znaleźć w pracach [17], [14], [31].

1.2. Promieniowanie rentgenowskie

1.2.1. Powstawanie promieniowania rentgenowskiego

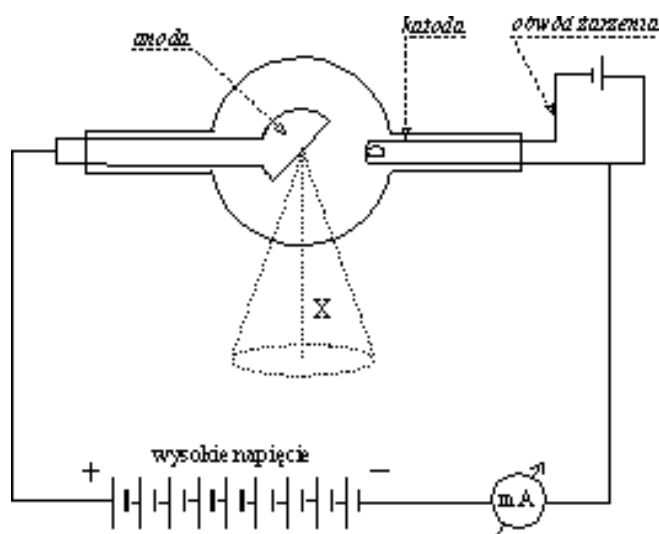
W 1895r. niemiecki fizyk *Wilhelm Conrad Röntgen*, badając wyładowania elektryczne w rozrzedzonych gazach odkrył nowy rodzaj promieniowania. Nazwał je promieniami X. Promieniowanie rentgenowskie (X) powstaje w wyniku hamowania szybko pędzących elektronów w ośrodku materialnym. Promieniowanie to jest, podobnie jak promieniowanie γ , promieniowaniem elektromagnetycznym. Długość fali promieni X jest rzędu $10^{-11} \div 10^8$ m. Zasadnicza różnica pomiędzy naturą promieniowania γ a promieniowania rentgenowskiego (poza różnymi długościami fal) polega na tym, że promieniowanie γ jest emitowane z jąder atomów pierwiastków promieniotwórczych, a promieniowanie rtg powstaje w atomie poza jądrem.

Promieniowanie rentgenowskie ma następujące własności:

- wywołuje jonizację ośrodka;
- jest niewidzialne, oddziałuje jednak na kliszę fotograficzną;
- nie odchyła się w polu elektromagnetycznym;
- przenika przez materiały, które są nieprzezroczyste dla światła, zwłaszcza materiały o niewielkim ciężarze właściwym np.: drewno, tkanka mięsna, aluminium i inne;
- jest silniej pochłaniane przez materiały o większym ciężarze właściwym np. ołów. Ilość pochłoniętego promieniowania zależy od energii fotonów, rodzaju materiału i grubości prześwietlanej warstwy.

Promieniowanie rentgenowskie może również powstawać w sposób naturalny. W pewnych warunkach energetycznych atomów, z najbliższej jądra powłoki (orbity) elektronowej (oznaczanej zwykle literą K) zostaje wyrwany elektron i wchłonięty przez jądro. Brak elektronu w powłoce jest uzupełniany elektronami spadającymi z powłok wyższych. Efektem jest powstawanie promieniowania rentgenowskiego oraz przemiana protonu w neutron. Zjawisko to nazywa się *wychwytem elektronu lub wychwytem K*.

Wśród reakcji jądrowych zdarzają się takie, w których nadmiar energii jądra nie jest emitowany w postaci promieniowania lecz energia ta jest przekazywana elektronowi powłoki K, który zostaje wyrwany i wyrzucony z atomu. Jego miejsce zajmują elektrony z wyższych powłok, z równoczesną emisją promieniowania rentgenowskiego. Zjawisko to nosi nazwę *konwersji wewnętrznej*.



Rys. 1.4. Schemat obwodu z lampą rentgenowską

Wyżej wymienione mechanizmy powstawania w naturalny sposób promieniowania rentgenowskiego nie znajdują zastosowania zarówno w diagnostyce medycznej jak i w defektoskopii rentgenowskiej. Do wytwarzania promieniowania X stosuje się specjalne lampy nazywane lampami rentgenowskimi. Lampa taka (rys. 1.4) składa się z anody i katody umieszczonych w bańce próżniowej. Anoda, najczęściej masywna, miedziana zakończona jest wolframową tarczą. Katoda składa się z włókna wolframego będącego źródłem elektronów oraz osłony ogniskującej. Elektrony emitowane są w wyniku tzw. zjawiska *termoemisji*. Przyłożenie wysokiego napięcia między anodą a katodą, tak aby anoda miała dodatni potencjał, powoduje ruch elektronów w kierunku od katody do anody. Poruszają się one z prędkością zależną od przyłożonego napięcia tworząc tzw. *prąd anodowy*. Np. przy napięciu 100 kV prędkość elektronów wynosi ok. 165000 km/s. Jeśli tak rozprędzone elektrony zderzą się z tarczą anody i zostaną na-

gle zahamowane, następuje emisja promieni rentgenowskich oraz wydzielenie się ciepła.

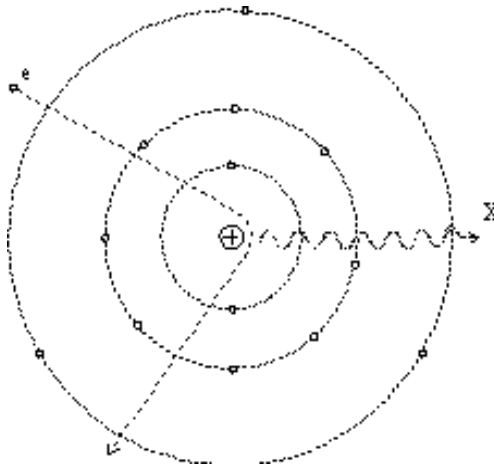
1.2.2. Mechanizm powstawania promieniowania rentgenowskiego

Elektrony pędzące wewnątrz lampy rentgenowskiej od katody do anody, mają dużą energię pozwalającą im na penetrację wnętrza tarczy anody i oddziaływanie z tworzącymi ją atomami. Istnieją dwa rodzaje tych oddziaływań.

Pierwszy rodzaj oddziaływania pędzących elektronów z materiałem tarczy polega na przedostawaniu się ich w pobliże jądra (rys. 1.5). W silnym polu elektrycznym jądra tor elektronu ulega zakrzywieniu, a on sam traci część swojej energii. W wyniku hamowania powstaje kwant promieniowania rentgenowskiego zwanego promieniowaniem hamowania. Jego energię E opisuje zależność:

$$E = h \cdot \nu \quad (18)$$

gdzie ν jest częstotliwością promieniowania.



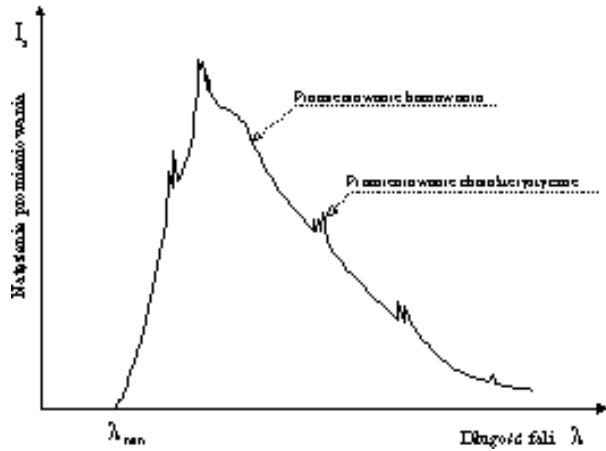
Rys. 1.5. Powstawanie promieniowania hamowania

Wiadomo, że długość λ fali elektromagnetycznej w próżni jest związana z jej częstotliwością zależnością: $c = \lambda \cdot \nu$, gdzie c jest prędkością światła. Stąd wynika, że zależność długości fali od jej energii jest następująca:

$$\lambda = \frac{c}{\nu} = \frac{c \cdot h}{E} \quad (19)$$

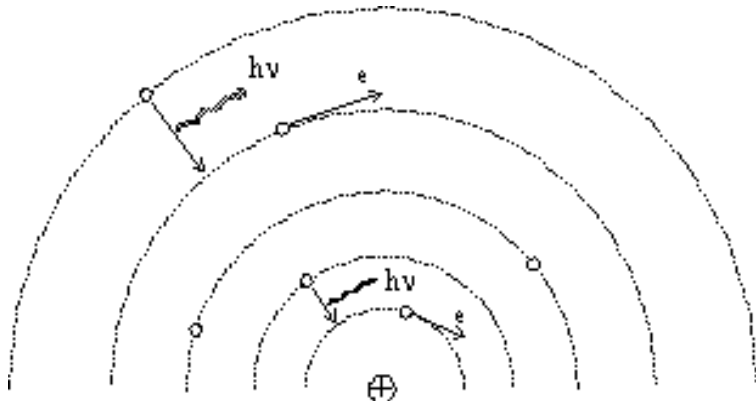
Poszczególne kwanty promieniowania różnią się długością fali ponieważ wywołujące je elektrony mają różne energie kinetyczne. Te elektrony, które wniknęły głębiej w anodę, tracąc po drodze część swej energii wytwarzają promieniowania o dłuższej fali.

Elektrony hamowane na powierzchni tarczy anody przekształcają swą energię prawie całkowicie na promieniowanie rentgenowskie. Tak więc widmo tego promieniowania ma charakter ciągły, jak to przedstawiono na rys. 1.6.



Rys. 1.6. Widmo promieniowania lampy rentgenowskiej
 I_x - natężenie promieniowania rentgenowskiego, λ - długość fali promieniowania rtg

Drugi rodzaj oddziaływania pędzących wewnątrz lampy rentgenowskiej elektronów z materiałem tarczy polega na ich oddziaływaniu z elektronami atomów tworzących tarczę. Powoduje to jonizację lub wzbudzenie atomów.



Rys. 1.7. Powstawanie promieniowania charakterystycznego

Jeśli wzbudzenie polegało na wyrzuceniu elektronu z zewnętrznych powłok elektronowych to powstające kwanty promieniowania mają energię odpowiadającą światłu widzialnemu lub nadfioletowi. Są one absorbowane w materiale tarczy i powodują

wzrost temperatury anody. Jeżeli natomiast nastąpi wyrzucenie elektronu z powłok położonych blisko jądra, wypromieniowywane kwanty energii będą posiadały większą energię i będzie to emisja promieniowania rentgenowskiego (rys. 1.7). Energia tych kwantów zależy od rodzaju materiału anody, a widmo powstającego w ten sposób promieniowania jest nieciągłe. Z tego powodu nazywa się je *promieniowaniem charakterystycznym* (rys. 1.6).

Widmo ciągłe nie ma wyraźnej granicy po stronie fal dłuższych, a po stronie fal krótszych ma początek w postaci fali o najmniejszej długości λ_{\min} . Jak wiadomo, energia E elektronów o ładunku e w polu elektrycznym wywołanym różnicą potencjałów U wynosi $E = e \cdot U$. Maksymalną energię E_{\max} kwantów promieniowania można określić zależnością:

$$E = h \cdot \nu_{\max} \quad (20)$$

Tak więc można napisać:

$$h \cdot \nu_{\max} = e \cdot U \quad (21)$$

Wiadomo też że $c = \lambda_{\min} \cdot \nu_{\max}$, ponieważ c ma wartość stałą. Wobec tego:

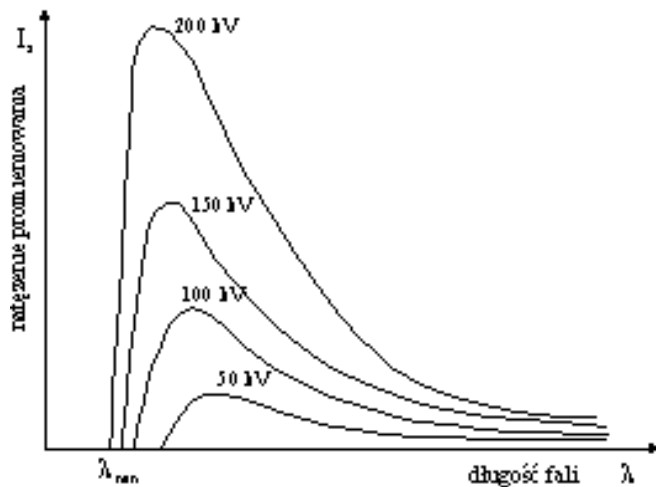
$$h \cdot \frac{c}{\lambda_{\min}} = e \cdot U, \text{ a stąd } \lambda_{\min} = \frac{c \cdot h}{e \cdot U} \quad (22)$$

Wielkości c , h i e mają wartości stałe i jeśli napięcie U podstawić w kV to minimalna długość fali promieniowania rentgenowskiego wyrażona w nanometrach (10^{-9} m) będzie określona:

$$\lambda_{\min} [\text{nm}] = \frac{1,235}{U [\text{kV}]} \quad (23)$$

Minimalna długość fali promieniowania rentgenowskiego nie zależy więc od rodzaju materiału użytego do konstrukcji anody. Zależy ona tylko od napięcia. W miarę wzrostu napięcia maleje λ_{\min} , a zatem rośnie częstotliwość i energia promieniowania. Mówi się wtedy, że promieniowanie staje się *twardsze* (rys. 1.8). Ze wzrostem napięcia rośnie także natężenie promieniowania.

Wzrost wysokiego napięcia na lampie powoduje przesuwanie się całego widma ciągłego w stronę wyższych energii przy nieruchomym położeniu prążków promieniowania charakterystycznego.



Rys. 1.8. Widma promieniowania hamowania dla różnych wartości napięć na lampie rentgenowskiej

Warto w tym miejscu powiedzieć kilka słów o stosowanych w fizyce jądrowej jednostkach energii. Często używaną jednostką jest elektronowolt [eV], lub jego wielokrotności:

$$\begin{aligned} \text{kiloelektronowolt [keV]} &= 10^3 \text{ [eV]} \text{ oraz} \\ \text{megaelektronowolt [MeV]} &= 10^6 \text{ [eV]}. \end{aligned}$$

Jak już wspomniano energię elektronów w polu elektrycznym opisuje zależność $E = e \cdot U$. Tak więc energię równą jednemu elektronowoltowi osiągnie elektron w polu elektrycznym o różnicy potencjałów 1V. Elektronowolt jest tzw. jednostką pozaukładową i równa się $1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$ (dzula).

1.2.3. Oddziaływanie promieniowania elektromagnetycznego z materią

W miarę przechodzenia promieniowania przez ośrodek maleje jego natężenie. Zmniejszenie natężenia promieniowania elektromagnetycznego (X, γ) przebiega według zależności eksponencjalnej:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (24)$$

gdzie:

I_x - natężenie promieniowania po przejściu przez warstwę ośrodka o grubości x .

I_0 - początkowe natężenie promieniowania.

μ - współczynnik pochłaniania, zależny od własności ośrodka oraz energii promieniowania

x - długość drogi przebytej przez promieniowanie w ośrodku.

Całkowity współczynnik pochłaniania można przedstawić jako sumę trzech składników odpowiadających różnym procesom oddziaływania promieniowania z materią:

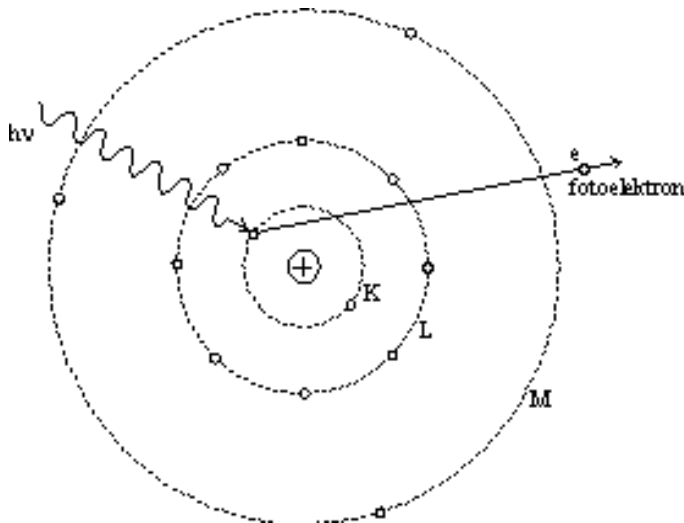
$$\mu = \mu_f + \mu_c + \mu_p \quad (25)$$

Współczynniki μ_f , μ_c i μ_p są współczynnikami pochłaniania związanymi odpowiednio ze *zjawiskiem fotoelektrycznym*, *efektem Comptona* i *powstawaniem par elektron - pozyton*. Procesy te zostaną teraz pokrótce omówione.

1.2.3.1. Zjawisko fotoelektryczne

Zjawiskiem fotoelektrycznym nazywa się, najogólniej mówiąc, emisję elektronów z ciała pod wpływem promieniowania elektromagnetycznego (rys. 1.9.). *Absorpcja fotoelektryczna* czyli pochłonięcie kwantu promieniowania X lub γ przez związany w atomie elektron może spowodować uzyskanie przez ten elektron energii większej od jego energii wiązania i wybitcie go z atomu. Elektron opuszczający atom nazywany jest *fotoelektronem*.

Prawdopodobieństwo wystąpienia zjawiska fotoelektrycznego w atomie zależy od jego liczby atomowej Z i rośnie jak Z^5 . Jest także większe dla niższych energii. Współczynnik pochłaniania promieniowania jest więc zależny od energii padającego promieniowania i maleje (jak E^3) z jej wzrostem.

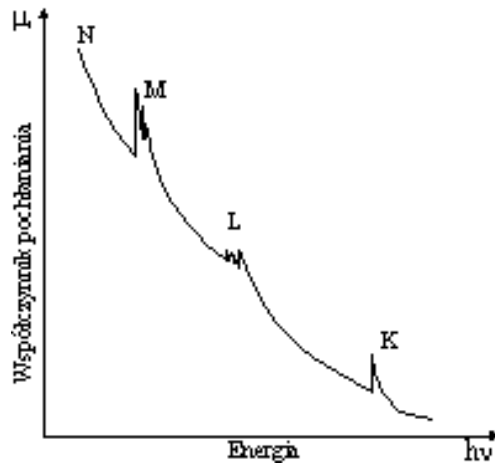


Rys. 1.9. Zjawisko fotoelektryczne.

Energia wiązania elektronu jest tym większa im bliżej jądra znajduje się jego orbita. Tak więc, im bliżej jądra znajduje się wybijany z atomu elektron, tym większa ener-

gia jest pochłaniana w tym procesie. W miarę obniżania energii fotonów, absorpcja fotoelektryczna rośnie dopóki energia fotonów nie zmniejszy się poniżej wartości energii wiązania elektronów na danej orbicie (np. K). Takie fotony nie mogą już wybijać elektronów z tej powłoki elektronowej, a współczynnik absorpcji fotoelektrycznej maleje skokowo. W miarę obniżania energii fotonów współczynnik ten ponownie wzrasta ponieważ rośnie prawdopodobieństwo wybijania elektronów z następnej powłoki (np. L) w atomie, gdzie elektrony są już związane słabiej z jądrem.

Charakter tej złożonej zależności przedstawia rys. 1.10. Literami K, L, M, N oznaczono na rysunku kolejne powłoki elektronowe. Różnica między energią fotonu, a energią wiązania elektronu przekazywana jest fotoelektronowi w postaci energii kinetycznej.



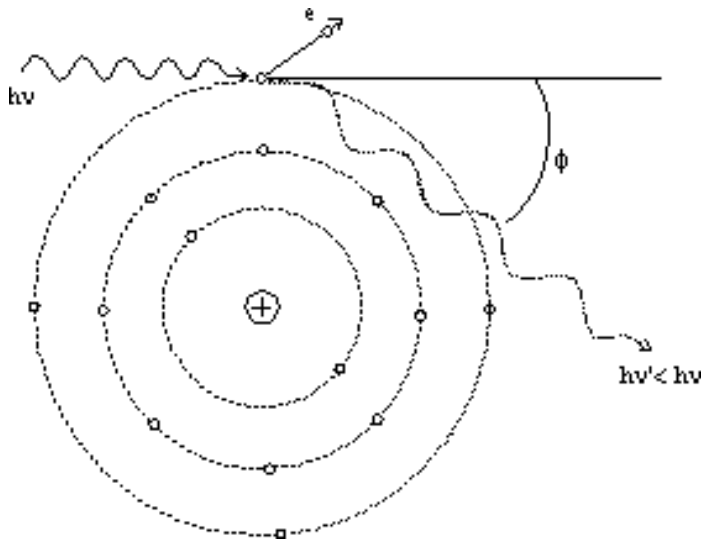
Rys. 1.10. Zależność współczynnika pochłaniania μ_f na drodze efektu fotoelektrycznego od energii $h \cdot \nu$ fotonów.

Dla dużych energii absorpcja fotoelektryczna jest niewielka w porównaniu z pochłanianiem na skutek pozostałych procesów, które omówione będą niżej. Np. dla glinu (Al) oraz energii większej od 100 MeV absorpcję fotoelektryczną można w ogóle zaniedbać. Jak już wspomniano, absorpcja fotoelektryczna rośnie szybko ze wzrostem liczby atomowej pierwiastka ponieważ wzrasta wówczas liczba elektronów w atomie oraz ich energia wiązania na wewnętrznych powłokach. Z tego powodu jako osłony przed promieniowaniem X lub γ stosuje się przede wszystkim ołów (Pb). Osłona taka chroni przed promieniowaniem, jednak na jej powierzchni mogą pojawiać się fotoelektrony i z tego powodu osłony ołowiane powinny być pokryte materiałami nie przewodzącymi elektryczności (np. farby olejne, płyty laminowane itp.).

1.2.3.2. Efekt Comptona

Kwant promieniowania X lub γ o energii $h \cdot \nu$ zderzając się ze swobodnym elektronem powoduje odrzucenie tego elektronu pod pewnym kątem do kierunku padania

kwantu. W wyniku zderzenia pojawia się nowy kwant promieniowania o energii $h \cdot \nu'$, mniejszej niż energia kwantu padającego, odchylony od pierwotnego kierunku. Zjawisko to zachodzi w przypadku zderzenia fotonu z elektronem swobodnym lub elektronem z zewnętrznej powłoki elektronowej atomu. Ilustruje to rys. 1.11.



Rys. 1.11. Efekt Comptona.

W tym przypadku związek między energiami fotonów można zapisać następująco:

$$h \cdot \nu = h \cdot \nu' + E \quad (26)$$

gdzie E jest energią kinetyczną, którą elektron uzyskał w wyniku zderzenia z fotonem. Nowo powstały foton $h \cdot \nu'$, zwany fotonem (kwantem) rozproszonym, oddziałuje dalej z materią według jednego z trzech omawianych tu procesów.

W procesie pochłaniania przez materię promieniowania X lub γ o niskiej energii, udział efektu Comptona jest znacznie niższy niż zjawiska fotoelektrycznego. Ze wzrostem energii promieniowania, pochłanianie promieniowania na drodze efektu Comptona maleje znacznie wolniej niż w wyniku zjawiska fotoelektrycznego (por. rys.1.13). Comptonowskie pochłanianie promieniowania przeważa nad innymi mechanizmami pochłaniania przy energii ok. $0,5 \div 5$ MeV w ołowiu i $50 \text{ keV} \div 15$ MeV w aluminium oraz $20 \text{ keV} \div 23$ MeV w powietrzu. Dla energii mniejszych przeważa zjawisko fotoelektryczne, a dla większych - *tworzenie par* (p. 1.2.3.3).

1.2.3.3. Tworzenie par

Jeśli kwant promieniowania o energii większej niż 1,02 MeV przejdzie w pobliżu jądra atomu, może przekształcić się w parę cząstek elementarnych *elektron - pozyton*.

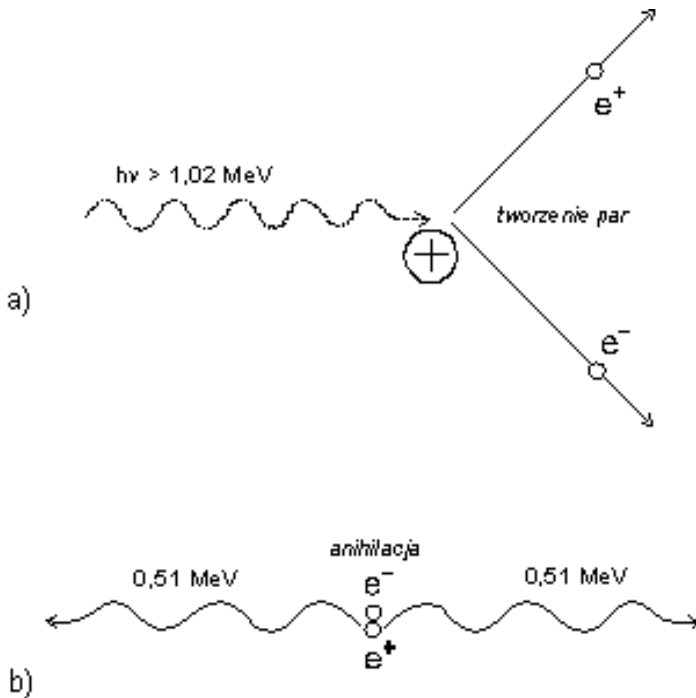
Pozyton jest cząstką podobną do elektronu, lecz posiadającą ładunek dodatni. Powstawanie pary elektron - pozyton ilustruje rys. 1.12. W procesie tworzenia par obecność jądra jest niezbędna. Prawdopodobieństwo zajścia tego zjawiska rośnie proporcjonalnie do Z^2 , czyli do kwadratu ładunku jądra. Tak samo więc rośnie pochłanianie promieniowania na drodze tworzenia par.

Jeżeli energia fotonu jest większa niż $2 \cdot m_e \cdot c^2$ (energia spoczynkowa pary elektron - pozyton), co w jednostkach energii wynosi 1,02 MeV, to elektron i pozyton uzyskują energię kinetyczną.

Można to zapisać za pomocą równania:

$$h \cdot \nu = 1,02 \text{ MeV} + E_e + E_p \quad (27)$$

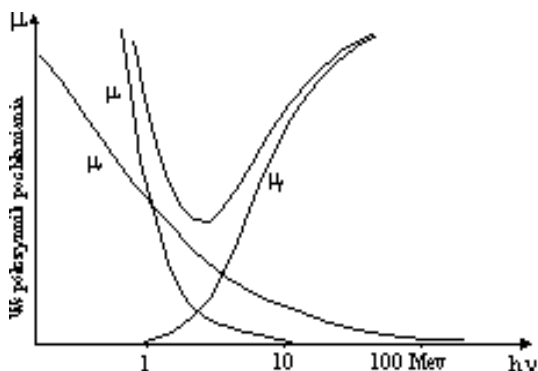
gdzie: E_e i E_p są odpowiednio energiami kinetycznymi elektronu i pozytonu. Obie te cząstki oddziałują z ośrodkiem tracąc energię. Po jej utracie, pozyton jako antycząstka nie może istnieć i w wyniku tzw. *anihilacji* - znika. Powstają dwa kwanty γ o energii 0,51 MeV każdy, biegnące w przeciwnych kierunkach. Kwanty te oddziałują dalej z ośrodkiem według wyżej opisanych praw.



Rys. 1.12. Tworzenie par.
 a) powstawanie pary elektron - pozyton, b) anihilacja

1.2.3.4. Całkowity współczynnik pochłaniania

W wyniku wyżej omówionych zjawisk związanych z pochłanianiem przez materię promieniowania X lub γ powstają cząstki naładowane (fotolektrony, elektrony odzutu w zjawisku Comptona, elektrony i pozytony) powodujące jonizację ośrodka. Powstaje również nowe promieniowanie elektromagnetyczne. Jest to promieniowanie rentgenowskie emitowane w wyniku zjawiska fotoelektrycznego, promieniowanie rozproszone w wyniku efektu Comptona oraz promieniowanie hamowania elektronów i pozytonów o dużych energiach a także kwanty promieniowania γ powstające w wyniku anihilacji.



Rys. 1.13. Zależność współczynników pochłaniania od energii promieniowania dla ołowiu (Pb)

A zatem w wyniku oddziaływania promieniowania X i γ z materią maleje liczba fotonów w wiązce pierwotnej, powstają jednak nowe fotony o mniejszej energii, emitowane w różnych kierunkach. Istnienia tego promieniowania rozproszonego nie można pomijać w ocenie narażenia na promieniowanie. Rys. 1.13 przedstawia całkowity współczynnik pochłaniania promieniowania X i γ w wyniku oddziaływania z materią, będący sumą trzech składników: μ_f , μ_c i μ_p . Ponieważ każde z tych trzech zjawisk w różny sposób zależy od energii promieniowania i od rodzaju ośrodka, to ich względny wkład w różnych warunkach jest różny. Ilustruje to tabela 1.1.

Tabela 1.1. Zjawiska decydujące o absorpcji promieniowania X i γ w różnych przedziałach energetycznych i w różnych ośrodkach

Ośrodek	Zjawisko fotoelektryczne	Zjawisko Comptona	Tworzenie par
Pb	do 500 keV	500 keV - 5 MeV	> 5 MeV
Fe	do 120 keV	120 keV - 9,5 MeV	> 0,5 MeV
Al	do 50 keV	50 keV - 15 MeV	> 15 MeV
Powietrze	do 20 keV	20 keV - 23 MeV	> 23 MeV

W tkance miękkiej efekt Comptona dominuje nad pozostałymi procesami pochłaniania promieniowania rentgenowskiego.

1.2.3.5. Filtracja promieniowania rentgenowskiego

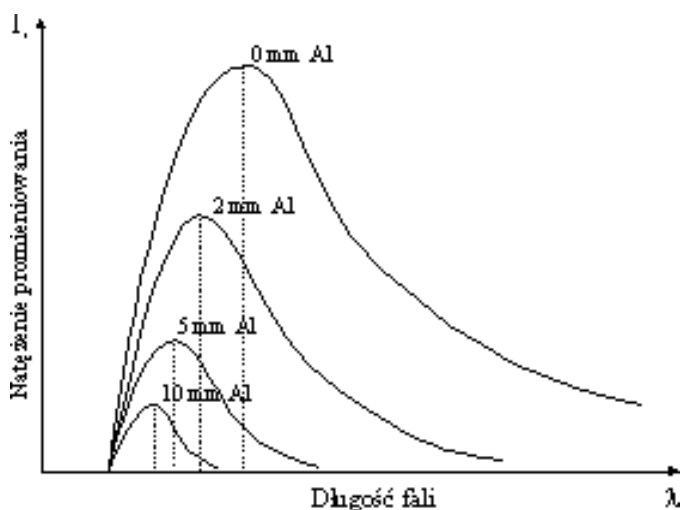
Promieniowanie rentgenowskie oraz γ przechodząc przez materię oddziałuje z ośrodkiem zgodnie z zasadami omówionymi wyżej. Współczynnik pochłaniania jest zależny od energii promieniowania oraz rodzaju ośrodka (od liczby atomowej Z ośrodka), przez który promieniowanie przechodzi. Tak więc, zmieniając rodzaj ośrodka i jego grubość można wpływać na kształt widma promieniowania. Ośrodek, przez który promieniowanie przechodzi nazywa się *filtrem*, a proces zmiany widma promieniowania - *filtracją*. Aby w prosty sposób porównać różne wiązki promieniowania rentgenowskiego, wprowadzono wielkość, którą nazwano *warstwą półchłonną*. Warstwa półchłonna jest to taka grubość warstwy jakiegoś materiału, która osłabia do połowy pierwotne natężenie przechodzącego przez nią promieniowania. Można więc wiązkę promieniowania scharakteryzować podając grubość warstwy półchłonnej - np. 2 mm Al (jeżeli jako filtr zastosowano aluminium). Rodzaj materiału, w jakim wyraża się warstwy półchłonne zależy od wartości wysokiego napięcia na lampie rtg. Dla napięć w granicach $10 \div 120$ kV używa się filtrów aluminiowych, a w terapii, dla napięć w granicach $120 \div 400$ kV - filtrów miedzianych lub tzw. *filtrów kombinowanych*. Filtry kombinowane to filtry składające się z kilku filtrów wykonanych z różnych materiałów (np. miedzi, aluminium i cyny), przy czym najbliżej źródła powinien znajdować się filtr wykonany z materiału o największej wartości liczby atomowej Z .

Rysunki 1.14 i 1.15 przedstawiają zmiany widma promieniowania rentgenowskiego po przejściu tego promieniowania przez różne filtry.

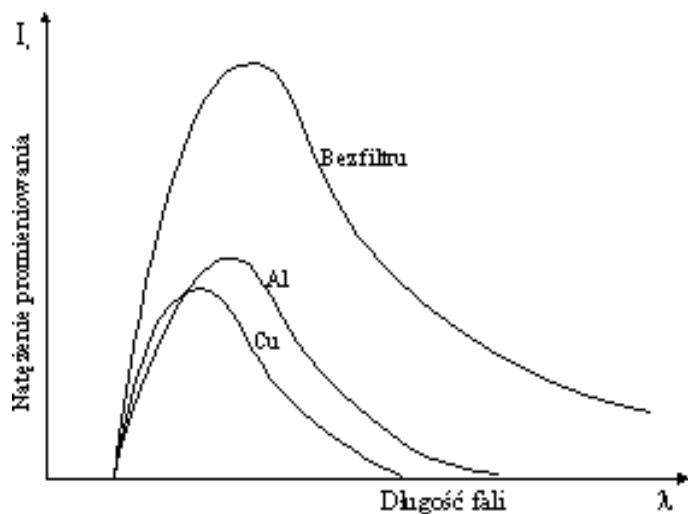
Najczęściej używanymi filtrami są cienkie płytki wykonane z aluminium lub miedzi. W wyniku oddziaływania z materiałem filtru promieniowanie o mniejszej energii (czyli o większej długości fali) jest silniej pochłaniane. Często mówi się wówczas, że nastąpiło *utwardzenie promieniowania*.

Miękkie promieniowanie rtg. (tzn. o większej długości fal) pochłaniane jest w ciele ludzkim w większym stopniu niż promieniowanie twarde. Bardzo miękkie promieniowanie jest pochłaniane przez ciało pacjenta całkowicie. Dlatego w rentgenodiagnostyce obciąża ono pacjenta dodatkową dawką nie wpływając na powstawanie obrazu. Podobnie w terapii rentgenowskiej, promieniowanie miękkie pochłonięte zostanie w zewnętrznych warstwach ciała i nie docierając do głębiej położonego nowotworu spowoduje napromienienie tylko zdrowej tkanki. Z punktu widzenia ochrony radiologicznej bardzo istotne jest stosowanie odpowiedniej filtracji, która ma za zadanie wyodrębnić z wiązki promieniowanie o większej energii czyli tzw. promieniowanie twarde.

Jak pokazano na rys. 1.14, zastosowanie filtru o większej grubości powoduje nie tylko utwardzenie, lecz także zmniejszenie natężenia promieniowania. Zastosowanie jeszcze grubszego filtru spowodowałoby nieznaczne już utwardzenie wiązki, ale za to silne osłabienie natężenia promieniowania. W celu uzyskania odpowiedniego natężenia tak osłabionego promieniowania stosuje się podwyższanie napięcia na lampie rtg. Jak nietrudno się domyślić, podwyższenie napięcia powoduje zwiększenie przenikliwości promieniowania, a zatem wiązkę o większej warstwie półchłonnej.



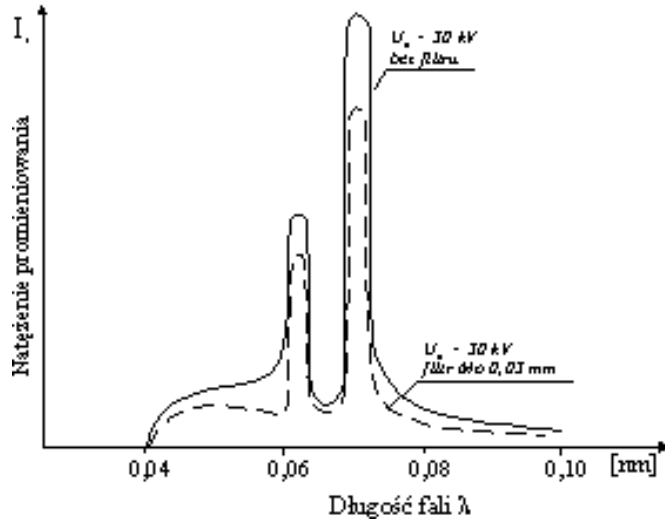
Rys. 1.14. Zmiana widma promieniowania rentgenowskiego po przejściu przez filtry aluminiowe różnej grubości.



Rys. 1.15. Zmiana widma promieniowania rentgenowskiego po przejściu przez filtry wykonane z różnych materiałów o równych grubościach.

Innym rodzajem filtrów są filtry wykonane z materiału, dla którego nieciągłość współczynnika pochłaniania występuje dla energii prążków promieniowania charakterystycznego materiału anody. Przykładem aparatów rentgenowskich, w których stosuje się taki układ anoda-filtr są aparaty mammograficzne z anodą molibdenową i filtrem molibdenowym. Otrzymane w ten sposób widmo promieniowania rentgenowskiego w

sposób selektywny eksponuje oba prążki promieniowania charakterystycznego emitowanego przez lampę rtg (rys. 1.16).



Rys. 1.16. Widmo promieniowania lampy rentgenowskiej z anodą i filtrem molibdenowym

2. ZASADY DZIAŁANIA APARATU RENTGENOWSKIEGO

2.1. Rodzaje aparatów

Aparatem rentgenowskim nazywany jest zespół urządzeń służących do wytwarzania i wykorzystywania promieniowania rentgenowskiego. Budowane są aparaty o rozmaitym przeznaczeniu i konstrukcji. Aparaty rentgenowskie ze względu na przeznaczenie dzielą się na :

- aparaty diagnostyczne, przeznaczone do badań diagnostycznych,
- aparaty terapeutyczne, służące do leczenia promieniami X,
- aparaty przemysłowe, służące np. do badań strukturalnych materiałów lub do defektoskopii.

Aparaty diagnostyczne i przemysłowe mogą być pod względem konstrukcyjnym podzielone na aparaty stacjonarne i jezdne.

Dawniej często stosowanym kryterium podziału była budowa generatora wysokiego napięcia, a ściślej sposób uzyskiwania napięcia stałego zasilającego lampę rentgenowską. Grupę tą dzielono na aparaty z jednym, dwoma, czterema, sześcioma wentylami (prostownikami). Obecnie przy powszechnym dostępie wysokiej jakości prostowników półprzewodnikowych oraz całych układów prostowniczych, wysoka jakość otrzymywanego napięcia stałego stała się standardem. Z tego też względu obecnie podział ten stracił na znaczeniu na rzecz dodatkowego wyposażenia w różnego rodzaju układy automatyki i elektroniki pozwalające na otrzymywanie wysokiej jakości radiogramów i ich cyfrową obróbkę przy równoczesnym zminimalizowaniu narażenia pacjenta i personelu.

2.2. Elementy zestawu

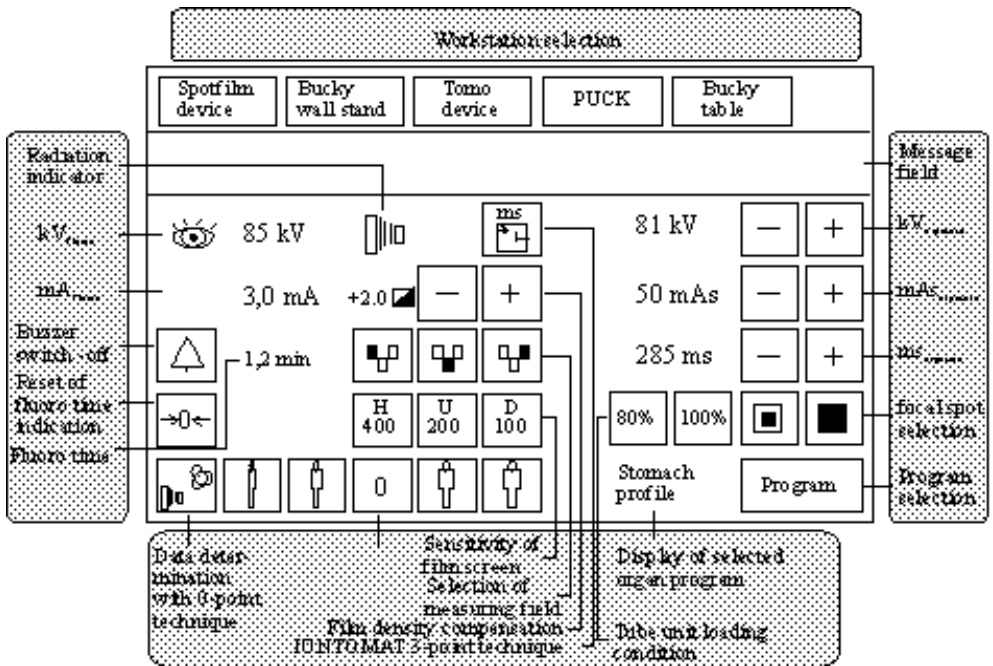
Podstawowymi elementami wchodzącymi w skład każdego aparatu rentgenowskiego są: stolik rozdzielczy, generator wysokiego napięcia oraz lampa rentgenowska. W zależności od przeznaczenia aparatu, do zestawu tego dołączane są pozostałe elementy takie jak: ścianki do prześwietleń, stoły do zdjęć kości, stojaki do zdjęć odległościowych, przystawki małoobrazkowe, wzmacniacz obrazu z torem wizyjnym itp.

2.2.1. Stolik rozdzielczy

Zadaniem stolika rozdzielczego jest umożliwienie nastawienia wymaganych parametrów lampy rentgenowskiej, takich jak: natężenie prądu anodowego, wartość wysokiego napięcia oraz czasu ekspozycji. Parametry te w znacznej mierze decydują o jakości otrzymanego obrazu rentgenowskiego. Są one sprzężone ze sobą w taki sposób aby ustawianie ich nie spowodowało przekroczenia założonej mocy znamionowej lampy rentgenowskiej. Obecnie stoliki rozdzielcze umożliwiają ekspozycje metodą trypunktową, dwupunktową, jednopunktową i automatyczną (programowaną). Ze względu na to, że w pracowni rentgenowskiej najczęściej zainstalowana jest więcej niż jedna lampa, stolik rozdzielczy umożliwia również przełączanie zasilania na różne stanowiska

(lampy). W nowoczesnych aparatach do zdjęć zębów czy też do badań mammograficznych - stół rozdzielczy zainstalowany jest bezpośrednio przy aparacie, a wyzwalanie ekspozycji dokonywane jest za pomocą przycisku znajdującego się w kablu sterowniczym. W najnowszych rozwiązaniach tradycyjne pokręta zastępowane są czujnikami sensorowymi stosowanymi powszechnie w nowoczesnym sprzęcie elektronicznym. Ponadto zostały znacznie rozbudowane układy automatyki mające na celu minimalizację narażenia pacjenta przy maksymalnie efektywnym wykorzystaniu możliwości aparatu zachowując wysoki poziom diagnostyczny otrzymanych radiogramów. Wygląd nowoczesnego pulpitu stolika rozdzielczego przedstawiony jest na rys. 2.1.

Wbudowane układy automatyki przesłonięte, ograniczają pole wiązki pierwotnej do rozmiarów zależnych od wymiarów włożonej kasety z filmem umożliwiając dodatkowo dokonywanie sekcyjnego podziału kaset. Możliwość zmiany wymiarów naświetlanego pola istnieje po świadomym przełączeniu parametrów ekspozycji na sterowanie ręczne.



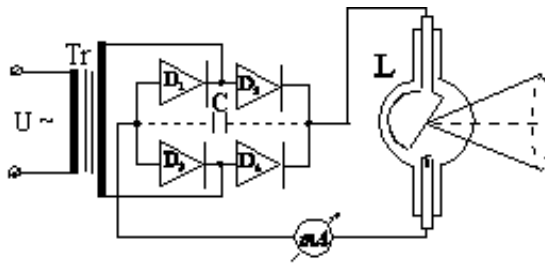
Rys. 2.1. Przykład pulpitu stolika rozdzielczego

Automatyczna kontrola ekspozycji ma za zadanie zapewnić otrzymanie optymalnego pod względem diagnostycznym radiogramu przy maksymalnym zmniejszeniu narażenia pacjenta. Zaczernienie filmu zależy od ilości promieniowania X przechodzącego przez kasetę, które jest funkcją wysokiego napięcia, prądu lampy, czasu ekspozycji, grubości i składu tkankowego badanego narządu. Umieszczenie za kasetą komory jonizacyjnej powoduje zmianę jej prądu jonizacji proporcjonalną do ilości promieniowania docierającego do filmu. Zmiany prądu jonizacji komory sterują układem zmieniającym nastawiony czas ekspozycji tak, by kompensował on różnice w grubości i strukturze

badanego narządu. Oczywiście wymaga to wcześniejszej kalibracji aparatu do rodzaju i czułości używanych filmów. Więcej na temat układów automatyki, pełniących przez nie funkcji i ich wpływu na uzyskiwany efekt końcowy znajduje się w następnych rozdziałach.

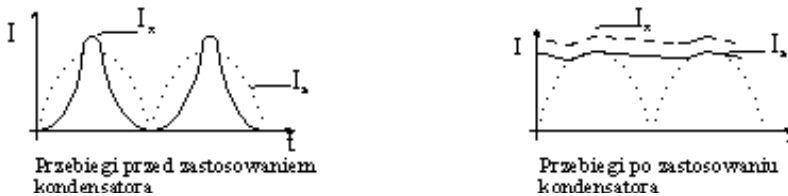
2.2.2. Generator wysokiego napięcia

Dla praktycznego wykorzystania promieniowania 'X' lampy rentgenowskiej musi być zasilana napięciem od kilkudziesięciu do kilkuset tysięcy woltów. Dostępna sieć energetyczna zapewnia zasilanie o napięciu 220 V (jednofazowa) lub 3 x 380 V (trójfazowa). Aby zapewnić prawidłową pracę aparatu rentgenowskiego stosowany jest więc tzw. generator wysokiego napięcia, którego zadaniem jest przetworzenie napięcia z dostępnej sieci energetycznej na wysokie napięcie rzędu setek tysięcy woltów. W aparatach rentgenowskich zbudowanych przed kilkoma laty a ciągle jeszcze będącymi w eksploatacji, podstawowym elementem takiego generatora jest transformator wysokiego napięcia z odpowiednią liczbą wyprowadzeń, umożliwiających uzyskanie napięcia o regulowanej wysokości.



Tr - transformator wysokiego napięcia
 D₁, D₂, D₃, D₄ - diody prostownicze w układzie Greatz'a
 L - lampa rentgenowska

C - kondensator 'wygładzający' przebieg prądu anodowego
 I_a - przebieg prądu anodowego w lampie
 I_x - przebieg mocy dawki promieniowania 'X'

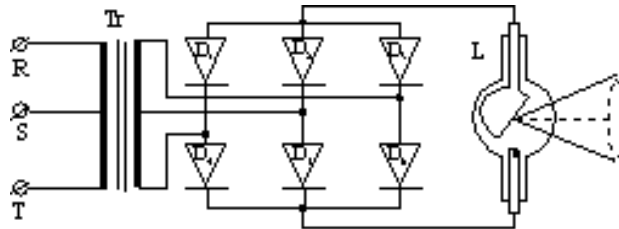


Rys. 2.2. Schemat prostownika w układzie Greatz'a.

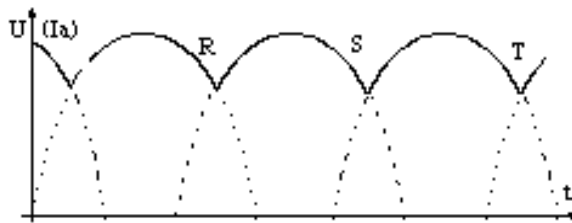
W skład generatora wchodzi również zestaw prostowniczy pozwalający uzyskać na wyjściu napięcie stałe potrzebne do zasilania lampy rentgenowskiej. Kształt otrzymanego napięcia stałego, a w efekcie jakość otrzymanego obrazu rentgenowskiego oraz wielkość dawki obciążającej pacjenta w trakcie badania zależy od zastosowanego rozwiązania układu prostowniczego. Dla lamp zasilanych z sieci jednofazowej standardem stało się instalowanie prostowników w układzie Greatz'a (czteroelementowych) dającym tzw. napięcie pełnofalowe. Zastosowanie kondensatora zmniejszającego pulsacje

otrzymanego napięcia powoduje w konsekwencji zmniejszenie zmian natężenia promieniowania (rys.2.2) a w efekcie mniejszą zawartość promieniowania niskoenergetycznego w emitowanym widmie.

Tam gdzie występują duże obciążenia lampy, stosowane były prostowniki sześćcio lub dwunastoelementowe zasilane z sieci trójfazowej (rys.2.3).



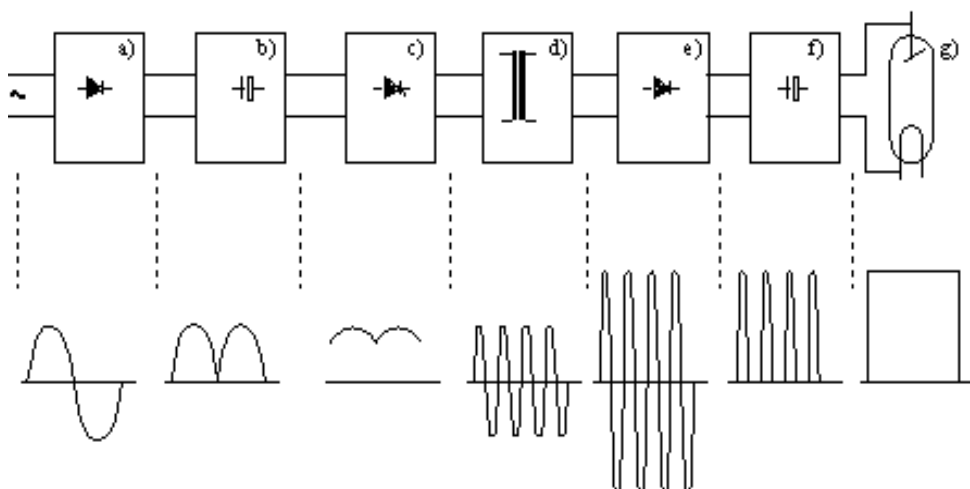
Tr - trójfazowy transformator wysokiego napięcia
 D_1, D_2, \dots - diody prostownicze
 L - lampa rentgenowska



I_a - przebieg prądu anodowego w lampie
 U_a - przebieg wysokiego napięcia na lampie

Rys. 2.3. Układ prostownika sześćcioelementowego dla sieci 3-fazowej.

Rozwój technologii półprzewodników umożliwił jakościową zmianę w budowie generatorów wysokiego napięcia. Omówione wcześniej układy prostownicze, są obecnie pierwszym członem generatora. Uzyskiwane z nich napięcie stałe (pulsujące) przechodzi przez blok filtrujący, którego zadaniem jest wygładzenie przebiegu napięcia, a następnie służy jako napięcie zasilające generator wysokiej częstotliwości (High Frequency). W efekcie na wyjściu generatora HF otrzymujemy napięcie zmienne o częstotliwości rzędu 10-300 kHz, które zamieniane jest na wysokie napięcie przy pomocy transformatora. Tak otrzymane wysokie napięcie podawane jest ponownie do układu prostującego i filtrującego a następnie na lampę rentgenowską (rys. 2.4). Ten złożony, sterowany mikroprocesorowo cykl zamiany napięcia zasilającego sieci energetycznej, w wysokie napięcie stałe podawane na lampę rentgenowską zapewnia: wysoką stabilność ustawionej wartości napięcia i pomijalne jego pulsacje a w efekcie podnosi jakość diagnostyczną obrazu i pozwala na zmniejszenie dawki obciążającej pacjenta.



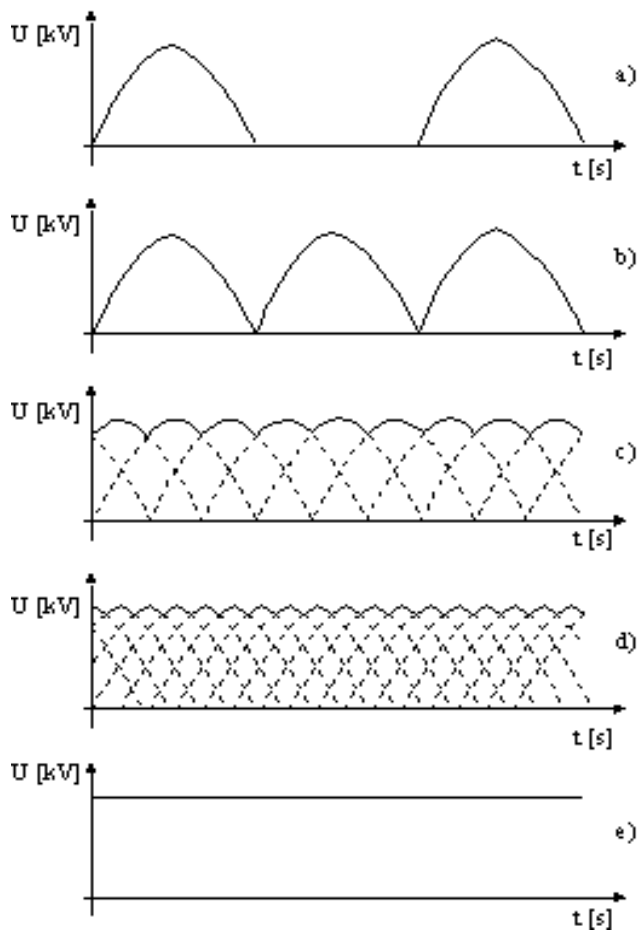
Rys. 2.4. Schemat blokowy generatora wysokiej częstotliwości (HF), a) układ prostowników, b) filtr wygładzający, c) generator HF, d) transformator wys. napięcia, e) układ prostowników w.n., f) filtr wygładzający, g) lampa rtg

Jak wcześniej wspomniano, działanie generatora sterowane jest mikroprocesorem. Mikroprocesor sterując procesem wytwarzania wysokiego napięcia analizuje w sposób ciągły sygnały nadchodzące z różnych układów automatyki. Uniemożliwia więc ustalenie parametrów ekspozycji powodujących termiczne przeciążenie lampy, zarówno przez nastawienie zbyt dużej ich wartości jak i przez częstość powtarzanych ekspozycji, kontroluje moment startu wirnika anody oraz prawidłowość pozostałych ustawień na stoliku rozdzielczym. Poprzez analizę sygnałów z układu automatycznej kontroli ekspozycji (AEC) reguluje zarówno wartość wysokiego napięcia jak i czas ekspozycji co w efekcie prowadzi do otrzymania wysokiej jakości radiogramów jak i ich powtarzalności.

W przypadku korzystania z programowanych wcześniej parametrów ekspozycji dla wybranych narządów, mikroprocesor czuwa nad ich prawidłowym odwzorowaniem, korygując je w zależności od wartości sygnałów z układu AEC.

W przypadku kolizji ustawionych parametrów lub uszkodzenia któregoś z układów kontroli, mikroprocesor powoduje wyświetlenie na stoliku rozdzielczym odpowiedniego komunikatu o błędzie.

Rysunek 2.5 pozwala na porównanie kształtu (jakości) otrzymywanego wysokiego napięcia z generatora, w zależności od zastosowanych rozwiązań.



Rys. 2.5. Porównanie przebiegów napięć na lampie rtg z różnych generatorów, a) z prostownikiem jednopółkowym, b) z układem Gre'atza, c) z prostownikiem sześćcioelementowym, d) z prostownikiem dwunastoelementowym, e) generator wysokiej częstotliwości (HF)

2.2.3. Budowa lampy rentgenowskiej

Lampy rentgenowskie, od czasu budowy ich pierwszych egzemplarzy, przeszły znaczną ewolucję rozwiązań konstrukcyjnych i technicznych. Niezmienna została jedynie zasada działania lampy.

We współczesnej radiologii medycznej stosuje się lampy próżniowe z żarzoną katodą, umocowane w kołpakach ochronnych wypełnionych olejem. Potrzeba uzyskania dużych mocy i małego ogniska optycznego wymusiła budowę i stosowanie lamp z wirującą anodą (patrz pkt. 2.2.3.1.). Zasada działania lampy rentgenowskiej została omówiona już poprzednio, w rozdziale pt.: „Podstawowe pojęcia z fizyki jądrowej”.

Wielkość napięcia U na lampie decyduje o prędkości v elektronów oraz o energii E powstającego promieniowania zgodnie z równaniem:

$$E = e \cdot U = \frac{m \cdot v^2}{2} \quad (28)$$

gdzie: **e** - ładunek elektronu,
m - masa elektronu,
v - prędkość elektronu.

Natężeniem promieniowania I_x nazywa się energię promieniowania padającą w jednostce czasu na jednostkę powierzchni prostopadłą do kierunku rozchodzenia się promieniowania. Zależy ono od liczby atomowej Z materiału anody, prądu I_a płynącego w lampie, napięcia U na lampie oraz od konstrukcji lampy (A - stała zależna od konstrukcji):

$$I_x = A \cdot Z \cdot I_a \cdot U^2 \quad (29)$$

Widać, że największy wpływ na natężenie promieniowania ma napięcie (zależność w drugiej potęgze). Przez zmianę napięcia można więc silniej niż innymi czynnikami wpływać na natężenie promieniowania. Jest ono również proporcjonalne do liczby atomowej materiału anody. Ze względów technicznych w grę wchodzi między innymi: platyna ($Z=78$), iryd ($Z=77$), wolfram ($Z=74$) i tantal ($Z=73$). Jako stosunkowo tani i posiadający wysoką temperaturę topnienia na ogół stosuje się wolfram.

Poniżej zostaną omówione szczegóły budowy współczesnych lamp rentgenowskich.

2.2.3.1. Anoda

Anoda lampy rentgenowskiej służy do zahamowania rozprędzonych elektronów z katody emitując w trakcie tego procesu promieniowanie "X". Promieniowanie to charakteryzuje się ciągłym widmem energetycznym od energii maksymalnej odpowiadającej napięciu nastawionemu na stoliku rozdzielczym do energii minimalnej zależnej od filtracji własnej lampy. Ponadto na ciągły przebieg widma nakładają się piki promieniowania charakterystycznego, których położenie na osi energetycznej widma zależy od materiału z którego zbudowana jest anoda. Położenie pików nie jest zależne od wartości wysokiego napięcia na lampie. Efektem ubocznym jest wydzielanie się znacznej ilości ciepła. Z tego powodu materiały stosowane do budowy anody powinny mieć wysoką temperaturę topnienia oraz duży współczynnik przewodności cieplnej. Najczęściej stosowanym materiałem jest miedź jako dobrze przewodząca ciepło, z umocowaną od strony katody płytką wolframową zawierającą kilkunastoprocentową domieszkę renu. Zastosowanie wolframu wynika z jego wysokiej temperatury topnienia ($3372 \text{ }^\circ\text{C}$) oraz wysokiej liczby atomowej ($Z=74$), jednak przy dużych i szybkich zmianach obciążeń termicznych wykazuje on skłonności do pęknięcia. Dlatego dodaje się do wolframu kilkanaście procent renu, który polepsza wytrzymałość anody na działanie wysokich temperatur przez co wydłuża żywotność lampy. Grubość płytki powinna być taka, aby tem-

peratura w miejscu połączenia jej z miedzią nie przekraczała temperatury topnienia miedzi. Optymalna grubość ogniska wolframowego wynosi około 1,7 mm. Należy tu również wspomnieć o anodach wykonanych z molibdenu i rodu mających zastosowanie w mammografii. Lampy z anodą molibdenową w połączeniu z filtrem molibdenowym pozwalają na selektywne wykorzystanie części widma promieniowania w zakresie promieniowania charakterystycznego molibdenu. Podnosi to w zdecydowany sposób jakość otrzymywanych radiogramów sutka i zmniejszenie otrzymanej dawki promieniowania.

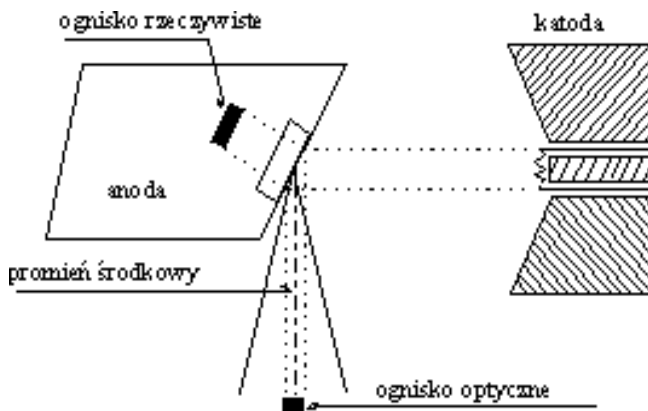
W obecnie budowanych lampach anoda połączona jest z wirnikiem silnika wprawiającego ją w ruch obrotowy. Dzięki temu strumień elektronów pada coraz to na inne miejsce ogniska rzeczywistego. Energia cieplna hamowanych elektronów rozkłada się więc na dużą powierzchnię ogniska, dzięki czemu dopuszczalne obciążenie termiczne takiej anody znacznie wzrasta. Aby wydłużyć żywotność lampy oraz pogodzić sprzeczne wymagania dotyczące z jednej strony ich dużej obciążalności cieplnej przy równoczesnym zachowaniu wysokiej ostrości otrzymywanego obrazu, budowane są lampy z anodą posiadającą dwa ogniska o różnych wymiarach (duże i małe). Możliwość przełączania stosowanego ogniska pozwala na elastyczniejszy dobór parametrów ekspozycji. Tam gdzie szczegóły są mniej istotne a równocześnie wymagane jest duże obciążenie lampy stosowane jest ognisko duże, w przeciwnych przypadkach stosuje się ognisko małe. Ponadto wymiary ognisk uzależnione są od typu i przeznaczenia aparatu. I tak przykładowe wymiary ognisk podawane jako bok kwadratu w [mm] wynoszą dla aparatu ogólnodiagnostycznego 0,6/1,3; pantomografu 0,3/0,5; mammografu 0,1/0,3. Aparaty do zdjęć zębów ze zrozumiałych względów posiadają jedno ognisko, najczęściej o wymiarach 0,8.

Przed wykonaniem ekspozycji lampą z wirującą anodą, należy anodę wprowadzić w ruch obrotowy za pomocą przyłączonego do niej silnika. Czas rozruchu anody przeciętnie nie przekracza 1s. Prędkość obrotowa współcześnie budowanych anod osiąga wartości 8000-12000 obr/min, co odpowiada prędkości liniowej 200 km/godz.

Istniejąca w lampie próżnia wykluczająca smarowanie oraz osiągnięta przez anodę temperatura rzędu 500°C obrazują warunki pracy łożysk anody.

2.2.3.1.1. Ognisko rzeczywiste i optyczne lampy rentgenowskiej

Nazwą ogniska rzeczywistego określamy tę część powierzchni anody, na którą pada wiązka elektronów i gdzie powstaje promieniowanie. Kształt i wielkość ogniska rzeczywistego zależą od wymiarów i kształtu włókna żarzenia w katodzie oraz od sposobu zogniskowania przyspieszanych elektronów.



Rys. 2.6. Ognisko rzeczywiste i optyczne lampy rentgenowskiej

Włókna katodowe okrągłe, spiralne tworzą ogniska rzeczywiste o kształcie owalnym, natomiast włókna zwinięte podłużnie (kreskowe), dają ogniska rzeczywiste prostokątne. Istotę ogniska rzeczywistego i optycznego lampy rentgenowskiej przedstawiono na rysunku 2.6.

Patrząc na ognisko rzeczywiste od strony napromienianego przedmiotu, wzdłuż promienia głównego wiązki widzimy rzut pionowy tego ogniska na płaszczyznę prostopadłą do promienia głównego.

Dzięki nachyleniu anody, wymiary tak widzianego ogniska są mniejsze od wymiarów rzeczywistych. Jest to tzw. ognisko optyczne lampy. Wymiary ogniska rzeczywistego i kąt nachylenia anody dobiera się tak, aby uzyskać jak najmniejsze ognisko optyczne o kształcie kwadratu. Rozmiary tego ogniska decydują o ostrości powstającego obrazu na filmie lub ekranie. Wymiary ogniska rzeczywistego decydują natomiast o mocy lampy a w efekcie o otrzymywanym natężeniu promieniowania. Dobór wielkości ogniska rzeczywistego jest kompromisem pomiędzy uzyskaną mocą lampy a wielkością ogniska optycznego (ostrością obrazu).

2.2.3.2. Katoda

Katoda lampy rentgenowskiej wykonana jest ze zwiniętego spiralnie drutu wolframowego przez który przepuszcza się prąd tzw. prąd żarzenia, w celu podgrzania go. Po osiągnięciu odpowiedniej temperatury katoda zaczyna emitować elektrony (zjawisko termoemisji). Ilość emitowanych elektronów a w efekcie natężenie prądu anodowego zależy od temperatury katody regulowanej wielkością natężenia prądu żarzenia. Aby emitowane elektrony padały na jak najmniejszą powierzchnię anody powinny zostać odpowiednio skupione. Uzyskuje się to przez umieszczenie włókna wolframowego w czaszy metalowej posiadającej ten sam potencjał elektryczny co włókno i dzięki temu działającej jak soczewka elektronowa.

2.2.3.3. Szkło bańki lampy

Katoda i anoda lampy umieszczone są wewnątrz bańki szklanej, której zadaniem jest utrzymanie próżni rzędu 10^{-7} - 10^{-8} mm słupa rtęci oraz elektryczne izolowanie obu elektrod. W miejscu przechodzenia wiązki promieniowania, zwykle szkło zastępuje się okienkiem z płytki berylowej. Jest to szczególnie istotne dla lamp pracujących przy niskim napięciu (20 - 60 kV) stosowanych np. w terapii kontaktowej.

2.2.3.4. Lampy rentgenowskie terapeutyczne

Oprócz powszechnie stosowanych lamp do celów diagnostycznych, promieniowanie X używane jest również w terapii. W tym celu budowane są lampy do naświetlań z pewnej odległości od ciała pacjenta, do terapii powierzchniowej oraz do naświetlań głębi ciała. Zasada działania tych lamp jest taka sama, jednak ich odmienne stosowanie wymusza nieco inną budowę. Zasadnicze różnice konstrukcyjne powodowane są :

- zwiększonymi wymaganiami dotyczącymi wytrzymałości cieplnej, gdyż czas naświetlania jest znacznie dłuższy (rzędu minut),
- zwiększeniem obciążenia jednostkowego powierzchni ogniska rzeczywistego, co narzuca budowę lamp z dużym ogniskiem,
- miejscem zastosowania wiązki użytecznej (w głębi ciała, na powierzchni), co narzuca uzyskanie odpowiedniego kształtu lampy zależnie od zastosowania.

2.2.3.5. Uwagi eksploatacyjne

W czasie pracy lampy rentgenowskiej, około 99% dostarczonej energii zamienia się w wydzielane na anodzie ciepło, mierzone w dziesiątkach kW. Dlatego istotnym problemem jest zapewnienie lampie skutecznego chłodzenia. Wymagany poziom chłodzenia uzyskuje się przez tłoczenie odpowiedniego strumienia powietrza lub schłodzonego oleju transformatorowego. W starszych rozwiązaniach technicznych czynnikiem chłodzącym była woda. Obecnie woda jest dodatkowym czynnikiem chłodzącym w lampach przewidzianych do dużych obciążeń. Chłodzenie to jest włączane automatycznie przy przekroczeniu zadanej przez producenta temperatury, pozwalając na intensywną eksploatację aparatu. By jednak chłodzenie nie przerodziło się w hartowanie lampy, układ wodny wyposażony jest w termostat zapobiegający chłodzeniu wodą o zbyt niskiej temperaturze.

Parametry układu chłodzenia muszą brać pod uwagę ilość wydzielonego ciepła, co z kolei wiąże się z typem i przeznaczeniem lampy (ekspozycje minutowe - terapia i sekundowe - diagnostyka). Ilość wydzielanego na anodzie ciepła jest zależna od wielkości wysokiego napięcia na elektrodach lampy (kV), wartości prądu anodowego (mA) oraz czasu ekspozycji. Automatyka stosowana w produkowanych obecnie aparatach rentgenowskich zabezpiecza przed przeciążeniem termicznym lampy, a w efekcie jej zniszczeniem. Znaczny wpływ na żywotność lampy ma sposób jej eksploatacji. Do najistotniejszych czynników należy zaliczyć :

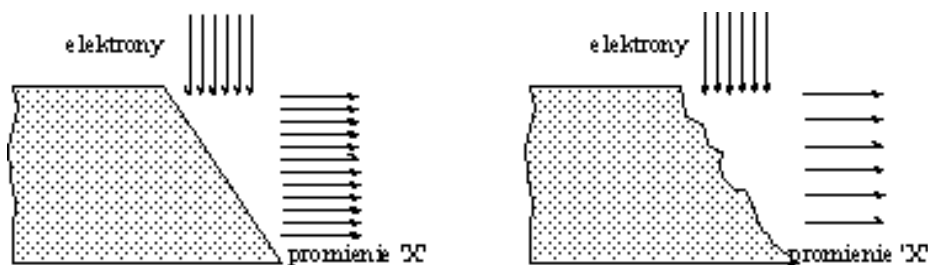
- wielkość nastawianego obciążenia lampy przy danej ekspozycji i jego procentowy stosunek do najwyższego dopuszczalnego obciążenia,

- rozłożenie kolejnych ekspozycji w czasie, umożliwiające obniżenie temperatury lampy,

Do wykonania zdjęcia rtg potrzebna jest emisja określonej ilości promieniowania X, którą otrzymuje się przez doprowadzenie odpowiedniej ilości energii elektrycznej będącej iloczynem nastawionych wielkości (kV i mAs).

Stosunek dawki ekspozycyjnej promieniowania X do dostarczonej lampie energii elektrycznej nazywa się wydajnością lampy.

W miarę wzrostu liczby wykonanych ekspozycji, powierzchnia ogniska rzeczywistego traci swą jednorodność i pierwotną gładkość (rys. 2.7). Stopień uszkodzenia tego ogniska jest tym większy im większą temperaturę osiąga anoda w czasie pracy. Jest to z kolei przyczyną zmniejszenia wydajności lampy.



Rys. 2.7. Wpływ uszkodzenia ogniska rzeczywistego na wydajność lampy

Doświadczalnie stwierdzono, że zmniejszenie obciążenia lampy w trakcie ekspozycji do wielkości 80% obciążenia dopuszczalnego znacznie spowalnia proces zmniejszania jej wydajności.

Zmniejszenie wydajności lampy jest jednak procesem nieuniknionym i rośnie w miarę wzrostu liczby wykonanych ekspozycji. Dlatego zachodzi potrzeba korygowania wydajności przez zwiększenie nastawianych parametrów elektrycznych lampy. Najkorzystniejszym sposobem kompensacji spadku wydajności jest zwiększenie napięcia anodowego lampy, a najmniej korzystnym sposobem jest zwiększenie wartości iloczynu natężenia prądu i czasu ekspozycji (mAs).

Współczesne układy sterujące posiadają możliwość nastawienia na stoliku rozdzielczym wartości obciążenia lampy 80 lub 100%. Wyboru należy dokonać świadomie w zależności od potrzeb diagnostycznych. Pamiętać jednak należy, że wykorzystanie 100% obciążenia skraca czas ekspozycji ale też w znacznym stopniu zmniejsza żywotność lampy. Zmniejszenie wydajności lampy kompensowane jest automatycznie zmianą jej parametrów pracy, w aparatach wyposażonych w układ AEC.

2.2.4. Stoły do zdjęć i ścianki do prześwietleń

W celu minimalizacji narażenia pacjenta oraz wydłużenia czasu eksploatacji lampy przez zmniejszenie jej obciążenia, powierzchnie przednie stołów i ścianek wykonane

są z włókien węglowych lub innych materiałów charakteryzujących się minimalną absorpcją promieniowania X. Odnosi się to również do *stojaków Bucky'ego* oraz kaset na filmy. Ponadto coraz częściej zastępuje się konwencjonalne ścianki i stoły uniwersalnym ścianko-stołem. Ścianka taka umożliwia ustawienie stołu wraz z pacjentem w pozycji od pionowej do poziomej.

Nowoczesne stoły do zdjęć i ścianki do prześwietleń wyposażone są również w urządzenia do kompresji badanych narządów z naciskiem zawierającym się w granicach 50-200 N (newtonów). Oczywiście stosowany jest tu pełny system zabezpieczeń, chroniący pacjenta przed niekontrolowanym uciskiem w razie awarii urządzenia. Zmniejszona też została odległość między filmem a powierzchnią stołu. Umieszczone czujniki (komory jonizacyjne) współpracują z układem AEC. Pozwala to również na cyfrową prezentację na pulpicie stolika rozdzielczego dawki powierzchniowej otrzymanej przez pacjenta w trakcie badania.

Ponadto konstrukcje stołów i ścianek umożliwiają dokładne dokonanie sekcyjnego podziału formatów kaset oraz automatyczne ograniczenie pola wiązki pierwotnej do wybranego formatu i podziału. Automatyczne centrowanie kaset umożliwia pełną automatyzację badania lub serii kolejnych badań (np. 4 ekspozycje w czasie mniejszym niż 2s). W momencie wykonywania zdjęcia następuje wysunięcie wzmacniacza obrazu i wprowadzenie w jego miejsce kasety z filmem. Zapewnia to optymalne warunki diagnozowania dzięki jednakowej odległości obiekt - błona lub obiekt - wzmacniacz.

Wzmacniacz obrazu współpracuje z zamontowanymi do niego urządzeniami jak kamera TV, filmowa.

2.3. Powstawanie obrazu rentgenowskiego

2.3.1. Sposoby otrzymywania obrazu

Diagnostyczne badania wykorzystujące działanie promieni X można prowadzić różnymi metodami, stosując różną aparaturę. We wszystkich jednak przypadkach istotą badania jest skierowanie wiązki promieniowania X na badaną część ciała, a następnie przetworzenie niejednorodnie osłabionej wiązki na obraz widzialny. Do podstawowych przetworników wiązka-obraz, należy błona fotograficzna oraz ekran fluorescencyjny. Przetworniki te najczęściej współpracują z dodatkowymi elementami do których zalicza się: folie wzmacniające, kratka przeciwozproszeniowa, elektronowy wzmacniacz obrazu, aparat fotograficzny, itp.

Działanie błony fotograficznej polega na przetworzeniu obrazu zawartego w wiązce promieniowania na obraz utajony w emulsji fotograficznej. Staje się on widoczny po obróbce w ciemni fotograficznej. Jest to proces podobny jak w aparacie fotograficznym, z tą jednak różnicą, że promieniowanie widzialne zastąpiono promieniami X.

Ekran fluorescencyjny pokryty jest warstwą substancji (luminoforu), która powoduje świecenie po wzbudzeniu jej energią niesioną przez promieniowanie X. Tak powstały obraz charakteryzuje się jednak małą jasnością, co wymaga pracy przy pełnym zaciemnieniu pomieszczenia. Niedogodność tą można zlikwidować stosując elektronowy wzmacniacz obrazu wraz z torem wizyjnym.

O jakości otrzymanego obrazu, a więc i jego przydatności diagnostycznej decyduje kontrast pomiędzy cieniami poszczególnych narządów oraz ich ostrość. Czynniki te decydują o liczbie rozpoznawanych na radiogramie szczegółów. Kontrast i ostrość obrazu w znacznej mierze zależą od twardości promieniowania, jego osłabienia w badanym narzędziu oraz od wpływu promieniowania rozproszonego. Natomiast ostrość cieni zależy od warunków ekspozycji oraz wymiarów ogniska, a także wpływu folii wzmacniającej, ziarnistości emulsji, sposobu obróbki filmu w ciemni. Nie bez znaczenia jest również technika posługiwania się promieniami X.

Projekcja promieniami rozbieżnymi, która występuje przy małej odległości między ogniskiem lampy a przedmiotem badanym - daje obraz zawsze powiększony w stosunku do rzeczywistych wymiarów przedmiotu. Efekt ten można zlikwidować przez umieszczenie kasety bezpośrednio przy przedmiocie badanym, bądź też przez ekspozycję wiązką równoległą. Wiązkę równoległą otrzymuje się przez odpowiednie oddalenie lampy od badanego przedmiotu.

Pamiętać jednak należy, że natężenie promieniowania maleje wraz z kwadratem odległości powodując konieczność zwiększenia czasu naświetlania, na co rzadko zezwala ograniczona moc lampy rentgenowskiej.

W zależności od rodzaju badania, nastawione parametry ekspozycji są kompromisem między często sprzecznymi wymaganiami.

2.3.2. Folie wzmacniające

Emulsja filmów używanych w rentgenodiagnostyce jest mało czuła na promienie X co powoduje, że dla otrzymania dobrego radiogramu konieczny jest długi czas naświetlania. Można jednak wykorzystując pewne związki chemiczne (luminofory) zamieniające energię promieniowania rentgenowskiego na światło widzialne, używać folii wzmacniających. Umieszczenie ich po obu stronach filmu powoduje naświetlanie promieniowaniem widzialnym proporcjonalnie do stopnia wzbudzenia luminoforu. W praktyce zaczernienie filmu tylko w niewielkim procencie pochodzi bezpośrednio od promieniowania X, główna część jest efektem działania folii wzmacniających. W zależności od użytych do budowy folii składników otrzymuje się świecenie o barwie zielonej lub niebieskiej. Ze względu na czułość filmu, najlepsze dopasowanie świetlne występuje przy niebiesko świecącej folii.

Rozpatrując budowę folii należy pamiętać, że pobudzony kryształ luminoforu wysła łożek świetlny, tym większy im grubsze jest pobudzone do świecenia ziarno, pogarszając w ten sposób ostrość otrzymanego obrazu. Z tego powodu folie wzmacniające dzieli się na ostro rysujące (drobnoziarniste i mniej czułe), miękorysujące (gruboziarniste - wysokoczule) oraz uniwersalne.

Warto również nadmienić, że folie wzmacniające najnowszej generacji wykonuje się z wykorzystaniem pierwiastków *ziem rzadkich* dających w efekcie wzmocnienie do dziesięciu razy większe niż w foliach dotychczas stosowanych.

Stosowanie wydajniejszych folii zawierających pierwiastki ziem rzadkich umożliwia znaczne zmniejszenie parametrów wykonywanych ekspozycji. Konsekwencją tego jest zmniejszenie dawki obciążającej pacjenta oraz wydłużenie żywotności lampy rtg dzięki parametrom pracy poniżej obciążenia dopuszczalnego. Folie te są droższe od tra-

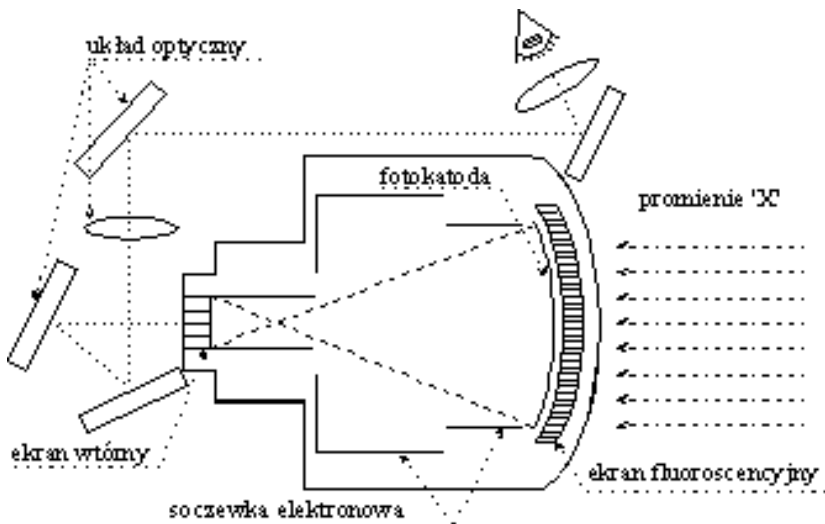
dycyjnych, jednak uwzględniając zysk z wydłużonego czasu eksploatacji lampy oraz znaczną poprawę warunków ochrony radiologicznej pacjenta i personelu - powinny stać się standardem w diagnostyce rtg. Należy tutaj też wspomnieć, że dla osiągnięcia optymalnych efektów diagnostycznych, zestawy folia wzmacniająca-film powinny być dobierane w taki sposób aby czułość filmów była dopasowana do widma emisyjnego folii. Dopiero wtedy można oczekiwać uzyskania zdjęć o właściwej jasności i kontraście. Ponadto kasety powinny charakteryzować się konstrukcją zapewniającą stały i jednorodny docisk folii do filmu.

2.3.3. Zasada działania wzmacniacza obrazu i toru wizyjnego

Mała jasność obrazu na ekranach fluorescencyjnych jest główną przyczyną nie zadowalającej zdolności rozróżniania szczegółów. Jest to spowodowane fizjologią oka ludzkiego, w którym obrazy o małej jasności odwzorowywane są za pomocą mało czułych receptorów (pręcików). Istotną poprawę w tym względzie osiągnięto przez zastosowanie elektronowego wzmacniacza obrazu połączonego z torem wizyjnym. Dzięki takiemu rozwiązaniu uzyskuje się jasny i kontrastowy obraz, którego ostrość zależy od wielkości ogniska lampy. Zbędną staje się konieczność adaptacji wzroku. Również narażenie pacjenta w trakcie badania uległo znacznemu zmniejszeniu dzięki możliwości ograniczenia prądu lampy.

Zasada działania elektronowego wzmacniacza obrazu (rys. 2.8) jest następująca: wiązka promieniowania po przejściu przez ciało pacjenta pada na umieszczony wewnątrz wzmacniacza ekran fluoryzujący powodując powstanie obrazu prześwietlanych narządów. Przylegająca do ekranu fotokatoda zamienia promieniowanie świetlne w odwzorowany odpowiednio do intensywności świecenia strumień elektronów. Strumień ten zostaje przyspieszony oraz skupiony za pomocą elektrod tworzących tzw. soczewkę elektronową. Regulując napięcie tych elektrod uzyskuje się zmianę ogniska soczewki elektronowej, a w efekcie poprawę ostrości otrzymanego obrazu na ekranie wtórnym. Budowę tego wzmacniacza można porównać z budową kineskopu telewizora, w którym zwykłą katodę zastąpiono fotokatodą. Sprzężenie optyczne ekranu wtórnego z kamerą telewizyjną o odpowiednio dobranej ogniskowej, która połączona jest z monitorem ekranowym, tworzy tor wizyjny.

Współczesne tory wizyjne dzięki zastosowaniu najnowszych technologii półprzewodników znacznie różnią się od pierwszych rozwiązań. Wprowadzono monitory wysokiej rozdzielczości przedstawiające obraz za pomocą 1249 linii przy 50 Hz częstotliwości odchylenia pionowego lub 1023 linie dla 60 Hz. Przed uruchomieniem przeprowadzany jest tzw. *self test* analizujący w bardzo krótkim czasie parametry obrazu i ustalający poziom czerni. Następnie układy automatyki czuwają nad optymalizacją prezentowanego obrazu.

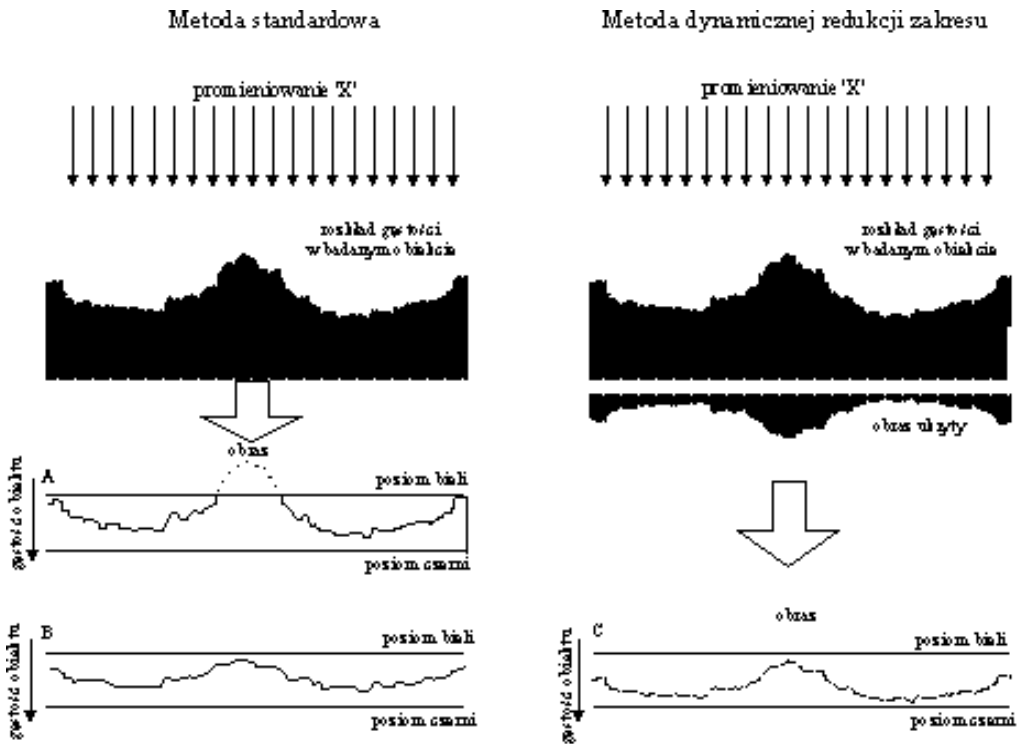


Rys. 2.8. Schemat budowy elektronowego wzmacniacza obrazu z torem wizyjnym

W konsekwencji dzięki możliwościom stwarzanym przez układy obróbki cyfrowej, zarejestrowany obraz może być poddawany dalszej obróbce w zakresie możliwości aparatury (powiększanie, zmiana kontrastu, poziomu czerni, kopiowanie) bez zbędnego narażania pacjenta. Istnieje też możliwość okienkowej prezentacji kilku wcześniej zapamiętanych obrazów. Wszystkie wymienione tu możliwości stanowią ważny element ułatwiający diagnozowanie. Jednak obróbka cyfrowa obrazu da zamierzone efekty tylko wtedy, gdy zapamiętany obraz zawiera jak najwięcej szczegółów. Dlatego najistotniejszym wydaje się być układ dynamicznego ustalania poziomu czerni, który odcinając tło pozwala na zachowanie wszystkich szczegółów. Istota tego procesu zobrazowana jest na rys. 2.9.

Tak zbudowane tory wizyjne umożliwiają cyfrową fluoroskopię i fluororadiografię. Ponadto podłączenie dwóch monitorów do toru wizyjnego umożliwia porównywanie kolejnych obrazów przy badaniach dynamicznych.

Odrębnym zagadnieniem jest zastosowanie nowoczesnej elektroniki w tomografii komputerowej. Wykorzystanie najnowocześniejszych technologii przy budowie tych urządzeń pozwoliło osiągnąć wysoką rozdzielczość otrzymywanego obrazu, możliwość uzyskania obrazu przekroju badanego narządu oraz cyfrową obróbkę i archiwizację wyników. W tomografii komputerowej do przetworzenia promieniowania X na światło widzialne stosowane są detektory scyntylicyjne (np. kryształy NaJ). Natężenie emitowanego światła jest proporcjonalne do liczby i poziomu energii fotonów X. Powstające widmo świetlne poprzez układ fotopowielacza zamieniane jest na sygnał elektryczny kierowany do systemu komputerowego. Przez pomiar mocy dawki ekspozycyjnej na wejściu i wyjściu badanego obiektu dla różnych kątów padania wiązki na obiekt, uzyskamy odpowiednią liczbę danych umożliwiających obliczenie współczynników osłabienia w jednostkowych elementach obiektu a w konsekwencji cyfrowe odwzorowanie badanego obiektu.



Rys. 2.9. a) standardowy zestaw film-folia; normalny kontrast, niepełne odwzorowanie obiektu, b) specjalny zestaw film-folia; niski kontrast, pełne odwzorowanie obiektu, c) optymalizacja obrazu z pełnym odwzorowaniem obiektu i wysokim kontrastem

2.4. Wymagania ochrony przed promieniowaniem związane z budową i działaniem zestawu rentgenowskiego

Ochrona radiologiczna w pracowniach rentgenowskich obejmuje ochronę pacjenta oraz personelu. Oba te zagadnienia ze zrozumiałych względów należy rozpatrywać w różnych aspektach. Jednak w większości przypadków działania mające na celu mniejsze narażenie pacjenta, zmniejszają również narażenie personelu. Ogólnie można stwierdzić, że każdy zastosowany środek techniczny podnoszący jakość otrzymanego obrazu zmniejsza to narażenie. Pamiętać przy tym należy, że narażenie występuje zarówno od wiązki głównej jak i od promieniowania rozproszonego.

Ochrona personelu pracującego w narażeniu na promieniowanie określona jest w cytowanym poniżej § 37 Zarządzenia MZiOS z dnia 18 listopada 1988 r. (M.P. z 1988 r. nr 32, poz. 295) dotyczącym wymagań stawianych lampom rentgenowskim, którego treść jest następująca:

§ 37. Lampy rentgenowskie mogą być używane jedynie w kołpakach, głowicach lub innych urządzeniach tak zabezpieczających przed promieniowaniem ubocznym, aby przy całkowicie zasłoniętym okienku oraz przy znamionowej wartości wysokiego na-

pięcia na lampie i przy natężeniu prądu przewidzianym dla obciążenia ciągłego moc dawki promieniowania nie przekraczała:

dla diagnostyki w promieniu 1 m od ogniska lampy rentgenowskiej - 7,17 nA/kg (100 mR/h),

dla terapii kontaktowej i powierzchniowej przy napięciach do 60 kV, w odległości 5 cm od powierzchni kołpaka - 7,17 nA/kg (100 mR/h),

dla terapii przy napięciach do 150 kV, z wyjątkiem określonym w pkt 2, w promieniu 1 m od ogniska lampy rentgenowskiej - 7,17 nA/kg (100 mR/h),

dla terapii przy napięciach powyżej 150 kV, w promieniu 1 m od ogniska lampy rentgenowskiej - 71,7 nA/kg (1000 mR/h),

dla badań mikrostruktury materiałów i analizy spektralnej, w odległości 5 cm od powierzchni kołpaka, głowicy lub innego urządzenia zabezpieczającego - 1,79 nA/kg (25 mR/h),

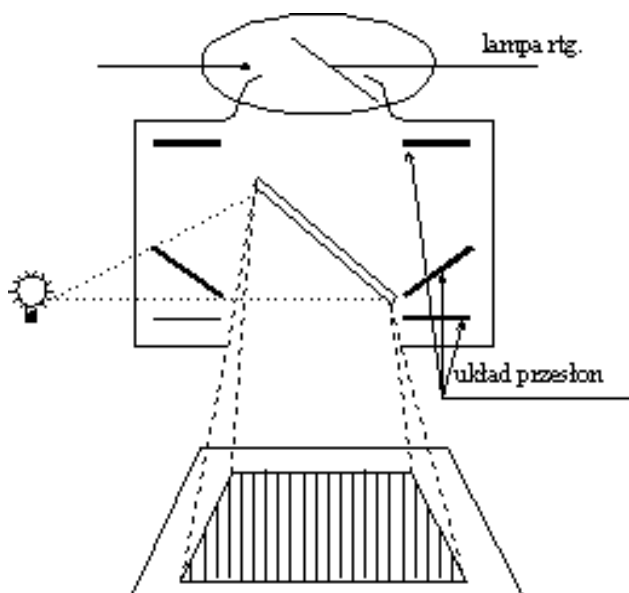
dla defektoskopii przy napięciach do 150 kV, w promieniu 1 m od ogniska lampy rentgenowskiej - 7,17 nA/kg (100 mR/h),

dla defektoskopii przy napięciach powyżej 150 kV, w promieniu 1 m od ogniska lampy rentgenowskiej - 71,7 nA/kg (1 R/h)

2.4.1. Przesłona głębinowa

Powstające podczas ekspozycji promieniowanie rozproszone powoduje nie tylko zbędne narażenie pacjenta ale pogarsza też wartość diagnostyczną otrzymanego obrazu przez zmniejszenie jego kontrastu. Ilość powstającego promieniowania rozproszonego zależy nie tylko od twardości wiązki pierwotnej, ale też od grubości prześwietlanego obiektu i wielkości pola wiązki. Ograniczać promieniowanie rozproszone można więc przez zmniejszenie grubości badanego ciała drogą ucisku tkanki miękkiej. Ucisk polepsza jakość obrazu, zwiększa ostrość rysunku i jednocześnie kontrast. Drugim skuteczniejszym stosowanym sposobem jest ograniczenie wymiarów wiązki promieniowania do niezbędnego minimum. Osiąga się to za pomocą tubusów spełniających dodatkowo rolę urządzenia utrzymującego najmniejszą dopuszczalną odległość lampy od skóry. Takie rozwiązanie stosowane jest np. w aparatach dentystycznych. W pozostałych aparatach rentgenowskich ograniczanie pola wiązki uzyskuje się za pomocą przesłony głębinowej. Zbudowana ona jest z systemu kilku szczelin ołowiowych dających się otwierać równocześnie (rys. 2.10).

Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwe jest ustawienie potrzebnej wielkości pola promieniowania. Dodatkowym udogodnieniem jest wbudowane źródło światła z odpowiednio ustawionym zwierciadłem, oświetlające powierzchnię badanego ciała w takich rozmiarach, jakie będzie miała wiązka promieniowania w trakcie ekspozycji.



Rys. 2.10. Zasada działania przesłony ze wskaźnikiem świetlnym

Jak już wspomniano, nowoczesne ścianko - stoły zostały sprzężone z przesłonami w ten sposób, że rozmiar włożonej kasety determinuje rozwarście przesłon. Pozwala to na maksymalne ograniczenie powstawania promieniowania rozproszonego zwiększając czytelność diagnostyczną radiogramu i obniżając narażenie pacjenta. Wbudowany wysokiej jakości symulator świetlny wiązki pierwotnej w precyzyjny sposób odwzorowuje pole naświetlanej powierzchni. Jego samoczynne wyłączenie po określonym czasie zwalnia obsługę z tej czynności i oszczędza źródło światła. Ponadto przesłony dzięki zmianie swojego położenia względem anody, zależnej od odległości głowicy lampy względem stołu automatycznie korygują błąd paralaksy poprawiając tym samym czytelność radiogramów.

2.4.2. Filtry dodatkowe

W wiązce promieniowania wysyłanego przez pracującą lampę rentgenowską występuje pewien procent promieniowania miękkiego (niskoenergetycznego) całkowicie nieprzydatnego do celów diagnostycznych. Jest ono pochłaniane przez skórę i tkankę pacjenta powodując dodatkowe narażenie, a nie podnosi jakości otrzymywanego obrazu. By pozbyć się tego promieniowania stosuje się odpowiednią do wartości napięcia na lampie filtrację. Na wartość filtracji całkowitej składa się filtracja własna głowicy i kołpaka z lampą rentgenowską oraz filtr dodatkowy.

Stosowane filtry można podzielić na trzy rodzaje:

- wykonane z materiałów lżejszych od materiału anody,
- wykonane z materiałów których współczynnik pochłaniania wykazuje nieciągłość w pobliżu pików promieniowania charakterystycznego materiału anody (np. anoda molibdenowa - filtr molibdenowy),

- wykonane z materiałów których współczynnik pochłaniania wykazuje nieciągłość w pobliżu maksymalnej części widma ciągłego anody (np. anoda wolframowa - filtr palladowy),

Pierwsze, tradycyjne (anoda wolframowa, filtr aluminiowy lub miedziany) mają na celu absorpcję promieniowania niskoenergetycznego, które z uwagi na prawie całkowite ich pochłanianie w badanym narządzie, a co za tym idzie zwiększające dawkę pochłoniętą, jest diagnostycznie bezużyteczne. Drugi i trzeci rodzaj pozwalają na selektywne wykorzystanie części widma ciągłego. Tak więc przez dobór odpowiednich filtrów można zwiększać jakość diagnostyczną radiogramów przy jednoczesnym obniżeniu narażenia pacjenta. Poniżej przedstawiono wymagania stawiane zestawom rentgenowskim przez obecnie obowiązujące przepisy prawne.

W diagnostycznych zestawach rentgenowskich powinna być przewidziana możliwość stosowania filtrów dodatkowych ustalających dla określonych napięć następującą filtrację całkowitą:

- do 80 kV - 2 mm Al
- od 81 kV do 100 kV - 3 mm Al
- od 101 kV do 125 kV - 4 mm Al
- powyżej 125 kV - 5 mm Al

Filtracja całkowita głowic i kołpaków aparatów do mammografii dla odpowiednich napięć powinna wynosić:

- do 40 kV - 0,5 mm Al
- powyżej 40 kV - 1 mm Al.

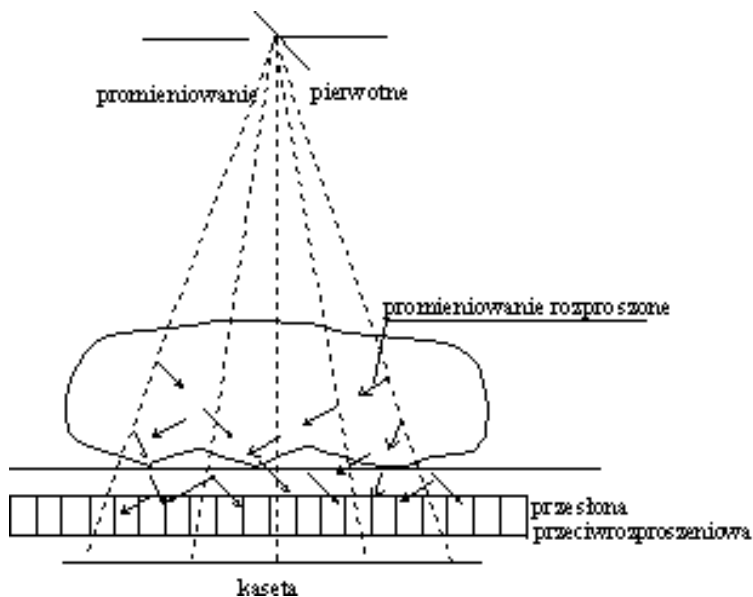
Jako filtry dodatkowe stosuje się filtry aluminiowa o odpowiednich grubościach lub równoważne im (odpowiednio cieńsze) filtry miedziane.

W razie wątpliwości co do wartości filtracji własnej lampy rentgenowskiej, przyjmuje się, że wynosi ona dla lampy do aparatu stosowanego do mammografii 0,5 mm Al, a dla pozostałych lamp - 1 mm Al.

Personel każdej pracowni rentgenowskiej powinien mieć świadomość, że stosowanie filtracji dodatkowej jest skutecznym środkiem w ochronie radiologicznej i pamiętać o konieczności zmiany filtra stosownie do nastawionego napięcia na lampie rtg.

2.4.3. Przesłony przeciwrozproszeniowe

Omówiona wcześniej przesłona głębinowa ma na celu ograniczenie powstawania promieniowania rozproszonego przez zmniejszenie pola wiązki użytecznej. Jednak w trakcie przechodzenia wiązki promieniowania przez badany obiekt, powstaje promieniowanie rozproszone i to tym większe, im grubsza jest warstwa przez którą przenika promieniowanie pierwotne. Aby zmniejszyć ujemny wpływ tego promieniowania na jakość powstającego obrazu stosuje się kratki przeciwrozproszeniowe (rys. 2.11). Umieszczone pomiędzy badanym obiektem a błoną fotograficzną "wyłapują" większość promieniowania rozproszonego poprawiając kontrast otrzymywanego obrazu.



Rys. 2.11. Budowa i zasada działania przesłony przeciwrozproszeniowej

Budowane obecnie kratki przeciwrozproszeniowe składają się z szeregu równoległe ułożonych cienkich listew łożonych, przedzielonych wypełniaczem o małym współczynniku osłabienia promieniowania. Całość obudowana jest ramką nadającą przesłonie sztywność i chroniącą przed uszkodzeniami mechanicznymi. Tak zbudowana kratka o listwach ułożonych zbieżnie (zogniskowana), stosowana jest do zdjęć w których odległość między lampą a błoną zawiera się w granicach 80 - 120 cm, lub o listwach ułożonych równoległe (niezogniskowana), zastosowana przy zdjęciach wykonywanych wiązką równoległą. W tym przypadku lampa rentgenowska traktowana jest jako punktowe źródło promieni równoległych, co spełnione jest przy odległości między lampą a kratką wynoszącej około 180 - 200 cm.

Aby zatrzeć obraz listew łożowych na otrzymanym radiogramie, przesłony zostają wprowadzone w ruch podczas trwania zdjęcia. Kierunek tego ruchu jest poprzeczny do kierunku ułożenia listew. Dla dostatecznego zamazania obrazu listew, długość ruchu przesłony w trakcie ekspozycji powinna odpowiadać odległości między 20 kolejnymi listwami. Mechanizm wprawiający kratkę w ruch jest sprzężony z aparatem rentgenowskim. Uruchomienie kratki następuje samoczynnie przed włączeniem promieniowania. Elementem napędzającym kratkę jest sprężyna lub silnik elektryczny.

Przy właściwym dobraniu przesłon przeciwrozproszeniowych, tylko niewielka część promieniowania pierwotnego jest przez nie pochłonięta. Pomimo tego czas ekspozycji jest większy w stosunku do badań wykonywanych bez ich użycia, przez co zwiększa narażenie pacjenta. Jednak korzyść wynikająca z uzyskania dobrego radiogramu znacznie przewyższa ujemne skutki.

Skuteczność przesłon charakteryzują następujące parametry:

- stosunek wysokości listewek do odległości między nimi,
- liczba listewek przypadająca na 1 cm długości przesłony,
- odległość ogniskowania (powinna być równa odległości ognisko - przesłona)

Dla przesłón nieruchomych istotną rolę w zamazywaniu ich obrazu na radiogramie odgrywa liczba listewek przypadających na 1 cm długości przesłony. Przy ich dużej liczbie obraz przesłony jest niedostrzegalny.

2.4.4. Dobór parametrów ekspozycji

Omawiając dobór parametrów ekspozycji i ich wpływ na jakość otrzymanego obrazu należy założyć, że czułość stosowanych filmów, rodzaj kratki przeciwrozproszeniowej, rodzaj stosowanej folii wzmacniającej oraz typ generatora wysokiego napięcia są niezienne. Wpływ tych elementów na jakość otrzymywanego obrazu został omówiony w innych rozdziałach.

Istotą badania rentgenowskiego jest otrzymanie odpowiednio zaczernionej błony fotograficznej. Stopień tego zaczernienia jest zależny od ilości docierającego do błony promieniowania rentgenowskiego. Odwołując się do zasady działania lampy rentgenowskiej można stwierdzić, że ilość emitowanego promieniowania zależy od:

- napięcia na lampie rtg [kV]
- prądu płynącego przez lampę [mA]
- czasu ekspozycji [sek].

Tak więc na stopień zaczernienia filmu można wpływać trzema sposobami. Należy jednak pamiętać, że zaczernienie filmu jest wprost proporcjonalne do natężenia promieniowania (prądu płynącego przez lampę) i czasu trwania ekspozycji oraz do piątej potęgi napięcia na lampie. Wynika stąd, że przy stałej wartości napięcia - zaczernienie filmu jest proporcjonalne do iloczynu prądu i czasu ekspozycji (mAs). Z tego powodu wystarczającą jest powszechnie stosowana regulacja tylko wartości kV i mAs. Zwiększenie wysokiego napięcia daje w efekcie twardsze, a więc bardziej przenikliwe promieniowanie. Można by sądzić, że zwiększając odpowiednio napięcie uzyska się zadowalający obraz przy minimalnej wartości mAs. Owszem, zaczernienie będzie zadowalające, niestety bez wymaganych kontrastów istotnych w diagnostycznej ocenie obrazu. Jest to spowodowane znikomym pochłanianiem zbyt twardego promieniowania w tkance. Obniżając napięcie, dla uzyskania wymaganego kontrastu należy odpowiednio zwiększyć wartość mAs. Dlatego dobór parametrów ekspozycji musi uwzględniać zarówno ich wpływ na zaczernienie filmu jak również jakość powstającego promieniowania. Nastawiając parametry ekspozycji, należy zacząć od ustalenia wartości wysokiego napięcia zapewniającego odpowiednią przenikliwość promieniowania przy uwzględnieniu grubości i gęstości badanej części ciała. Dopiero po ustaleniu wartości kV, według kryterium uzyskania pożądanego kontrastu przystępuje się do ustalenia potrzebnej wielkości iloczynu mAs pamiętając o liniowej zależności pomiędzy tym iloczynem a stopniem zaczernienia filmu.

Omówione wyżej sposoby ustalania parametrów ekspozycji można sklasyfikować jako:

technikę trzypunktową, w której istnieje możliwość nastawienia wszystkich trzech parametrów tj. kV, mA i czasu. Technika ta jest możliwa w aparatach starej generacji,

technikę dwupunktową, polega ona na umożliwieniu regulacji kV i mA z ewentualną możliwością dodatkowego wyboru s lub mA w ramach wybranych mAs i % wykorzystania lampy,

technika jednopunktowa, polega na umożliwieniu doboru kV. Dobór wartości mA i czasu ekspozycji odbywa się w układzie automatyki współpracującej z mierzącymi dawkę komorami jonizacyjnymi umieszczonymi przed kasetą z filmem. Komory te umieszczone są zarówno w ścianko - stole jak i w stojaku Bucky'ego. Przykładowo w stojaku Bucky'ego umieszczone są trzy komory, geometrycznie odpowiadające położeniu szczytów lewego i prawego płuca oraz położeniu kręgosłupa. Każda z nich kalibrowana jest na inną wartość dawki. W zależności od rodzaju badania, na stoliku rozdzielczym należy uaktywnić odpowiednią komorę sterującą układem automatyki. Przykłady wyboru rodzaju komory podano w rozdziale 10.9. „Kryteria właściwego wykonywania badań rentgenowskich”,

technika pełnej automatyki. Z techniki tej można skorzystać w aparatach najnowszej generacji dających możliwość zaprogramowania optymalnych parametrów badania dla poszczególnych narządów. Obecnie budowane aparaty umożliwiają zaprogramowanie parametrów ponad 100 badań uwzględniających zarówno badany narząd jak też tuszę i gęstość tkanki badanego pacjenta (dziecko, osoba dorosła). Korzystanie z tej techniki zapewnia wysoką jakość otrzymywanych radiogramów oraz powtarzalność parametrów ekspozycji.

Układy automatyki reagują na sygnały pochodzące z komór jonizacyjnych mierzących dawkę docierającą do błony fotograficznej, korygując wartość wysokiego napięcia otrzymywanego z generatora oraz optymalny czas ekspozycji.

Omawiając automatykę badań radiograficznych należy wspomnieć o urządzeniu AMBER^a przeznaczonym do wykonywania pełnowymiarowych radiografii klatki piersiowej. Urządzenie to jest o tyle godne uwagi, że zamiast trzech komór jonizacyjnych zastosowano tutaj matrycę komór pokrywających całą powierzchnię. Realizowane to jest przez poziomą listwę zawierającą szereg prawie przezroczystych dla promieni X komór jonizacyjnych. Linijka ta jest przesuwana pionowo przed filmem mierząc ilość promieniowania docierającego do każdej części filmu. Równocześnie z ruchem detektora zmienia się ułożenie głowicy lampy skanując następną powierzchnię. Skanowanie odbywa się przy pomocy modulatora, który dzieli wiązkę promieniowania X na wiele wąskich stycznych wiązek składowych rozchodzących się wachlarzowato z ogniska lampy. Modulator zmienia również natężenie każdej z wiązek w zależności od sygnału sterującego będącego pochodną sygnału z odpowiedniego detektora. W efekcie po zastosowaniu automatycznej obróbki filmu uzyskuje się najbardziej optymalny kontrast na całej powierzchni filmu (przedmiotowa dynamiczna kompresja zakresu).

Jednak dopiero pełne poznanie możliwości aparatu w połączeniu z doświadczeniem personelu pozwala na otrzymywanie dobrych radiogramów przy minimalnym narażeniu pacjenta.

^a Zaawansowana Wielowiązkowa Radiografia Wyrównująca (Advanced Multiple Beam Equalization Radiography)

3. JEDNOSTKI STOSOWANE W OCHRONIE RADIOLOGICZNEJ. DAWKI PROMIENIOWANIA

3.1. Jednostki

3.1.1. Układ SI a ochrona radiologiczna

W Polsce obowiązuje układ jednostek miar oparty na Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar SI (Système International). Układ ten jest oparty na siedmiu jednostkach podstawowych (metr, kilogram, sekunda, amper, kelwin, mol i kandela) oraz dwóch uzupełniających (radian i steradian). Wzajemne stosunki tych dziewięciu jednostek tworzą tzw. jednostki pochodne służące do określania pozostałych wielkości fizycznych, z których część posiada własne nazwy i oznaczenia (np. *dżul* - J, *wolt* - V, *kulomb* - C, *paskal* - Pa i in.). Z poza układu SI, do legalnego stosowania, dopuszczonych jest kilka jednostek np.: *hektar*, *tona*, *litr*, *minuta*, *godzina*, *dzień*, *stopień Celsjusza* oraz *stopień*, *minuta*, *sekunda* dla pomiaru kąta. Jednostki te wraz z jednostkami SI tworzą legalne jednostki pochodne (np.: km/h, kWh, t/m³, itp.).

Podstawowymi wielkościami stosowanymi w ochronie radiologicznej są: aktywność, dawka, moc dawki, równoważnik dawki oraz wskaźniki pochodne ALI i DAC. Wielkości te na ogół obecnie wyrażane są w jednostkach układu SI, zdarza się jednak stosowanie jednostek mieszanych. Często, zwłaszcza w literaturze fachowej dotyczącej ochrony radiologicznej, można napotkać stosowane jeszcze do niedawna jednostki pozaukładowe. Mnogość używanych jednostek wprowadza pewien nieporządek i przyczynia się do pewnej niechęci przy próbie zrozumienia zagadnienia przez adeptów ochrony radiologicznej. Rozdział ten jest próbą zebrania i usystematyzowania różnych stosowanych w ochronie radiologicznej jednostek.

3.1.2. Aktywność

Aktywnością A źródła promieniotwórczego określa się ilość przemian jądrowych zachodzących w tym źródle w jednostce czasu:

$$A = -\frac{dN}{dt} \quad (30)$$

gdzie *N* jest liczbą jąder promieniotwórczych, a *dt* przedziałem czasu, w którym liczba tych jąder zmniejszyła się o *dN*. Znak minus oznacza właśnie zmniejszanie się liczby jąder ze względu na zachodzący rozpad promieniotwórczy.

W układzie SI jednostką aktywności jest *bekkerel* [Bq]. Bekkerel jest jednostką aktywności źródła, w którym w ciągu jednej sekundy zachodzi jedna przemiana jądrowa:

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$$

Jednostka ta jest bardzo mała, więc w praktyce często stosuje się jednostki pochodne:

$$1 \text{ kBq (kilobekereel)} = 10^3 \text{ Bq}$$

$$1 \text{ MBq (megabekereel)} = 10^6 \text{ Bq}$$

$$1 \text{ GBq (gigabekereel)} = 10^9 \text{ Bq itd.}$$

Często stosowaną pozaukładową jednostką aktywności jest *kiur* [Ci]. Jednostka ta określa aktywność 1 g radu i jest równa $3,7 \cdot 10^{10} \text{ s}^{-1}$. Zależność pomiędzy Ci a Bq jest następująca:

$$1 \text{ Bq} = 27 \text{ pCi} = 27 \cdot 10^{-12} \text{ Ci}$$

Jak widać jednostka ta jest z kolei bardzo duża i dlatego zazwyczaj stosowane są jej podwielokrotności:

$$1 \text{ mCi (milikiur)} = 10^{-3} \text{ Ci}$$

$$1 \text{ } \mu\text{Ci (mikrokiur)} = 10^{-6} \text{ Ci}$$

$$1 \text{ nCi (nanokiur)} = 10^{-9} \text{ Ci}$$

$$1 \text{ pCi (pikokiur)} = 10^{-12} \text{ Ci}$$

Z przedstawionych wyżej zależności widać, że:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$$

Stopień skażenia radioaktywnego różnych substancji (w tym również żywności) określa się przez podanie tzw. *aktywności właściwej* A_w , która jest stosunkiem aktywności A określonej substancji do jej masy m :

$$A_w = \frac{A}{m} \quad [\text{Bq/kg}] \quad (31)$$

3.1.3. Dawki promieniowania jonizującego

3.1.3.1. Dawka ekspozycyjna

Dawka ekspozycyjna X jest miarą stopnia jonizacji powietrza przez przechodzące przez nie promieniowanie rtg lub γ . Stopień jonizacji określa się jako wartość bezwzględną sumy ładunków jonów jednego znaku dQ wytworzonych przez promieniowanie w jednostce masy powietrza dm :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (32)$$

W układzie SI jednostką dawki ekspozycyjnej jest *kulomb na kilogram* [$\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$]. W starych jednostkach dawkę ekspozycyjną wyrażano w *rentgenach* [R] i określano jako stopień jonizacji, który w 1 cm^3 suchego powietrza w warunkach normalnych -

wytwarza ładunek równy 1 jednostce elektrostatycznej każdego znaku. Obie wymienione jednostki są ze sobą związane zależnością:

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$$

3.1.3.2. Dawka pochłonięta

Promieniowanie jonizujące przechodząc przez ośrodek traci swą energię. Miarą pochłaniania promieniowania jest tzw. *dawka pochłonięta*. Tak więc dawka pochłonięta **D** jest ilością energii **dE** promieniowania jonizującego pochłoniętą przez jednostkę masy **dm** materii:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (33)$$

W układzie SI jednostką dawki pochłoniętej jest *grej* [Gy].

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$$

Oznacza to, że dawka pochłonięta wynosi 1 grej wtedy, gdy 1 kilogram materiału, przez który przechodzi promieniowanie, pochłania energię 1 dżula.

W starych, pozaukładowych jednostkach dawkę pochłoniętą mierzono w *radach* [rad] (dawka pochłonięta wynosi 1 rad wtedy, gdy 1 gram materii, przez którą przechodzi promieniowanie pochłania energię 100 ergów). Związek pomiędzy radem i grejem jest następujący:

$$\begin{aligned} 100 \text{ rad} &= 1 \text{ Gy} \\ \text{zatem: } 1 \text{ rad} &= 0,01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy (centygrej)}. \end{aligned}$$

3.1.3.3. Równoważnik dawki

Pojęcie dawki pochłoniętej dotyczy pochłaniania promieniowania przez różne materiały, w tym również przez tkanki ciała ludzkiego. W trakcie napromienienia organizmów żywych, w ich tkankach oprócz zjawisk fizycznych zachodzą także procesy biologiczne zależne od rodzaju promieniowania. W związku z tym, aby określić stopień pochłaniania energii przez żywy organizm z uwzględnieniem skutków biologicznych jakie wywołują różne rodzaje promieniowania jonizującego, wprowadzono pojęcie *równoważnika dawki*. Równoważnik dawki **H** wyraża się wzorem:

$$H = Q \cdot D \quad (34)$$

gdzie **Q** jest tzw. *współczynnikiem jakości promieniowania* zależnym od rodzaju promieniowania (tabela 3.1.). Wartości tego współczynnika określa zarządzenie Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dn. 31 marca 1988 r. w sprawie dawek granicznych

promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym (Mon. Pol. Nr 14 poz. 124) .

Jednostką równoważnika dawki w układzie SI jest *siwert* [Sv]. W starych pozaukładowych jednostkach równoważnik dawki wyrażano w *remach* [rem]:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

lub $1 \text{ rem} = 1 \text{ cSv} = 10 \text{ mSv}$.

Biorąc pod uwagę zależność między grejem a radem można napisać:

$$1 \text{ [Sv]} = 1 \text{ [Gy]} \cdot Q$$

$$1 \text{ [rem]} = 1 \text{ [rad]} \cdot Q.$$

Tabela 3.1. Zależność współczynnika jakości promieniowania od rodzaju promieniowania

Rodzaj promieniowania	Współczynnik Q
X i γ powyżej 30 keV	1
β powyżej 30 keV	1
β trytu	2
α , neutrony, protony, jony ciężkie	25
neutrony termiczne	4,5

3.1.4. Moc dawki

Często w praktyce nie wystarcza znajomość dawki promieniowania. Jeżeli wartość dawki zmienia się w czasie, wygodnie jest posługiwać się pojęciem mocy dawki.

3.1.4.1 Moc dawki ekspozycyjnej

Mocą dawki ekspozycyjnej \dot{X} określa się przyrost dawki ekspozycyjnej dX w czasie dt :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (35)$$

Jednostką mocy dawki ekspozycyjnej w układzie SI jest *amper na kilogram* ($1\text{C/kg}\cdot\text{s} = 1 \text{ A/kg}$). W jednostkach pozaukładowych moc dawki ekspozycyjnej mierzono w *rentgenach na godzinę* [R/h] lub w *milirentgenach na godzinę* [mR/h].

W jednostkach mocy dawki ekspozycyjnej mierzy się moc dawki w powietrzu. Związek między starymi a nowymi jednostkami można opisać zależnością:

$$1 \text{ pA/kg} \approx 0,014 \text{ mR/h}.$$

3.1.4.2. Moc dawki pochłoniętej

Moc dawki pochłoniętej \dot{D} jest to przyrost dawki pochłoniętej dD w czasie dt :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (36)$$

Jednostką mocy dawki pochłoniętej w układzie SI jest *grej na sekundę* [$Gy \cdot s^{-1}$]. Częściej stosowane są mniejsze jednostki - *miligrej na godzinę* [$mGy \cdot h^{-1}$] lub *mikrogrej na godzinę* [$\mu Gy \cdot h^{-1}$]. W jednostkach pozaukładowych dawkę pochłoniętą wyraża się w radach, a więc moc dawki pochłoniętej - w *radach na sekundę* [$rad \cdot s^{-1}$], *radach na godzinę* [$rad \cdot h^{-1}$].

3.1.4.3. Moc równoważnika dawki

Podobnie jak moc dawki ekspozycyjnej i pochłoniętej można określić *moc równoważnika dawki* \dot{H} . Jest to stosunek przyrostu równoważnika dawki dH w czasie dt :

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} \quad (37)$$

Jednostką mocy równoważnika dawki w układzie SI jest *siwert na sekundę* [$Sv \cdot s^{-1}$]. Jednostką pozaukładową był *rem na godzinę* [$rem \cdot h^{-1}$].

3.1.4.4. Zestawienie jednostek

W układzie jednostek SI czas mierzy się w sekundach. Dozwoloną do stosowania jednostką pozostaje jednak nadal godzina i często wygodniej jest jej używać. Poniżej, w tabeli 3.2. zestawione zostały omówione tu jednostki oraz ich związek między sobą.

Tabela 3.2. Zestawienie jednostek stosowanych w ochronie radiologicznej

WIELKOŚĆ	JEDNOSTKI		Związek pomiędzy jednostkami
	używane obecnie	używane dawniej	
Aktywność	Bq [s ⁻¹]	Ci	1 Ci = 3,7 · 10 ¹⁰ Bq 1 Bq = 27 pCi
Dawka ekspozycyjna	C/kg	R	1 R = 2,58 · 10 ⁻⁴ C/kg
Moc dawki ekspozycyjnej	A/kg pA/kg	R/h mR/h	1 R/h = 7,17 · 10 ⁻⁸ A/kg 1 A/kg = 1,4 · 10 ⁷ R/h 1 pA/kg = 0,014 mR/h
Dawka pochłonięta	Gy [J/kg] cGy	rad	1 rad = 0,01 Gy 1 rad = 1 cGy
Moc dawki pochłoniętej	Gy/s [W/kg] cGy/h μGy/h	rad/h mrad/h	1 rad/h = 2,78 · 10 ⁻⁶ Gy/s 1 rad/h = 1 cGy/h 1 mrad/h = 10 μGy/h
Równoważnik dawki	Sv mSv	rem mrem	1 rem = 0.01 Sv 1 mSv = 100 mrem
Moc równoważnika dawki	Sv/s Sv/h mSv/h	rem/h mrem/h	1 Sv/s = 36 · 10 ⁴ rem/h 1 Sv/h = 100 rem/h 1 mSv/h = 100 mrem/h

3.2. Dawki graniczne

3.2.1. Pojęcia ogólne

Ochrona radiologiczna polega przede wszystkim na działaniach zmierzających do ograniczenia szkodliwego wpływu promieniowania jonizującego na jednostkę oraz całą populację w celu zapewnienia zdrowia społeczeństwa i zminimalizowania wpływu tego promieniowania na zdrowie przyszłych pokoleń (skutki genetyczne). W tym celu Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ICRP) sformułowała zalecenia, które brzmią: „nie wolno dopuścić żadnej praktyki związanej z ekspozycją, dopóki praktyka ta nie przyniesie dostatecznej korzyści osobom eksponowanym lub społeczeństwu, przewyższając straty w postaci radiacyjnego uszczerbku na zdrowiu, związanego z tą praktyką”.

Przepisy międzynarodowe oraz przepisy poszczególnych krajów ustalają tzw. dawki graniczne tj. takie dawki, do których przekroczenia nie wolno dopuścić.

Obowiązujące w Polsce wspomniane wyżej zarządzenie Prezesa PAA (Monitor Polski Nr 14 z 1988 r., poz. 124) określa dawki graniczne dla:

- osób zatrudnionych w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące,

- osób zamieszkałych lub przebywających w sąsiedztwie źródeł promieniowania jonizującego oraz dla osób narażonych na wpływ takiego promieniowania z powodu skażeń promieniotwórczych środowiska,
- osób narażonych na wpływ promieniowania jonizującego z powodu stosowania wyrobów powszechnego użytku emitujących takie promieniowanie.

Określone w zarządzeniu dawki graniczne wyrażone są jako:

- równoważnik dawki, w danym punkcie tkanki lub narządzie,
- efektywny równoważnik dawki obrazujący zagrożenie całego ciała,
- efektywny równoważnik dawki obciążającej.

Wprowadzone zostały również tzw. wskaźniki pochodne określające zagrożenie promieniowaniem jonizującym:

- ALI - (Annual Limit on Intake) roczne wchłonięcie substancji promieniotwórczej drogą pokarmową lub oddechową (w Bq),
- DAC - (Derived Air Concentration) stężenie substancji promieniotwórczych w powietrzu (w Bq/m³).

Wyszczególnione w w/w zarządzeniu wartości dawek granicznych nie obejmują promieniowania tła naturalnego ani też medycznego narażenia pacjentów.

3.2.1.1. Wartości graniczne równoważnika dawki

Pojęcie równoważnika dawki wyjaśniono w rozdz. 3.1.3.3. Dla osób zatrudnionych w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące, w ciągu roku (kolejnych 12 miesięcy), dawka graniczna wyrażona jako równoważnik dawki wynosi:

- 50 mSv (5 rem) - jeśli napromieniowanie całego ciała jest równomierne,
- 150 mSv (15 rem) - w soczewkach oczu,
- 500 mSv (50 rem) - w innych tkankach lub narządach, w tym także w skórze (powierzchnia nie większa niż 10 cm² dla skóry).

3.2.1.2. Wartość graniczna efektywnego równoważnika dawki

Szkodliwość promieniowania jonizującego dla różnych narządów i tkanek jest różna. Pojęcie równoważnika dawki ma sens tylko w przypadku równomiernego napromienienia całego ciała. Przy nierównomiernym napromienieniu ciała wprowadza się pojęcie efektywnego równoważnika dawki H_E :

$$H_E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (38)$$

gdzie:

w_T - współczynnik wagowy,

H_T - średni równoważnik dawki w tkance lub narządzie.

Efektywny równoważnik dawki wyraża się w siwertach. Wartości współczynników wagowych zestawiono w tabeli 3.3.

Tabela 3.3. Zestawienie współczynników wagowych efektywności promieniowania

Tkanka lub narząd	Współczynnik w_T
Przewód pokarmowy	0,30
Gonady	0,25
Gruczoły piersiowe	0,15
Płuca	0,12
Czerwony szpik kostny	0,12
Tarczycza	0,03
Powierzchnia kości	0,03

Jeśli są znane wartości dawek w poszczególnych tkankach i narządach - dawka graniczna wyrażona jako efektywny równoważnik dawki dla osób zatrudnionych w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące, w ciągu kolejnych 12 miesięcy, wynosi 50 mSv (5 rem).

3.2.1.3. Efektywny równoważnik dawki obciążającej

Równoważnik dawki oraz efektywny równoważnik dawki określają narażenie na promieniowanie zewnętrzne. Przy napromieniowaniu wewnętrznym, spowodowanym wchłonięciem izotopu dłużejyciowego miarą narażenia jest *efektywny równoważnik dawki obciążającej* H_{E50} . Określa się go według wzoru:

$$H_{E50} = \int_{t_0}^{t_0 + 50 \text{ lat}} \dot{H}_E(t) dt \quad (39)$$

gdzie:

$\dot{H}_E(t)$ - moc efektywnego równoważnika dawki spowodowanego wchłonięciem
 t_0 - moment wchłonięcia.

Jednostką efektywnego równoważnika dawki obciążającej jest siwert (Sv). Efektywny równoważnik dawki obciążającej oznacza, że w przypadku wchłonięcia przez organizm izotopu dłużejyciowego należy sumować dawki przez 50 lat od chwili wchłonięcia.

Roczne wchłonięcie graniczne (ALI) odpowiadające efektywnemu równoważnikowi dawki obciążającej wynosi 50 mSv (5 rem).

3.2.1.4. Dawki graniczne przy napromieniowaniu złożonym

W przypadku wystąpienia napromieniowania złożonego (tzn. napromienienia zewnętrznego i wewnętrznego w wyniku wchłonięcia) przyjmuje się, że dawki graniczne dla osób zatrudnionych w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące będą zachowane, jeżeli są spełnione następujące warunki:

$$\frac{H_p}{50 \text{ mSv}} + \sum_{i=1}^n \frac{A_i}{ALI_i} \leq 1 \quad (40)$$

oraz

$$\frac{H_s}{500 \text{ mSv}} \leq 1 \quad (41)$$

gdzie:

- H_p - równoważnik głęboki dawki,
- H_s - równoważnik powierzchniowy dawki,
- A_i - roczne wchłonięcie i-tego radionuklidu,
- ALI_i - ALI i-tego radionuklidu.

Równoważnik głęboki dawki H_p jest to równoważnik dawki w miękkiej tkance w określonym punkcie ciała na głębokości odpowiedniej dla silnie przenikliwego promieniowania. Przy obliczeniach H_p przyjmuje się zazwyczaj głębokość równą 10 mm. Dla słabo przenikliwego promieniowania przyjmuje się często głębokość 0,07 mm i określa się wówczas *równoważnik powierzchniowy dawki*.

Pierwszy z wymienionych wyżej wzorów określa warunek dla sytuacji gdy nastąpiło napromieniowanie złożone. Pierwszy składnik sumy informuje o stosunku dawki otrzymanej w wyniku napromieniowania zewnętrznego przez przenikliwe promieniowanie do dawki granicznej - 50 mSv. Drugi składnik jest sumą stosunków wchłonięć różnych radionuklidów do ich wartości dopuszczalnych (ALI). Zatem cały wzór określa warunki, które muszą być spełnione, aby nie nastąpiło przekroczenie dawki granicznej.

Drugi wzór opisuje sytuację, gdy występuje zewnętrzne napromienienie słabo przenikliwym promieniowaniem, nie powodującym głębokiego wniknięcia (np. napromieniowanie skóry). Stosunek równoważnika dawki otrzymanej np. na skórę do dawki granicznej (500 mSv na skórę) będzie mniejszy od jedności gdy dawka graniczna nie będzie przekroczona.

3.2.1.5. Wskaźniki pochodne ALI i DAC

Wartości wskaźników pochodnych ALI i DAC są zebrane w tabelach A i B w załączniku nr 2 do zarządzenia Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dnia 31 marca 1988 r. (Mon. Pol. Nr 14, z dn. 21 maja 1988 r. poz. 124).

Interpretacja tych wskaźników jest następująca:

- ALI: - jest to wartość aktywności określonego izotopu (w Bq), która wprowadzona do organizmu człowieka drogą pokarmową lub oddechową w ciągu roku spowoduje otrzymanie dawki granicznej dla narażenia zawodowego.
- DAC: - jest to stężenie izotopu promieniotwórczego w powietrzu (w Bq/m³), które spowoduje otrzymanie dawki granicznej przez człowieka pracującego w takich warunkach 40 godzin tygodniowo przez cały rok.

3.2.2. Ograniczenia wartości dawek granicznych

3.2.2.1. Narażenie zawodowe

Podane w poprzednim rozdziale wartości dawek granicznych dotyczą narażonych zawodowo mężczyzn powyżej 18-go roku życia oraz kobiet powyżej 45 lat.

Dla kobiet w wieku do 45-go roku życia wprowadza się dodatkowe ograniczenie wielkości dawek. Dawka graniczna wynosi w ciągu kolejnych 3 miesięcy 12 mSv (1,2 rem) i jest wyrażona jako równoważnik dawki w narządach jamy brzusznej. Równocześnie nie należy przekraczać 5 mSv (0,5 rem) w ciągu kolejnych 2 miesięcy. Niedopuszczalne jest napromieniowanie dawkami jednorazowymi. Narażenie kobiet, u których stwierdzono ciążę, nie może przekroczyć wartości dopuszczalnych dla osób nie narażonych zawodowo.

Dla osób zawodowo narażonych, które ukończyły 16 lat, a nie przekroczyły 18-go roku życia, dawka graniczna wynosi 0,1 wartości, wymienionych w poprzednim rozdziale izotopów.

3.2.2.2. Narażenie populacji

Osoby nie narażone zawodowo określane są w przepisach jako osoby zamieszkałe lub przebywające w ogólnie dostępnym otoczeniu źródeł promieniowania jonizującego, w tym również obiektu jądrowego oraz narażone wskutek skażeń promieniotwórczych środowiska jak też osoby narażone na wpływ promieniowania jonizującego z powodu stosowania wyrobów powszechnego użytku emitujących takie promieniowanie.

Dawka graniczna dla osób nie narażonych zawodowo, wyrażona jako efektywny równoważnik dawki w ciągu 12 miesięcy wynosi 1 mSv (0,1 rem) na całe ciało. Dawka graniczna wyrażona jako równoważnik dawki w ciągu 12 miesięcy w soczewkach oczu wynosi 15 mSv (1,5 rem), a w skórze - 50 mSv (5 rem).

Dla osób dorosłych nie narażonych zawodowo przyjmuje się 1/50 wartości wskaźników pochodnych ALI i DAC, a dla niemowląt i dzieci -1/100 tych wartości.

3.2.3. Podsumowanie

Poniżej, w tabeli 3.4. zestawiono najważniejsze wartości dawek granicznych dla różnych grup ludności:

Tabela 3.4. Najważniejsze wartości dawek granicznych.

	Efektywny równoważnik dawki	Równoważnik dawki	
	całe ciało	oczy	inne, skóra
Narażenie zawodowe	50 mSv/rok	150 mSv/rok	500 mSv/rok
Dodatkowy warunek dla kobiet do 45 lat (jama brzuszna)	12 mSv/3 mies. 5 mSv/2 mies.		
Młodociani	5 mSv/rok	15 mSv/rok	50 mSv/rok
Ludność	1 mSv/rok	15 mSv/rok	50 mSv/rok

Dawki graniczne dla kobiet, u których stwierdzono ciążę nie mogą przekraczać wartości określonych dla osób nie narażonych zawodowo na promieniowanie. Oznacza to często konieczność odsunięcia od pracy w narażeniu na promieniowanie jonizujące kobiet w ciąży.

Należy jednocześnie podkreślić, że każda działalność w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące powinna być prowadzona w taki sposób, aby liczba osób narażonych była najmniejsza, a otrzymane przez te osoby dawki promieniowania były możliwie małe i nie przekraczały dawek granicznych.

Ustanowienie dawki granicznej nie zwalnia z obowiązku ograniczania rzeczywistych dawek promieniowania jonizującego do tak małych, jak tylko jest to rozsądnie osiągalne.

3.3. Zalecenia Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej

Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (International Commission On Radiological Protection, w skrócie - ICRP) w Publikacji nr 60 [50] sformułowała nowe zalecenia, wprowadzając także zmiany w systemie wielkości określających narażenie. Według ICRP 60 - głównymi wielkościami dozymetrycznymi są:

- **średnia dawka pochłonięta** w tkance lub narządzie D_T , czyli energia pochłonięta w jednostce masy. Jednostką dawki pochłoniętej jest siwert (Sv).
- **dawka równoważna** w tkance lub narządzie H_T , określona poprzez ważenie dawki pochłoniętej czynnikiem wagowym promieniowania w_R . Dawka równoważna jest nową wielkością, odmienną od równoważnika dawki (por. p. 3.1.3.3.) i została zdefiniowana następująco:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (42)$$

gdzie: w_R - współczynnik wagowy promieniowania,

$D_{T,R}$ - średnia dawka pochłonięta w narządzie lub tkance T, wywołana promieniowaniem R.

Jednostką dawki równoważnej jest siwert (Sv). Wartości współczynnika w_R zestawiono w tabeli 3.5.

- **dawka skuteczna (efektywna) E** określana poprzez ważenie dawki równoważnej czynnikiem wagowym tkanki w_T i sumowanie po wszystkich tkankach. Jest ona określona wyrażeniem:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (43)$$

gdzie: H_T - dawka równoważna w tkance lub narządzie T,

w_T - współczynnik wagowy tkanki T.

Wzory (42) i (43) można połączyć w jeden:

$$E = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (44)$$

Jest to wówczas podwójnie ważona suma dawki pochłoniętej we wszystkich tkankach i narządach ciała. Jednostką dawki skutecznej jest siwert (Sv). Wartości współczynnika w_T zestawiono w tabeli 3.6.

- **skuteczna (efektywna) dawka obciążająca E_τ** , która jest dawką sumaryczną otrzymywaną przez organizm w ciągu pewnego czasu. Określona jest ona jako całka po czasie z mocy dawki skutecznej otrzymanej od momentu rozpoczęcia wchłaniania radionuklidu do czasu τ . Jednostką skutecznej dawki obciążającej jest siwert (Sv).
- **kolektywna (zbiorowa) dawka skuteczna (efektywna)** będąca iloczynem średniej dawki skutecznej w grupie i liczby osób w tej grupie. Wielkość ta reprezentuje skutki ekspozycji populacji lub grupy. Jednostką kolektywnej dawki skutecznej jest osobosiwert (osobo-Sv) oznaczany nieraz *man · Sv*.

Trzeba zwrócić uwagę, że różnica pomiędzy równoważnikiem dawki (por. p. 3.1.3.3), a dawką równoważną polega głównie na występowaniu współczynnika jakości promieniowania Q we wzorze określającym równoważnik dawki (34) oraz współczynnika wagowego promieniowania w_R we wzorze (42) na dawkę równoważną. Wartości współczynnika Q podano w tabeli 3.1, a wartości współczynnika w_R w tabeli 3.5.

Tabela 3.5. Współczynniki wagowe promieniowania w_R (wg ICRP 60)

Rodzaj i zakres energii promieniowania	w_R
Fotony wszystkich energii	1
Elektrony i miony wszystkich energii	1
Neutrony < 10 keV	5
Neutrony 10 keV do 100 keV	10
Neutrony > 100 keV do 2 MeV	20
Neutrony > 2 MeV do 20 MeV	10
Neutrony > 20 MeV	5
Protony > 2 MeV (z wyłączeniem protonów odrzutu)	5

Rodzaj i zakres energii promieniowania	WR
Cząstki α , ciężkie jony, fragmenty rozszczepienia	20

Tabela 3.6. Współczynniki wagowe tkanki w_T (wg ICRP 60)

Tkanka lub narząd	w_T
Gruzoły płciowe (gonady)	0,2
Czerwony szpik kostny	0,12
Jelito grube	0,12
Płuca	0,12
Żołądek	0,12
Pęcherz moczowy	0,05
Gruzoły sutkowe	0,05
Wątroba	0,05
Przelyk	0,05
Tarczycza	0,05
Skóra	0,01
Powierzchnia kości	0,01
Pozostałe	0,05

Podobnie - różnica pomiędzy efektywnym równoważnikiem dawki (por. p. 3.2.1.2), a dawką skuteczną (efektywną) jest dostrzegalna po porównaniu współczynników wagowych efektywności promieniowania (tabela 3.3) występujących we wzorze (38) ze współczynnikami wagowymi tkanki z tabeli 3.6., które zastosowano we wzorze (43).

Należy mieć świadomość, że przyjęcie do stosowania zalecanych przez ICRP 60 nowych wielkości określających narażenie na promieniowanie jonizujące - pociągnie za sobą znaczące zmiany w ocenach narażenia powodowanego niektórymi rodzajami promieniowania.

4. OBLICZANIE DAWEK I WYMAGANYCH GRUBOŚCI OSŁON WOKÓŁ ŹRÓDEŁ PROMIENIOWANIA X

4.1. Obliczanie dawek

Aby obraz rentgenowski był ostry, ognisko lampy rtg musi być bardzo małe, można je więc traktować jako punktowe źródło promieniowania. Natężenie, a zatem i moc dawki promieniowania rentgenowskiego będzie się wobec tego zmieniać odwrotnie proporcjonalnie do kwadratu odległości od ogniska. Jeżeli w dokumentacji technicznej podana jest *wydajność lampy rtg* tzn. moc dawki pochłoniętej w odległości 1m od ogniska przy prądzie 1mA w określonych warunkach filtracji i napięcia, to zaniedbując osłabianie promieniowania w powietrzu obliczenie mocy dawki pochłoniętej jest możliwe ze wzoru:

$$\dot{D} = \frac{60 \cdot I \cdot W_x}{L^2} \quad (45)$$

gdzie:

\dot{D} - szukana wartość mocy dawki pochłoniętej w [cGy/h],

W_x - wydajność lampy rtg w [cGy · m²/min · mA],

L - odległość od ogniska lampy w [m],

I - średni prąd anodowy lampy w [mA],

Przyjmując dalej, że moc dawki w czasie narażenia t jest stała to dawka w interesującym nas punkcie pola promieniowania będzie określona iloczynem mocy dawki \dot{D} w tym punkcie i czasu narażenia t :

$$D = \dot{D} \cdot t \quad (46)$$

Ponieważ różnice wydajności lamp różnych producentów są niewielkie, w przypadku braku danych fabrycznych można do obliczenia mocy dawki pochłoniętej promieniowania pochodzącego od lamp stosowanych w diagnostyce, terapii medycznej i defektoskopii przyjmować dane zawarte w Polskiej Normie PN-86/J-80001. I tak np. dla napięcia anodowego 80 kV przy prądzie 1mA w odległości 1m od ogniska lampy, moc dawki pochłoniętej w wiązce głównej promieniowania X (wydajność lampy) wyrażona w cGy/min wynosi:

- dla filtru Al o grubości 1mm → 1,18
- dla filtru Cu o grubości 1mm → 0,03

Przykładowe obliczenie: *jaką dawkę otrzyma pracownik znajdujący się przypadkowo w odległości 3 m od ogniska lampy w wiązce głównej przez czas 2 s gdy lampa zasilana jest napięciem 80 kV przy prądzie anodowym 70 mA z filtrem Al o grubości 1 mm przedstawia się następująco:*

Korzystając z danych zawartych w normie można wyliczyć moc dawki w odległości 3 m od ogniska lampy która zgodnie ze wzorem (45) wynosi:

$$\dot{D} = \frac{60 \cdot 70 \cdot 1,18}{3^2} = 551 \text{ [cGy / h]}$$

Zgodnie ze wzorem (46) dawka pochłonięta w powietrzu będzie wynosiła więc:

$$D = \frac{551 \cdot 2}{3600} = 0,3 \text{ [cGy]}$$

Jak wiadomo z rozdziału 3, dawka pochłonięta jest ilością energii promieniowania jonizującego pochłoniętą przez jednostkę masy materii. Wydajność lampy rentgenowskiej określana jest zazwyczaj przez moc dawki pochłoniętej w powietrzu. Tak więc powyższe obliczenia nie określają dawki pochłoniętej przez tkankę. Z fizycznego punktu widzenia dobrym modelem tkanki jest woda. Znając wielkość energii pochłoniętej w powietrzu można łatwo obliczyć energię pochłoniętą w wodzie. W tym celu należy wziąć za podstawę stosunek liczby elektronów w jednostce masy powietrza do liczby elektronów w tej masie wody. Stosunek ten wynosi ok. 0,87. Zatem dawce pochłoniętej w powietrzu równej 0,87 Gy odpowiada równoważnik dawki 1 Sv. Wygodniejszą do zapamiętania postać tej proporcji można zapisać następująco:

**dawce pochłoniętej w powietrzu równej 0,087 cGy
odpowiada równoważnik dawki 1 mSv**

Wracając do przykładu otrzymamy proporcję:

$$0,087 \text{ cGy} \rightarrow 1 \mu\text{Sv}$$

$$0,3 \text{ cGy} \rightarrow x \mu\text{Sv}$$

Z proporcji tej wynika, że równoważnik dawki jaką otrzymał pracownik wynosi:
(0,3 · 1) : 0,087 = 3,45 mSv.

4.2. Osłony przed promieniowaniem X

Ze względu na sposób oddziaływania promieniowania X z materią, osłony przed tym promieniowaniem muszą być budowane z odpowiednich materiałów. Najlepiej nadają się do tego materiały o dużej liczbie atomowej Z. Dla fotonów promieniowania X i γ nie można określić zasięgu w danym materiale, można jedynie określić, jaka część fotonów padających na osłonę zostanie w niej pochłonięta. Stosunek mocy dawki bez osłony do mocy dawki w tym samym miejscu po umieszczeniu osłony na drodze wiązki promieniowania nazywa się krotnością osłabienia. Krotność osłabienia jest zależna od materiału i grubości osłony oraz od energii promieniowania.

Osłony przed promieniowaniem X można podzielić ze względu na sposób ich stosowania na osłony stałe i przenośne. Do osłon stałych należy zaliczyć np.: tynki barytowe na ścianach pracowni rtg, blachę Pb na drzwiach pracowni oraz szkło o odpowiednim równoważniku Pb instalowane w okienkach między sterownią a pracownią. Oczywiście osłoną stałą jest ściana pracowni (również bez barytu). Niekiedy stosuje się osłony ze stali lub żeliwa.

Do osłon ruchomych zalicza się np.: fartuchy i rękawice ochronne, osłony na gony, katedrę i parawan. Osłony te wykonane są z gumy o odpowiednim równoważniku ołowiu.

4.3. Obliczanie osłon przed pierwotnym promieniowaniem X

Każde źródło promieniowania jonizującego, przed oddaniem do eksploatacji musi posiadać odpowiednie do warunków pracy, ochrony przed tym promieniowaniem. Sposób postępowania przy obliczaniu osłon reguluje polska norma nr PN-86/J-80001. Praktyczny sposób postępowania przedstawiony jest w następującym przykładzie:

aparatus rtg diagnostyczny, pełnofalowy wykonuje 120 zdjęć dziennie przez 5 dni w tygodniu. Czas jednego zdjęcia wynosi 0,1 s, napięcie na lampie rtg 100 kV, natężenie prądu anodowego 200 mA, filtr dodatkowy 1mm Al. Promieniowanie pada bezpośrednio na osłonę wykonaną z ołowiu, za którą pracują osoby narażone zawodowo. Odległość lampy od osłony wynosi 1,5 m. Należy obliczyć wymaganą grubość tej osłony.

Zgodnie z normą wymagana krotność osłabienia osłony wynosi:

$$k = \frac{\dot{D} \cdot I \cdot t}{D \cdot L^2} \cdot y = \frac{1,7 \cdot 200 \cdot 1}{0,1 \cdot 2,25} = 1510 \quad (47)$$

gdzie:

\dot{D} - 1,7 cGy/min w odl. 1 m od ogniska, przy prądzie 1 mA wg. tab.2 (normy),

I - 200 mA,

t - zgodnie z pkt. 2.3 normy $t = T \cdot U \cdot t_0 = 1 \cdot 1 \cdot 0,1 \cdot 120 \cdot 5/60 = 1$ min,

przy czym

T - oznacza współczynnik określający prawdopodobieństwo przebywania ludzi w osłanianym miejscu ($0,05 \div 1$),

U - współczynnik określający prawdopodobieństwo skierowania użytecznej wiązki promieniowania w kierunku obliczonej osłony ($0,05 \div 1$),

t_0 - maksymalny czas pracy źródła promieniowania w ciągu tygodnia na jednej zmianie,

D - dawka tygodniowa 0,1 cGy wg obecnie obowiązujących przepisów,

L - 1,5 m,

y - współczynnik osłabienia w ośrodku, 1 wg normy.

Grubość osłony przed promieniowaniem X o wymaganej krotności osłabienia $k = 1510$ odczytana z wykresu podanego na rys. 1 normy wynosi 1,5 mm Pb. Chcąc zastosować równoważną osłonę z barytobetonu o gęstości $2,7 \text{ g/cm}^3$ należy odczytać z tab.6 normy wartości 8,5 dla 1mm Pb i 17 dla 2mm Pb. Przeprowadzając interpolację otrzymuje się 12,75 mm, przyjmując praktycznie 15 mm barytobetonu. Obliczenie osłony przed promieniowaniem rozproszonym polega na obliczeniu zredukowanej mo-

cy dawki (uwzględniającej rozproszenie przez ciało pacjenta, osłonę itp.). Następnie z rys. 3 normy dla odpowiedniej krzywej odczytuje się grubość odpowiadającą osłonie z ołowiu. Grubość osłony z innych materiałów można obliczyć mnożąc odczytaną grubość osłony z ołowiu przez odpowiedni współczynnik zawarty w tab. 10 normy.

5. PRZYRZĄDY DOZYMETRYCZNE

5.1. Pomiary rozkładu dawek

W celu dokonania oceny narażenia na promieniowanie jonizujące w miejscu przebywania ludzi należy przeprowadzić pomiary rozkładu dawek i ewentualnie zastosować dozymetrię indywidualną. Do ogólnej oceny stanowiska pracy w zależności od potrzeb stosuje się radiometry wyposażone w liczniki Geigera-Müllera (*G-M*), liczniki proporcjonalne, komory jonizacyjne. W zależności od zastosowania wyróżnić można radiometry do pomiaru mocy dawki, dawki, skażeń promieniotwórczych oraz radiometry uniwersalne. Liczniki *G-M* używane są w radiometrach służących do pomiaru mocy dawki dla źródeł promieniowania gamma. Z uwagi na ich dość istotną zależność wskazań od energii mierzonego promieniowania, mogą być stosowane przy pomiarach mocy dawek od źródeł o znanym widmie, natomiast nie należy ich stosować w odniesieniu do aparatów rtg. Pomiary mocy dawek promieniowania *X* należy wykonywać przyrządami, w których detektorem jest komora jonizacyjna. Ten typ radiometrów nadaje się również do pomiarów promieniowania gamma. Natomiast liczniki proporcjonalne, ze względu na proporcjonalność amplitudy impulsu do energii wywołującej jonizację pierwotną, stosowane są zarówno do zliczenia liczby cząstek lub kwantów promieniowania jonizującego, jak i do określenia ich energii. Znajdują więc one zastosowanie do pomiarów wszystkich rodzajów promieniowania jonizującego. Do określenia dawek otrzymywanych w rzeczywistości przez osoby pracujące w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące, stosuje się dawkomierze indywidualne. Podstawową metodą wykorzystywaną przy kontroli dawek indywidualnych jest metoda fotograficzna. Dzięki wbudowanym w kasecie filtrom z różnych materiałów o różnej grubości istnieje możliwość określenia dawki, jakości promieniowania (zakres energetyczny) oraz stwierdzenie czy dawka była dawką jednorazową czy frakcjonowaną.

5.2. Rodzaje przyrządów dozymetrycznych oraz zasady ich budowy

Miarodajnym sposobem oceny skuteczności osłon przed promieniowaniem i stopnia narażenia, oraz określenia granic stref narażenia jest bezpośredni pomiar mocy dawek promieniowania w realnych warunkach użytkowania źródła. Do pomiarów promieniowania używa się przyrządów zwanych ogólnie radiometrami. W zależności od zastosowania wyróżnia się radiometry do pomiaru: skażeń promieniotwórczych, mocy dawki, dawki, oraz radiometry uniwersalne.

Każdy radiometr składa się z detektora promieniowania i urządzenia pomiarowego. W przypadku radiometrów uniwersalnych w skład kompletu wchodzi kilka wymiennych sond, zawierających detektory czułe na różnego rodzaju promieniowanie i odpowiednie zakresy energetyczne. Wynika stąd podział przyrządów na mierniki promieniowania alfa, beta, gamma, *X* oraz promieniowania neutronowego. W zależności od konstrukcji rozróżnia się przyrządy stacjonarne i przenośne, zasilane z sieci i bateryjne.

Przyrządy niewyskalowane lub nie posiadające urządzenia pomiarowego nazywają się wskaźnikami. Przy ich pomocy można jedynie stwierdzić obecność promieniowania w danym obszarze i orientacyjnie określić jego natężenie.

Ogólną budowę przyrządów dozymetrycznych można przedstawić jako zasadnicze trzy zespoły tj.:

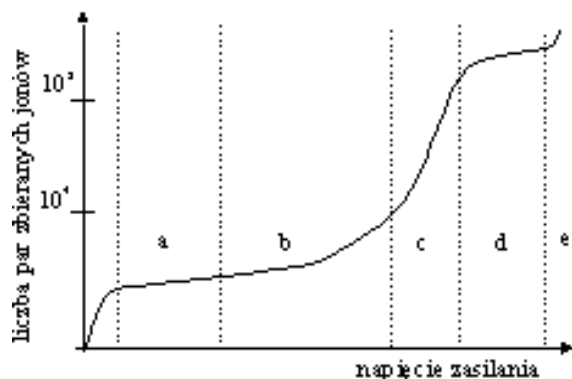
- detektor promieniowania,
- układ pomiarowy,
- układ zasilania w energię elektryczną,

które mogą być ze sobą powiązane w różny sposób. Najczęściej spotyka się wszystkie trzy zespoły umieszczone w jednej wspólnej obudowie lub też układ pomiarowy i zasilacz obudowane razem, z wydzielonym układem detektora. Poszczególne zespoły połączone są ze sobą elektrycznie za pomocą kabli.

5.3. Detektory promieniowania

Podstawowym elementem przyrządu do pomiaru promieniowania jonizującego jest detektor. Jednym z powszechniej stosowanych jest detektor gazowy. W zależności od budowy i zakresu napięcia zasilania zmieniają się jego własności (rys. 5.1), od których przyjmowane są nazwy detektora. Najczęściej stosowanymi detektorami w miernikach używanych do celów ochrony radiologicznej są :

- komora jonizacyjna,
- licznik Geigera - Müllera,
- licznik proporcjonalny.



Rys. 5.1. Charakterystyka detektora gazowego w funkcji napięcia zasilającego; a) zakres nasycenia (zakres komory jonizacyjnej), b) zakres proporcjonalności (zakres licznika proporcjonalnego), c) zakres ograniczonej proporcjonalności, d) zakres licznika Geigera-Müllera, e) zakres przebicia

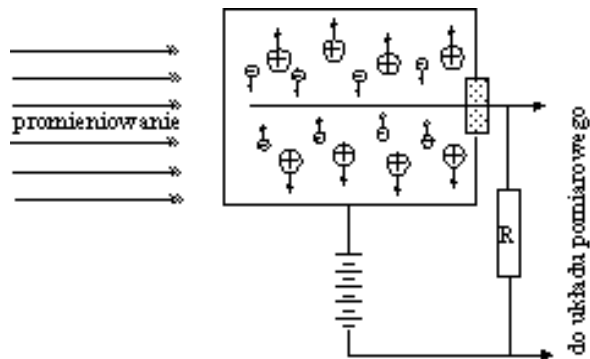
Promieniowanie jonizujące przechodząc przez ośrodek materialny traci swą energię na jonizację lub wzbudzenie atomów tego ośrodka. Wielkość jonizacji zależy od

rodzaju ośrodka, a w danym ośrodku od rodzaju i energii promieniowania. Jako ilustrację tej zależności można podać liczbę par jonów wytworzonych na drodze 1 cm tego samego ośrodka przez różne rodzaje promieniowania o tej samej energii 2 MeV:

- cząstka α - 60 000 ,
- cząstka β - 600 ,
- kwant γ - 6 .

5.3.1. Komora jonizacyjna

Zjawisko jonizacji jest tym procesem, który pozwala na wykrywanie i pomiar promieniowania jonizującego. Efekt ten wykorzystano przy budowie komory jonizacyjnej (rys. 5.2). Komora składa się z dwóch metalowych elektrod umieszczonych na bardzo dobrych izolatorach w zamkniętej przestrzeni. Do elektrod przyłącza się źródło napięcia, którego zadaniem jest wytworzenie pola elektrycznego powodującego przepływ prądu jako efektu zbierania jonów wytworzonych w ośrodku gazowym przy przejściu przez ten ośrodek promieniowania jonizującego.

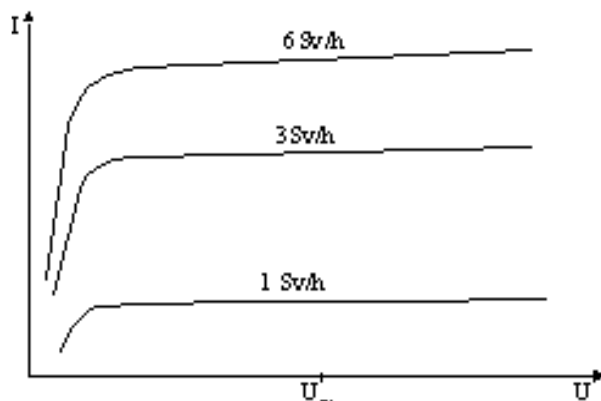


Rys. 5.2. Komora jonizacyjna i jej działanie

Natężenie tego prądu zależy od mocy dawki ekspozycyjnej i pozwala na określenie jego wartości. Prąd w komorze wzrasta początkowo ze wzrostem napięcia aż do osiągnięcia tzw. *prądu nasycenia*. Wzrost mocy dawki promieniowania powoduje zwiększenie liczby par jonów powstających w jednostce czasu i dla osiągnięcia prądu nasycenia konieczne staje się zwiększenie napięcia między elektrodami. W celu zapewnienia prawidłowej pracy komór jonizacyjnych ważne jest takie dobranie napięcia na elektrodach, aby zapewnić utrzymanie prądu nasycenia dla możliwie największego zakresu pomiarowego mocy dawki promieniowania jonizującego. Najczęściej jest to środek plateau. Obrazuje to rys. 5.3.

W praktyce, prąd powstały w komorze jonizacyjnej zostaje wzmocniony za pomocą odpowiedniego układu elektronicznego, a dopiero później jest kierowany do układu pomiarowego. Uwzględniając fakt, że promieniowanie X i γ odznaczają się iden-

tycznym sposobem oddziaływania z materia, do ich pomiaru można stosować komory jonizacyjne o jednakowych konstrukcjach.



Rys. 5.3. Charakterystyka prądowo-napięciowa komory jonizacyjnej; U -napięcie, I -natężenie prądu, U_{zas} - napięcie zasilania

Pamiętać jednak należy, że oba rodzaje mierzonego promieniowania muszą posiadać tę samą energię. Współcześnie stosowane komory jonizacyjne zbudowane są w ten sposób, że efektywna liczba atomowa materiału (masa plastyczna z domieszką grafitu, magnezu lub aluminium), z którego zbudowane są ścianki komory jest równa efektywnej liczbie atomowej powietrza (równoważna powietrzu). Ścianki takie nie powodują zmiany wskazań w zależności od energii czyli twardości mierzonego promieniowania. Z tego względu można dokonywać bezpośrednio pomiaru dawki pochłoniętej lub równoważnika dawki. Wnętrze wypełnione jest powietrzem lub innym gazem i zawiera dwie elektrody zasilane napięciem rzędu 300 - 800V. Obecnie szereg przyrządów dozometrycznych takich jak Victoreen-470, VAJ-15A, Robotron-27040 czy SMART ION, współpracuje z komorami o ściankach równoważnych powietrzu. Ponadto należy podkreślić dobrą charakterystykę kątową tych przyrządów oraz szeroki zakres energetyczny mierzonego promieniowania (40 - 1000 keV).

5.3.2. Licznik proporcjonalny

Licznik proporcjonalny, podobnie jak komora jonizacyjna, składa się z dwu elektrod, które najczęściej tworzą układ cylindryczny. Zasilane są jednak napięciem wyższym niż w komorze jonizacyjnej co powoduje, że powstałe w wyniku działania promieniowania jonizującego jony i elektrony w polu elektrycznym o większej wartości uzyskują większą energię tak, że przy niesprężystych zderzeniach z cząsteczkami gazu wytwarzają dodatkowe jony dodatnie i elektrony (jonizacja wtórna). Decydujący udział w jonizacji wtórnej posiadają elektrony, gdyż jony jako ładunki o dużej masie osiągają znacznie mniejszą prędkość. Ta jonizacja wtórna powoduje wzrost liczby ładunków docierających do elektrod w porównaniu z liczbą pierwotnie wytworzonych ładunków. Stosunek zebranego na elektrodach ładunku do ładunku powstałego w wyniku działania

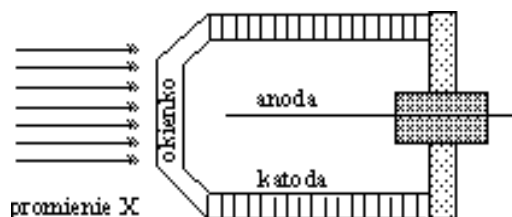
promieniowania jonizującego nazywany jest współczynnikiem wzmocnienia gazowego. Wartość tego współczynnika zawiera się najczęściej w granicach $10^2 \div 10^5$. Zakres napięcia zasilania, w którym występuje zjawisko jonizacji wtórnej, nosi nazwę zakresu licznika proporcjonalnego ponieważ amplituda impulsów powstających na elektrodzie jest proporcjonalna do energii promieniowania pierwotnego. Z tego względu, liczniki proporcjonalne stosowane są do zliczania liczby cząstek lub kwantów promieniowania jonizującego, jak i do określania ich energii. Można je więc stosować do pomiarów promieniowania α , β , γ , X oraz do pomiarów neutronów prędkich i neutronów termicznych. Uwzględniając konstrukcję liczników proporcjonalnych, można je sklasyfikować jako liczniki zamknięte, liczniki przepływowe oraz liczniki, w których mierzony preparat w postaci gazowej występuje jako napełnienie licznika.

5.3.3. Licznik Geigera - Müllera

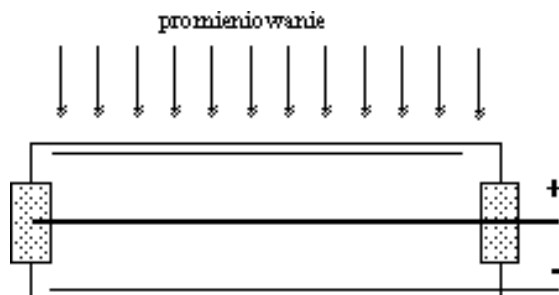
Licznik G-M przy detekcji promieniowania jonizującego wykorzystuje zjawisko jonizacji wtórnej. Promieniowanie jonizujące przechodząc przez komorę wybija elektrony ze ścianek komory (tzw. efekt ściankowy) oraz powoduje jonizację znajdującego się wewnątrz gazu. Dla promieniowania X i γ większy wpływ na powstawanie prądu komory ma „efekt ściankowy” niż bezpośrednia jonizacja gazu przez mierzone promieniowanie. Elektron uwolniony z atomu lub cząsteczki gazu, zostaje przyspieszany w kierunku anody pod wpływem pola elektrostatycznego występującego pomiędzy elektrodami. Wraz ze wzrostem prędkości elektronu, rośnie jego energia pozwalająca na zjonizowanie innych atomów lub cząsteczek gazu. W wyniku tej jonizacji wtórnej powstają nowe elektrony swobodne przyspieszane w analogiczny sposób i powodujące dalszą jonizację. W ten sposób jeden elektron powoduje powstanie całej lawiny elektronów i jonów dających impuls elektryczny. Powstawanie wyładowania lawinowego w liczniku G-M jest zasadniczą różnicą między nim a komorą jonizacyjną czy licznikiem proporcjonalnym. Tak zbudowany licznik G-M mógłby zarejestrować tylko pierwszą cząstkę lub pierwszy kwant promieniowania. Aby temu zapobiec stosowane jest gaszenie wyładowania lawinowego wewnątrz licznika. Zgaszenie licznika można osiągnąć przez zmniejszenie napięcia między elektrodami (zmniejszenie energii przyspieszanych elektronów) lub przez dodanie do gazu podstawowego drugiego gazu (gaszącego), najczęściej wieloatomowego np. metan, etan, benzen, brom, chlor. Na podkreślenie zasługuje fakt, że liczniki G-M nadają się do pomiaru wszystkich rodzajów promieniowania. Jednak wykonanie licznika musi być dostosowane do określonego rodzaju promieniowania.

Z tego względu najczęściej stosowanym kryterium podziału liczników G-M jest ich klasyfikacja uwzględniająca konstrukcję licznika. Według przyjętego kryterium można wyróżnić: liczniki okienkowe i liczniki cylindryczne.

Liczniki okienkowe przeznaczone są do pomiarów promieniowania o niewielkiej przenikliwości. Przede wszystkim stosuje się je do pomiaru promieniowania alfa, miękkiego beta oraz bardzo miękkiego promieniowania rentgenowskiego. Okienka w tego typu licznikach wykonane są z miki, szkła lub folii aluminiowej a ich grubość dostosowana jest do rodzaju i energii mierzonego promieniowania.



Rys. 5.3. Przekrój okienkowego licznika Geigera-Müllera



Rys. 5.4. Przekrój cylindrycznego licznika Geigera-Müllera

Licznik cylindryczny zbudowany jest z rurki szklanej lub metalowej, wewnątrz której współśrodkowo umocowana jest anoda wykonana z drutu wolframowego o kalibrowanej średnicy około 1 mm.

Krajowymi producentami liczników G-M są: Przemysłowy Instytut Elektroniki w Warszawie oraz Instytut Fizyki i Techniki Jądrowej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.

5.3.4. Detektory scyntylacyjne i półprzewodnikowe

Odmianą zasadą działania od komór jonizacyjnych i liczników G-M charakteryzują się detektory scyntylacyjne i półprzewodnikowe.

Zadaniem scyntylatora jest przetworzenie energii promieniowania jonizującego na energię błysków świetlnych nazywanych scyntylacjami. W zależności od zastosowania, używa się scyntylatorów w fazie stałej, ciekłej lub gazowej. Ze względu na rodzaj materiału użytego do budowy można scyntylatory podzielić na organiczne i nieorganiczne. Dość powszechnym w zastosowaniu jest scyntylator NaJ (kryształ jodku sodu).

Aby efektywnie wykorzystać błyski scyntylatora współpracuje on z fotopowielaczem, którego zadaniem jest zamiana tych błysków na odpowiedni sygnał elektryczny.

W zależności od przeznaczenia, scyntylatory buduje się czułe na promieniowanie alfa, beta lub gamma.

Detektory półprzewodnikowe w zależności od zasady działania można podzielić na scyntylacyjne oraz takie w których promieniowanie jonizujące wywołuje zmianę oporności detektora lub powstanie ładunku elektrycznego.

Wszystkie detektory półprzewodnikowe charakteryzują się wysoką sprawnością przetwarzania energii promieniowania jonizującego na sygnał elektryczny. Ponadto posiadają wysoki stosunek wartości sygnału do szumu (sygnałów zakłóceń) oraz cechuje je wysoka energetyczna zdolność rozdzielcza mierzonego promieniowania. To wszystko czyni je najlepszymi detektorami do analiz ilościowo - jakościowych. Jednak dla niektórych typów dużą niedogodnością jest konieczność zapewnienia im warunków pracy i przechowywania, w temperaturze ciekłego azotu.

6. KONTROLA DAWEK INDYWIDUALNYCH

6.1. Istota kontroli dawek i jej organizacja

6.1.1. Podstawy prawne kontroli dawek

Podstawowe zasady kontroli dawek zostały określone w Zarządzeniu Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dnia 31 marca 1988 r. (Mon. Pol. Nr 14, poz. 124). Zawarte są one w § 7 i dotyczą osób zatrudnionych w narażeniu na promieniowanie jonizujące. Osoby te podlegają systematycznej ocenie narażenia.

6.1.1.1 Pomiary kontrolne promieniowania zewnętrznego w miejscu pracy

W sytuacjach, w których na stanowisku pracy nie istnieje możliwość otrzymania dawki większej niż 0,1 dawki granicznej, osoby zatrudnione podlegają systematycznej *ocenie narażenia*. Ocena ta może polegać na kontroli środowiska pracy (§ 7. pkt. 2 ww. zarządzenia).

Jeśli istnieje możliwość otrzymania dawki większej niż 0,1 wartości dawki granicznej istnieje obowiązek prowadzenia systematycznej *kontroli narażenia*. W sytuacjach, gdy zachodzi pewność, że dawka nie przekroczy 0,3 wartości dawki granicznej - dopuszcza się dokonywanie kontroli środowiska zamiast kontroli poszczególnych osób, czyli zamiast prowadzenia tzw. kontroli dawek indywidualnych (§ 7. pkt. 1 ww. zarządzenia).

Oznacza to, że w zakresie do 0,3 dawki granicznej, gdy istnieje pewność nie przekroczenia tej wartości, nie ma obowiązku prowadzenia kontroli dawek indywidualnych i wystarczają tylko systematyczne pomiary dozymetryczne środowiska pracy. Częstość kontrolnych pomiarów dozymetrycznych zależy od warunków pracy, a pracownik powinien mieć świadomość jaka jest moc dawki promieniowania jonizującego w miejscu, w którym pracuje oraz umieć ją porównać z dawką graniczną. W przypadku pracy z promieniowaniem rentgenowskim lub promieniowaniem γ pochodzącym od źródeł zamkniętych jest to w miarę proste. Znacznej komplikacji ulega sytuacja gdy pracownik ma do czynienia ze źródłami otwartymi. Wówczas pomiary kontrolne promieniowania zewnętrznego w miejscu pracy nie są wystarczające i często prowadzi się dodatkowo pomiary kontrolne skażeń powierzchni, skażeń skóry itp.

6.1.1.2. Pomiary dawek indywidualnych

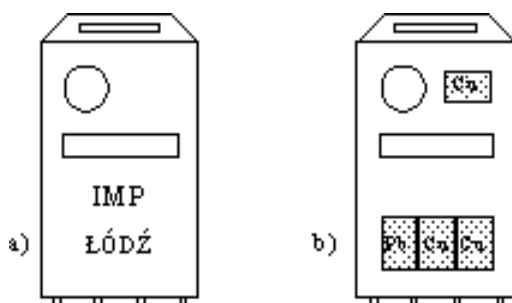
W pracowniach rentgenowskich istnieje możliwość otrzymania przez pracowników dawek większych niż 0,3 dawki granicznej pomimo prowadzenia kontrolnych pomiarów dozymetrycznych w miejscu pracy, a także stosowania sprawdzanych osłon przed promieniowaniem. Rzadkie przypadki przekroczeń w/w wartości dobrze świadczą o świadomości i zdyscyplinowaniu pracowników pracowni rtg. Zdarzają się jednak niestety sytuacje, w których pracownik otrzymuje dużą dawkę promieniowania i należy ją wtedy zaliczyć do tzw. dawki obciążającej. Wartość tej dawki można określić dzięki pomiarom dawek indywidualnych. Istota kontroli dawek indywidualnych polega na wyposażeniu w indywidualne dawkomierze wszystkich pracowników pracowni rtg. za-

trudnionych w narażeniu. Dawkomierz umieszcza się najczęściej na piersi i okresowo odczytuje dawkę, którą otrzymał pracownik. Jeśli osoba narażona używa fartucha ochronnego to dawkomierz indywidualny powinien znajdować się pod nim. Ewidencję dawek prowadzi osoba odpowiedzialna za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowni rentgenowskiej. Przekroczenie 0,3 wartości dawki granicznej jest sygnałem do dokonania analizy zdarzenia i wyciągnięcia wniosków czy stan ochrony radiologicznej w pracowni jest wystarczający.

6.2. Metody kontroli dawek

6.2.1. Kontrola metodą fotometryczną

Powszechnie stosowane w pracowniach rtg dawkomierze fotometryczne są często nazywane kasetami dozymetrycznymi i zawierają w swoim wnętrzu błonę fotograficzną, która jest detektorem promieniowania. Wygląd kasety dozymetrycznej przedstawiono na rys. 6.1.



Rys. 6.1. Kasety dozymetrycznej. a) wygląd zewnętrzny, b) układ filtrów wewnątrz kasety

Wewnątrz kasety znajdują się dwa komplety filtrów metalowych, pomiędzy którymi umieszczona jest błona fotograficzna. Trzy pary filtrów wykonane są z blaszek miedzianych różnej grubości, a jedna - z ołowiu. Tak dobrane filtry umożliwiają analizę energetyczną zarejestrowanego promieniowania oraz pozwalają stwierdzić, czy dawka była dawką jednorazową czy też sumą większej liczby małych dawek. Dawkę promieniowania określa się na podstawie stopnia zaczernienia błony fotograficznej.

Zaczernienie emulsji fotograficznej błony jest zależne od dawki, energii padającego promieniowania, czasu wywoływania, jakości i rodzaju emulsji fotograficznej, temperatury odczynników w trakcie wywoływania, itp. Dla określonego rodzaju promieniowania, w pewnym zakresie dawek, zaczernienie filmu jest proporcjonalne do dawki promieniowania padającego na emulsję. Dla prawidłowego odczytu dawki bardzo ważne jest zachowanie odpowiedniego reżimu podczas obróbki chemicznej. Napromieniowując błonę znanymi dawkami można sporządzić dla niej tzw. krzywą kalibracyjną (rys. 6.2). Stopień zaczernienia filmu określa się równaniem:

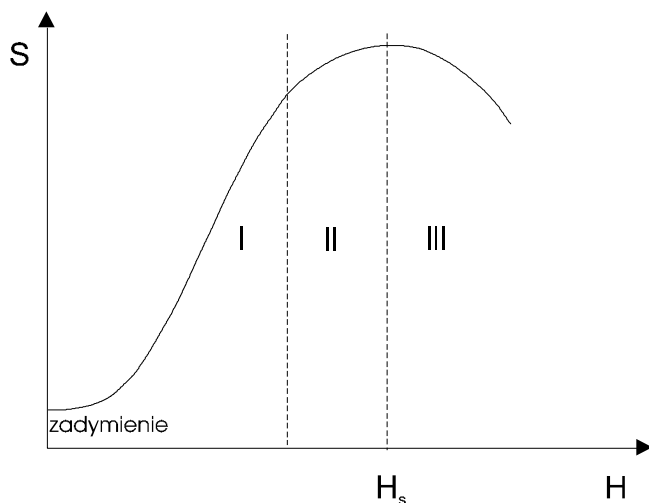
$$S = \lg \frac{J_0}{J} \quad (48)$$

gdzie:

S - zaczernienie filmu

J_0 - natężenie światła padającego na film

J - natężenie światła po przejściu przez film.



Rys. 6.2. Krzywa kalibracyjna emulsji fotograficznej

Rys. 6.2. przedstawia wykres typowej krzywej kalibracyjnej dla emulsji fotograficznej. Widać, że przy dawce $H=0$ istnieje niewielkie zaczernienie filmu nazywane zwykle zadymieniem lub tłem. Krzywą można podzielić na trzy obszary. W pierwszym - zaczernienie S jest wprost proporcjonalne do dawki H . Tę właśnie część krzywej wykorzystuje się do określania dawek. Obszar drugi nie ma już charakteru liniowego, a w obszarze trzecim, począwszy od pewnej dawki oznaczonej na wykresie przez H_s - zaczernienie zaczyna maleć ze wzrostem dawki ze względu na zjawisko solaryzacji, które może spowodować poważne błędy w określaniu dawek. Tak więc widać, że do celów dozymetrii najkorzystniejszy jest obszar pierwszy, powyżej zadymienia. Dzięki metalowym filtrom umieszczonym w kasecie dozymetrycznej, w określony sposób osłabiającym promieniowanie o dawkach większych niż H_s , istnieje możliwość odczytywania tych dawek.

System kontroli dawek indywidualnych w pracowniach rentgenowskich polega na używaniu jednej błony dozymetrycznej z kasetą przez okres 2-ch miesięcy, po czym błona jest przesyłana do Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi, gdzie dokonywane są pomiary dawek. Następnie wraz z wynikami przesyłana jest do użytkownika kasety nowa

blona dozymetryczna. Zakład pracy stosujący promieniowanie jonizujące ma obowiązek zorganizowania kontroli dozymetrycznej. Oznacza to w praktyce wyposażenie pracowników narażonych na promieniowanie jonizujące w pracowniach rentgenowskich w kasety dozymetryczne oraz systematyczne wysyłanie ich do IMP w Łodzi celem określenia otrzymanych dawek. Gromadzenie wyników pomiaru tych dawek oraz ich analiza należy do obowiązków inspektora ochrony radiologicznej.

Kasety dozymetryczne przeznaczone do kontroli dawek indywidualnych w pracowniach rentgenowskich nie nadają się do pomiarów dawek promieniowania w pracowniach stosujących inne rodzaje promieniowania. Do tych celów używane są inne kasety i błony dozymetryczne, a pomiary dawek indywidualnych np. w pracowniach izotopowych prowadzi Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej w Warszawie.

6.2.1.2. Inne metody kontroli dawek

System pomiarów dawek indywidualnych za pomocą kaset dozymetrycznych pomimo wielu zalet takich jak np. udokumentowanie otrzymanych dawek, jednolita metoda badań dla wszystkich narażonych na promieniowanie X w pracowniach rtg, niska cena błony dozymetrycznej - posiada poważną wadę: nie daje możliwości natychmiastowego określenia wielkości otrzymanej dawki lub sygnalizacji przekroczenia określonej wartości dawki.

Lukę tę zapełniają nowoczesne bateryjne radiometry cyfrowe. W dozymetrach takich jako detektor promieniowania zazwyczaj stosuje się liczniki Geigera-Müllera. Mimo swych zalet przyrządy tego typu nie rozpowszechniły się jako standardowe wyposażenie pracowni rentgenowskich najprawdopodobniej ze względu na ich dużą różnorodność, konieczność dokonywania legalizacji, brak dokumentacji pomiarów i niezłe funkcjonowanie obecnego systemu kaset.

W pracowniach rentgenowskich oprócz pomiarów dawek indywidualnych prowadzone są systematyczne pomiary dozymetryczne środowiska pracy. Pomiary te wykonują pracownicy oddziałów ochrony radiologicznej Wojewódzkich Stacji Sanitarno - Epidemiologicznych. Najczęściej używanymi do tego celu miernikami są rentgenometry z komorą jonizacyjną, np. typu Robotron-27040, Victoreen, VAJ-15, SMART ION.

Zazwyczaj, pomiary dozymetryczne na stanowisku pracy (np. w sterowni, za drzwiami do ciemni, w otoczeniu aparatu do prześwietleń itp.) wykonuje się mierząc moc dawki w powietrzu. Następnie, znając średni czas pracy lampy rtg (suma ilości ekspozycji pomnożonych przez ich czas) oraz zmierzoną moc dawki w powietrzu można obliczyć dawkę pochłoniętą lub równoważnik dawki, który otrzyma osoba na stanowisku pracy. Porównując tę wartość z dawką graniczną łatwo określić, czy warunki pracy są zgodne z wymogami określonymi w obowiązujących przepisach.

7. BIOLOGICZNE DZIAŁANIE PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO

7.1. Biologiczne działanie promieniowania jonizującego

Początkiem zmian popromiennych w materiale biologicznym jest pochłonięcie przez żywą tkankę energii promieniowania, która między innymi powoduje wzbudzenie jonizacji wyzwalamającej następnie łańcuch wtórnych reakcji biologicznych. Jonizacja i pobudzenie atomów wchodzących w skład żywej materii stanowią pierwsze ogniwo w łańcuchu przemian prowadzących do biologicznego efektu działania promieniowania. Można wyróżnić kilka stadiów, następujących kolejno jeden po drugim, oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm żywy [2]:

Stadium pochłaniania energii przez struktury komórkowe (czas trwania trylionowe części sekundy). Cząstki naładowane wchodząc w głąb tkanki tracą swoją energię na skutek oddziaływań z elektronami atomów, w pobliżu których przebiegają. Promieniowanie gamma i cząstki neutronowe wytwarzają cząstki naładowane.

Stadium oddziaływania elektrycznego. Przekazywanie energii składnikom komórek zachodzi poprzez jonizację i pobudzenie atomów i cząsteczek, głównie wody. Atomy pozbawione elektronu stają się dodatnimi jonami, a uwolnione w procesie jonizacji elektrony mogą przyłączyć się do innych, obojętnych atomów, tworząc ujemne jony. W tym stadium wewnątrz komórek powstają różne cząstki naładowane. Zarówno w *stadium pochłaniania energii przez struktury komórkowe* jak i w *stadium oddziaływania elektrycznego* pochłanianie promieniowania jonizującego przez materię żywą jak i martwą (niebiologiczną) zachodzi w taki sam sposób. Odgrywają tu rolę takie efekty jak: efekt fotoelektryczny, efekt Comptona oraz efekt tworzenia par.

Stadium zmian fizyko-chemicznych. Powstałe jony i wzbudzone atomy są bardzo nietrwałe i w ciągu dziesiątek miliardowych części sekundy biorą udział w szeregu skomplikowanych i różnorodnych reakcji. Przy czym największe znaczenie biologiczne ma rozkład wody zwany *radiolizą*. Podczas tego procesu tworzą się między innymi nowe cząsteczki, w tym wyjątkowo silnie aktywne, zwane *wolnymi rodnikami*. Oprócz oddziaływania z wodą w komórkach występuje również jonizacja oraz inne rodzaje oddziaływania z innymi strukturami komórkowymi, spośród których na szczególną uwagę zasługują cząsteczki DNA.

Stadium zmian chemicznych. Wolne rodniki wykazujące wielką reaktywność chemiczną i biologiczną. Oddziałują w czasie następnych milionowych części sekundy między sobą i z innymi cząsteczkami w komórkach. Prowadzą one do wielu zmian procesów biologicznych powodujących zaburzenie funkcji komórek. Zakres tych zmian zależy w znacznym stopniu od uwodnienia tkanek i zawartości w nich tlenu. Im mniej wody i tlenu, tym zmiany spowodowane radiolizą są mniej intensywne.

Stadium skutków biologicznych. Zaburzenia działania komórki mogą wywołać poważne skutki biologiczne. Oprócz zaburzeń czynności mogą one powodować między innymi obumarcie komórki, zmiany jej materiału genetycznego (szczególnie po uszkodzeniu DNA). Zmiany genetyczne, po dalszych podziałach komórki, mogą przyczynić się do powstania i utrwalania cech odmiennych od tych, które posiadają zdrowe komórki. Te wszystkie zmiany po wielu latach mogą ujawniać się w postaci choroby nowotworowej lub defektu genetycznego. Tak więc poważne skutki biologiczne mogą ujawniać się w szerokim przedziale czasowym; od kilku sekund do nawet kilku dziesiątków lat.

We wcześniejszych analizach radiobiologicznych opisujących w jaki sposób jonizacja zakłóca prawidłowy tok komórkowych i tkankowych procesów biologicznych posługiwano się dwoma teoriami: teorią „trafienia w cel” i teorią „radiochemiczną”.

Teoria „trafienia w cel” (inaczej teoria uszkodzenia bezpośredniego) została sformułowana przez biofizyka angielskiego Lea. Opiera się ona na założeniu, iż kwant energii lub cząstka promieniowania korpuskularnego trafiając w funkcjonalnie ważną strukturę lub ugrupowanie chemiczne i wywołując w nim jonizację może bezpośrednio spowodować zmianę lub uszkodzenie biologicznie istotnej funkcji, a co za tym idzie uszkodzenie komórki. „Trafienie w cel” jest więc niezbędnym warunkiem uszkodzenia. Mechanizm ten ma być odpowiedzialny za efekty biologiczne nie wymagające żadnej progowej wielkości dawki promieniowania.

Uważa się, że genetyczne zmiany popromienne powstają w dużej mierze w drodze uszkodzenia bezpośredniego. Wykazano, że np. pojedyncza cząstka alfa może wywołać mutację genu. Teoria „trafienia w cel” nie może być przyjęta jako ogólna teoria biologicznego działania promieniowania jonizującego. Nie jest ona w stanie wyjaśnić działania promieniowania na wyżej zorganizowane obiekty biologiczne. Nie tłumaczy np. obserwowanego procesu nasilania się lub zanikania porażenia po naświetlaniu.

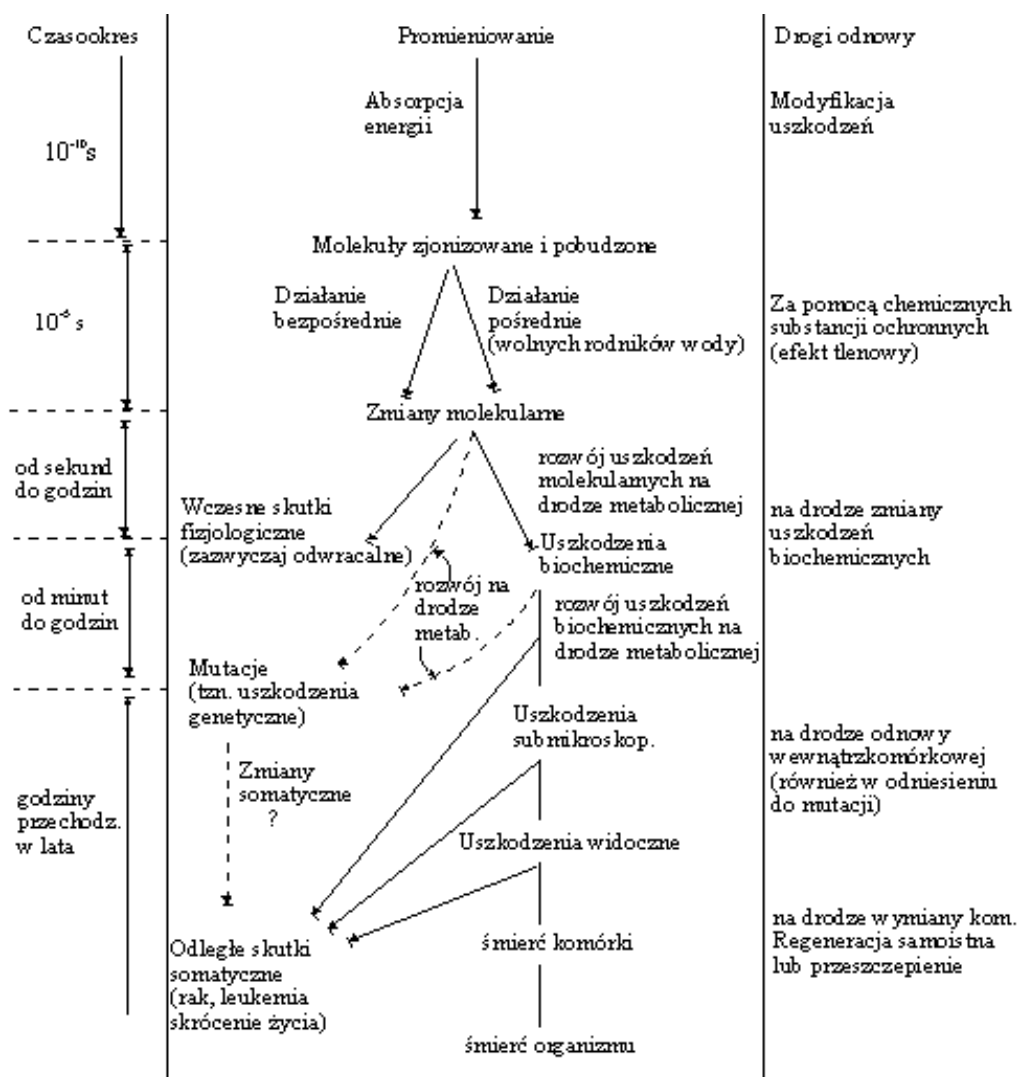
Teoria „radiochemiczna”, (pośredniego oddziaływania) powstawania uszkodzeń popromiennych zakłada, że kluczowe znaczenie w patogenezie tych uszkodzeń odgrywa woda jako główny składnik układów biologicznych, w której zachodzą charakterystyczne procesy radiacyjne. Również i pozostałe składniki komórek pochłaniają bezpośrednio proporcjonalną do ich zawartości część energii. Jednak przewaga ilościowa wody jest tak duża (tabela 7.1), że bezpośredni wpływ promieniowania na związki organiczne występujące w napromieniowanej tkance nie ma większego znaczenia.

Obecnie przyjmuje się, że w organizmach złożonych około 20% uszkodzeń powstaje na drodze bezpośredniego oddziaływania promieniowania (trafienia w cel), a 80% pośrednio poprzez zmiany radiochemiczne.

Tabela 7.1. Skład cząsteczkowy komórki [3]

Struktura komórkowa	Liczba cząsteczek na 1 cząsteczkę DNA
DNA	1
RNA	44
Białko	700
Inne cząsteczki materiału organicznego	4000
Lipidy	7000
Materiał nieorganiczny	$6,8 \cdot 10^4$
Woda	$1,2 \cdot 10^7$

Produkty radiolizy wody odznaczają się, jak doświadczalnie stwierdzono, wielką reaktywnością chemiczną i silnym biologicznie działaniem. Szczególne znaczenie ma utleniające działanie nadtlenków wodoru, zwłaszcza H_2O_2 , który prawdopodobnie jest najważniejszym członem reakcji radiochemicznej.



Rys. 7.1. Schemat uszkodzeń popromiennych

Pochłanianie energii promieniowania i związane z tym zaburzenia w stanie fizykochemicznym komórki i istoty międzykomórkowej upoważniają do hipotezy, że podstawowe problemy współczesnej radiobiologii mieszczą się w ramach patologii molekularnej i sprowadzają się do poznania istoty oddziaływania promieni jonizujących na różne cząsteczki chemiczne oraz wyjaśnienia zależności między uszkodzeniem tych cząsteczek, a zaburzeniem czynności enzymów komórki oraz jej zmianami morfologicznymi. Od wielu lat sporządzane są schematy kolejnych zjawisk oddziaływania promieniowania jonizującego z materią żywą, prowadzących m.in. do aberracji chromosomów. Jeden z takich schematów został przedstawiony na rys. 7.1.

Wpływ promieniowania na żywą tkankę zależy od szeregu czynników i z tego względu ma bardzo skomplikowany charakter. Reakcja organizmu po zadziałaniu różnych rodzajów promieniowania jest przede wszystkim uwarunkowana dwoma czynnikami, a mianowicie przenikliwością promieniowania (rodzajem promieniowania) oraz względną skutecznością biologiczną. Dalsze z kolei czynniki to wielkość dawki, jej moc, czy ekspozycja była jednorazowa czy frakcjonowana (rozłożona w czasie) oraz właściwości związane bezpośrednio z napromienianym obiektem, takie jak obszar ciała poddawany ekspozycji, wiek i płeć, wrażliwość osobnicza i gatunkowa (tabela 7.2), temperatura, czynności metabolizmu i równowaga hormonalna oraz nawodnienie i utlenienie napromienianego materiału biologicznego.

Wrażliwość komórek na promieniowanie jest tym większa, im większa jest aktywność proliferacyjna i im mniejsze jest zróżnicowanie tkanki. Do szczególnie wrażliwych na promieniowanie należy więc zaliczyć: narząd krwiotwórczy z jego głównymi układami: erytrocytarnym, granulocytarnym i płytkotwórczym oraz układ limfatyczny. Ponadto szczególnie wrażliwy na promieniowanie jonizujące będzie również przewód pokarmowy, w którym ciągłej odnowie podlega nabłonek gruczołowy i wyściełający poszczególne jego odcinki. To samo odnosi się do nabłonka rozrodczego męskiego i do jajników, w których liczba zdolnych do dalszego różnicowania w kierunku funkcjonalnych elementów rozrodczych jest zdeterminowana w momencie urodzenia (pierwotne pęcherzyki Graafa). Do szczególnie wrażliwych na promieniowanie należą również komórki warstwy rozrodczej naskórka i jego przydatków oraz warstwy rozrodczej torebki soczewki oka.

Tabela 7.2. Dawka (LD₅₀) powodująca śmierć 50% napromienianych organizmów [2]

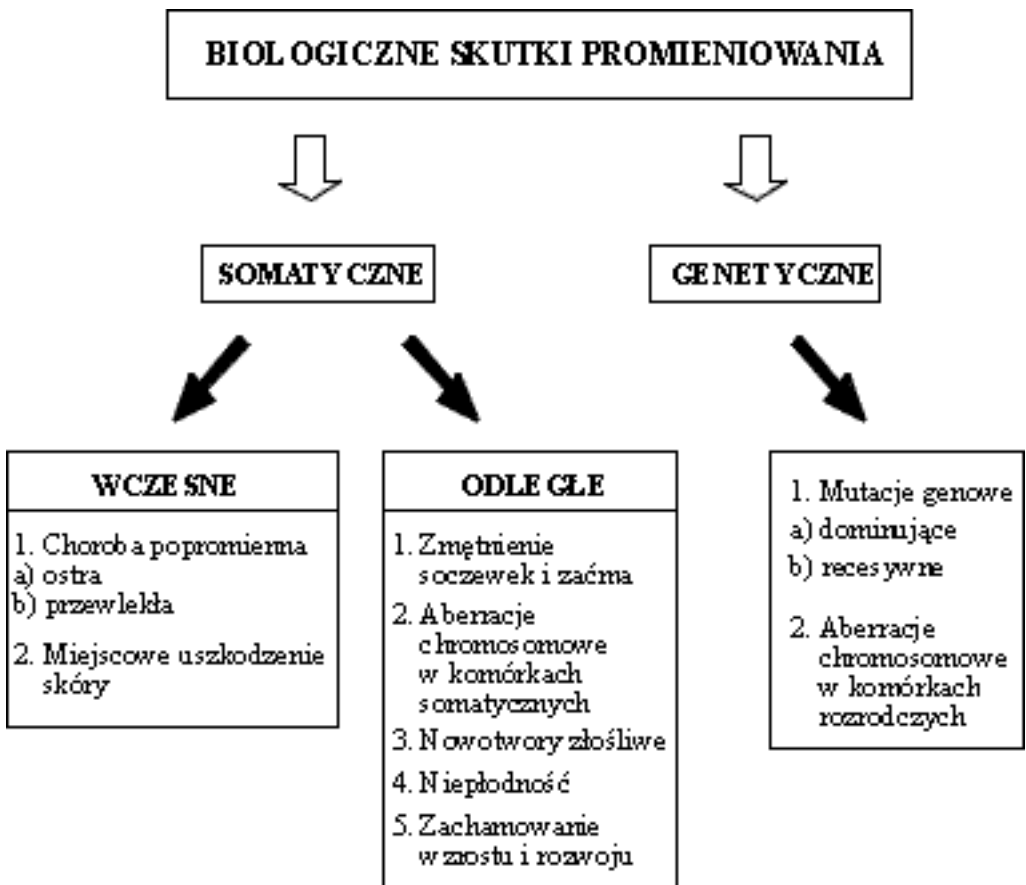
Organizm	Dawka [Gy]
Człowiek	4
Małpa	5 ÷ 6
Osioł	7,8
Świnia	3,5 ÷ 4,2
Koza	3,5
Kura	6 ÷ 10
Świnka morska	1,7 ÷ 4,9
Szczur	5,9 ÷ 9,7
Królik	7,5 ÷ 8,2
Mysz	4,5 ÷ 6,5
Żaba	7
Żółw	15
Ślimak	80 ÷ 200
Nietoperz	150
Drosophila	800
Pantofelek	3000
Bakteria: <i>Micrococcus radiodurans</i>	7000

LD₅₀ - tzw. dawka śmiertelna. Jest to dawka, która powoduje śmierć 50% liczby napromienianych osobników w ciągu 30 dni.

Napromieniowany organizm może nie wykazywać żadnych wykrywalnych objawów przez bardzo długi okres czasu po ekspozycji. Wiadomo, że skutki tego rodzaju napromieniowań mogą istnieć w formie utajonej i rozwijać się stopniowo, a nawet mogą ujawniać się po kilkudziesięciu latach.

7.2. Skutki somatyczne i genetyczne

Inną charakterystyczną cechą działania promieniowania jonizującego jest to, że zmiany chorobowe mogą się ujawnić nie tylko u osoby napromieniowanej, lecz również i u jej potomstwa. W pierwszym przypadku mówimy o skutkach somatycznych (z greckiego soma = ciało), w drugim przypadku o genetycznych lub dziedzicznych (rys. 7.2).



Rys. 7.2. Biologiczne skutki promieniowania

Skutki somatyczne można jeszcze podzielić na wczesne i odległe (późne). Do wczesnych zaliczamy chorobę popromienną ostrą i przewlekłą oraz miejscowe uszkodzenie skóry. Późne (odległe) skutki to przede wszystkim: zmętnienie soczewek i zaćma, nowotwory złośliwe, wady wrodzone, niepłodność, aberracje chromosomowe w

komórkach somatycznych oraz zahamowanie wzrostu i rozwoju. Skutki genetyczne to mutacje genowe dominujące (gdy skutki ujawniają się u bezpośredniego potomstwa) i recesywne (które nie ujawniają się i przechodzą z pokolenia na pokolenie, tak długo, aż nie zetkną się z podobną deformacją pochodzącą od drugiego z rodziców, co jest niezwykle mało prawdopodobne) oraz aberracje chromosomowe w komórkach rozrodczych.

7.3. Skutki stochastyczne i deterministyczne

Z klinicznego i patologicznego punktu widzenia biologiczne następstwa działania promieniowania jonizującego dzieli się na dwie kategorie (rys. 7.3):

Skutki deterministyczne (niestochastyczne) to takie, których zarówno częstość jak i stopień ciężkości ulega wzrostowi z dawką promieniowania. Można określić dla nich dawkę progową. Należą do nich np. wszystkie dobrze znane powikłania radioterapii.

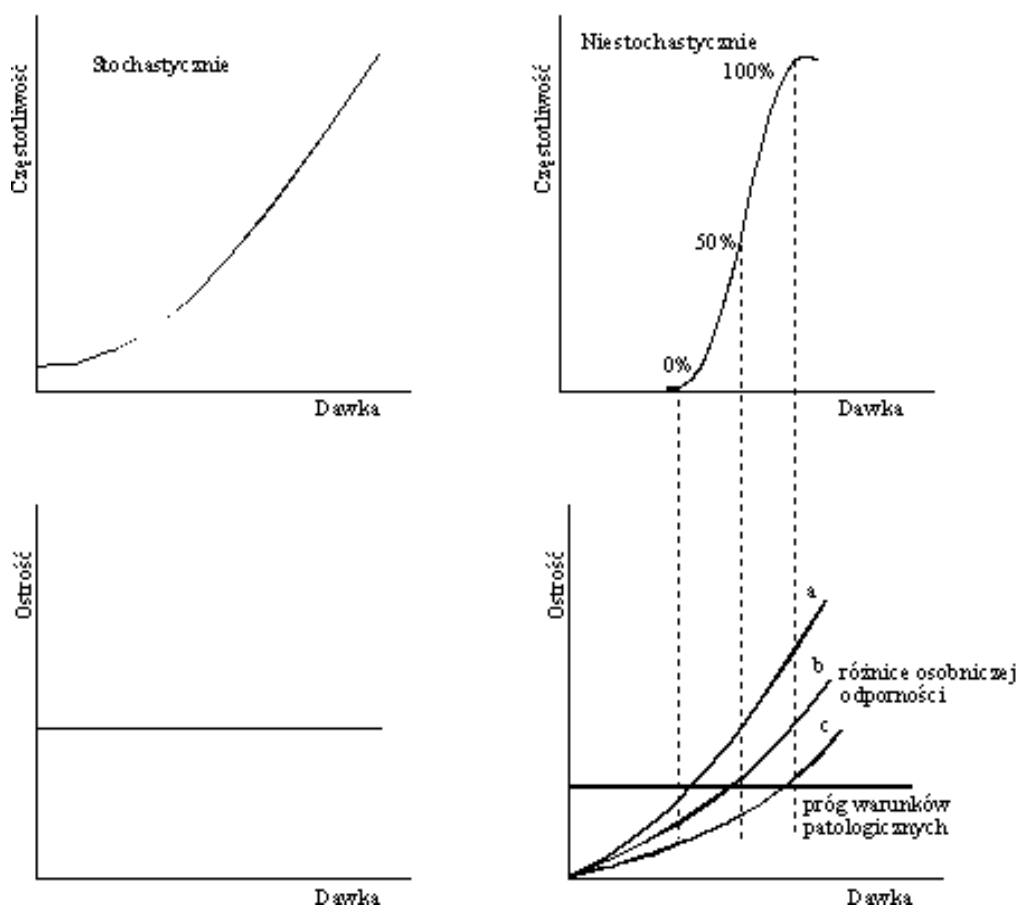
Skutki stochastyczne, to te, których częstość występowania ulega jedynie zwiększeniu ze wzrostem dawki. Są to zjawiska probabilistyczne. Nie istnieje dla nich dawka progowa. Przebieg wywołanej choroby nie jest już przez dawkę determinowany.

Zasadnicza różnica w ich patogenezie polega na tym, że dla wywołania pierwszych z wymienionych (skutków deterministycznych) konieczne jest spowodowanie utraty zdolności proliferacyjnej istotnej części komórek danej tkanki lub narządu. W przypadku efektów stochastycznych musi dojść do określonej zmiany, najprawdopodobniej w DNA, w jednej lub najwyżej kilku komórkach.

Jedną z podstawowych cech odróżniających efekty stochastyczne od deterministycznych (niestochastycznych) jest konieczność przekroczenia dla wywołania tych ostatnich określonej dawki, zwanej dawką progową. W odniesieniu do efektów stochastycznych nie postuluje się obecności progu dawki (rys. 7.3). Stąd zapobieganie następstwom niestochastycznym jest stosunkowo proste, gdyż dawki progowe dla następstw o istotnym znaczeniu patofizjologicznym są wysokie, rzędu od kilku do kilkudziesięciu Gy, zwłaszcza przy niskiej mocy dawki lub jej frakcjonowaniu (rys. 7.3, tabela 7.3).

Inaczej przedstawia się sprawa w odniesieniu do efektów stochastycznych. Brak progu oznacza, że każdej dawce nawet bardzo małej towarzyszy zwiększenie prawdopodobieństwa indukcji tych zmian. Zagadnienie może więc być rozpatrywane wyłącznie w kategoriach probabilistycznych.

Napromieniowanie dużymi dawkami powoduje u ludzi różnorodne objawy, do których można zaliczyć: ostry zespół popromienny (nazywany dawniej chorobą popromienną), lokalne martwicze zmiany skóry i innych narządów, uszkodzenia układu krwiotwórczego, zaćmę popromienną lub uszkodzenie zarodka. Są one spowodowane poważnymi uszkodzeniami wielu komórek lub ich zniszczeniem. Najczęstsze objawy to: rumień skóry, wypadanie włosów, nudności, wymioty, gorączka, zmiana obrazu krwi (tabela 7.4). Przy występowaniu tych efektów ważne jest czy dawka podana była w krótkim czy dłuższym czasie.



Rys.7.3. Różnice między skutkami stochastycznymi i niestochastycznymi

<p align="center">STOCHASTYCZNE</p> <p align="center">Nie ma progowej zależności dawka - skutek</p> <p align="center">Po przeżyciu 2-ech miesięcy</p>	<p align="center">NIESTOCHASTYCZNE</p> <p align="center">Istnieje progowa zależność dawka - skutek</p> <p align="center">Do 2-ech miesięcy</p>														
<table border="1"> <tr> <td>SOMATYCZNE</td> <td>GENETYCZNE</td> </tr> <tr> <td>1. Nowotwory złośliwe</td> <td>1. Mutacje w DNA w komórkach rozrodczych</td> </tr> <tr> <td>2. Białaczka</td> <td></td> </tr> </table>	SOMATYCZNE	GENETYCZNE	1. Nowotwory złośliwe	1. Mutacje w DNA w komórkach rozrodczych	2. Białaczka		<table border="1"> <tr> <td>SOMATYCZNE</td> </tr> <tr> <td>1. Uszkodzenie układu krwotwórczego TD - ok. 2 Gy</td> </tr> <tr> <td>2. Lokalne zmiany skórne TD - 2-3 Gy (dawka jednorazowa) TD ok. 10 Gy (dawka frakcyjowana)</td> </tr> <tr> <td>3. Bezplodność przejściowa TD - 1,5-4 Gy (w zależności od płci)</td> </tr> <tr> <td>4. Zaburzenia powrotu TD - 2 Gy (dawka jednorazowa) TD - 4 Gy (dawka frakcyjowana)</td> </tr> <tr> <td>5. Choroby płuc TD - 5 Gy (15 Gy zgęst)</td> </tr> <tr> <td>6. Choroby tarczycy TD - 10 Gy (hipertyrotyzacja)</td> </tr> <tr> <td>7. Choroba popromienna TD - 1-2 Gy</td> </tr> </table>	SOMATYCZNE	1. Uszkodzenie układu krwotwórczego TD - ok. 2 Gy	2. Lokalne zmiany skórne TD - 2-3 Gy (dawka jednorazowa) TD ok. 10 Gy (dawka frakcyjowana)	3. Bezplodność przejściowa TD - 1,5-4 Gy (w zależności od płci)	4. Zaburzenia powrotu TD - 2 Gy (dawka jednorazowa) TD - 4 Gy (dawka frakcyjowana)	5. Choroby płuc TD - 5 Gy (15 Gy zgęst)	6. Choroby tarczycy TD - 10 Gy (hipertyrotyzacja)	7. Choroba popromienna TD - 1-2 Gy
SOMATYCZNE	GENETYCZNE														
1. Nowotwory złośliwe	1. Mutacje w DNA w komórkach rozrodczych														
2. Białaczka															
SOMATYCZNE															
1. Uszkodzenie układu krwotwórczego TD - ok. 2 Gy															
2. Lokalne zmiany skórne TD - 2-3 Gy (dawka jednorazowa) TD ok. 10 Gy (dawka frakcyjowana)															
3. Bezplodność przejściowa TD - 1,5-4 Gy (w zależności od płci)															
4. Zaburzenia powrotu TD - 2 Gy (dawka jednorazowa) TD - 4 Gy (dawka frakcyjowana)															
5. Choroby płuc TD - 5 Gy (15 Gy zgęst)															
6. Choroby tarczycy TD - 10 Gy (hipertyrotyzacja)															
7. Choroba popromienna TD - 1-2 Gy															
<p align="center">Zaburzenia związane z napromienieniem zarodka lub płodu</p> <p>1. Niestochastyczne - klasyczne zmiany takie jak:</p> <p> a) duże zwiększenia narządów płciowych</p> <p> b) wzrost zaburzeń rozwojowych prowadzących do śmierci płodowej</p> <p> LD* - 1 Gy (1dzień)</p> <p> LD* - ok. 2 Gy (1-szy miesiąc)</p> <p> LD* - 3-4 Gy (późny okres płciowy)</p> <p>2. Stochastyczne - zaburzenia wywołane w okresie głównej organogenezy tj. 8-15 tygodniem ciąży</p>															
<p>Źródła: 1. Lidel E., Radiation and health Bull. WHO. 65, (2), 139-143, (1987)</p> <p>2. Nuclear power. Accidental releases - principles of public health action</p> <p>3. Report WHO, Bratislava, 23-27 November 1981, 19-23</p>															

Rys. 7.4. Biologiczne skutki promieniowania

Tabela 7.3. Przebieg choroby popromiennej u osób, które przeżyły wybuchy atomowe w Hiroshimie i Nagasaki

PRZEBIEG CHOROBY POPROMENNEJ U OSÓB, KTÓRE PRZEŻYŁY WYBUCHY ATOMOWE W HIROSZIMIE I NAGASAKI				
DAWKA	Pierwszy Tydzień	Drugi Tydzień	Trzeci Tydzień	Liczba Zgonów
4,5 - 6 Gy	Mdłości i wymioty Gorączka, apatia Drgawki, biegunka Uszkodzenie krtani Leukopenia	Gorączka Leukopenia Anemia Wypadanie włosów		100% w pierwszym i drugim tygodniu
3 - 4,5 Gy	Mdłości i wymioty Brak łaknienia Znużenie	Gorączka Leukopenia Anemia	Brak łaknienia Gorączka, Biegunka Wypadanie włosów, Leukopenia Anemia	50% od trzeciego do szóstego tygodnia
2 - 3 Gy	Postać żołądkowo-jelitowa, Mdłości i wymioty Brak łaknienia, Biegunka	Leukopenia	Brak łaknienia, Gorączka, Biegunka, Wypadanie włosów, Leukopenia, Anemia, Wewnętrzne krwawienia	Mniej niż 10% w szóstym tygodniu lub później
1 - 2 Gy	Postać żołądkowo-jelitowa	Leukopenia	Gorączka, wypadanie włosów, Leukopenia, Uszkodzenie krtani Wewnętrzne krwawienia	Nie wystąpiły

Tabela 7.4. Wczesne skutki napromieniowania całego ciała człowieka. Duża moc dawki promieniowania gamma

Dawka pochłonięta Gy	EFEKTY
0 - 0,25	Brak efektów wykrywalnych klinicznie
0,25 - 1,0	Nieznaczne przejściowe obniżenie liczby limfocytów i leukocytów obojętnochłonnych. Rzadko występujące objawy choroby powodujące niezdolność do działania; osoby eksponowane są na ogół zdolne do wypełniania normalnych zadań
1,0 - 2,0	Nudności i uczucie zmęczenia; wymioty mogą wystąpić po dawce wyższej od 1,25 Gy wśród 20-25% napromienionych. Zmniejszenie liczby limfocytów i obojętnych granulocytów z opóźnionym powrotem do wartości prawidłowych
2,0 - 3,0	Nudności i wymioty w ciągu pierwszego dnia. Okres utajenia wczesnych objawów do 2 tygodni lub nawet dłuższy. Po okresie utajenia pojawiają się objawy o umiarkowanym nasileniu: utrata łaknienia i ogólne poczucie choroby, ból gardła, bledność powłok, wybroczyny, biegunka, wyniszczenie nieznacznego stopnia. Wyzdrowienie prawdopodobnie w okresie 3 miesięcy, jeżeli nie ujawni się wpływ złego stanu zdrowia przed napromieniowaniem lub nie wystąpią powikłania w wyniku zakażenia lub urazów
3,0 - 6,0	Nudności, wymioty i biegunka w ciągu pierwszych kilku godzin. Okres utajenia bez wyraźnych objawów nawet o długości 1 tygodnia. Utrata owłosienia, łaknienie, poważny stan ogólny i gorączka w ciągu drugiego tygodnia, którym towarzyszą: krwawienia, skaza krwotoczna, wybroczyny, zapalenie jamy ustnej i gardzieli, biegunka i wyniszczenie w trzecim tygodniu. Pojawiają się przypadki zgonów w okresie 2-6 tygodni, możliwe 50% zgonów wśród eksponowanych, którzy otrzymali dawkę około 4,5 Gy i dla pozostałych czas rekonwalescencji około lub powyżej 6 miesięcy
6,0 i więcej	Nudności, wymioty i biegunka w ciągu pierwszych kilku godzin. Krótki okres utajenia i w niektórych przypadkach brak jasno określonych objawów w ciągu pierwszego tygodnia. Biegunka, krwotoki, skaza krwotoczna (rozlane wybroczyny), zapalenie gardzieli i jamy ustnej; gorączka pod koniec pierwszego tygodnia. Szybkie wyniszczenie i śmierć w drugim tygodniu znacznej większości, aż do 100% eksponowanych osób

Bardzo wysokie dawki przekraczające 50 Gy prowadzą do śmierci w ciągu kilku godzin lub dni w wyniku uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego. Dawki od 10 do 50 Gy podane na całe ciało powodują śmierć w ciągu kilku lub kilkunastu dni na skutek uszkodzeń układu pokarmowego. Jednorazowo podanie dawki na całe ciało poniżej 10 Gy, a większe od 2 Gy, również prowadzą - jeśli nie zastosowano leczenia - do śmierci, gdyż uszkadzają poważnie szpik kostny wytwarzający wszystkie komórki krwi poza limfocytami. Dawka powyżej ok. 3 Gy uważana jest za „dawkę półśmiertelną” [2].

Ponieważ, jak już wspomniano wyżej, radioaktywność poszczególnych narządów naszego ciała jest różna i zależy także od wieku i płci to, ważne jest jaka część ciała (jaki narząd czy tkanka) została napromieniowana (tabela 7.5).

Tabela 7.5. Poziomy dawki poniżej których wystąpienie skutków deterministycznych w populacji ogólnej jest bardzo mało prawdopodobne [48]

Dawka [Gy]	Narząd lub tkanka	Skutek
0,1	Płód	Teratogeneza
0,15	Jądra	Okresowa bezpłodność
0,5	Szpiczek kostny	Zaburzenia hemopoetyzy
0,5	Całe ciało	Wymioty
0,5 ÷ 2	Soczewka	Zmętnienie
3	Skóra	Depilacja, rumień
2,5 ÷ 6	Jajniki	Bezpłodność
3,5 ÷ 6	Jądra	Bezpłodność trwała
5	Soczewka	Zaćma
10	Płuca	Zapalenie płuc, wczesna śmierć
10	Tarczyca	Niedoczynność tarczycy

Szpiczek kostny i pozostała część układu krwiotwórczego są jednymi z najbardziej wrażliwych, gdyż uszkadza je już dawka około 0,5 Gy. Progiem obserwowanych zmian w obrazie krwi jest jednorazowa dawka powyżej ok. 0,2 Gy. Zaletą tkanek układu krwiotwórczego jest to, że tkanki te mają bardzo duże zdolności regeneracyjne. Jeżeli ekspozycji na promieniowanie jonizujące zostanie poddana tylko część układu krwiotwórczego, wówczas pozostała, nieekspozowana może zastąpić tę uszkodzoną, co poważnie łagodzi skutki ekspozycji.

Soczewki oczu po otrzymaniu dawki ok. 2 Gy mogą wykazywać izolowane, drobne zmętnienia, nie powodujące upośledzenia zdolności widzenia, a dawki większe od 5 Gy mogą prowadzić do postępującej zaćmy.

Jednorazowe dawki powyżej ok. 0,15 Gy na jądra czy jajniki mogą spowodować okresową, a przekraczające 3,5 Gy trwałą bezpłodność. Działanie nawet znacznie większych dawek, ale nie jednorazowych może nie powodować bezpłodności.

Pozostałe narządy i tkanki człowieka są znacznie bardziej odporne na promieniowanie jonizujące. Na przykład działanie dawki 23 Gy w ciągu 5 tygodni na nerki nie powoduje ich uszkodzenia. Także nie wykazuje uszkodzenia wątroba po działaniu 40 Gy, a pęcherz moczowy - 55 Gy (dawki podane w ciągu 4 tygodni).

Należy podkreślić, iż podane dane odnoszą się do osób dorosłych. Dzieci są szczególnie wrażliwe na promieniowanie jonizujące, zarówno na działanie dużych jak i małych dawek.

Jak już wspomniano do skutków stochastycznych promieniowania jonizującego zaliczane są przede wszystkim choroby nowotworowe, mutacje i skutki teratogenne czyli zjawiska prowadzące do patologicznych zmian w następnych pokoleniach lub w organizmie napromieniowanym w czasie życia płodowego.

Uważa się, że każde z tych zjawisk może być wywołane przez uszkodzenie jedynej tylko komórki w rozpatrywanej tkance czy organie. Mechanizm przemiany nowo-

tworowej nie jest poznany w szczegółach, ale wiadomo, że zmiany prowadzące do tej choroby przebiegają w trzech zasadniczych etapach: *inicjacji, promocji i progresji (unaczynnieniu)*. Łańcuch zjawisk mogących prowadzić w przyszłości do klinicznego ujawnienia się nowotworów zaczyna się od inicjacji w komórce, w której nastąpiła jonizacja, lub pobudzenie atomów w strukturach komórkowych. Wiemy, że przynajmniej w niektórych rodzajach nowotworów przyczyną inicjującą jest zmiana struktury (uszkodzenie) DNA (kwasu dezoksyrybonukleinowego), będącego składnikiem jądra komórkowego.

Jak już wspomniano wyżej szczególnie duża jest wrażliwość na promieniowanie jonizujące młodych organizmów, w tym oczywiście płodów. Ekspozycja płodu może spowodować opóźnienie w rozwoju umysłowym, jego śmierć, zaburzenia w kształtowaniu jego narządów, inne nieprawidłowości (tabela 7.6).

Prawdopodobieństwo wystąpienia takich zmian jest największe, gdy napromieniowanie nastąpiło między 3-25 tygodniem ciąży, a najmniejsze (prawie zerowe) przed 3 tygodniem i po 25 tygodniu ciąży.

Tabela 7.6. Skutki napromienienia płodu w zależności od jego wieku [49]

Czas od zapłodnienia	Skutek	Liczba naturalnych (spontanicznych) przypadków występujących przeciętnie u żywonarodzonych niemowląt
Pierwsze trzy tygodnie	Brak deterministycznych lub stochastycznych skutków	---
Od 3-go do 8-go tygodnia	Możliwość zniekształceń narządów ^a	0,06 (1 na 17)
Od 8-go do 25-go tygodnia	Możliwość opóźnienia umysłowego ^b	5×10^{-3} (1 na 200)
Od 4-go tygodnia ciąży	Nowotwory w dzieciństwie lub dorosłym życiu ^c	1×10^{-3} (1 na 1000)

a) Zniekształcenia narządów pojawiają się jako efekty deterministyczne przy poziomie dawki dla ludzi, oszacowanym na podstawie wyników doświadczeń na zwierzętach, na około 0,1 Gy.

b) Ryzyko ciężałości umysłowej odnoszone jest do zmniejszenia współczynnika ilorazu inteligencji (IQ): 30 jednostek ilorazu (IQ) przy ekspozycji mózgu dawką 1 Gy w okresie od 8-go do 15-go tygodnia ciąży, i znacznie mniejszym jego obniżeniem przy ekspozycji w okresie ciąży między 16-tym a 25-tym tygodniem. Dla dawek rzędu 0,1 Gy w ogólnym rozkładzie IQ ten efekt po-

promienny nie był wykrywalny (obserwowany) w napromieniowanej populacji lub grupach. Należy podkreślić, że absorpcja dawek rzędu 0,1 Gy lub wyższych jest rzadko spotykana w diagnostyce rentgenowskiej.

c) Ryzyko pojawienia się śmiertelnego nowotworu w dzieciństwie lub dorosłym życiu dla osób napromieniowanych podczas życia płodowego może być podobne do ryzyka osób napromieniowanych w pierwszej dekadzie życia, które jest nieco większe niż dla ogółu populacji.

Wyżej wymienione zagrożenia są **bardzo małe** (potrzebne duże dawki). Niemniej należy unikać działań diagnostycznych z użyciem promieniowania jonizującego w okresie ciąży. W technice badań medycznych z zastosowaniem promieniowania jonizującego należy zawsze dążyć do zminimalizowania dawki, szczególnie na gonady, niezależnie od możliwości ciąży u pacjentki.

7.4. Wskaźniki ryzyka radiologicznego

Precyzyjne określenie ryzyka indukcji nowotworów przez promieniowanie jonizujące u ludzi (w przeciwieństwie do doświadczeń na zwierzętach) jest bardzo skomplikowane. Większość wiadomości dotyczących kancerogenezy popromiennej zawdzięczamy licznym i wszechstronnym doświadczeniom przy wykorzystaniu różnych gatunków zwierząt. Także od kilkudziesięciu lat prowadzi się badania epidemiologiczne nad ryzykiem wystąpienia nowotworów popromiennych u ludzi. Niewątpliwie najobszerniejsze źródło informacji stanowią prowadzone od ponad czterdziestu lat obserwacje nad przyczynami zgonów w populacji 82 242 osób, które przeżyły wybuchy bomb atomowych w Hiroszynie i Nagasaki. Jeszcze dłuższy okres, wynoszący ok. 60 lat dla radiologów amerykańskich i 80 lat dla radiologów brytyjskich, obejmuje analiza zgonów lekarzy tej specjalności. W tym wypadku nie dysponujemy jednak danymi o wielkości dawek otrzymywanych wcześniej, niż w okresie ostatnich czterdziestu kilku lat. Uważa się, że radiolodzy, którzy stworzyli podwaliny tej specjalności, mogli w ciągu całego okresu pracy otrzymać dawki od 2 do 20 Gy (200–2000 radów). Niejednokrotnie dawki jednorazowe były tak duże, że wywoływały widoczne skutki miejscowe. Wiele informacji przyniosły obserwacje przyczyn zgonów 14111 pacjentów leczonych promieniowaniem z powodu zeszywniającego zapalenia kręgosłupa. Przeprowadzono także oszacowanie ryzyka indukcji nowotworu u innych chorych, napromieniowanych w celach terapeutycznych bądź diagnostycznych. Liczne badania poświęcono także ryzyku związanemu z narażeniem zawodowym, w tym ryzyku indukcji nowotworów u osób, które brały udział w ćwiczeniach wojskowych w trakcie doświadczalnych wybuchów jądrowych. Podjęto wreszcie próby oszacowania ryzyka związanego z narażeniem na opad radioaktywny, ryzyka będącego rezultatem zamieszkiwania obszarów o podwyższonym tle promieniowania lub też obszarów w okolicach ośrodków jądrowych, jak również ryzyka związanego z awariami elektrowni jądrowych, w tym szczególnie z awarią elektrowni jądrowej w Czarnobylu.

Należy podkreślić, iż wyniki wymienionych powyżej, choć licznych badań, są niestety często nieporównywalne. Jest to spowodowane wieloma czynnikami. Bardzo ważnym wśród nich jest znaczna niejednorodność badanych populacji (różny wiek,

plęć, istnienie chorób towarzyszących). Niezwykle istotne są różnice wywołane odmiennym charakterem ekspozycji (np. frakcjonowane małych dawek przez długi okres czasu u osób narażonych zawodowo, duże dawki frakcjonowane w krótkim okresie czasu pacjentom poddawanych radioterapii, ekspozycja na różne rodzaje promieniowania różniące się wartością współczynnika liniowego przekazu energii (LET), a tym samym względną skutecznością biologiczną). Przy dokładnej analizie danych nie można również zapomnieć o długim okresie utajenia (poza białaczkami) nowotworów popromiennych. W tym czasie ludzie podlegają wpływowi szeregu innych czynników osobniczych (np. wiek, predyspozycje genetyczne, stan układu odpornościowego, stan hormonalny) wpływających na promieniowrażliwość oraz czynników środowiskowych mogących wykazywać działanie synergistyczne bądź addytywne z promieniowaniem jonizującym.

Mimo tych wszystkich trudności dla oszacowania ryzyka indukcji nowotworów w populacjach eksponowanych na promieniowanie jonizujące, w tym na jego małe dawki, wypracowuje się szereg modeli teoretycznych zależności dawka-skutek. Jest to konieczne, bowiem uznaje się, że dla działania kancerogennego małych dawek promieniowania nie ma dawki progowej. Wartości współczynników ryzyka wystąpienia skutków stochastycznych podano w tabeli 7.7.

Tabela 7.7. Współczynniki ryzyka wystąpienia skutków stochastycznych [50]

Narząd lub tkanka	Współczynnik ryzyka (10^{-2} Sv^{-1})	
	Cała populacja	Pracownicy
Pęcherz	0,29	0,24
Szpic kostny	1,04	0,83
Powierzchnia kości	0,07	0,06
Piersi	0,36	0,29
Okreźnica	1,03	0,82
Wątroba	0,16	0,13
Płuca	0,80	0,64
Przełyk	0,24	0,19
Jajniki	0,15	0,12
Skóra	0,04	0,03
Żołądek	1,00	0,80
Tarczycyca	0,15	0,12
Pozostałe	0,59	0,47
Razem	5,92	4,74
Ryzyko ciężkich uszkodzeń genetycznych		
Gonady	1,33	0,80
Razem - skutki stochastyczne	7,3	5,6

Omawiając wpływ promieniowania jonizującego na powstawanie chorób nowotworowych można przyjąć kilka podstawowych stwierdzeń:

- a) promieniowanie nie wywołuje swoistego rodzaju nowotworów. Zwiększa natomiast zapadalność na nowotwory naturalne występujące w danej populacji.
- b) zwiększenie przez promieniowanie zapadalności na dany rodzaj nowotworu nie jest proporcjonalne do zapadalności naturalnej,
- c) białaczka uważana jest za najbardziej typowy rodzaj nowotworu indukowanego promieniowaniem. Wiadomo jednak, że jeden z jej rodzajów tj. przewlekła białaczka limfatyczna nie jest przez promieniowanie indukowana. Istnieją również wątpliwości czy promieniowanie wywołuje białaczkę włosianokomórkową.
- d) nowotwory lite mogą być wywoływane w prawie wszystkich tkankach człowieka. Nie ma jednak przekonujących dowodów na indukcję przez promieniowanie jonizujące nowotworów prostaty, jąder, macicy czy szyjki macicy.
- e) wydaje się, że promieniowanie może indukować wszystkie typy komórkowe nowotworu, charakterystyczne dla danego miejsca, z pewnymi wyjątkami, jak przewlekła białaczka limfatyczna w grupie białaczek, czerniak złośliwy w grupie raków skóry czy prawdopodobnie raki anaplastyczne i rdzeniaste wśród nowotworów tarczycy.
- f) okres utajenia, tj. okres od napromieniania do pojawienia się pierwszych przypadków choroby nowotworowej jest różny dla różnych nowotworów. Najkrótszy okres utajenia, wynoszący 2-4 lat, jest charakterystyczny dla białaczki i nowotworów kości. Nowotwory lite mają przeważnie znacznie dłuższy okres utajenia i rzadko pojawiają się wcześniej, niż 10-15 lat po ekspozycji (tabela 7.8).
- g) okres ekspresji to czas pomiędzy pojawieniem się pierwszych i ostatnich spowodowanych ekspozycją nowotworów w badanej populacji. Kończy się on dla białaczki i nowotworów kości po 25-30 latach. Dla innych nowotworów jest on znacznie dłuższy. Toteż dla celów szacowania ryzyka przyjmuje się, że trwa do końca życia.

Tabela 7.8. Okres utajenia różnych nowotworów popromiennych (wg. Mettler i Moselay)

Typy nowotworów i umiejscowienie	Przeciętny okres utajenia (lata)	Minimalny okres utajenia (lata)
Białaczki	7 - 10	2 - 3
Mięsaki kości	10 - 15	3 - 4
Mięsaki tkanek miękkich	12	
Raki żołądka	14	ok. 10 lat
Nowotwory tarczycy	20	dla pozostałych
Nowotwory ślinianek	20	nowotworów
Raki gruczołu piersiowego	22	
Raki skóry	24	
Raki płuc	25	
Guzy mózgu (glejaki)	27	

Obserwuje się, że dla białaczek, nowotworów kości i pewnych nowotworów wieku dziecięcego liczba zachorowań osiąga maksimum zasadniczo w pierwszych dziesięciu latach po ekspozycji, a potem spada. Natomiast nowotwory charakterystyczne dla dorosłej populacji wykazują wzrost ryzyka wraz z czasem upływającym od ekspozycji.

Wiek w momencie napromienienia odgrywa znaczącą rolę i ma istotny wpływ na częstość występowania nowotworów popromiennych, zwłaszcza białaczek, raków tarczycy, gruczołu piersiowego i nowotworów płuc.

Zależność między płcią a indukcją nowotworów popromiennych jest szczególnie istotna w przypadku raków gruczołu piersiowego i tarczycy.

Obecnie ocenia się, że na każde 1000 osób napromieniowanych w dowolnym wieku, które otrzymały w krótkim czasie dawkę 1 Gy promieniowania gamma lub beta, umrze na białaczkę prawie 10 osób, na raka przewodu pokarmowego 12 osób, a 8 na raka płuc. Z 1000 kobiet tak napromieniowanych rak sutka spowoduje zgon 4. Po działaniu takiej dawki z powodu różnych chorób nowotworowych ogółem umrze ok. 60 osób z 1000 napromienionych, tzn. 6 % (różne oceny wynikają z zastosowania różnych modeli przewidywania ryzyka). Gdyby tą dawkę podać nie w krótkim, a w długim okresie czasu całkowite ryzyko byłoby wówczas $2 \div 10$ razy mniejsze [2].

7.5. Podstawy metodologiczne rozpoznawania chorób zawodowych

W „Wytucznych metodologicznych w sprawie rozpoznawania chorób zawodowych” jako podstawowe założenie uznano, iż większość klinicznie uchwytnych następstw napromienienia w warunkach ekspozycji zawodowej ma charakter nieswoisty, to znaczy, że mogą one być wywołane przez inne czynniki przyczynowe niż promieniowanie jonizujące. Najłatwiejsze jest rozpoznanie ostrych uszkodzeń popromiennych, w których ustalenie związku przyczynowego z faktem napromienienia nie budzi wątpliwości. Niemniej i w tym przypadku, aby uniknąć często rażących pomyłek, konieczne jest przestrzeganie warunku dozymetrycznej rekonstrukcji sytuacji.

Ostre objawy popromienne są następstwem napromienienia dawką co najmniej 1 Gy (1 Gy = 100 rad), najczęściej w wyniku sytuacji awaryjnej.

Ostre zapalenie popromienne skóry jest zawsze wynikiem miejscowego działania dużej dawki promieniowania jonizującego. Może ono przebiegać w postaci przejściowego rumienia i depilacji, zmian pęcherzowych, aż do owrzodzeń i martwicy skóry właściwej, i występuje po dawkach od kilku do kilkudziesięciu Gy promieniowania X, γ lub β . Dawki neutronów konieczne do wywołania analogicznych objawów są kilkakrotnie mniejsze. Są to zmiany obserwowane obecnie bardzo rzadkie i są bez wyjątku następstwem sytuacji awaryjnej. We wczesnej fazie choroby konieczne jest wykluczenie narażenia na duże dawki promieniowania nadfioletowego.

Przewlekłe zmiany zapalne i zanikowo-przerostowe skóry w następstwie napromieniowania mogą być objawami ustępowania ostrego popromiennego uszkodzenia skóry lub powtarzanej ekspozycji. Skumulowane dawki, konieczne do wywołania takich zmian dla wszystkich typów przenikliwego promieniowania jonizującego, są bardzo duże i sięgają kilkudziesięciu Gy.

Przed uznaniem tego typu zmian za chorobę zawodową konieczne jest przeprowadzenie postępowania wyjaśniającego, czy tak znaczne narażenie mogło wystąpić oraz czy obserwowane zmiany nie są wynikiem radioterapii, przewlekłego działania promieniowania nadfioletowego lub innych czynników uszkadzających skórę.

Uszkodzenie układu krwiotwórczego. Szpik kostny i układ limfocytarny należy zaliczyć do układów o największej czułości na działanie promieniowania jonizującego. Dawki promieniowania dla całego ciała konieczne do wywołania klinicznych objawów uszkodzenia układu krwiotwórczego sięgają co najmniej 1 Gy przy ekspozycji jednorazowej na promieniowanie X i γ , a kilka Gy przy ekspozycji powtarzalnej. Uważa się, że roczna dawka poniżej 0,4 Gy nie powinna wywołać klinicznie uchwytnych zaburzeń czynności tego układu. Jest to dawka przekraczająca prawie o rząd wielkości obowiązujący limit równoważnika dawki, wynoszący 50 mSv (1 Sv = 100 rem).

Rozpoznawanie zawodowego uszkodzenia układu krwiotwórczego przez promieniowanie jonizujące, bez udokumentowania możliwości przekroczenia obowiązujących limitów dawek, należy uznać za wątpliwe.

Kliniczna diagnostyka uszkodzenia układu krwiotwórczego w następstwie przewlekłej ekspozycji zawodowej na promieniowanie jonizujące opiera się na badaniach morfolo-

gicznych krwi obwodowej i szpiku kostnego, badaniach czynnościowych poszczególnych układów i obserwacji dynamiki stwierdzanych odchylen od normy.

Istnieją liczne czynniki uszkodzające układ krwiotwórczy lub zaburzające jego czynność bez udziału promieniowania jonizującego, w związku z czym konieczne jest przeprowadzenie w każdym przypadku starannej diagnostyki różnicowej. W diagnostyce różnicowej należy brać pod uwagę zmiany niedoborowe, zwłaszcza niedobór żelaza u kobiet, uszkodzenia chemiczne, polekowe, poinfekcyjne oraz jednostki chorobowe o nieznanej lub złożonej etiologii, występujące w populacji zawodowo nie ekspozowanej na promieniowanie.

Zaburzenia hematologiczne w następstwie działania promieniowania jonizującego mają źródło w szpiku, gdzie najbardziej wrażliwe na promieniowanie są komórki macierzyste. Wiąże się z tym wieloukładowość zmian popromiennych, jakkolwiek w pewnych okresach choroby zmiany ilościowe lub jakościowe mogą przejściowo dotyczyć jednego układu. Zmiany cytomorfologiczne w szpiku kostnym w następstwie powtarzającego napromienienia mogą być ilościowe i jakościowe.

Zmiany ilościowe wczesne ujawniają się w postaci:

nieswoistego pobudzenia hemopoety z prawidłowym przebiegiem dojrzewania lub z objawami zahamowania dojrzewania, zmian wielkości rezerwy szpikowej granulocytów.

Do zmian ilościowych późnych należy zaliczyć:

cechy uszkodzenia hemopoety ze zmniejszeniem liczby elementów morfotycznych szpiku, obraz białaczkowy szpiku.

Zmiany jakościowe polegają na:

występowaniu nieprawidłowości związanych z podziałem komórek, powstawaniu komórek olbrzymich, hipersegmentacji jąder granulocytów, ziarnistości toksycznych w cytoplazmie, itp.

Ujawnienie się w obrazie krwi obwodowej następstw przewlekłej ekspozycji na promieniowanie jonizujące dowodzi znacznych zaburzeń czynnościowych lub zmian morfologicznych szpiku, w związku z czym regeneracja jest powolna. Szybkie ustąpienie objawów po podaniu leków krwiotwórczych przemawia raczej przeciwko rozpoznaniu przewlekłej choroby popromiennej.

Guzy nowotworowe, wywołane przez promieniowanie jonizujące, są umiejscowione w napromienionym narządzie. Sam szacunek prawdopodobieństwa związku rozpoznanego nowotworu złośliwego z faktem narażenia na promieniowanie jonizujące wymaga danych o wielkości i charakterze narażenia w poszczególnych latach pracy, danych o zapadalności na poszczególne choroby nowotworowe (z uwzględnieniem płci i wieku) w populacji generalnej oraz narażenia na inne czynniki rakotwórcze. Szacunek prawdopodobieństwa powinien być prowadzony na podstawie założeń maksymalizujących prawdopodobieństwo wywołania choroby przez promieniowanie. Jest to oblicze-

nie złożone i powinno być wykonane przez wysoko kwalifikowaną placówkę specjalistyczną. Obecnie wykonuje je Instytut Medycyny Pracy w Łodzi.

Prawdopodobieństwo indukcji nowotworu przez promieniowanie jonizujące mniejsze lub równe 1% nie powinno być wystarczające do uznania go za chorobę zawodową. Oszacowanie prawdopodobieństwa w granicach 10% i większego powinno uzasadniać rozpatrywanie orzeczenia o istnieniu choroby zawodowej, jeśli w świetle danych epidemiologicznych można uznać, iż rozpatrywana postać nowotworu jest indukowana przez promieniowanie jonizujące.

8. NARAŻENIE LUDNOŚCI NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE W ŚRODOWISKU

Każdy człowiek narażony jest na działanie promieniowania jonizującego pochodzącego od źródeł naturalnych i sztucznych. Jak już wspomniano w rozdz. 3.2.1., dawek otrzymywanych od tego promieniowania nie wlicza się do wartości granicznych określonych w przepisach. Orientacyjną roczną ekspozycję na naturalne i sztuczne promieniowanie w środowisku w Polsce [16] przedstawia rys. 8.1.

Znajdujący się w przyrodzie potas naturalny jest mieszaniną trzech izotopów ^{39}K , ^{40}K i ^{41}K . Izotop potasu ^{40}K (oznaczany nieraz jako K-40) jest promieniotwórczy, a jego zawartość w potasie naturalnym wynosi 0,0119%. Od zgromadzonego wewnątrz organizmu izotopu potasu K-40 człowiek otrzymuje dawkę ok. 0,30 mSv rocznie.

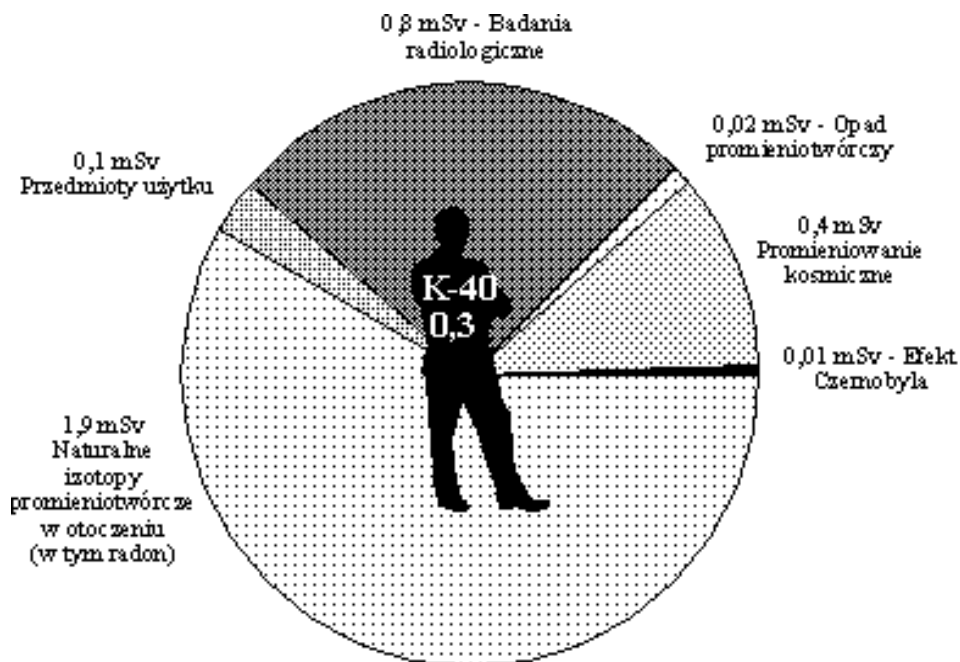
W skorupie ziemskiej znajduje się wiele naturalnych, radioaktywnych izotopów. Są to głównie izotopy uranu (^{238}U , ^{234}U , ^{235}U), tor (^{232}Th), potas (^{40}K) i rubid (^{87}Rb). W wyniku naturalnego rozpadu izotopów uranu i toru, powstają trzy tzw. rodziny promieniotwórcze: uranowo-radowa, uranowo-aktynowa i torowa. Jednym z ważniejszych izotopów z rodziny uranowo-radowej jest radon (^{222}Rn) - gaz radioaktywny.

Innym ogromnym magazynem naturalnych izotopów promieniotwórczych są morza i oceany. Pokrywają one 70,8 % powierzchni kuli ziemskiej i zawierają m. in. rad, tor i potas. Średnia aktywność wody morskiej wynosi ok. 15 Bq/dm³ [22], 150 razy więcej niż aktywność wody w rzekach.

Od izotopów naturalnych zgromadzonych w skorupie ziemskiej i morzu średnia roczna dawka w Polsce wynosi ok. 1,9 mSv. Znajdują się jednak na ziemi takie miejsca, gdzie dawka jest większa od przeciętnej. Np. mieszkańcy Masywu Centralnego we Francji otrzymują w ciągu roku dawki ok. 3,5 mSv, a w prowincjach Madras i Keralā w Indiach - 13 mSv [22].

Promieniowaniem kosmicznym nazywa się strumienie jąder atomowych o wysokiej energii, głównie protonów, docierające do Ziemi z przestrzeni kosmicznej oraz promieniowanie wtórne wywołane przez te jądra w atmosferze ziemskiej. Promieniowanie to powoduje powstawanie w atmosferze tzw. izotopów kosmogennych węgla (^{14}C) i trytu (^3H).

Dawki otrzymywane od promieniowania kosmicznego zależą od wysokości nad poziomem morza. Przykładowo, na poziomie morza dawka ta wynosi 0,25 mSv/rok, na wysokości ok. 200 m n.p.m. - ok.0,30 mSv/rok, a na 2000 m n.p.m. - 0,60 mSv/rok. Jedna godzina lotu samolotem pasażerskim powoduje otrzymanie dawki ok. 0,004 mSv [15]. Kolejnym czynnikiem zwiększającym narażenie ludności na promieniowanie jonizujące są przedmioty użytku. Należą do nich głównie telewizory i monitory ekranowe (miękkie promieniowanie X), glazura i szkło uszlachetnione (uran, tor) oraz farby stałego świecenia w zegarkach i kompasach (tryt, promet oraz nie stosowany już obecnie rad). Szacuje się, że udział promieniowania od przedmiotów użytku wynosi ok. 0,1 mSv/rok [15]. Badania radiologiczne powodują otrzymywanie dawek różnej wielkości, zależnie od rodzaju badania (nie wspominając o zabiegach terapeutycznych). Np. prześwietlenie klatki piersiowej - 1 mSv, zębów - 0,09 mSv, jamy brzusznej - 1,47 mSv, a tomografia komputerowa - 10 mSv w przeliczeniu na całe ciało i jedno badanie. Zagadnienia związane z narażeniem pacjentów na promieniowanie rentgenowskie omówione zostały w rozdziale 9.



Rys. 8.1. Orientacyjne dawki roczne w [mSv] od różnych źródeł promieniowania. Źródła naturalne - 2,6 mSv, źródła sztuczne - 0,9 mSv

Dodatkowym elementem zwiększającym dawkę promieniowania jest skażenie środowiska opadem radioaktywnym pochodzącym od wybuchów broni jądrowej i awarii reaktorów jądrowych. Próbné wybuchy przeprowadzane głównie w latach 60-tych spowodowały, że obecnie od wówczas uwolnionych izotopów, średnio w ciągu roku człowiek otrzymuje dawkę ok. 0,02 mSv. Katastrofa w elektrowni jądrowej w Czarnobylu spowodowała skażenie ogromnych obszarów. Szacuje się, że średnia wartość efektywnego równoważnika dawki obciążającej w latach 1986 - 2056 równa jest ok. 0,9 mSv [21].

9. NARAŻENIE PACJENTÓW NA PROMIENIOWANIE RENTGENOWSKIE

9.1. Znaczenie diagnostyki rentgenowskiej jako źródła promieniowania w środowisku człowieka

Stopień narażenia każdego członka populacji na promieniowanie jonizujące ze wszystkich rodzajów źródeł określa się za pomocą rocznego efektywnego równoważnika dawki, który w roku 1990 wyniósł w Polsce ok. 3,5 mSv (rys. 8.1); dla przypomnienia roczny efektywny równoważnik dawki obrazuje zagrożenie całego ciała po napromienieniu jednej lub kilku jego części dowolnym rodzajem promieniowania jonizującego - patrz rozdz. 3.3. Z zestawienia składników rocznego efektywnego równoważnika dawki promieniowania jonizującego obliczonego dla r. 1990 widać, że około 26% tego równoważnika dawki pochodzi od promieniowania ze źródeł sztucznych. Z kolei około 90% tej wartości pochodzi od zastosowania promieniowania w medycynie: około 78% z zastosowania promieniowania rentgenowskiego w diagnostyce rtg, 12% w technice zabiegowej, 7% w medycynie nuklearnej, 1% z narażenia zawodowego. Diagnostyka rentgenowska stanowi więc największe sztuczne źródło promieniowania, w największym stopniu obciążające poszczególnych pacjentów i całą populację. Dlatego na niej skupiono największe zainteresowanie i podjęto najwięcej działań w zakresie przestrzegania zasad ochrony radiologicznej, ograniczenia nieuzasadnionego stosowania promieniowania i ograniczenia wielkości dawek otrzymywanych przez pacjentów.

9.2. Ocena narażenia pacjentów i populacji w Polsce

Przeciętna roczna liczba badań rtg na jednego Polaka utrzymuje się na dolnym poziomie wśród krajów rozwiniętych (ok. 0,6 badań/rok, tabela 9.1) [59].

Tabela 9.1. Liczba badań rentgenowskich na 1 000 mieszkańców w latach 1980-tych [59]

Kraj	Rok oszacowania	Liczba badań na 1000 mieszkańców.
Polska	1986	572
Holandia	1980	648
Kanada	1980	1016
USA	1980	790
ZSRR	1980	958
Norwegia	1983	641
Wielka Brytania	1983	496

Średnia liczba badań rtg w ciągu roku na osobę zależy od wieku i od płci (tabela 9.2). Najwięcej pacjentów, mężczyzn, jest w wieku 40 - 49 lat (ponad jedno badanie rocznie). Cała męska populacja w wieku powyżej 20 lat jest badana częściej, niż populacja kobiet. Zgodnie z zaleceniami ochrony radiologicznej dzieci rzadziej poddawane

są badaniom, niż dorośli. Najwięcej badań u dzieci wykonuje się w pierwszym roku życia, a najmniej u dzieci w wieku od 1 do 9 lat.

Tabela 9.2. Liczba badań rentgenowskich na 1000 mieszkańców Polski w zależności od grupy wiekowej i płci (1986 r.) [59]

Lp.	Grupa wiekowa	Liczba badań na 1000	
		kobiet	mężczyzn
1	<1	527	449
2	1 ÷ 4	124	130
3	5 ÷ 9	155	174
4	10 ÷ 14	220	235
5	15 ÷ 19	543	543
6	20 ÷ 24	502	562
7	25 ÷ 29	515	669
8	30 ÷ 34	609	693
9	35 ÷ 39	711	798
10	40 ÷ 44	869	1 010
11	45 ÷ 49	894	1 005
12	50 ÷ 54	843	982
13	55 ÷ 59	703	941
14	60 ÷ 64	671	970
15	65 ÷ 69	570	875
16	70 ÷ 74	444	809
17	> 75	313	543

W ostatnich latach obserwuje się, że z jednej strony zwiększa się dostępność do aparatury rtg (wzrost jej liczebności), ale z drugiej strony czynnikiem ograniczającym korzystanie z niej są koszty badań (z którymi liczy się publiczna służba zdrowia i prywatni pacjenci). Z kolei, z jednej strony dzięki wprowadzaniu nowych rozwiązań technicznych i upowszechnianiu się całkiem nowych generacji aparatury diagnostycznej wykorzystującej promieniowanie X - stale zwiększa się liczba nowych rodzajów badań i nowych pacjentów (np. upowszechnianie się badań mammograficznych, tomografii komputerowej, densytometrii kości). A z drugiej strony, coraz bezpieczniejsza z punktu widzenia ochrony radiologicznej konstrukcja aparatów, wprowadzanie czulszych filmów, wydajniejszych folii wzmacniających, elementów z włókna węglowego oraz upowszechnianie zasad ochrony radiologicznej pacjentów powodują, że dawki otrzymywane podczas poszczególnych badań maleją (choć wymiana starej aparatury i sprzętu na nowe przebiega zbyt wolno). Ponadto część potencjalnych pacjentów pracowni rtg przejmuje techniki bezpromienne jak ultrasonografia i rezonans magnetyczny. Dzięki powyższej sytuacji stały wzrost możliwości zastosowania promieniowania w diagnostyce rtg nie powoduje szybkiego wzrostu składowej rocznego efektywnego równoważnika dawki pochodzącej od tego promieniowania przypadającej na członka populacji. Pamiętać też trzeba, że w Polsce ograniczono znacznie badania przesiewowe klatki piersiowej w celu wykrywania gruźlicy (są rzadsze i ograniczone do pewnych

grup zawodowych) oraz, że brak jest jeszcze pełnej profilaktyki nowotworów piersi umożliwiającej kobietom dokonywanie okresowych kontroli mammograficznych.

W tabeli 9.3 przedstawiono efektywne dawki, jakie otrzymują pacjenci podczas różnych rodzajów badań rentgenowskich [60]. Wśród zaprezentowanych badań najbardziej obciążającymi są przede wszystkim: wlew doodbytniczy, prześwietlenie klatki piersiowej i cystografia, a następnie urografia, badanie przewodu pokarmowego (z barytem), radiografia macicy i jajowodów, kręgosłup piersiowy i kręgosłup lędźwiowo-krzyżowy. Jak widać z rozkładu wiekowego pacjentów, niektórych rodzajów badań u dzieci i młodzieży nie wykonuje się lub wykonuje się je bardzo rzadko. Dla tej grupy populacji z pośród badań najbardziej obciążających wykonuje się: prześwietlenie klatki piersiowej, wlew doodbytniczy, cystografię, uroografię i badanie przewodu pokarmowego.

Jak się okazuje, po uwzględnieniu częstości wykonywania badań rtg, te same rodzaje badań mają największy udział w wartości rocznej dawki kolektywnej (dawki dla całej populacji, tabela 9.4) [60].

Tabela 9.3. Efektywne dawki (w mSv) w zależności od rodzajów badań rentgenowskich i od wieku pacjentów (1986r.) [60]

Lp.	Rodzaj badania rtg	Wiek pacjentów [lata]					
		<10,2	1 ÷ 4	5 ÷ 9	10÷14	15÷19	>19
1	czaszka	0,24	0,16	0,19	0,20	0,19	0,18
2	klatka p. duży format	0,21	0,18	0,18	0,08	0,09	0,12
3	klatka p. prześwietlenie	30,16	26,15	26,17	11,95	13,68	17,77
4	klatka p. mały obrazek	*	*	*	*	1,05	1,46
5	kręgosłup piersiowy	*	1,78	2,96	6,32	3,44	6,24
6	kręgosłup lędźwiowo-krzyżowy	*	*	1,87	2,65	2,21	4,43
7	stawy biodrowe	0,52	0,51	0,76	1,29	1,18	1,10
8	jama brzuszna	0,89	1,43	1,42	2,43	1,89	1,19
9	przewód pokarmowy (z barytem)	4,91	7,92	7,87	13,43	12,17	7,67
10	wlew doodbytniczy	22,62	36,46	36,22	61,81	48,12	30,33
11	cholecystografia	*	*	2,04	3,48	2,71	1,71
12	cholangiografia	*	*	*	*	*	3,28
13	urografia	3,55	5,73	5,69	9,71	7,56	7,93
14	cystografia	7,11	11,46	11,38	19,42	15,12	15,86
15	radiografia macicy i jajowodów	*	*	*	*	*	6,89

Tabela 9.4. Rozkład procentowy rocznej kolektywnej dawki w zależności od wieku pacjentów i od rodzajów badań rentgenowskich w Polsce (1986r.) [60]

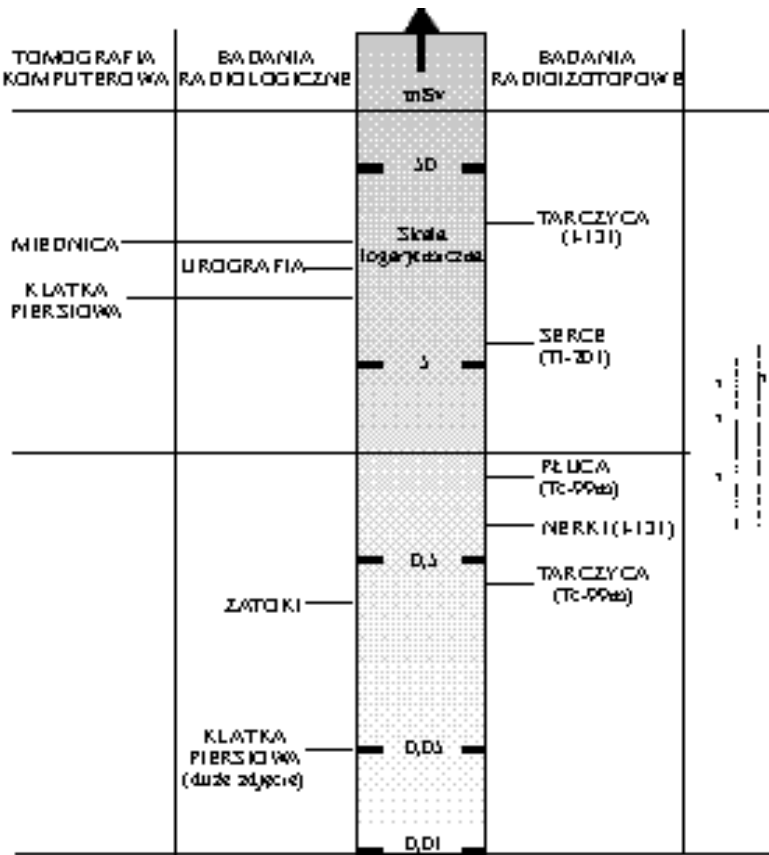
Lp.	Rodzaj badania rtg	Wiek pacjentów [lata]					
		<10,2	1 ÷ 4	5 ÷ 9	10÷14	15÷ 19	>19
1	czaszka	0,15	0,46	1,19	1,92	1,73	0,42
2	klatka p. duży format	1,19	1,87	1,08	0,60	0,36	0,67
3	klatka p. prześwietlenie	86,15	83,78	75,44	42,23	19,74	43,07
4	klatka p. mały obrazek	*	*	*	*	44,95	14,61
5	kręgosłup piersiowy	*	2,70	5,65	28,17	12,79	16,30
6	kręgosłup lędźwiowo-krzyżowy	*	*	3,62	7,87	5,51	7,70
7	stawy biodrowe	4,92	1,58	0,67	1,03	0,55	0,51
8	jama brzuszna	0,16	0,22	0,32	0,87	1,29	1,28
9	przewód pokarmowy (z barytem)	0,32	1,13	0,02	1,02	6,39	5,88
10	wlew doodbytniczy	1,15	0,03	0,04	0,46	2,24	2,59
11	cholecystografia	*	*	0,23	0,21	4,37	0,78
12	cholangiografia	*	*	*	*	*	0,28
13	urografia	2,14	5,54	8,20	12,67	2,81	3,64
14	cystografia	0,15	0,42	0,64	1,31	0,42	0,33
15	radiografia macicy i jajowodów	*	*	*	*	*	0,29

Dla porównania warto przytoczyć dane dla Wielkiej Brytanii zaprezentowane w tabeli 9.5, w której podano rozkład rocznego kolektywnego efektywnego równoważnika dawki w zależności od rodzajów badań diagnostycznych rtg [55]. Otóż badania najliczniejsze: klatki piersiowej, kończyn, stawów i zębów, które łącznie obejmują 74,0 % badań rtg stanowią tylko 4,5 % równoważnika dawki. Największy wpływ na wielkość tego równoważnika dawki mają badania znacznie rzadziej wykonywane, ale bardziej obciążające poszczególnych pacjentów, takie jak: tomografia komputerowa (ogólnie) oraz podobnie jak w Polsce: zdjęcia kręgosłupa lędźwiowego, wlew doodbytniczy i urografia.

Tabela 9.5. Rozkład procentowy rocznego kolektywnego równoważnika dawki w zależności od rodzaju i częstości wykonywania diagnostycznych badań rentgenowskich w Anglii (1990r.) [55]

Lp.	Rodzaj badania	Częstość wykonywania badania [%]	% kolektywnej dawki
1	Tomografia komputerowa	2,0	17
2	Kręgosłup lędźwiowy	3,3	15
3	Wlew doodbytniczy	0,9	14
4	Przewód pokarmowy	1,6	12
5	Urografia	1,3	11
6	Jama brzuszna	2,9	8
7	Miednica	2,9	6

Lp	Rodzaj badania	Częstość wykonywania badania [%]	% kolektywnej dawki
8	Klatka piersiowa	24,0	2
9	Kończyny i stawy	25,0	1,5
10	Czaszka	5,6	1,5
11	Kręgosłup piersiowy	0,9	1
12	Zdjęcia zębów	25,0	1
13	Pozostałe badania	4,6	10



Rys. 9.1. Porównanie efektywnych równoważników dawki podczas różnych badań diagnostycznych

Na rys. 9.1 porównano efektywne równoważniki dawki otrzymywane przy różnych badaniach diagnostycznych z użyciem promieniowania jonizującego. Zdjęcia zatok i klatki piersiowej (dużego formatu) oraz radioizotopowe badania tarczycy z użyciem Tc-99m, nerek (I-131) i płuc (Tc-99m) obciążają dawką mniejszą, niż tło promie-

niowania naturalnego. Tomograficzne badanie miednicy lub klatki piersiowej obciąża podobnie, jak badanie tarczycy jodem 131 i serca (TI-201) - dawką wielokrotnie wyższą od tła.

Interesujące jest zestawienie obliczeń średnich ważonych dawek promieniowania X od wszystkich badań rtg wykonanych w Polsce w 1986r. pochłoniętych w różnych narządach z uwzględnieniem wieku pacjentów (tabela 9.6) [60]. Niezależnie od wieku - u wszystkich członków populacji największe dawki były pochłonięte w płucach i w żołądku. Z pośród narządów dla których wykonano obliczenia, najmniejsze dawki otrzymały gonady.

Tabela 9.6. Średnie ważone dawki (w mSv) zaabsorbowane w różnych narządach mieszkańca Polski w wyniku diagnostycznych badań rentgenowskich wykonanych w 1986r. w zależności od jego wieku [60]

Lp	Narząd	Wiek pacjentów [lata]					
		<1	1 ÷ 4	5 ÷ 9	10 ÷ 14	15 ÷ 19	>19
1	Szpik czerwony	0,659	0,718	0,570	0,368	0,454	0,823
2	Jelito grube	0,369	0,189	0,218	0,321	0,221	0,868
3	Płuca	10,098	12,735	9,904	5,097	3,052	7,479
4	Żołądek	1,155	1,192	1,558	2,110	1,431	3,467
5	Jajniki	0,403	0,033	0,114	0,233	0,086	0,527
6	Jądra	0,037	0,017	0,065	0,018	0,009	0,018

Przeciętny Polak, w zależności od grupy wiekowej, w 1986r. otrzymał średnią efektywną dawkę (dawkę obliczoną na całe ciało) od 4,3 mSv (dzieci w pierwszym roku życia) do 2,88 mSv (dorośli) - średnio 2,79 mSv (tabela 9.7) [60]. Wartości te zależą od wartości średnich efektywnych dawek otrzymanych podczas badań rtg pacjentów w danym wieku (tabela 9.3) i liczby badań w danej grupie wiekowej (tabela 9.2).

Tabela 9.7. Średnia efektywna dawka (w mSv) otrzymana przez mieszkańca Polski w wyniku diagnostycznych badań rentgenowskich wykonanych w 1986r. w zależności od jego wieku [60]

	Wiek pacjentów [lata]						
	<1	1 ÷ 4	5 ÷ 9	10 ÷ 14	15 ÷ 19	>19	ogólnie
Średnia efektywna dawka [mSv/rok]	4,30	4,16	3,29	1,86	1,10	2,88y	2,79

9.3. Czynniki, od których zależy wartość dawki otrzymywanej przez pacjenta

Wielkość dawki promieniowania, którą otrzymuje pacjent zależy przede wszystkim od rodzaju badania. Ale w dużym stopniu zależy także od:

- wielkości i tuszy pacjenta,
- posiadanego w pracowni wyposażenia w aparaturę rtg, sprzęt i materiały,
- sposobu wykonywania badania („szkoły radiologicznej”),
- staranności wykonywania badania uwzględniającej ochronę radiologiczną.

W szczególności należy pamiętać o następujących czynnikach i zależnościach różnicujących dawki, nawet przy takich samych badaniach, ale wykonanych inaczej lub w odmiennych warunkach (dokładniej zagadnienia te są omówione w rozdziale 10+++):

- prześwietlenie (fluoroscopia) jest badaniem bardziej obciążającym pacjenta niż radiografia, (za wyjątkiem aparatów najbardziej nowoczesnych)
- prześwietlenie z bezpośrednim użyciem ekranu fluoryzującego znacznie bardziej obciąża pacjenta niż fluoroscopia z użyciem wzmacniacza obrazu, a ta z kolei bardziej niż skopia z użyciem toru wizyjnego i techniki cyfrowej,
- większe pole napromieniania powoduje pochłonięcie większego efektywnego równoważnika dawki przy tej samej wartości dawki powierzchniowej,
- mała odległość pacjenta od ogniska lampy powoduje większe napromieniowanie tkanki powierzchniowej, niż przy odległości większej (przy tej samej dawce na receptor obrazu),
- nie stosowanie odpowiedniej filtracji promieniowania powoduje obecność w wiązce większej ilości promieniowania niskoenergetycznego, które niepotrzebnie obciąża dawką tkankę powierzchniową pacjenta,
- technika twarda radiografii (polegająca na podniesieniu wysokiego napięcia i zwiększeniu filtracji całkowitej) zmniejsza dawkę powierzchniową i w obszarze wiązki pierwotnej. Ale jednocześnie powoduje powstawanie większej ilości promieniowania rozproszonego, co pociąga za sobą większe dawki w obszarach poza wiązką pierwotną (np. w gonadach),
- promieniowanie wytwarzane przez generator rtg o małej liczbie pulsów na sekundę (np. 1, 2 lub 4 pulsowy) powoduje obciążenie większą dawką, niż przez generator o większej liczbie pulsów (6 lub 12 pulsowy) i generator HF (z inwentorem wysokiej częstotliwości), gdyż zawiera więcej promieniowania niskoenergetycznego ,
- konieczne jest stosowanie osłon dodatkowych chroniących pacjenta (części ciała lub narządy) przed promieniowaniem rozproszonym i ubocznym, a niekiedy także przed pierwotnym,
- umieszczanie wszelkich przedmiotów oprócz pacjenta na drodze wiązki od ogniska do filmu powoduje konieczność podnoszenia parametrów ekspozycji i zwiększania dawki. Tymczasem używanie blatu stołu/ścianki, kratki przeciwrozproszeniowych i kaset jest koniecznością. Dlatego powinny być one wykonane z materiałów mało pochłaniających promieniowanie,
- stosowanie bardziej czułych filmów i bardziej czułych folii wzmacniających pozwala na znaczne zmniejszenie parametrów, ekspozycji a tym samym na znaczne zredukowanie dawki promieniowania.

9.4. Poszukiwanie sposobów zmniejszenia narażenia pacjentów na przykładzie działań podjętych w Wielkiej Brytanii

Z zestawienia średnich rocznych efektywnych równoważników dawek pochodzących od diagnostyki rentgenowskiej przypadających na jednego mieszkańca w różnych krajach (tabela 9.8) widać, że wartość równoważnika dawki przypadającego na jednego Polaka nie odbiega istotnie od dawek dla mieszkańców innych państw [60]. Natomiast bardzo różni się od wszystkich pozostałych równoważnik dawki otrzymywany przez mieszkańca Wielkiej Brytanii. Jest to spowodowane tym, że od wielu lat w Wielkiej Brytanii propagowane i realizowane są programy otrzymywania wyników badań rtg o jak najlepszej jakości i przy minimalnej dawce, a także ograniczanie liczby badań rtg na korzyść innych technik diagnostycznych (tabela 9.8).

Tabela 9.8. Roczne obciążenie średnim efektywnym równoważnikiem dawki pochodzącym od diagnostyki rentgenowskiej przypadające na każdego członka populacji w kilku krajach [60]

Kraj	Dawka mSv	Rok oszacowania	Kraj	Dawka mSv	Rok oszacowania
Polska	1,7	1986	Włochy	0,8	1983
Francja	1,6	1982	Hiszpania	0,8	1986
ZSRR	1,4	1981	Finlandia	0,7	1978
Japonia	1,3	1979	Szwecja	0,6	1985
USA	1,3	1980	Wielka Bryt.	0,2	1984

W latach 1983/84 w 20 szpitalach w Wielkiej Brytanii dokonano pomiarów dawek wejściowych (powierzchniowych) podczas wykonywania 10 typów rutynowych badań rtg u 3200 pacjentów [55]. Okazało się, że dawki otrzymywane przy tych samych rodzajach badań różniły się pomiędzy szpitalami do 94 razy, a w obrębie jednego zakładu radiologicznego do 24 razy (tabela 9.9). Część dużych dawek spowodowana była przyczynami obiektywnymi (np. tuszą pacjentów), ale część niedomaganiem aparatury, niestarannością wykonywania badania, niekorzystną dla pacjenta techniką radiologiczną oraz czynnikami wymienionymi w rozdziale 9.3. Wnioski, jakie Anglicy wyciągnęli z tych porównań były następujące: skoro jest taka duża rozpiętość dawek, skupmy działania i środki materialne przede wszystkim nad tym, aby wyeliminować przyczyny powodujące otrzymywanie dawek powyżej 75% wartości aktualnie pomierzonych dawek maksymalnych.

Według oceny autorów powyższego opracowania możliwe było w Wielkiej Brytanii zredukowanie rocznego kolektywnego efektywnego równoważnika dawki (czyli łącznej dawki, którą otrzymuje cała populacja) o ok. 43% (z 16 000 osobo-Sv na 9 100 osobo-Sv, dane z r. 1990). Możliwości tak dużej redukcji dawki tkwią przede wszystkim w metodach podanych w tabeli 9.10 (wprowadzenie zmian organizacyjnych i proceduralnych) i w tabeli 9.11 (stosowanie nowoczesnych rozwiązań technicznych).

Tabela 9.9. Stosunek maksymalnej do minimalnej dawki powierzchniowej pomierzonych w 20 szpitalach w Anglii dla wybranych rodzajów badań rtg [55]

Rodzaj badania rtg	Rodzaj projekcji	Stosunek dawki powierzchniowej maksymalnej do minimalnej dla	
		indywidualnych pacjentów	średnich w poszczególnych szpitalach
Czaszka	AP	19	3
	Lat	25	13
Klatka piersiowa	PA	48	11
	Lat	76	24
Kręgosłup piersiowy	AP	43	4
	Lat	94	4
Kręgosłup lędźwiowy	AP	71	11
	Lat	29	5
Jama brzuszna	AP	88	8
Miednica	AP	37	5

Przede wszystkim istotne jest (tabela 9.10) wyeliminowanie badań klinicznie niezasadnionych i wykorzystywanie badań uprzednio wykonanych. Jeśli takiego badania nie wykonać - dawka zmniejsza się o 100 %. Jak często takie sytuacje w Anglii występują nie podano. W Polsce jednym z objawów istnienia problemu wykonywania niepotrzebnych badań są wyniki nie odbierane w przychodniach. Ich liczba w niektórych ośrodkach dochodzi do kilkunastu procent (wg szacunków Państwowej Inspekcji Sanitarnej). Z kolei wiadomo, że każde rozpoczęcie diagnozowania choroby w szpitalach rozpoczyna się od wykonania serii badań rtg, niezależnie od istnienia wcześniejszych wyników. Istotna jest też odpowiedź na pytanie, czy zawsze w szpitalu konieczne jest wykonywanie zdjęcia klatki piersiowej u nowo -przyjmowanego pacjenta. Duże możliwości zredukowania dawki tkwią w pozostałych metodach wyliczonych w tabeli 9.10, aczkolwiek nie dla wszystkich możliwe jest oszacowanie korzyści (znaki zapytania w tabeli 9.11). Najważniejsze są te, które dotyczą dużej liczby badań/zdjęć u jednej osoby, lub których częstość wykonywania jest duża. Np. użycie dodatkowych osłon - przy serii 4 zdjęć obniża dawkę do wartości takiej, jakby seria składała się nie z 4, lecz z 3 zdjęć. Ponadto np. zmniejszenie liczby powtórzeń (dotyczy to wszelkich badań) do 5% (praktycznie o połowę), to nie tylko o 5% zmniejszenie dawki, ale także o 5% zmniejszenie kosztów filmów i ich obróbki oraz kosztów eksploatacji aparatu rtg. Trudne do oszacowania, ale na pewno bardzo korzystne jest wprowadzenie do diagnostyki rentgenowskiej kontroli jakości. Ma ona ogromny wpływ na przebieg całego procesu powstawania obrazu (patrz rozdz. 11.).

Tabela 9.10. Metody zredukowania dawki dla pacjenta poprzez różne zmiany organizacyjne i proceduralne w radiologii diagnostycznej (z badań angielskich) [57]

Lp	Metoda	% zmniejszenia dawki na badanie (na film)
1	Wyeliminowanie badań klinicznie nieuzasadnionych	100
2	Zminimalizowanie liczby zdjęć na jedno badanie	20
3	Zminimalizowanie czasu fluoroskopii	30
4	Zredukowanie powtórzeń (analiza przyczyn, kontrola jakości)	5
5	Wykorzystywanie wyników wcześniej wykonanych badań	100
6	Ograniczenie pola wiązki do niezbędnego minimum	20
7	Oślanianie narządów / części ciała	25
8	Stosowanie kompresji pacjenta / części ciała	50
9	Wprowadzenie regularnej kontroli jakości	?

Tabela 9.11. Metody redukcji dawki otrzymywanej przez pacjenta dzięki zastosowaniu nowoczesnych rozwiązań technicznych (z badań angielskich) [57]

Lp	Metoda	% zmniejszenia dawki na zdjęcie lub badanie
1	Użycie bardzo czułej kombinacji film-folie wzmacniające dającej dobrą jakość obrazu	50
2	Użycie materiałów mało osłabiających promieniowanie (np. z włókien węglowych) znajdujących się na drodze wiązki:	
	- blat stołu rtg	10
	- kratka przeciwrozproszeniowa	20
	- frontowa ścianka kasety rtg	12
3	Optymalizacja procesu obróbki chemicznej (temp.)	15
4	Użycie nowoczesnych wzmacniaczy obrazu i cyfrowego procesu powstawania obrazu	?
5	Użycie automatycznej kontroli ekspozycji (AEC) redukującej liczbę powtórzeń	?
6	Użycie automatycznej regulacji kolimacji wiązki	?
7	Użycie przy fluoroskopii pulsowego włączania wysokiego napięcia i zatrzymania obrazu na monitorze	75
8	Przy fluoroskopii rejestracja obrazu na wideo zamiast na filmie	90

W tabeli 9.11 podano nowoczesne rozwiązania techniczne, które na ogół równocześnie polepszają jakość obrazu i zmniejszają dawki promieniowania. Ich zastosowanie niestety istotnie podnosi cenę aparatury i sprzętu. W Anglii odnawianie aparatury dokonuje się po około 10 latach. W Polsce po ponad 20 latach. Na stosunkowo dobrą aparaturę można liczyć przy zakupach Ministerstwa Zdrowia i Opieki Społecznej, gdyż minimalne parametry, jakie zakupywane aparaty muszą spełniać są na stosunkowo wysokim poziomie. Tańsze nowe lub używane aparaty, nawet o zadawalających walorach użytkowych i dobrej jakości obrazowania, najczęściej nie mają wszystkich możliwości obniżenia dawek wymienionych w tabeli 9.11.

Dane z polskiego opracowania [60] i angielskiego raportu Państwowej Rady Ochrony Radiologicznej (NRPB) [55 i 60] przytoczono w tym celu, aby porównać i upowszechnić posiadaną wiedzę o wielkości narażenia pacjentów w diagnostyce rentgenowskiej w Polsce i w Wielkiej Brytanii. A następnie, aby wzorując się na wnioskach wyciągniętych przez Anglików, podjąć próby wykorzystania ich także w Polsce, choćby przez realizację możliwości redukcji dawek podanych w tabelach 9.10 i 9.11. Bardziej szczegółowo problem ten jest rozwinięty w rozdziale 10 omawiającym ochronę radiologiczną pacjentów.

Jakie są rezultaty działań podjętych w Wielkiej Brytanii pokazano w tabeli 9.12. Na koniec r. 1995 zgromadzono 21 000 wartości dawek powierzchniowych na podstawie 31 000 pomiarów wykonanych w ponad 375 szpitalach (25% szpitali w Wlk. Br.), które porównano z wynikami z przed 10 lat. Po poprzednich badaniach dla zabiegów diagnostycznych wyliczonych w tabeli 9.12 zalecono w odpowiednich przepisach krajowych dawki maksymalne dla standardowego pacjenta, które nie powinny być przekraczane. Wyznaczono je w ten sposób, że stanowiły 75% wartości dawek maksymalnych pomierzonych podczas pierwszych badań. Jeżeli w danym zakładzie radiologicznym dawki były większe, należało wyjaśnić przyczynę i spowodować ich zmniejszenie. 10 lat wcześniej dawki referencyjne przekraczało 25% badań, teraz mniej niż 10%. Okazało się, że gdyby obecnie w ten sam sposób wyznaczyć dawki referencyjne, to dawki powierzchniowe (przy zdjęciach) byłyby mniejsze od poprzednich od 10% do 50% - średnio o ok. 30%, a dla dawki wyrażonej iloczynem [$\text{mGy} \times \text{cm}^2$] (przy skopii i zdjęciach celowanych) od 30% do 45% - średnio ok. 40%. Jeżeli założyć, że podobny stopień redukcji dawek nastąpił w pozostałych szpitalach to roczny efektywny równoważnik dawki w Anglii zmniejszył się o 4 700 osobo Sv (ok. 30%). Autorzy opracowania podkreślają, że uzyskana redukcja dawek jest bardzo duża.

Ocenia się, że zmniejszenie dawek powierzchniowych (przy zdjęciach) nastąpiło przede wszystkim (gdyż o ok. 25%) dzięki coraz bardziej powszechnemu stosowaniu czulszych folii wzmacniających. Podczas pierwszych badań 75% używanych folii miało czułość do 200, a średnia czułość wynosiła 250. Obecnie blisko 80% używanych folii ma czułość ponad 200 a średnia wynosi 350. Zmniejszenie dawek przy skopii [$\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$] nastąpiło głównie dzięki skróceniu o ok. 40% czasów ekspozycji.

Jakie efekty w ochronie radiologicznej daje użycie bardziej czułych folii wzmacniających widać na przykładach pokazanych w tabeli 10.1 w rozdziale 10. We wszystkich przypadkach zastosowania folii typu MR z ziem rzadkich zamiast mniej czułych folii typu PERLUX - otrzymano zmniejszenie o ok. 1/3 dawek pomierzonych na powierzchni skóry pacjenta w wiązce padającej lub opuszczającej jego ciało.

Tabela 9.12. Porównanie średnich dawek powierzchniowych [mSv] oraz wartości średniego iloczynu [Gy x cm²]* na jedno zdjęcie / badanie pomierzonych w Anglii w latach 1984 i 1995 podczas różnych badań radiologicznych oraz wartość zredukowanego w tym okresie rocznego kolektywnego równoważnika dawki [56]

Lp	Rodzaj badania rtg	Średnia dawka powierzchniowa na zdjęcie [mSv]		Redukcja rocznego kolektywnego równoważnika dawki [man · Sv]
		1984	1995	
1	kręgosłup lędźwiowy AP	9,6	6,1	284
2	kręgosłup lędźwiowy LAT	23,2	16,0	121
3	staw lędźwiowo-krzyżowy LAT	39,7	29,0	45
4	klatka piersiowa PA	0,23	0,16	56
5	jama brzuszna AP	8,2	5,6	399
6	miednica AP	6,5	4,4	382
7	czaszka AP	4,9	3,0	38
8	czaszka LAT	2,6	1,5	19
9	kręgosłup piersiowy AP	6,2	4,7	58
10	kręgosłup piersiowy LAT	14,0	13,0	15
		wartość średniego iloczynu [Gy x cm ²] na badanie		
11	przewód pokarmowy (z barytem)	18,8	13,0	652
12	wlew doodbytniczy	41,0	25,8	1285
13	dożylna urografia	30,9	13,4	1373
Całkowita redukcja rocznego kolektywnego równoważnika dawki o				4727

*- dla wielkości wyrażonej iloczynem [Gy x cm²] brak jest polskiego odpowiednika angielskiego określenia „area exposure products”.

10. OCHRONA RADIOLOGICZNA PACJENTÓW

Każde zastosowanie promieniowania jonizującego w diagnostyce i terapii rentgenowskiej, a także w medycynie nuklearnej, powinno odbywać się w takich warunkach, które zapewniają optymalizację dawek promieniowania na tak niskim poziomie, jak to jest rozsądnie osiągalne biorąc pod uwagę możliwości techniczne, ekonomiczne i społeczne (zgodnie z tzw. zasadą **ALARA - As Low As Reasonably Achievable**). W przypadku dawek dla personelu medycznego i osób postronnych zasadą ALARA limitują warunki techniczne, ekonomiczne i organizacja pracy. W przypadku pacjentów - do ograniczeń wymienionych powyżej dochodzi użycie takiej minimalnej dawki promieniowania, która zapewnia uzyskanie odpowiedniej informacji diagnostycznej lub zaaplikowanie minimalnej dawki koniecznej do wyleczenia.

Przy stosowaniu diagnostyki rentgenowskiej należy pamiętać, że każda dawka promieniowania jonizującego może być niekorzystna dla zdrowia ludzkiego (nie ma dawki progowej do wywołania niektórych postaci nowotworów - patrz rozdz.7). Dlatego ryzyko zaindukowania choroby przez promieniowanie musi być znacznie mniejsze od przewidywanych korzyści, jakie daje użycie promieniowania w celu postawienia trafnej diagnozy a następnie szybkiego wyleczenia oraz od strat, jakie wyniknęłyby na skutek zaniechania jego użycia.

W radiologii diagnostycznej podejmowane są próby optymalizacji obrazowania, które mają na celu otrzymywanie obrazów o wysokiej jakości przy możliwie najniższej wartości dawki promieniowania otrzymywanej przez pacjenta. Zagadnieniu temu poświęcony jest rozdział 12.

10.1. Dokumenty zawierające przepisy bezpiecznego stosowania promieniowania w radiologii

W chwili obecnej jedynym obowiązującym w Polsce dokumentem, w którym znajduje się kilkanaście zapisów związanych z bezpiecznym dla pacjentów stosowaniem aparatury rentgenowskiej jest zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej "w sprawie warunków pracy, jakie powinny spełniać pracownie rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi" [33]. Przewiduje się, iż w r.1997 nastąpi nowelizacja tego przepisu, podczas której m.in. wprowadzona zostanie zgodność z zapisami norm Międzynarodowej Komisji Elektrotechnicznej (IEC) dotyczącymi aparatury rtg [63, 64, 65]. Dlatego w następnych rozdziałach niniejszego opracowania przy cytowaniu zapisów zarządzenia równocześnie podawane są zapisy w normach IEC.

Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej "w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych", do wydania którego zobowiązała go Ustawa Prawo Atomowe [32] jeszcze nie zostało opublikowane [61]. Prawdopodobnie ukaże się w 1997r. a przy jego opracowaniu wykorzystane będą m.in. zapisy w wymienionych poniżej dokumentach ICRP, IAEA i WHO.

Niektóre wymagania techniczne związane z ochroną radiologiczną pacjentów znajdują się w Polskiej Normie PN/73/Z-63000 "Zestawy rentgenowskie medyczne.

Wymagania ochrony przed promieniowaniem rentgenowskim i metody badań". Norma [62] ta nie jest normą obligatoryjną.

Bogate w różnego rodzaju zalecenia są opracowania komisji międzynarodowych. Z opracowań tych czerpane są wzorce przy opracowywaniu zaleceń i przepisów krajowych - członków tych komisji. Do najważniejszych tego typu dokumentów należą publikacje Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej (ICRP):

- „Ochrona pacjenta w diagnostyce radiologicznej”, publikacja nr 34 [52],
- „Ochrona radiologiczna w badaniach biomedycznych”, publikacja nr 62 [49],
- „Ochrona radiologiczna i bezpieczeństwo w medycynie”, publikacja nr 73 [53].

Ważnymi dokumentami komisji międzynarodowych są także:

- opracowanie Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej (ICRP) z 1996 r. „Międzynarodowe Standardy Bezpieczeństwa dla Ochrony przed Promieniowaniem Jonizującym i przez Źródłami Promieniotwórczymi” [51],
- projekt Światowej Organizacji zdrowia (WHO) (wersja nr 3 z 1995 r.) „Kryteria jakości dla obrazów w diagnostyce radiograficznej” [54].

Godne uwagi są publikacje Narodowej Komisji Ochrony Narodowej (NRPB) w Wielkiej Brytanii szeroko omawiające zagadnienia ochrony radiologicznej pacjentów - wykorzystane w rozdziale 9.4.

Istotne jest również zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej „w sprawie zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich”, które stwarza podstawy do propagowania odpowiedniej wiedzy o konieczności i sposobach stosowania ochrony radiologicznej pacjentów w środowisku lekarzy i techników rentgenowskich za pośrednictwem Inspektorów Ochrony Radiologicznej w Pracowniach Rentgenowskich [24].

10.2. Odpowiedzialność personelu medycznego za użycie napromieniowania jonizującego wobec pacjentów

Odpowiedzialność za napromieniowanie pacjenta i w ten sposób narażenie jego zdrowia ponoszą:

- lekarz kierujący na badanie rtg,
- lekarz radiolog wykonujący badanie rtg lub lekarz stosujący radiologię zabiegową,
- technik obsługujący aparat rtg.

Lekarz kierujący na badanie rtg przed podjęciem decyzji powinien:

- wcześniej wyczerpać inne, bezpromienne metody diagnostyczne,
- wykorzystać badania rtg już wcześniej wykonane,
- ocenić ryzyko utraty zdrowia pacjenta i korzyści z zastosowania promieniowania,
- dokładnie sprecyzować, jakie badanie rtg ma być wykonane (podać nazwę podejrzewanej choroby, określić obszar, część ciała lub narząd, który trzeba radiologicznie zbadać).

Lekarz radiolog powinien:

- wykonać badanie według wskazówek lekarza kierującego a nawet czasami, jeśli to konieczne i możliwe, korzystać z jego konsultacji,
- nie powinien dopuścić do obsługi aparatu rtg przez osobę niekompetentną,
- jeżeli jest możliwość wyboru metody badania, wybrać taką, która spowoduje najmniejsze obciążenie dawką promieniowania,
- podczas badania bardziej skomplikowanego powinien analizować każdy jego etap pod kątem oceny informacji już uzyskanych i konieczności kontynuowania zaleconych badań do końca.

Korzystanie przez lekarzy różnych specjalności z promieniowania X w radiologii zabiegowej także powinno być wykonywane zgodnie z zasadami ochrony radiologicznej i tylko w niezbędnym zakresie.

Technicy rtg wykonują badania razem z lekarzami radiologami lub samodzielnie. Dla większości rutynowych badań rtg wykonywanych bez skopii, samodzielnie decydują o sposobie ich wykonania i o wielkości nastawianych parametrów, czyli sami decydują o jakości obrazu i o dawkach otrzymywanych przez pacjentów. Dlatego technicy rtg we wszystkich krajach stanowią grupę, która przechodzi specjalne przeszkolenia w zakresie ochrony radiologicznej i przed którą są stawiane specjalne wymagania (patrz np. zarządzenie [24]).

Lekarz kierujący na badanie rentgenowskie oraz lekarz i technik wykonujący je muszą mieć pełnię świadomości o odpowiedzialności, którą ponoszą za fakt użycia promieniowania wobec pacjenta i za jakość wykonanej pracy. W krajach o rozwiniętych systemach ubezpieczeń zdrowotnych spotyka się roszczenia byłych pacjentów zarzucających personelowi medycznemu niepotrzebne lub niewłaściwe użycie promieniowania jonizującego i spowodowanie negatywnych skutków zdrowotnych.

10.3. Ochrona radiologiczna kobiet i dzieci

Zagadnieniem szczególnym w zakresie ochrony radiologicznej pacjentów jest ochrona kobiet w wieku rozrodczym. Zgodnie z zaleceniami ICRP zawartymi w Publikacji 62 [49] najkorzystniejszym okresem do wykonywania badań u tych kobiet jest przedział 10-ciu dni od początku okresu, podczas którego nie ma obawy zapłodnienia. Ryzyko uszkodzenia płodu w okresie 3 tygodni po zapłodnieniu jest niezmiernie małe (niestwierdzalne doświadczalnie). Tak więc za czas bezpieczny do wykonywania badań rtg u kobiet można przyjąć przedział około 5-ciu tygodni od początku menstruacji. Wykonywanie badań w okresie bardziej zaawansowanej ciąży niesie za sobą ryzyko uszkodzenia płodu (rozdz. 7 i tabela 7.6). Jako zasadę należy przyjąć, że jeżeli nastąpiło opóźnienie w menstruacji - to kobieta jest w ciąży. Ograniczenia dotyczą badań w obrębie jamy brzusznej i miednicy. Inne badania rtg można bez obawy wykonywać zwracając uwagę na to, aby nie zachodziła konieczność powtórzenia ekspozycji i stosując osłony dodatkowe na powierzchni brzucha. Jeżeli istnieje konieczność wykonania badania niosącego ryzyko napromieniowania płodu, musi być ono przeprowadzone wyjątkowo starannie.

W związku z powyższym ICRP zaleca, aby w zakładzie radiologii, na widocznym miejscu (np. przy rejestracji) powinno być wywieszony ostrzeżenie i informacja dla kobiet, np.: **„Jeżeli istnieje prawdopodobieństwo, że jesteś w ciąży - powiedz o tym przed wykonaniem badania rtg”**.

Wykonywanie badań radiologicznych u dzieci powinno być ograniczone jedynie do wyjątkowych przypadków oraz przy podjęciu szczególnych kroków bezpiecznego stosowania promieniowania. Kroki te powinny objąć wybór najkorzystniejszego sposobu wykonania badania, użycie materiałów o najwyższej jakości oraz użycie najlepszego sprzętu rtg. Zapis § 46 zarządzenia [33] zaleca wykonywanie badań u dzieci do 14 lat aparatem rtg sześćo- lub dwunastoprostownikowym oraz ze wzmacniaczem i torem wizyjnym. Aby wyeliminować poruszanie się niemowlęcia i zmniejszyć ryzyko potrzeby powtórzenia zdjęcia w § 50 zarządzenia [33] znajduje się zapis o konieczności użycia podczas badania niemowląt bobiksów lub innych przyrządów unieruchamiających. Zapis § 43 zarządzenia [33] podkreśla konieczność stosowania dla dzieci i młodzieży dodatkowych osłon. Specjalna ochrona tej populacji wynika z tego, że ryzyko zaindukowania nowotworów u niemowląt i u dzieci jest około 2 - 3 razy większe niż dla dorosłych (patrz rozdz.7).

10.4. Sposoby unikania zbędnego napromieniania

Podstawowymi zasadami bezpiecznego stosowania promieniowania X w diagnostyce rentgenowskiej są:

- wykonywanie badań na takim sprzęcie i przy użyciu takich materiałów oraz przy takich parametrach wiązki promieniowania i w taki sposób, aby dawka otrzymana przez pacjenta była jak najmniejsza,
- ograniczanie napromieniowania tylko do badanej części ciała (narządu),
- dążenie do maksymalnej redukcji liczby zdjęć powtarzanych.

Powyższe zasady realizowane są za pomocą poniżej opisanych rozwiązań technicznych, stosowanych materiałów i sposobów postępowania.

10.4.1 Wielkość napromienianego pola

Ograniczanie do niezbędnego minimum pola wiązki promieniowania X należy do najważniejszych, a zarazem najprostszych sposobów eliminujących niepotrzebne napromienianie. Właściwie dobrane pole zmniejsza do minimum napromienianą objętość ciała oraz polepsza jakość obrazu przez zmniejszenie ilości promieniowania rozproszonego (patrz rozdz. 2.4.1.).

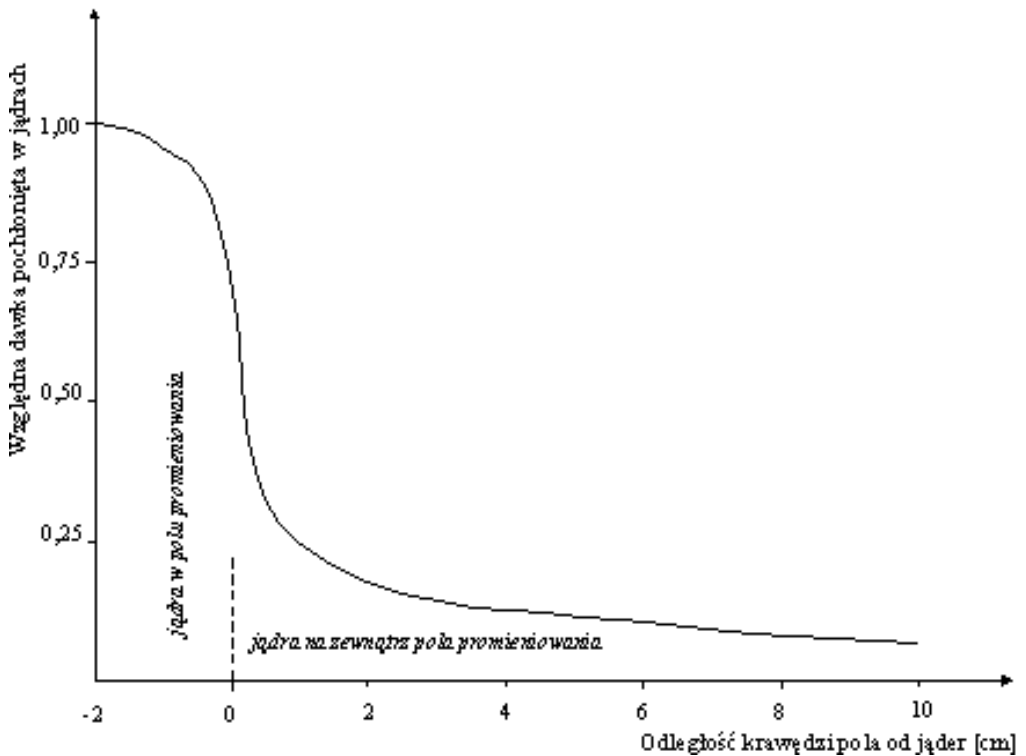
Przy wielu badaniach rtg gonady (w szczególności męskie) mogą znajdować się poza wiązką pierwotną, co nie zawsze jest przestrzegane. Różnica położenia krawędzi pola w stosunku do położenia jąder nawet o kilka centymetrów może spowodować ponad 10-krotną różnicę w wielkości pochłoniętej przez jądra dawki (rys. 10.1).

W celu właściwego nastawiania pola wiązki promieniowania kołpaki i głowice aparatów diagnostycznych są wyposażane w wieloszczelinowe przesłony głębinowe z

celownikiem świetlnym (symulatorem). Różnice położenia krawędzi pola świetlnego i pola wiązki promieniowania nie powinny przekraczać 1% (tzn. 1 cm przy odległości ognisko - film wynoszącej 100 cm (§ 31 zarządzenia [33]). Do kontroli zgodności pól poleca się stosowanie bardzo prostej metody "dziewięciu monet" (patrz rozdz.11.8). Przewiduje się wprowadzenie do tego rozporządzenia [61] zapisu wymagającego, aby granice padania wiązki promieniowania były widoczne na zdjęciu.

W nowoczesnych aparatach do zdjęć, a także do skopii i zdjęć celowanych, wprowadzono automatyczną regulację przesłony, dopasowującą wymiary wiązki promieniowania X do wielkości użytej kasety. Zaleca się stałe stosowanie tej automatyki za wyjątkiem badań małych dzieci, gdzie regulacja pola powinna być ręczna, gdyż użycie automatyki może spowodować napromieniowanie nawet całego ciała niemowlęcia.

Dla stomatologicznych aparatów rtg zapis § 32 zarządzenia [33] wymaga, aby średnica wiązki promieniowania na końcu tubusa nie przekraczała 5.0 cm. Zapis w normie IEC 407A ogranicza średnicę do 7 cm, ale zaleca stosowanie nie większej jak 6 cm.



Rys. 10.1. Zależność dawki pochłoniętej w jądrach (bez osłony) od ich odległości od krawędzi napromienianego pola [49]

10.4.2. Osłanianie narządów i części ciała

Zapis § 43 zarządzenia [33] wprowadza wymóg stosowania osłon dodatkowych „przy każdym napromienieniu pacjentów”, bez względu na rodzaj badania i rodzaj aparatu rtg, płeć i wiek pacjenta. Podkreśla on konieczność podejmowania szczególnych środków ostrożności przy badaniu kobiet w ciąży i osób do lat 18. W szczególności jako zasadę należy przyjąć konieczność osłaniania gonad, jeżeli znajdują się one w polu wiązki pierwotnej lub bliżej niż 5 cm od krawędzi pola. Użycie osłon może ograniczać jedynie ich negatywny wpływ na jakość diagnostyczną obrazu. Zastosowanie osłon o grubości równoważnej 1 mm Pb redukuje dawkę w jądrach nawet o 95% a w jajnikach nawet powyżej 50% [49].

Należy unikać napromieniania oczu. Wykonanie projekcji tylnoprzodniej (PA) zamiast przednio-tylnej (AP) może zredukować dawkę w gałce ocznej o 95%. Przy bardziej skomplikowanych badaniach głowy (np. przy tomografii komputerowej), gdzie wykonuje się kilka ekspozycji, jeżeli jest to możliwe należy stosować osłony na oczy (kawałki gumy ołowiowej), dzięki czemu można zredukować dawkę o 50% - 75% [49].

Przy rentgenowskich badaniach stomatologicznych ciało pacjenta należy osłaniać wysokim fartuchem z gumy ołowiowej (lub fartuchem i specjalnym dodatkowym kołnierzem) chroniącym przed napromienianiem przede wszystkim gonady i tarczycę (§ 44, pkt. 2 zarządzenia [33]).

Praktyka wykazuje na powszechny brak stosowania się do powyższych przepisów i zaleceń. Osłony dodatkowe są używane często dopiero na wyraźne życzenie pacjentów. I to nie tylko osłony na męskie gonady, których zakładanie może być żenujące, ale nawet fartuchy przy zdjęciach stomatologicznych.

10.4.3. Odległość ogniska lampy od skóry pacjenta lub receptora obrazu

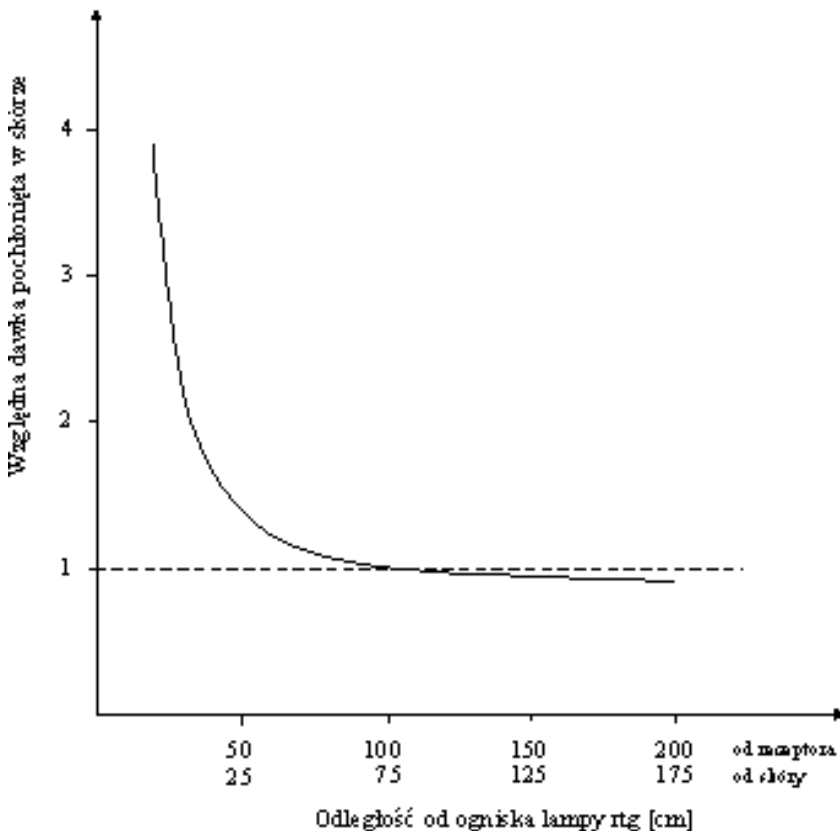
Przy wykonywaniu badań rtg należy pamiętać, że natężenie promieniowania X maleje z kwadratem odległości a wiązka promieniowania ma kształt stożka lub ostrosłupa, którego kąt wierzchołkowy maleje z odległością.

Kiedy przy stałej wielkości napromienianego pola i stałym natężeniu promieniowania padającego na receptor obrazu maleje odległość ognisko-skóra pacjenta - natężenie promieniowania na powierzchni wejściowej wiązki gwałtownie rośnie (rys. 10.2). Dawka wejściowa na powierzchni skóry staje się relatywnie wysoka w stosunku do stałej dawki wyjściowej (na receptor). Ponadto przy niewielkiej odległości pomiędzy ogniskiem lampy a powierzchnią pacjenta istotna dla jakości obrazu staje się grubość prześwieczonego obiektu. W kolejnych warstwach obiektu natężenie promieniowania zmienia się nie tylko na skutek osłabiania, ale także w istotnym stopniu na skutek zmiany odległości od źródła, co powoduje, że jasność i kontrast fragmentów obrazu zależy od głębokości ich położenia. Przy małej odległości i szeroko rozwartym kącie wiązki długości drogi w obiekcie dla promienia centralnego i dla promieni skrajnych bardzo się różnią powodując, że jasność i kontrast obrazu zmieniają się także w zależności od odległości od środka obrazu.

Tak więc zarówno dla wielkości dawki promieniowania, którą otrzymuje pacjent, jak i dla jakości obrazu pożądane jest stosowanie odległości większych niż mniejszych.

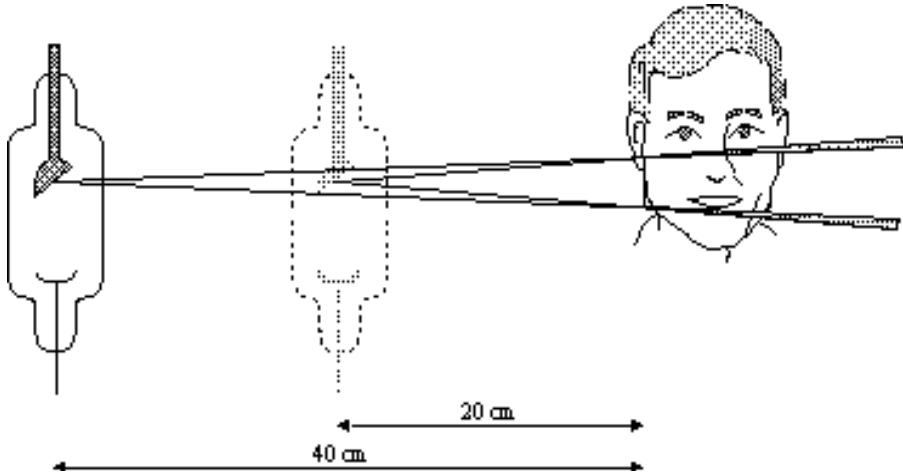
Przy niektórych badaniach zmniejszenie odległości wykorzystuje się do celowego powiększenia obrazu.

Konstrukcja aparatu powinna ograniczać minimalną odległość pomiędzy ogniskiem lampy a skórą pacjenta. Zapis § 25 zarządzenia [33] dla aparatów do prześwietleń ogranicza tę odległość do 35 cm (tylko dla aparatów rtg o polu wiązki poniżej 300 m² dopuszcza 20 cm). Normy IEC dla skopii ograniczają minimalną odległość ognisko - powierzchnia pacjenta do 20 cm dla aparatów przenośnych i 30 cm dla stacjonarnych. Natomiast konstrukcja aparatu do zdjęć (za wyjątkiem aparatów stomatologicznych) powinna uniemożliwiać nastawianie odległości mniejszej niż 45 cm. Zaleca się, aby zdjęcia klatki piersiowej z użyciem statywu Bucky były wykonywane z odległości 140 - 200 cm. Fluoroscopia lub radiografia klatki piersiowej z użyciem wzmacniacza obrazu i toru wizyjnego powinna być wykonywana przy odległości ognisko - receptor obrazu przynajmniej 120 cm (ognisko - skóra ok. 95 cm) [49].



Rys. 10.2. Zależność dawki pochłoniętej w skórze pacjenta od odległości od ogniska lampy. Odległość skóra-receptor obrazu 25 cm, wszystkie warunki ekspozycji, łącznie z dawką na receptor - stale [49].

Dla aparatów rtg stomatologicznych stosujących napięcia powyżej 60 kV długość tubusa powinna ograniczać minimalną odległość ognisko - skóra do 20 cm (§ 26 zarządzenia [33] oraz norma IEC 407A). Czasami spotyka się tzw. „technikę długiego stożka”, kiedy odległość ogniska do powierzchni skóry wynosi 40 - 50 cm. Zastosowanie zwiększonej odległości (przy tej samej średnicy końca tubusa) zmniejsza stożek wiązki powodując zmniejszenie ilości tkanek przez które przechodzi wiązka (zmniejsza się powierzchnia, przez którą wiązka opuszcza ciało pacjenta). Ponadto zmniejsza się dawka wejściowa na powierzchni twarzy pacjenta, podczas gdy dawka na powierzchni filmu pozostaje taka sama, gdyż zmniejszenie się natężenia promieniowania jest zrównoważone przez wydłużenie czasu ekspozycji.



Rys. 10.3. Efekty użycia krótkiego i długiego tubusa. Obszar zacieniony pokazuje tkankę, która nie jest napromieniowana przy zastosowaniu większej odległości. Zjawisko to dotyczy wszystkich badań rtg wykonywanych z mniejszej lub większej odległości przy zachowaniu tej samej powierzchni padania wiązki pierwotnej

Warto wspomnieć, że stosowanie tubusów ze stożkiem plastikowym nie jest korzystne z punktu widzenia ochrony radiologicznej, gdyż w tubusie takim powstaje promieniowanie rozproszone padające następnie na głowę pacjenta. Bardziej właściwe jest używanie tubusów z końcem otwartym [38].

Przepisy polskie tego nie określają ale norma IEC 407A zaleca, aby w aparacie do zdjęć panoramicznych minimalna odległość od ogniska do skóry wynosiła 20 cm, a zakazuje stosowania odległości mniejszej niż 15 cm.

Aparaty rtg terapeutyczne powinny być wyposażone w komplety tubusów, które nie tylko ograniczają napromieniane pole, ale ograniczają także minimalną odległość ogniska od powierzchni pacjenta (§ 27 zarządzenia [33]).

10.4.4. Całkowita filtracja promieniowania X

Metalowy filtr (w postaci blaszki lub folii) umieszczony na drodze wiązki pierwotnej promieniowania osłabia całe widmo, ale w większym stopniu jego część nisko-

energetyczną (patrz rozdz.1.2.3.5). Pozbawienie widma składowej miękkiej promieniowania jest konieczne, gdyż składowa ta będąc całkowicie pochłaniana w ciele pacjenta niepotrzebnie obciąża dawką jego tkankę powierzchniową, a nie bierze udziału w powstawaniu obrazu rtg.

Filtracja całkowita aparatu rtg składa się z sumy filtracji wewnętrznej aparatu (filtracji okienka lampy rtg i metalowej blaszki na stałe przymocowanej, np. do kołpaka) oraz z filtracji dodatkowej umieszczonej w kołpaku (głowicy) aparatu. Filtracja wewnętrzna (własna aparatu) będąc nieusuwalną zabezpiecza pacjenta przed nieszczęśliwym wypadkiem napromieniowania bez filtru. Norma IEC 601-1-3 [65] wymaga, aby aparaty rentgenowskie pracujące powyżej 50 kV miały wewnętrzną (nieusuwalną) filtrację o grubości nie mniejszej niż równoważna 0,5 mm Al, a filtrację całkowitą o grubości nie mniejszej niż 1,5 mm Al. Przy czym filtrację dodatkową, stanowiącą różnicę pomiędzy 1,5 mm Al a 0,5 mm Al, aby można było usunąć tylko przy użyciu narzędzi. Zakładanie lub usuwanie filtracji dodatkowej powyżej 1,5 mmAl powinno odbywać się bez użycia narzędzi.

Zapisy w zarządzeniu [33] nie w pełni pokrywają się z wymaganiami normy IEC 407, 407A i 601-1-3. Aparaty rtg ogólnodiagnostyczne firm zachodnich, są wyposażane w filtrację całkowitą równoważną grubości co najmniej 2,5 mm Al. Dla uniwersalnych aparatów diagnostycznych, zgodnie z wymogami zapisu § 28 zarządzenia [33] grubość filtracji całkowitej powinna być dobrana do zastosowanego napięcia: odpowiednio dla zakresów napięć do 80 kV, 81-100 kV, 101-125 kV i powyżej 125 kV grubość filtracji powinna być równoważna 2, 3, 4 i 5 mm Al (patrz rozdz. 2.4.2).

W praktyce kontrole Państwowej Inspekcji Sanitarnej wykazują, że przy zmianie napięć filtry nie są zmieniane. **Za niedopuszczalną należy uznać czasami spotykaną sytuację, kiedy dla aparatu pracującego przy napięciu powyżej 80 kV filtracja całkowita wynosi mniej niż 2 mm Al.**

Dla aparatów rtg stomatologicznych (pracujących przy napięciach 60 - 70 kV) stosuje się filtrację całkowitą równoważną co najmniej 2 mm Al (§ 28 zarządzenia [33]).

Dla aparatów mammograficznych (pracujących przy napięciach 25 - 35 kV) wymagana jest filtracja równoważna grubości 0.5 mm Al (§ 28 zarządzenia [33]) - obecnie najczęściej wyrażana w równoważnej grubości 0,03 mm Mo (molibden) lub 0,025 mm Rh (rod). Użycie filtru z molibdenu lub rodu nie tylko odcina niskoenergetyczną część widma, ale poprzez wykorzystanie wzbudzonego w filtrze promieniowania charakterystycznego - polepsza kształt widma. Dzięki temu podnosi się jakość zdjęcia i maleje dawka promieniowania.

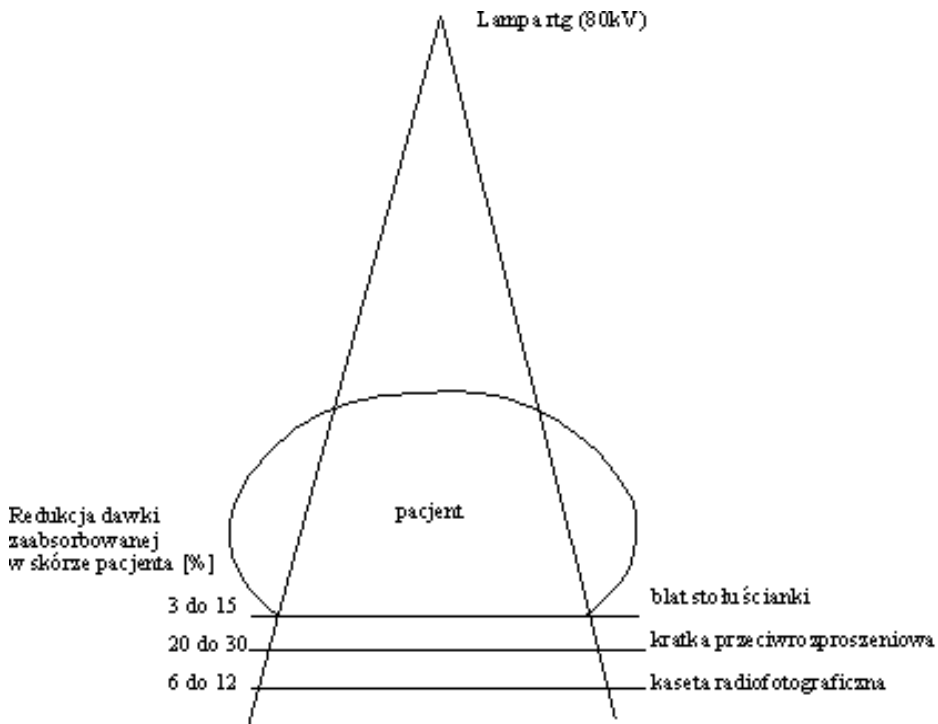
Aparaty rtg terapeutyczne powinny mieć filtry z Al, Sn lub z Cu (lub kombinowane) odpowiednio dobierane do stosowanego napięcia. Aparaty te są wyposażane w blokadę uniemożliwiającą włączenie ekspozycji bez założonego filtru, a jego grubość jest wyświetlana na rozdzielnicy (§ 29 zarządzenia [33]).

Przenikliwość (jakość) charakteryzująca promieniowanie wiązki przy określonym napięciu na lampie rtg zależy przede wszystkim od filtracji całkowitej. Jest ona wyrażana za pomocą „grubości warstwy połówkowej” - takiej grubości płytki z Al lub Cu (podanej w mm), która powoduje osłabienie natężenia promieniowania o połowę. Grubość warstwy połówkowej jest parametrem wykorzystywanym przy obliczaniu na podstawie dawek powierzchniowych dawek pochłoniętych w narządach (częściach ciała) podczas terapii rentgenowskiej lub diagnostyki rtg. W projekcie WHO [54] dla określonych ba-

dań rtg zalecany jest łączny dobór wysokiego napięcia na lampie i filtracji całkowitej (czyli pośrednio promieniowania o odpowiedniej warstwie połówkowej). W normie IEC 601-1-3 określono, jaka powinna być wartość połówkowa przy stosowanym napięciu na lampie (czyli, określono, jak przenikliwe powinno być promieniowanie przy badaniu rtg wykorzystującym dane napięcie).

10.4.5. Stosowanie materiałów z włókien węglowych

Obecnie wiele firm przy produkcji blatów stołów rentgenowskich, przednich ścianek kaset radiograficznych i kratki przeciwrozproszeniowych zastępuje dotychczasowe materiały jeszcze bardziej lekkimi i mniej osłabiającymi promieniowanie X materiałami z włókna węglowego. Stworzyło to nowe możliwości dla zmniejszania parametrów ekspozycji i dzięki temu dalszego obniżenia dawek promieniowania oraz przedłużenie czasu eksploatacji lampy rtg (na tę korzyść nie zawsze zwraca się uwagę podczas podejmowania decyzji o zakupie nowego sprzętu). Przy napięciu 80 kV użycie blatu z włókna węglowego pozwala na zmniejszenie dawki powierzchniowej o $3 \div 15 \%$, użycie kratki Bucky o $20-30 \%$ a kasety o $6 \div 12 \%$. Łącznie dla takiego zestawu wykonanego z włókien węglowych można osiągnąć zredukowanie dawki ekspozycyjnej od około 30% do ponad 50% (rys. 10.4) [49]. Jeżeli badanie będzie wykonane przy tym samym napięciu na lampie rtg, w takim samym stopniu nastąpi redukcja dawki w tkance narządów wewnętrznych pacjenta.



Rys. 10.4. Redukcja dawki zaabsorbowanej w skórze pacjenta dzięki większej przenikliwości materiałów z włókna węglowego w porównaniu z materiałami konwencjonalnymi [49]

10.1.4.6. Kontrola emisji lampy rtg

Ekspozycja podczas skopii odbywa się przez naciskanie przycisku - dzięki czemu w każdej chwili możliwe jest jej przerwanie (tzw. system pracy "deadman"- § 37 zarządzenia [33]).

Aparaty do skopii na ogół mają zainstalowane czasowniki, na których można odczytać dotychczasowy czas ekspozycji. Wskaźnik czasomierza ma ułatwić osobie wykonującej badanie samokontrolę i ograniczenie czasu ekspozycji do niezbędnego minimum. Po upływie $4 \div 5$ min. następuje włączenie sygnału akustycznego trwającego do chwili przerwania pracy lampy (§ 37 zarządzenia [33]). W niektórych aparatach następuje automatyczne wyłączenie ekspozycji po upływie 5 minut lub konieczne jest naciśnięcie przycisku czasomierza lub aparat pracuje nieprzerwanie sygnalizując każdorazowo upływ 5 minut.

Praktycznie wszystkie produkowane obecnie aparaty rtg (za wyjątkiem najprostszych, np. stomatologicznych i jezdnych do zdjęć przyłożkowych) przy wykonywaniu zdjęć mają możliwość automatycznego sterowania ekspozycją (AEC - Automatic Exposure Control) poprzez dobór miliamperosekund (mAs). Sterowanie to odbywa się za pomocą komór jonizacyjnych umieszczonych przed kasetą z filmem. Obsługa ręcznie dobiera jedynie wartość wysokiego napięcia - stosownie do grubości badanego obiektu. Dobrze działająca automatyka powinna powodować mniej pomyłek w doborze parametrów ekspozycji i polepszać jakość zdjęć. Stosowanie AEC ułatwia więc postawienie właściwej diagnozy i redukuje liczbę zdjęć powtarzanych.

Nowoczesne zestawy do fluoroskopii wyposażone są w automatyczną korekcję jasności obrazu (ABC - Automatic Brightness Control). Jeden ze stosowanych systemów ABC (ADC - Automatic Dose-rate Control) polega na takiej automatycznej regulacji kV i mA, aby moc dawki pomierzona na powierzchni wzmacniacza obrazu (receptora) była stała i na wyjściu wzmacniacza (w centralnej części ekranu) dawała żądany poziom jasności. System ten gwarantuje optymalną jakość obrazu optymalizując jednocześnie dawkę otrzymywaną przez pacjenta.

Niektóre nowej generacji aparaty rtg do prześwietleń wyposażone są w generatory wysokiego napięcia pozwalające na wykonywanie prześwietleń pulsowych: ekspozycja nie odbywa się w sposób ciągły, lecz napięcie jest podawane na lampę kilka - kilkadziesiąt razy w czasie sekundy lub rzadziej niż co sekundę (częstość pulsowania jest regulowana) a każdy taki impuls trwa np. 3 ms. Podczas zaniku wysokiego napięcia na ekranie monitora pokazywany jest nieruchomy ostatni obraz. System taki nie pogarsza możliwości diagnostycznych a pozwala na znaczne zmniejszenie dawek promieniowania (rzędu kilkudziesięciu procent).

Część nowoczesnych aparatów rentgenowskich, w szczególności do badań naczyniowych, wyświetla na ekranie monitora aktualną wartość dawki otrzymanej przez pacjenta wyrażoną iloczynem [$\text{mGy} \times \text{cm}^2$]. Wielkość ta nie ma w języku polskim odpowiednika nazwy angielskiej "area exposure products". Informuje ona o dawce będącej funkcją parametrów ekspozycji (przy zdjęciu: kV i mAs lub przy skopii: kV, mA i s) oraz wymiarów napromienianego pola (przy stałej odległości ognisko-pacjent). Wykonujący badanie ma w ten sposób bieżącą kontrolę nad obciążeniem pacjenta. Dążąc do minimalnej wartości iloczynu [$\text{mGy} \times \text{cm}^2$] może go regulować czasem prześwietlania, liczbą zdjęć lub wielkością pola. Ponadto niektóre systemy rejestracji obrazu i obróbki danych wydrukowują wartość dawki w [$\text{mGy} \times \text{cm}^2$] wraz z danymi pacjenta i wynika-

mi badania do dokumentacji. Stanowi to materiał porównawczy dla personelu (szkoleniowy) oraz dokumentację badania w przypadku ewentualnych roszczeń zdrowotnych pacjenta.

Warto podkreślić, że norma IEC-601-1-3 zakazuje stosowania w aparatach stomatologicznych rtg napięć poniżej 50 kV. Większość aparatów pracuje przy niezmiennych napięciach 60, 65 lub 70 kV, ale są i takie, w których można je regulować od 50 kV nawet do 90 kV. Podnoszenie napięcia pozwala na obniżenie natężenia prądu lub czasu ekspozycji, co korzystnie wpływa na zmniejszenie dawki promieniowania otrzymywanej przez pacjenta [58].

Wiele nowoczesnych aparatów rtg stomatologicznych ma możliwość zastosowania przystawki radiowizyjograficznej (RVG). Urządzenie to pozwala na umieszczenie w jamie ustnej zamiast błony rtg detektora współpracującego z cyfrowym torem TV. Obraz zamiast na filmie (który wymaga uprzedniego wywołania) powstaje natychmiast na ekranie monitora. Czulość detektora jest większa niż przeciętnych filmów i dzięki temu dawka otrzymana przez pacjenta jest mniejsza, wg prospektów nawet do 70%. Zastosowanie wysokoczułych stomatologicznych błon rtg powoduje, że różnice dawek otrzymywanych przy użyciu przystawki lub filmów stają się mniejsze.

Nowoczesne aparaty rtg są wyposażane w generatory z konwentorami wysokiej częstotliwości (od kilku do 100 kHz). Dotychczas powszechnie stosowane generatory dwu-, cztero-, sześć- i dwunastopulsowe, jak sama nazwa podaje, wytwarzają napięcie pulsujące (generatorów jednopulsowych pracujących w układzie samoprostującym lampy rtg, za wyjątkiem aparatów zębowych stosować nie wolno - § 20 zarządzenia [33]) . Napięcie o wysokiej częstotliwości przyłożone po wyprostowaniu na lampę rtg wytwarza w niej promieniowanie X o małej amplitudzie tętnień (prawie stałe). Dzięki temu mniejsza jest ilość promieniowania miękkiego (niskoenergetycznego) oraz możliwe jest jeszcze większe skrócenie czasu ekspozycji. A więc aparaty rtg z tego typu generatorami (HF - high frequency) pozwalają na dalsze ograniczanie dawek i polepszenie jakości obrazu. Tylko w takie generatory powinny być wyposażane np. aparaty mammograficzne.

10.4.7. Stosowanie fluoroskopii

Skopię powinno się stosować wyłącznie tam, gdzie potrzebna jest obserwacja zjawisk dynamicznych (rejestrowanych następnie w postaci zdjęć celowanych lub w systemie monitoringu cyfrowego z pamięcią) albo tam, gdzie zachodzi konieczność obserwacji pola operacji (chirurgia i radiologia zabiegowa). Warto jednak podkreślić, iż wykonanie krótkotrwałego prześwietlenia nowoczesnym aparatem do skopii pulsowej z rejestracją obrazu można uzyskać dawkę mniejszą niż przy zdjęciu.

Aparaty rtg tylko z ekranami fluoryzującymi przy obecnych możliwościach technicznych są anachronizmem i powinny być bezwzględnie wycofane z eksploatacji (pewne ograniczenia wprowadza §45 zarządzenia [33]). Zamontowanie do ekranu fluoryzującego wzmacniacza obrazu pozwala na ok. 3-krotne zmniejszenie mocy dawki promieniowania. Dawka otrzymywana przez pacjenta przy powszechnie kiedyś stosowanych prześwietleniach klatki piersiowej z użyciem ekranu fluoryzującego (bez wzmacniacza) jest ok. 100 razy większa, niż przy zdjęciu klatki piersiowej dużego formatu i ok. 10 razy większa od zdjęcia małaobrazkowego.

ICRP [49] zaleca, aby przy fluoroskopii maksymalna moc dawki wejściowej (na powierzchni pacjenta) nie przekraczała 50 mGy/min. Natomiast IAEA [51] zaleca ograniczenie mocy dawki do 25 mGy/min i 100 mGy/min w zależności od rodzaju zabiegu - patrz tabela 12.1 w rozdziale 12.

10.4.8. Folie wzmacniające

Folie wzmacniające umieszczone w kasecie rentgenowskiej przetwarzają energię pochłoniętego promieniowania X na energię światła widzialnego o kształcie widma dopasowanego do czułości filmu (patrz rozdz. 2.3.2.). Sam film rentgenowski jest mało czuły na promieniowanie rtg. Użycie folii przede wszystkim pozwala na wielokrotne zmniejszenie dawki promieniowania, niezbędnej do otrzymania pożądanego zaczernienia filmu. Stosowanie aparatów rtg diagnostycznych bez kaset z foliami wzmacniającymi obecnie nie powinno mieć miejsca. Tymczasem są jeszcze w użyciu stare modele aparatów mammograficznych z filmami wkładanymi do papierowych kopert bez folii (brak jest przepisów do zakazania stosowania takich aparatów i ich eliminacja odbywa się na naturalnej, powolnej drodze odnawiania zużytego sprzętu). Nie używa się folii wzmacniających w papierowych opakowaniach filmów do zdjęć zębów. Brak folii nadrabia się tutaj stosowaniem filmów wysokoczułych na promieniowanie jonizujące.

Do produkcji folii wzmacniających w miarę postępu wiedzy stosowano różne, coraz bardziej wydajne luminofory. Obecnie zaleca się stosowanie folii z luminoforem zawierającym pierwiastki ziem rzadkich. Folie takie pozwalają na kilkakrotne zmniejszenie dawek w stosunku do folii tradycyjnych (tabela 10.1). Warto podkreślić, że użycie wysokoczułych folii z pierwiastków ziem rzadkich nie tylko powoduje zmniejszenie dawki dla pacjenta. Poprzez obniżenie parametrów ekspozycji (kV i mAs) zwiększa się bezpieczeństwo pracy, oszczędza się energię elektryczną i wydłuża czas eksploatacji lampy rtg. Wszystkie te elementy należy brać pod uwagę rozważając decyzję zakupu kaset z takimi foliami, niestety droższych od tradycyjnych.

Tabela 10.1. Przykłady parametrów ekspozycji i dawek promieniowania dla dzieci i młodzieży podczas wykonywania zdjęć przeglądowych jamy brzusznej z użyciem kaset rtg z foliami wzmacniającymi typu Perlux (Standard) i z ziem rzadkich typu CURIX MR (pomiar PZH - 1982 r.)

wiek-ciężar pacjenta	Rodzaj folii	kV	mAs	Dawki w [mGy] od strony wiązki		Stosunek dawek dla folii typu PERLUX/MR od strony wiązki	
				padającej	wychodzącej	padającej	wychodzącej
1 rok - 15 kg	MR 400	48	25	0,51	0,043	0,31	0,30
	Perlux	58	50	1,66	0,142		
7 lat - 22 kg	MR 400	45	30	0,70	0,052	0,35	0,38
	Perlux	53	60	2,01	0,136		
18 lat-58 kg	MR 600	53	50	1,71	0,058	0,30	0,30
	Perlux	70	80	5,67	0,193		
19 lat-75 kg	MR 600	54	50	2,09	0,045	0,31	0,28
	Perlux	68	80	6,84	0,160		

Bardzo ważną sprawą jest stosowanie odpowiednich filmów do odpowiednich folii. Brak dopasowania czułości filmu do widma emisji folii prowadzi do uzyskania zdjęć o niewłaściwej jasności i kontraście, a w następstwie tego do niepotrzebnego powiększania parametrów ekspozycji. Istotną sprawą jest także odpowiedni wybór czułości folii (jej ziarnistość), w zależności od rodzaju wykonywanego badania i tuszy pacjenta. Użycie folii zbyt małoczułej (drobnoziarnistej) - spowoduje nie wykorzystanie potencjalnych możliwości obniżenia wielkości ekspozycji. Użycie folii zbyt czułej (gruboziarnistej) może spowodować otrzymanie obrazu za mało kontrastowego. Na tym przykładzie szczególnie widać, jak dążenie do otrzymania obrazu o wysokiej jakości nie zawsze pokrywa się z możliwością zminimalizowania dawki promieniowania.

10.4.9. Ciemnia fotograficzna

Ciemnia fotograficzna jest niezmiernie ważną częścią pracowni rtg. W ogromnym stopniu decydująca o jakości zdjęć i o dawkach otrzymywanych przez pacjentów. Tutaj w postaci wywołanego filmu powstaje produkt finalny, na podstawie jakości którego można określić, gdzie w procesie powstawania obrazu mogą tkwić błędy: źle działa generator, źle dobrano parametry ekspozycji, źle wyregulowano wiązkę promieniowania, zastosowano złą technikę radiacyjną itp. Praca ciemni powinna odbywać się w warunkach optymalnych, dających pewność, że tutaj błędy nie powstają.

Użycie materiałów fotograficznych o niewłaściwej jakości lub niewłaściwie przeprowadzony proces obróbki chemicznej filmu może zniweczyć cały wysiłek związany z właściwym wyregulowaniem działania aparatu rtg oraz z najstaranniejszym wykonaniem badania rtg. Dlatego temu zagadnieniu poświęcono osobny rozdział (11.4).

10.4.10. Kontrola jakości

Cały proces powstawania obrazu rentgenowskiego na filmie lub ekranie monitora powinien przebiegać w warunkach optymalnych. Do stwierdzenia, czy jest tak w rzeczywistości służy procedura pomiarowo - kontrolna nazwana "kontrolą jakości" posługująca się specjalnymi metodami i przyrządami. Kontrola jakości w diagnostyce rentgenowskiej zapewniając wysoką jakość badań rtg jednocześnie w sferze ochrony radiologicznej pacjenta powoduje optymalizację dawek promieniowania, a w sferze ekonomicznej obniża koszty rozpoznania choroby i leczenia. Dlatego, jako szczególnie ważne a zarazem obszerne zagadnienie - temat ten jest opracowany oddzielnie w rozdziale 11.

10.4.11. Przepisy ochrony radiologicznej dotyczące pacjentów zawarte w zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r.

Część przepisów zawartych w zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988r. [33] przytoczono już podczas omawiania rozdziałów 10.3. oraz 10.4.1 - 10.4.6., które dotyczyły następujących zagadnień:

- ochrona radiologiczna dzieci (§ 43, 43 i 50),
- ograniczanie napromienianego pola (§ 31),
- osłanianie narządów i części ciała (§ 43 i 44),
- minimalna odległość ognisko-skóra pacjenta (§ 25 , 26 i 27),
- filtracja promieniowania (§ 28 i 29),
- włączanie skopii (§ 37),
- zakaz używania generatorów półfalowych (§ 20).

Pozostałe zapisy w zarządzeniu [33] regulują następujące wymagania:

- § 24 zakaz stosowania aparatów, które mają ekrany fluoryzujące nie sprzężone z kołpakiem lub głowicą,
- § 34 wymagania dla aparatów terapeutycznych: na rozdzielnicy powinna być sygnalizacja napięcia oraz natężenia prądu i czasu ekspozycji lub aktualna wartość dawki ekspozycyjnej,
- § 35 i 36 ograniczenia dla wartości natężenia prądu mA i czasu ekspozycji:
- w aparatach do prześwietleń z torem wizyjnym maksymalne natężenie prądu może wynosić 1,5 mA a bez toru wizyjnego 3 mA,
- dla aparatu stomatologicznego czas ekspozycji nie może być dłuższy niż 5 s (nie dotyczy aparatów do zdjęć panoramicznych),
- § 45 ograniczenia stosowania aparatów do prześwietleń z ekranami fluoryzującymi bez wzmacniacza obrazu,
- § 48 warunki wykonywania zdjęcia aparatem przyłóżkowym: pomieszczenie powinny opuścić wszystkie osoby za wyjątkiem badanej. Jeżeli jednak nie jest to możliwe i ktoś pozostanie, musi być odpowiednio chroniony przed promieniowaniem.

Większość tych przepisów zostanie zachowana w znowelizowanym zarządzeniu [33] a część zostanie przeniesiona do rozporządzenia [61].

11. KONTROLA JAKOŚCI W DIAGNOSTYCE RENTGENOWSKIEJ

11.1. Konieczność wprowadzenia kontroli jakości obrazowania

Badania rentgenowskie należą do sfery usług wykonywanych przez służbę zdrowia na rzecz pacjentów. Ustawa z dnia 3 kwietnia 1993 r. o badaniach i certyfikacji w art. 13 ust. 2 wprowadziła następujący zapis: "usługi mogące stwarzać zagrożenie lub które służą ratowaniu życia, zdrowia i środowiska, podlegają obowiązkowi certyfikacji na certyfikat systemu jakości. Zapis ten w sferze badań radiologicznych aktualnie nie jest egzekwowany.

Przewiduje się, że wymagania dotyczące konieczności wykonywania kontroli jakości obrazowania w diagnostyce radiologicznej znajdą się w opracowywanym rozporządzeniu [61] lub w wytycznych będących rozwinięciem i uzupełnieniem tego zarządzenia. Ale wprowadzenia obowiązku certyfikacji pracowni rtg (niektórych badań diagnostycznych) nie planuje się.

Niezależnie od aspektu moralnego jakości świadczonych usług oraz od odpowiedzialności karnej za szkody powstałe w przypadku ich złej jakości - poziom jakości usług jest czynnikiem decydującym o możliwości działania jednostki usługowej w warunkach rynkowych.

Zapewnienie jakości - to wszystkie zaplanowane i systematycznie wykonywane działania, które są niezbędne do uzyskania i utrzymania odpowiedniego stopnia wiarygodności, że wyrób lub usługa będzie spełniać ustalone wymagania jakościowe. Zapewnienie jakości odbywa się poprzez wdrożenie i działanie systemów kontroli jakości.

Kontrola jakości - to zespół takich czynności jak mierzenie, oględziny i stosowanie wszelkich innych sprawdzianów, odniesiona do jednego lub kolejno do wszystkich parametrów wyrobu lub usługi i porównywania wyników z założonymi wartościami w celu określenia zgodności wyrobu lub usługi z tymi założonymi wymaganiami.

Najczęściej, w warunkach walki konkurencyjnej o klienta, wymagania jakościowe ustala producent. W przypadku diagnostyki rtg będzie to producent aparatu rtg, ciemni automatycznej (półautomatycznej), filmów, folii wzmacniających, odczynników chemicznych, itp., który dla każdego wyrobu, w zależności od jego standardu i związanej z tym ceny, określa optymalne warunki pracy i optymalne możliwości, które dla systemu kontroli jakości stają się warunkami odniesienia.

Efektom pracy placówki radiologicznej mają być wyniki badań diagnostycznych umożliwiające rozpoznanie choroby otrzymane w taki sposób, aby uzyskany został kompromis pomiędzy następującymi wymaganiami:

- obraz zawierał w sobie dostateczną ilość informacji diagnostycznej,
- obraz uzyskany został przy jak najmniejszych kosztach,
- dawka promieniowania otrzymana przez pacjenta była jak najmniejsza.

Najlepszą drogą do uzyskania tego kompromisu jest utrzymywanie optymalnych warunków podczas całego procesu powstawania obrazu rtg (obrazowania). Natomiast najlepszą drogą do optymalizacji jest wprowadzenie w zakładzie systemu zapewnienia jakości na każdym etapie powstawania obrazu - zgodnie ze wspomnianymi wymaganiami norm jakości.

Wielkości, które powinny być kontrolowane podczas badań jakości są przedstawione w tabeli 11.1.

Tabela 11.1. Zestawienie wielkości wymagających kontroli jakości w diagnostyce rentgenowskiej

1. Mechaniczne i mechaniczno-elektryczne, stabilne i ruchome elementy aparatu rtg.
2. Parametry generatora: <ul style="list-style-type: none">- zgodność wartości rzeczywistej i żądanej, ustawionej na rozdzielniczy dla:<ul style="list-style-type: none">- wysokiego napięcia (kV żądane - porównane z kVp, efektywną lub maksymalną wartością impulsu),- czasu ekspozycji [ms],- iloczynu [mAs],- powtarzalność wartości przy kolejnych ekspozycjach dla:<ul style="list-style-type: none">- wysokiego napięcia [kVp],- czasu ekspozycji [s],- iloczynu [mAs],- stałość stosunku wartości ekspozycji (dawki) do różnych wartości iloczynu [mAs] ($\mu\text{C kg}^{-1} (\text{mR}) / \text{mAs}$) przy stałym napięciu (czasami nazywana także „liniowość iloczynu mAs”,- liniowość [mAs] określana jako stałość wartości [mAs] (stałość wartości ekspozycji) przy stałym napięciu dla różnych wartości [mA] i [s] dających tą samą wartość iloczynu (czasami nazywana także „stałość iloczynu mAs”)
3. Parametry lampy i wiązki promieniowania: <ul style="list-style-type: none">- wielkość i powtarzalność dawki lub mocy dawki,- wielkość ogniska lampy,- prostopadłość promienia centralnego do stołu (filmu),- zgodność z oznaczeniem na kolumnie rzeczywistej odległości ognisko-film,- grubość filtracji całkowitej,- grubość warstwy połówkowej wiązki promieniowania,- zgodność położenia krawędzi pola świetlnego i pola wiązki promieniowania- zgodność położenia rzeczywistej i nastawianej osi obrotu lampy przy tomografii,- kontrast obrazu (na filmie lub ekranie monitora),- zdolność rozdzielcza obrazu (na filmie lub ekranie monitora)

4. Praca ciemni, kasy, materiały:

- optymalizacja procesu wywoływania i utrwalania filmów,
- światłoszczelność ciemni,
- czystość ciemni,
- właściwa jakość kaset:
 - czystość folii,
 - przyleganie folii do filmu,
 - jednorodne wzmacnianie (czułość) na całej powierzchni folii,
 - światłoszczelność kaset,
 - brak uszkodzeń mechanicznych ścianek kasy (porysowań),
- właściwa jakość:
 - filmów,
 - folii,
 - odczynników,
- właściwe działanie przeglądarki do filmów (negatospoju)

11.2. Przygotowanie zakładu radiologicznego do wprowadzenia kontroli jakości obrazowania

Wprowadzenie systemu kontroli jakości musi opierać się na:

- udziale wszystkich zatrudnionych w zakładzie osób,
- pełnej akceptacji i zrozumieniu wprowadzonych działań przez wszystkich pracowników,
- rzetelności w wykonywaniu swojej pracy, gdyż każda dezinformacja może spowodować niewłaściwy kierunek poszukiwania przyczyny zła i następnie podjętych działań naprawczych.

Zakład, który pragnie wprowadzić system kontroli jakości musi się do tego odpowiednio przygotować. W pierwszej kolejności należy:

- a) dokonać pełnej inwentaryzacji posiadanego sprzętu i materiałów (z zaznaczeniem rodzaju i dotychczasowego przebiegu eksploatacji),
- b) określić częstość wykonywania poszczególnych badań rtg w każdym z gabinetów rtg,
- c) ponumerować wszystkie kasy rtg i na każdej wyraźnie oznakować klasę czułości umieszczonej w niej folii wzmacniającej,
- d) wprowadzić jednolity system oznakowania filmów: na każdym zdjęciu powinna być podana nazwa aparatu rtg, numer gabinetu i ciemni fotograficznej, nazwisko technika wykonującego zdjęcie oraz data wykonania badania. W przypadku złej jakości zdjęcia i konieczności jego powtórzenia - należy dopisać na nim parametry ekspozycji i ewentualne inne uwagi,
- e) wprowadzić zasadę gromadzenia wszystkich zdjęć odrzuconych i okresowej analizy przyczyn odrzucenia oraz okresowego omawiania tego zjawiska w gronie całego personelu.
- f) wprowadzić stałą kontrolę pracy ciemni,

- g) wykonywać pełne lub częściowe testy jakości obrazowania (kontrola aparatów rtg, kaset, negatoskopów, itp.) zgodnie z ustaloną częstością i po każdej naprawie lub regulacji,
- h) stale poprawiać jakość obrazu na podstawie wyników kontroli jakości i na podstawie analizy przyczyn odrzucania zdjęć,
- i) systematycznie szkolić personel oraz wprowadzać wszelkie zalecenia i nowości w zakresie badań jakości obrazowania, kryteriów jakości i ochrony radiologicznej.

Etapy przygotowań wymienione w punktach od *a* do *d* są etapami wstępnymi, umożliwiającymi zorganizowanie i wprowadzenie systemu kontroli. Analiza częstości badań (punkt *b*) jest potrzebna do właściwej oceny przyczyn zdjęć odrzuconych (ustalenia właściwych zależności statystycznych).

Należy podkreślić, że czynności wymienione w punkcie *e* oraz niektóre z czynności wymienionych w punkcie *g* można wprowadzić w zakładzie natychmiast, niezależnie od planowanego w przyszłości wdrożenia kontroli jakości obrazowania (patrz rozdz. 11.3 i 11.4).

11.3. Analiza zdjęć odrzuconych

Gromadzenie wszystkich zdjęć odrzuconych (punkt *e*) i okresowa ocena przyczyn odrzucenia jest pierwszą czynnością, od której trzeba zacząć kontrolę jakości. Nie wymaga ona jeszcze żadnych nakładów finansowych. Jednakże jest to bodajże najtrudniejsza do zorganizowania i zrealizowania część programu, gdyż wymaga uczciwości i samokrytycyzmu personelu. Okresowo, np. co 2 tygodnie, na wspólnym zebraniu pracowników należy ocenić wszystkie odrzucone w tym okresie zdjęcia poszukując przyczyn ich odrzucenia. Wyniki analizy i szczerze zaangażowanie personelu stanowią podstawę do określenia kierunków oraz zakresu działań naprawczych i optymalizujących pracę zakładu. Część przyczyn wskazywać będzie na błędy lub niedbałość techników i stąd bierze się największa trudność we wdrożeniu tego etapu kontroli jakości. Część przyczyn spowodowana jest niewłaściwym działaniem aparatury lub użyciem niewłaściwych materiałów. Przynajmniej raz w roku należy dokonywać oceny zmienności przyczyn odrzucania zdjęć. Wynik tej oceny pokaże skuteczność podejmowanych działań naprawczych.

11.4. Kontrola jakości w ciemni fotograficznej

Stała kontrola pracy ciemni (punkt *g*) - mająca spowodować właściwe prowadzenie procesów obróbki fotochemicznej filmów, a także stosowanie właściwej jakości błon i odczynników, stanowi w zakładzie radiologicznym najważniejsze ogniwo w systemie kontroli powstawania obrazu rtg.

W ciemni nie wolno używać materiałów przeterminowanych. Dokładnie muszą być spełnione wszystkie określone przez producenta reżimy procesów chemicznych (temperatura, stężenia, czas, czystość itp.) Każde odstępstwo prowadzić może do po-

wstawiania nieprawidłowego radiogramu (artefaktu) lub utraty części informacji. Zmiany temperatury wywoływacza zmieniają czułość filmu, jego kontrast (który powyżej pewnej temperatury maleje) oraz powodują zmiany tła filmu (rys. 11.1). Na przykład często stosowane w ciemniach ręcznych dłuższe wywoływanie filmu w przypadku jego niedoeksponowania albo celowo szybsze wywoływanie po podniesieniu temperatury dają w efekcie pozornie dobry obraz. Lekarz radiolog opisując takie zdjęcie nie wie, że część informacji została zniszczona, gdyż nie jest w stanie tego ocenić.

Nie wolno używać ciemni automatycznej (półautomatycznej) do jednoczesnej obróbki filmów wymagających różnych parametrów. Np. wspólne wywoływanie filmów używanych dla ogólnodiagnostycznych aparatów rtg i filmów używanych dla mammografii powoduje, że jedno z nich (lub wszystkie) nie mają optymalnej jakości.

W każdej ciemni należy:

- zachować czystość a w szczególności usuwać kurz,
- okresowo czyścić wszystkie urządzenia (automat, tanki, wanny itp.),
- okresowo czyścić kasety (folie),
- kontrolować światłoszczelność ciemni,
- kontrolować światłoszczelność kaset,
- zapewnić, aby były spełnione odpowiednie warunki przechowywania filmów i odczynników,
- unikać generowania elektryczności statycznej,
- kontrolować działanie negatoskopu.

Wdrożenie kontroli jakości wymaga zakupienia do ciemni sensytometru i densytometru - przyrządów do kontroli procesu obróbki chemicznej błony rtg. Wydatek nie jest duży w porównaniu z ceną filmów i stosunkowo szybko zwraca się dzięki zmniejszeniu liczby powtórzeń. Densytometr służy do odczytywania stopnia zaczernienia filmu. Sensytometr zawiera źródło światła i filtr schodkowy. Na naświetlonym za pomocą sensytometru filmie rentgenowskim stopień zaczernienia schodków i kontrast pomiędzy wybranymi parami schodków powinien być zawsze taki sam (dla filmów z tego samego opakowania). Kontrolę taką wykonuje się codziennie przed przystąpieniem do pracy a wyniki pomiarów odnotowuje na specjalnym formularzu lub w postaci wykresu (rys. 11.2). Jeżeli wahania wyników pomiarów przekraczają ustalone wartości - należy wyjaśnić przyczynę i ewentualnie podjąć czynności naprawcze.

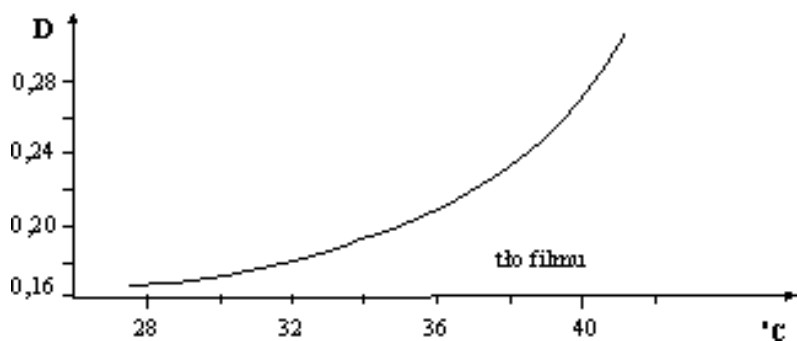
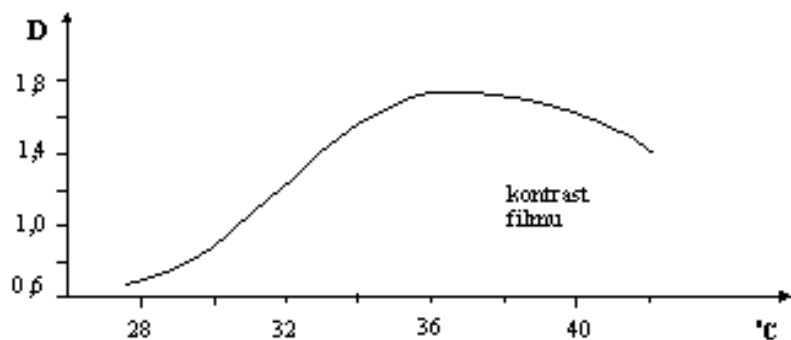
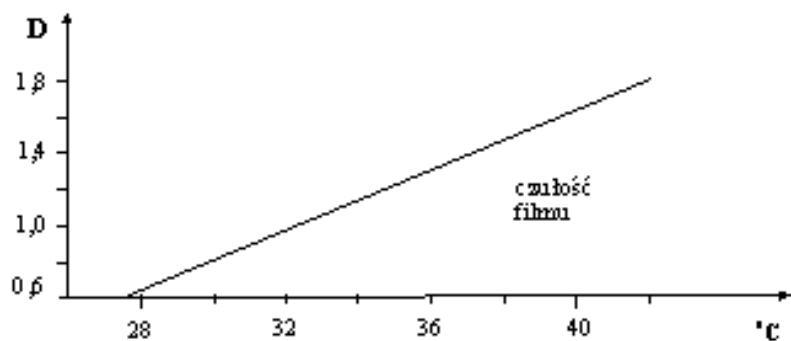
Okresowo, najlepiej po oczyszczeniu kaset (folii) powinna być wykonana kontrola:

- właściwego przylegania folii wzmacniających do filmu. Na kasetę kładzie się specjalną płytę zawierającą metalową siatkę. Po wykonaniu ekspozycji i wywołaniu błony obraz siatki na całej powierzchni filmu powinien być jednakowo ostry. Przy okazji densytometrem można sprawdzić, czy zaczernienie jest jednakowe na całej powierzchni filmu (uwzględniając efekt Heel'a: zaczernienie filmu wzdłuż osi lampy rtg nieco zmienia się, największe jest od strony katody),
- stanu ścianek kaset. Podczas sprawdzania przylegania folii trzeba wyselekcjonować kasety porysowane i niedomykające się, które powinny być wykluczone z użycia,
- jakości działania folii wzmacniających (ich właściwego wzmacniania). Jedną kasetę z pośród każdego typu kaset i folii wzmacniających używanych w zakładzie

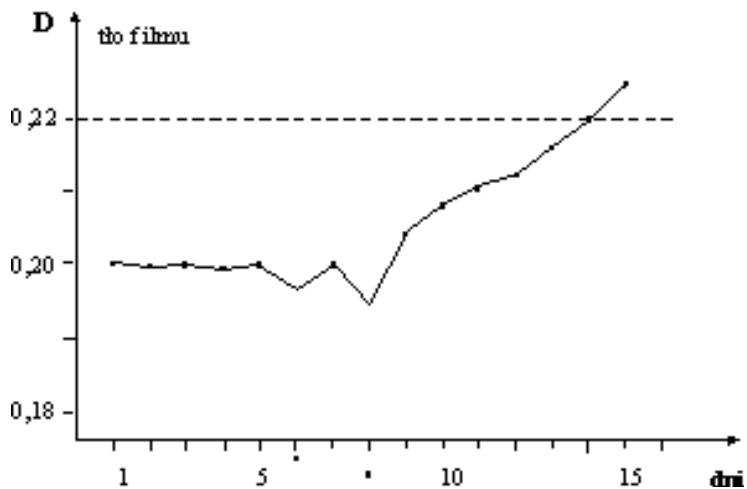
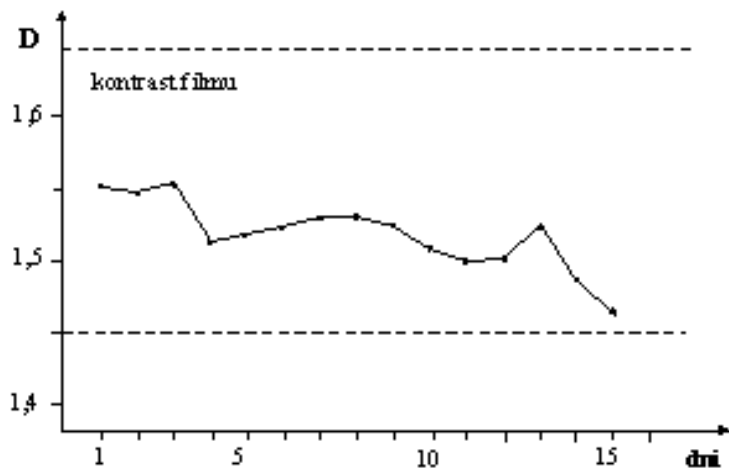
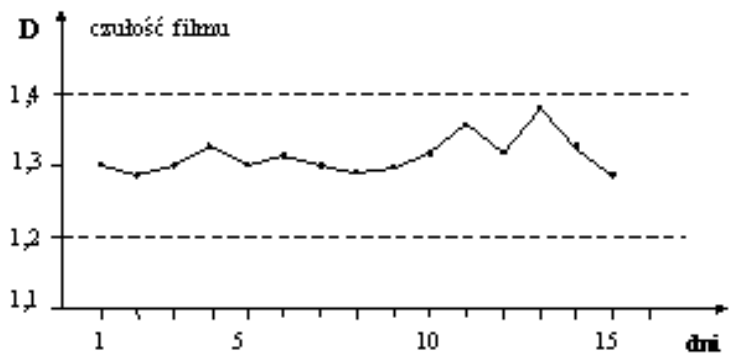
należy wybrać jako referencyjną i odpowiednio ją oznakować. Kolejno wszystkie kasety (dobierane czułością folii) układa się po cztery na podłodze - jedna jest kasetą wzorcową a trzy kontrolowanymi. W stykających się narożnikach kaset umieszcza się ćwiartki tego samego filmu. Po odpowiednio dobranej ekspozycji rtg (z odległości ok. 2 m) i po obróbce fotochemicznej odczytuje się zaczerwienienia dla każdej czwórki kaset. Różnice zaczerwienienia filmów każdej z trzech badanych kaset w stosunku do referencyjnej nie powinny przekroczyć ustalonej wartości dopuszczalnej.

Specjalna uwaga powinna być poświęcona działaniu negatoskopu, na którym odczytywane są przez radiologów informacje zawarte na radiogramach. Właściwa ocena jakości obrazu i dokładnego opisu informacji diagnostycznej na zdjęciu rtg może być dobrze wykonana, kiedy przeglądarka spełnia następujące wymagania:

- intensywność światła oddziaływującego na oczy osoby oglądającej zdjęcia powinna być około 100 cd/m^2 . Aby osiągnąć taką jasność filmu oświetlenie radiogramu o gęstości zaczerwienienia 0,8 - 2,1 powinno wynosić pomiędzy 2000 a 4000 cd/m^2 ,
- barwa oświetlenia powinna być taka sama na całej powierzchni negatoskopu,
- aby wyeliminować olśnienie - powinna być możliwość ograniczenia oświetlonego obszaru do pola filmu,
- powinna być możliwość 2 - 4 krotnego powiększania na wyświetlanym radiogramie detali mających wymiary poniżej 0,1 mm (np. za pomocą lupki),
- dla oglądania wyjątkowo ciemnych obszarów radiogramu powinna być możliwość włączenia dodatkowego oświetlenia o jasności przynajmniej $10\ 000 \text{ cd/m}^2$, np. za pomocą stożkowego reflektora z irysową diafragmą,
- w pomieszczeniu do odczytywania radiogramów powinien być niski poziom oświetlenia (półmrok).



Rys. 11.1. Zmiana czułości, kontrastu i tła filmu w funkcji temperatury wywoływacza



Rys. 11.2. Powtarzalność pomiarów czułości, kontrastu i tła filmu podczas codziennych kontroli. Liniami przerywanymi oznaczono granice dopuszczalnych wahań

11.5. Kontrola jakości w odniesieniu do działania aparatu rtg

Kontrola jakości (testowanie), którą należy prowadzić dla każdego aparatu rentgenowskiego znajdującego się w zakładzie radiologii powinna rozpocząć się od chwili jego zamontowania. Wszystkie parametry są wówczas optymalnie wyregulowane przez autoryzowany serwis zgodnie z fabryczną instrukcją, a elementy aparatu są nowe i sprawne. Pierwsze wyniki kontroli jakości (często wykonanej jako dokumenty odbioru) stanowią odniesienie (wzorce) dla wszystkich następnych kontroli. Dla aparatu już wcześniej używanego - odniesieniem są wyniki pierwszej kontroli (pod warunkiem, że aparat działa dobrze).

Kontrola jakości aparatu rtg obejmuje sprawdzenie wielkości wymienionych w tabeli 11.1 w punktach 1, 2 i 3.

Pomiary dla tego samego aparatu wykonuje się zawsze w dokładnie identyczny sposób i w identycznych warunkach. W zasadzie nie porównuje się wyników pomiarów dla różnych aparatów, gdyż występujące między nimi różnice są rzeczą naturalną. W przypadku np. oceny jakości obrazu (zdjęcia odpowiedniego fantomu) przy kontroli pierwszej ważne jest stwierdzenie, że spełnia on określone wymogi jakości (kontrast, rozdzielczość, jednorodność zaczerwienia), a przy następnych istotą badań jest śledzenie zmian wielkości charakteryzujących jakość zdjęcia w czasie. W przypadku kontroli np. zgodności parametrów ekspozycji (kV, mA, s), lub powtarzalności ekspozycji - sprawdza się, czy odstępstwa mieszczą się w założonych granicach odchyień (np. $\pm 10\%$). Odstępstwa od wyników wzorcowych lub odchylenia pomiędzy wartościami żądanymi a rzeczywistymi większe od ustalonych wymagają podjęcia czynności naprawczych.

Część kontroli, jak np. sprawdzenie wszystkich mechanizmów nie wymaga żadnego oprzyrządowania. Niektóre z badań są bardzo proste, łatwe do interpretacji a do ich wykonania potrzebne są bardzo proste i tanie przyrządy. Część badań wymaga drogiego oprzyrządowania a interpretacja wyników może następczą niejednokrotnie duże trudności. Dlatego powinni wykonywać je specjaliści dysponujący odpowiednią wiedzą, doświadczeniem i odpowiednimi przyrządami.

Osobami, które mogą wykonywać poszczególne testy jakości są, zależnie od stopnia trudności, technik radiologii, fizyk medyczny, inżynier - konserwator lub lekarz radiolog. Mogą to być pracownicy danego zakładu (placówki służby zdrowia) lub osoby (firmy) z zewnątrz np. pracownicy Oddziałów Ochrony Radiologicznej WSSE, zakładów naprawczych, specjaliści od badań jakości. Istotne jest to, aby badania wykonane zostały w sposób wiarygodny, zgodnie z odpowiednimi metodykami, a wyniki opracowane zgodnie z odpowiednimi kryteriami jakości. Efektem końcowym badania jakości i potwierdzeniem właściwego procesu obrazowania jest jakość obrazu: powtarzalna, stała w czasie i spełniająca odpowiednie kryteria.

11.6. Kontrola jakości w mammografii

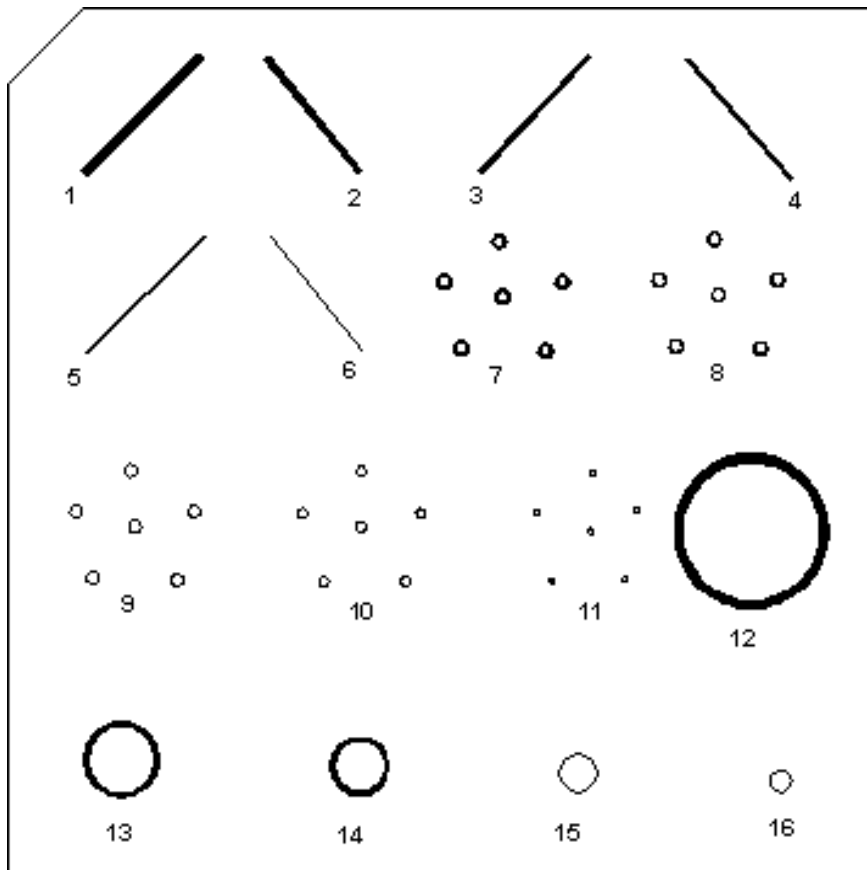
Kontrola jakości w mammografii jest szczególnie istotna z uwagi na bardzo małą tolerancję w zakresie zmian parametrów, jak i na istniejące prawdopodobieństwo indukcji nowotworów w wyniku zawyżonych ekspozycji. Testy kontrolne i aparatura pomiarowa, ze względu na ciągle doskonalenie techniczne mammografów oraz rosnące

wymagania odnośnie dokładności badań, narzucają konieczność ciągłych zmian w prowadzeniu kontroli jakości i stałego doszkalania pracowników. W tabeli 11.2 podano, jakie testy, jak często i przez kogo powinny być wykonywane według wiodącej w tej dziedzinie organizacji, jaką jest Amerykańskie Towarzystwo Radiologiczne (ACR, American Colledge Radiology) [67]. Wyniki testów jakości służą do określenia standardu badań prowadzonych w danej pracowni. W USA możliwe jest uzyskanie certyfikacji placówki, które podnosi jej prestiż środowiskowy i zwiększa liczbę pacjentek, a ponadto zabezpiecza przed roszczeniami zdrowotnymi, zarzucającymi niewłaściwe wykonanie badania. Utrata certyfikacji, którą uzyskuje się na trzy lata może sprawić firmie duże kłopoty finansowe.

W Polsce placówką, która posiada certyfikat (w ACR) jest Centrum Onkologii w Warszawie. W miarę możliwości jej pracownicy wykonują kontrole aparatów w innych placówkach, szczególnie w przypadkach kontrowersyjnych. Jest nadzieja, iż kontrola jakości aparatów mammograficznych wyprzedzi kontrolę aparatów ogólnodiagnostycznych. Niektóre z pracowni wraz z aparatem z zakupów Ministerstwa Zdrowia i Opieki Społecznej w 1995/6 r. otrzymały sensytometr, densytometr i fantom sutka. Nie przeszkolono jeszcze personelu w zakresie posługiwania się tymi przyrządami i wdrożenia w pracowni bieżącej kontroli jakości (stan - jesień 1996 r.)

Tabela 11.2. Rodzaje testów, częstość ich powtarzania i osoby wykonujące kontrole jakości pracy aparatów rtg mammograficznych według zaleceń ACR (American Colledge Radiology) [67].

Lp.	Rodzaj testu - parametru	Częstość powtarzania kontroli	Wykonujący
1	wysokie napięcie	półroczna	fizyk
2	warstwa połówkowa	roczna	fizyk
3	ognisko lampy rtg	roczna	fizyk
4	kolimator (wielkość pola)	kwartalna	fizyk
5	stolik z uchwytem na kasetę	miesięczna	technik
6	kompresja	półroczna	fizyk, technik
7	ciemnia - czystość	codzienna	technik
8	ciemnia - światłoszczelność	półroczna	fizyk, technik
9	film-ekran - przyleganie	półroczna	fizyk, technik
10	ekrany wzmacniające (czystość)	tygodniowa	technik
11	ekrany wzmacniające (czułość)	roczna	fizyk
12	wywoływarka (parametry filmu)	codzienna	technik
13	utrwalacz (pozostałości na filmie)	kwartalna	serwis
14	automatyczna kontrola ekspozycji	kwartalna	fizyk
15	średnia dawka gruczołowa	roczna	fizyk
16	jakość obrazu	tygodniowa	radiolog, technik
17	przeglądarka	tygodniowa	technik
18	analiza odrzuconych filmów	kwartalna	fizyk, technik
19	wizualna ocena mammografu	miesięczna	technik



Rys. 11.3. Obraz fantomu akredytacyjnego ACR (American Colledge of Radiology) ze wzorem rozmieszczenia struktur do oceny jakości zdjęcia sutka. Suma widocznych włókien oraz "gniazd" punktów i ognisk nie mniejsza niż 10 świadczy o właściwym działaniu aparatu rtg i właściwej obróbce fotochemicznej filmu [67]

W pracowni mammograficznej, oprócz codziennej kontroli pracy ciemni i typowych pomiarów kontrolujących pracę aparatu rtg wykonuje się obliczenie dawki pochłoniętej w gruczole sutkowym oraz kontrolę jakości obrazu (tabela 11.2). Obliczenie dawki gruczołowej wymaga pomiaru dawki ekspozycyjnej na powierzchni sutka oraz wyznaczenia warstwy połówkowej dla danego napięcia. Następnie, przy założeniu określonego składu tkankowego sutka, z odpowiednich tablic odczytuje się pochłoniętą w nim dawkę. Procedura tego testu jest więc dość skomplikowana i wymaga posiadania odpowiedniego dawkomierza. Wykonuje ją raz na rok fizyk medyczny. Kontrola jakości obrazu powinna być wykonywana raz na tydzień, a nawet codziennie. Służy do tego celu fantom standardowego sutka, w którym znajdują się elementy imitujące różne struktury tkanki (włókna, punkty i ogniska o różnych wielkościach) (rys. 11.3). Kontrolne zdjęcie należy wykonywać dla ekspozycji automatycznej, która powinna być podstawową techniką stosowaną w pracowni (dodatkowo można także dla ekspozycji nie automatycznej). Ocenę zdjęcia powinien wykonać lekarz radiolog lub przyuczony technik. Liczba odczytanych ze zdjęcia szczegółów nie może być mniejsza od 10 (np. 5 włókien, 2 punkty, 3 ogniska), która jest granicą dyskwalifikującą aparat jako dobre

narzędzie diagnostyczne. Jeżeli wskaźnik ten uległ zmniejszeniu w stosunku do kontroli z dnia poprzedniego (lub zdjęcia referencyjnego z pierwszej kontroli), należy podjąć postępowanie wyjaśniające i działania naprawcze.

11.7. Badania jakości aparatów stomatologicznych rtg

Aparaty stomatologiczne rtg są najliczniejszą grupą - stanowią około 25 % ogólnej liczby aparatów rtg w Polsce, a liczba wykonywanych zdjęć jest szacowana na 10 % wszystkich badań rtg. Zdjęcia zębów są bardzo popularne nie tylko w grupie osób dorosłych, ale także wśród dzieci i młodzieży. Dlatego, chociaż dawki promieniowania nie są duże, działanie tych aparatów powinno być pod szczególną kontrolą. Tym bardziej, że badania wykonane przez Instytut Medycyny Pracy w Łodzi w końcu lat 1980-tych wykazały, że tylko nieliczne z spośród 1115 skontrolowanych aparatów pracowały zgodnie z wymaganiami polskich przepisów [69].

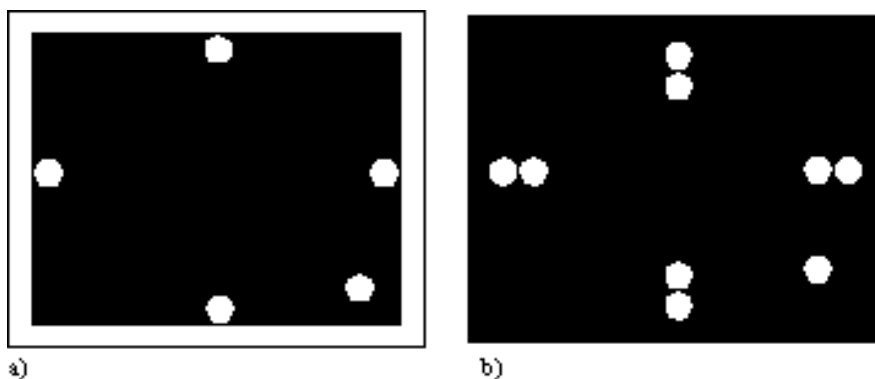
Badania jakości w pracowni stomatologicznej rtg obejmują podobne testy, jak dla aparatów ogólnodiagnostycznych: przede wszystkim kontroli wymaga działanie generatora i lampy (pomiar dawki i jej powtarzalność, kontrola kV, mA, s), geometria wiązki oraz praca ciemni. Można także użyć fantomu do kontroli jakości zdjęcia (kontrastu i rozdzielczości).

Koniecznym, a zarazem bardzo prostym badaniem, jest sprawdzenie średnicy wiązki promieniowania, jednorodności naświetlanego pola oraz sprawdzenie natężenia promieniowania ubocznego i/lub rozproszonego. W tym celu należy naświetlić film rtg (najlepiej o wymiarach 24 x 30 cm) umieszczony w światłoszczelnej kopercie lub w kasecie rtg. Tubus przykłada się bezpośrednio do koperty/kasety, która powinna leżeć na podstawce mało rozpraszającej promieniowanie, np. na dużym kartonowym pudle. Na podstawie zaczerpionego okręgu można zmierzyć średnicę wiązki i określić jednorodność promieniowania. Średnica powinna wynosić co najwyżej 5 cm (wymóg polskich przepisów [33]). Jeżeli jest powyżej 5 cm ale poniżej 7 cm tzn., że spełnione są wymogi normy IEC 407A i aparat nie został przystosowany do przepisów krajowych. Średnica większa od 7 cm świadczy o prawdopodobnym braku wkładki ogranicznika wiązki. Poza zaczerpionym okręgiem pozostała część filmu powinna być przezroczysta lub lekko zadymiona. Jeżeli zadymienie jest duże, dowodzi to o niewłaściwym osłabianiu przez tubus promieniowania rozproszonego lub o niedostatecznej osłonności głowicy. Aparat taki wymaga dokładnej kontroli dozymetrycznej. Podobną kontrolę promieniowania rozproszonego i ubocznego można wykonać dla aparatu do zdjęć panoramicznych (szerokość wiązki w zarządzeniu [33] nie jest normalizowana), wg normy IEC 601-1-3 nie powinna być większa niż wymiary filmu.

11.8. Kontrola zgodności krawędzi pola świetlnego i pola wiązki metodą „dziewięciu monet”

Opisana poniżej metoda posłużyła do wykonania przez Zakład Ochrony Radiologicznej i Radiobiologii Państwowego Zakładu Higieny w Warszawie przy współpracy z OOR WSSE w latach 1988-89 ogólnopolskiej kontroli działania przesłon głębinowych 3144 diagnostycznych aparatów rtg [66]. Polega ona na odpowiednim ułożeniu na kase-

cie z filmem dziewięciu monet o średnicach ok. 2 cm (np. dwuzłotowe monety starych zł lub żetony telefoniczne typu "A"), wykonaniu ekspozycji i ocenie zdjęcia (rys. 11.4). Zgodnie z § 31 zarządzenia [33] różnica położenia krawędzi pola świetlnego i krawędzi pola wiązki promieniowania nie powinna przekraczać 1% odległości ognisko-film (OOF). Przy odległości OOF równej 100 cm dopuszczalna tolerancja odchylenia położenia krawędzi wynosi 1 cm, czyli połowę średnicy monety. Kontrola wykazała, że 0,3 % przesłón działało idealnie, 59,9 % miało odchylenia mniejsze od 1 cm a 9,5 % miało odchylenia powyżej 2%. Pomimo, że podczas i po kontroli w latach 1988/89 starano się przesłony wyregulować oraz, pomimo że starano się wówczas wdrożyć tę metodę do powszechnego stosowania, wrywkowo prowadzone kontrole jakości w pracowniach rtg wykazują, że brak odpowiedniej zgodności pól jest jedną z najczęściej spotykanych nieprawidłowości w działaniu aparatów rtg.



Rys. 11.4. Przykłady zdjęć sprawdzających prawidłowe działanie przesłón głębinowych. a - przesłona działająca idealnie, b - przesłona rozregulowana (na zdjęciu widać sposób ułożenia monet)

Wykonanie kontroli:

- na kartonie narysować prostokąt o wymiarach 15 x 20 cm. Zaznaczyć liniami położenia symetrycznych boków i środek pola. Obrysować okręgami miejsca ułożenia znaczników: (patrz rys. 11.4)
- 8 monet (żetonów): czterech par przy czterech bokach prostokąta na liniach symetrycznych tak, aby jedna moneta znalazła się po jednej stronie boku (wewnątrz prostokąta) a druga po drugiej stronie (na zewnątrz prostokąta),
- dziewiątej monety orientującej położenie kasety (filmu) w stosunku do stołu i kołpaka,
- kasetę 24 x 30 cm lub większą umieścić na stole rtg dłuższą krawędzią równoległą do osi stołu (kasetka powinna być większa niż powierzchnia zajmowana przez rozrysowane położenia monet),
- karton centrycznie położyć na kasecie umieszczonej na stole rtg tak, aby dodatkowa dziewiąta moneta znalazła się w prawym bliższym rogu pola,
- rozłożyć monety w oznaczonych miejscach,
- poruszając kołpakiem promień centralny ustawić prostopadle do kasety tak, aby cień "krzyża" znalazł się na środku narysowanego pola,

- ustawić odległość ognisko - film na 100 cm,
- ograniczyć pole wiązki świetlnej do wymiarów określonych przez pary znaczników (linii boków narysowanego prostokąta),
- w przypadku braku symetrii położenia krawędzi pola świetlnego w stosunku do środka pola, jedną z krawędzi nastawić pomiędzy znaczniki położone na kartonie a położenie przeciwległej oznaczyć dodatkową parą znaczników. Przy asymetrii zmiennej (związanej z kierunkiem ruchu płytek przesłony), dodatkową parę znaczników należy zawsze układać przy krawędzi opóźnionej w ruchu i przy przesuwaniu diafragmy w kierunku środka,
- wykonać ekspozycję przy parametrach takich, jakie są dobierane do zdjęcia dłoni i zawsze używając dużego ogniska,
- na wywołanym filmie należy napisać nr gabinetu rtg, nazwę stanowiska, typ aparatu rtg, rok produkcji, rodzaj przesłony oraz datę,
- dokonać oceny jakości zdjęcia zachowując zdjęcie jako materiał porównawczy do następnej kontroli,
- w przypadku ułożenia monet na powierzchni stołu i użycia kasety w podajniku, należy nastawić odległość 100 cm od ogniska do powierzchni stołu. Obraz będzie nieco powiększony, ale interpretacja przesunięć krawędzi na podstawie średnic monet będzie taka sama, jak dla znaczników znajdujących się na kasecie.

Sposób oceny i kryteria jakości zdjęcia:

- zdjęcie należy oglądać w takiej samej pozycji, w jakiej było wykonane, tzn. obraz dziewiątej monety musi znajdować się w prawym dolnym rogu,
- jako punkt zerowy należy przyjąć miejsce stykania się monet (przecięcie linii boku narysowanego prostokąta i jego symetralnej), na które nastawia się krawędzie pola świetlnego,
- przesunięcie krawędzi w przedziale 1-2 cm powinno być poprawione przy okazji innych napraw aparatu rtg,
- przesunięcie krawędzi powyżej 2 cm powinno być poprawione jak najszybciej,
- stwierdzenie asymetrii położenia krawędzi pola świetlnego, brak płynnego ruchu płytek diafragmy, opóźnienie początku ruchu jednej z płytek po zmianie kierunku - kwalifikują przesłonę do naprawy bez wykonywania zdjęcia kontrolnego (chyba że do celów dokumentacyjnych). Ponadto powinna być usunięta taka wada, jak brak dobrze widocznego pola świetlnego z ostro zarysowanymi krawędziami i z wyraźnym cieniem "krzyża" wskazującym środek pola wiązki.

12. KRYTERIA WŁAŚCIWEGO WYKONYWANIA BADAŃ RENTGENOWSKICH

12.1. Próby zoptymalizowania warunków wykonywania badań radiologicznych

Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ICRP) w publikacji nr 34 rekomenduje trzy zasady ochrony radiologicznej pacjentów [52]:

- uzasadnienie zastosowania badania rtg (ważne kliniczne wskazania),
- optymalizację warunków wykonywania badania (wysoka jakość obrazu),
- ograniczenie dawki, promieniowania.

Konieczność przestrzegania pierwszej z tych zasad jest oczywista i w dużym stopniu mieści się w kategoriach odpowiedzialności moralnej. Sposobów przestrzegania zasady drugiej i trzeciej jest wiele. Na ich realizację w ogromnym stopniu wpływa wprowadzenie systemu kontroli jakości i odpowiednie szkolenie pracowników. W ramach zaleceń jak postępować, aby dobrze wykonywać badania radiologiczne, na szczególną uwagę zasługują trzy dokumenty:

- „Międzynarodowe Standardy Bezpieczeństwa dla Ochrony Radiologicznej przed Promieniowaniem Jonizującym i dla Bezpieczeństwa przed Źródłami Promieniotwórczymi” wydane w r. 1996 przez Międzynarodową Agencję Energii Atomowej (IAEA) w Wiedniu, a opracowane przez ekspertów z 7 międzynarodowych organizacji (IAEA Safety Series No.115) [51]. W dokumencie tym zawarto m.in. zalecenia dotyczące wykorzystania promieniowania do celów medycznych, a wśród nich dla niektórych badań radiologicznych podano maksymalne dawki promieniowania (tabela 12.1).
- Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych [61]. W dokumencie tym, będącym na etapie opracowywania (ogłoszenie będzie w 1997r.), m. in. znajdują się dawki zalecane w opracowaniu IAEA przedstawione w tabeli 12.1.
- „Kryteria jakości dla obrazów w diagnostyce rentgenowskiej” - projekt dokumentu z 1995r. opracowywanego pod auspicjami Światowej Organizacji zdrowia WHO [54]. Prace nad nim toczyły się równolegle z pracami nad wyżej wymienionym dokumentem IAEA.

W ostatnim z tych dokumentów będą podane zalecane kryteria jakości obrazowania dla najczęściej wykonywanych badań rtg, które obejmują:

- wymagania diagnostyczne obrazu (obszar, widoczność określonych narządów i ich struktury anatomicznej, widoczność szczegółów struktury anatomicznej),
- wartość dawki powierzchniowej dla standardowego pacjenta o masie 70 kg i wzroście 170 cm.
- przykłady dobrej techniki radiacyjnej (warunki ekspozycji).

Nie określono przy tym procedury radiologicznej wykonywania badań pozostawiając to lokalnym zwyczajom, tradycjom i możliwościom technicznym, pod warunkiem że spełnione będą rekomendowane wymagania diagnostyczne obrazu.

Kryteria zaproponowano dla następujących badań diagnostycznych:

- klatki piersiowej (AP i PA),
- kręgosłupa lędźwiowego (AP i PA),
- stawu lędźwiowo-krzyżowego (LAT),
- mammografii (CC i MLO).
- czaszki (AP/PA i LAT),
- miednicy (AP),
- układu moczowego (AP),

Planowane jest rozszerzenie liczby rodzajów badań diagnostycznych, a także opracowanie kryteriów dla badań fluoroskopowych. Podobne dokumenty są przygotowywane dla badań z użyciem tomografu komputerowego i dla radiologii pediatrycznej.

W załączniku 1 przedstawione są wszystkie opracowane do tej pory przez WHO propozycje optymalnego obrazowania w technice radiologicznej. W przypadkach zalecania przez dokumenty WHO i IAEA różnych wartości dla dawek powierzchniowych podano obydwie wartości.

12.2. Ograniczenie maksymalnych dawek promieniowania dla wybranych badań radiologicznych

W tabeli 12.1 przedstawiono dawki promieniowania dla wybranych badań radiologicznych zalecane w dokumencie IAEA, Safety Series No. 115 [51], które należy traktować jako dawki maksymalne. Ich przekraczanie powinno pociągać za sobą postępowanie wyjaśniające przyczynę. Dawki powierzchniowe przy zdjęciach rtg, moc dawki przy skopii oraz dawki gruczołowe przy mammografii powinny być mierzone podczas ekspozycji dla standardowego pacjenta o masie 70 kg i wzroście 170 cm oraz grubości sutka po kompresji 4,5 cm. Dawki przy tomografii komputerowej - przy odpowiednim fantomie wodnym, także symulującym standardowego człowieka. Zalecane wartości dawek stanowią ok. 75% wartości maksymalnych dawek pomierzonych podczas badań kontrolnych w różnych krajach, a w szczególności w Wielkiej Brytanii (patrz rozdz. 9). Jak już wspomniano, wartości zawarte w tabeli 1 znajdują się w rozporządzeniu MZiOS w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania w celach medycznych [61].

Tabela 12.1. Referencyjne dawki promieniowania dla standardowego pacjenta o masie 70 kg i wysokości 170 cm zgodnie z opracowaniem IEA, Safety Series No.115 (1996) [51] oraz z projektem rozporządzenia [61]

Lp.	Rodzaj badania radiologicznego	Dawka
	<i>zdjęcia^a</i>	mGy
1	klatka piersiowa PA	0,3
2	klatka piersiowa LAT	1,5
3	czaszka AP/PA	5,0
4	czaszka LAT	3,0
5	kręgosłup lędźwiowy AP	10,0
6	kręgosłup lędźwiowy LAT	30,0
7	miednica i układ moczowy AP	10,0
8	kręgosłup piersiowy AP	7,0
9	kręgosłup piersiowy LAT	20,0
10	zęby (zdjęcie punktowe, wewnątrzustne)	5,0
	<i>zdjęcia mammograficzne^b</i>	mGy
11	bez kratki przeciwozproszeniowej	1,0
12	z kratką przeciwozproszeniową	3,0
	<i>tomografia komputerowa^c</i>	mGy
13	badanie głowy	50
14	badanie kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego	35
15	badanie jamy brzusznej	25
	<i>fluoroscopia^d</i>	mGy/min
16	podczas normalnej pracy lampy	25
17	podczas pracy przy dużym obciążeniu lampy	100 mGy/min

^a pomiar dawki w powietrzu na powierzchni ciała, łącznie z promieniowaniem rozproszonym (dawka powierzchniowa). Podane wartości dawki odpowiadają zdjęciom wykonanym przy użyciu folii wzmacniających o czułości około 200. Dla wyższej czułości (np. 400-600) wartości dawek powinny być zredukowane 2-3 krotnie.

^b dawki pochłonięte wewnątrz standardowego fantomu odpowiadającego uciśniętemu sutkowi o grubości 4,5 cm, zawierającym 50% tkanki gruczołowej i 50% tkanki tłuszczowej. Zdjęcie wykonane z użyciem folii wzmacniających aparatem rtg z lampą o anodzie molibdenowej i filtrem molibdenowym.

^c dawka pochłonięta dla jednego skanu, mierzona na osi obrotu ekwiwalentnego fantomu wodnego o wysokości 15 cm oraz o średnicy 16 cm dla symulacji głowy i 30 cm dla kręgosłupa i jamy brzusznej.

^d pomiar mocy dawki w powietrzu na powierzchni ciała, łącznie z promieniowaniem rozproszonym. Praca przy dużym obciążeniu lampy dotyczy radiologii interwencyjnej.

PA - projekcja tylnoprzodna (posterior-anterior), AP - projekcja przednio-tylna (anterior-posterior), LAT - projekcja boczna (lateral).

Załącznik 1. Projekt WHO: kryteria jakości dla obrazowania w diagnostyce rentgenowskiej, 3-cia wersja, czerwiec 1995 r.

Zdjęcie klatki piersiowej (płuc i serca). Projekcja tylnoprzodna (PA)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Wykonanie ekspozycji na bezdechu, przy pełnym wdechu (określa się to przez położenie żeber: ponad przeponą powinno być 6 przednich lub 10 tylnych),
- 1.1.2. Symetryczne zobrazowanie płuc tak, aby wyrostek kolczysty kręgu leżał między mostkowymi końcami obojczyków,
- 1.1.3. Przyśrodkowe krawędzie łopatek powinny być poza polami płuc,
- 1.1.4. Zobrazowanie całych krawędzi bocznych płuc oraz klatki żeber ponad przeponą,
- 1.1.5. Ostre uwidocznienie rysunku naczyniowego całych płuc, szczególnie naczyń obwodowych.
- 1.1.6. Ostre zobrazowanie:
 - a. Tchawicy i oskrzeli płatowych,
 - b. Zarysów serca i aorty,
 - c. Przepony i kątów przeponowo-żebrowych.
- 1.1.7. Uwidocznienie pozasercowego obszaru płuc oraz śródpiersia.
- 1.1.8. Uwidocznienie kręgosłupa poprzez cień serca.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Małe koliste struktury w polu całych płuc włącznie z przestrzenią pozasercową:

wysokokontrastowe:	0,7 mm średnicy
niskokontrastowe:	2,0 mm szerokości.

- 1.2.2. Liniowe i siatkowe struktury dochodzące do obrzeży płuc:

wysokokontrastowe:	0.3 mm szerokości
niskokontrastowe:	2.0 mm szerokości.

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta:

- | | |
|---------------------------------|----------|
| - wg WHO: | 0,3 mGy, |
| - wg IEAE Safety Series No.115: | 0.4 mGy. |

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: statyw pionowy z nieruchomą lub ruchomą kratką,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: $\leq 1,3 \times 1,3$ mm

- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: $r = 10; 40/cm$,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,
- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 180 cm (140 - 200 cm),
- 3.7. Napięcie: 125 kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): prawa boczna komora,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 20 ms.

Zdjęcie klatki piersiowej (płuc i serca). Projektcja boczna (LAT)

(badanie wykonuje się, jeśli istnieją wskazania po uprzednim wykonaniu projekcji PA).

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Wykonanie ekspozycji na bezdechu, przy pełnym wdechu,
- 1.1.2. Ramiona powinny być uniesione, odsłaniające klatkę piersiową,
- 1.1.3. Nakładanie się tylnych krawędzi płuc,
- 1.1.4. Zobrazowanie tchawicy,
- 1.1.5. Zobrazowanie kątów przeponowo-żebrowych,
- 1.1.6. Ostre uwidocznienie tylnego zarysu serca, aorty, śródpiersia, przepony, mostka i kręgosłupa piersiowego,

1.2. Ważne elementy obrazu

1.2.1. Małe koliste struktury w polu całych płuc:

- wysokokontrastowe: 0,7 mm średnicy,
- niskokontrastowe: 2,0 mm szerokości.

1.2.2. Liniowe i siatkowe struktury dochodzące do obrzeży płuc:

- wysokokontrastowe: 0.3 mm szerokości,
- niskokontrastowe: 2.0 mm szerokości.

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 1,5 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: statyw pionowy z nieruchomą lub ruchomą kratką,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: $\leq 1,3 \times 1,3$ mm,
- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: $r = 10; 40/cm$,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,

- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 180 cm (140 ÷ 200 cm),
- 3.7. Napięcie: 125 kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): komora jonizacyjna centralna,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 40 ms.

Zdjęcie czaszki. Projekcja tylnoprzodna lub przednio-tylna (PA lub AP)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Symetryczne zobrazowanie czaszki, szczególnie sklepienia czaszki, oczodołów, i części skalistej kości skroniowej,
- 1.1.2. Projekcja wierzchołka części skalistej kości skroniowej w centrum oczodołów,
- 1.1.3. Ostre zobrazowanie zatok czołowych, komórek sitowatych i wierzchołka części skalistej kości skroniowej oraz wewnętrznego kanału słuchowego,
- 1.1.4. Ostre uwidocznienie zewnętrznej i wewnętrznej warstewki blaszki sklepienia czaszki,

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: 0,3 - 0,5 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 5,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: stół z kratką, urządzenie specjalne do zdjęć czaszki albo pionowy statyw z nieruchomą lub ruchomą kratką przeciwrozproszeniową,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: 0,6 mm
- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 2,5$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: $r = 10$; 40/cm,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,
- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 115 cm (100 ÷ 150 cm),
- 3.7. Napięcie: 70 ÷ 85 kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): komora centralna,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 100 ms.

Zdjęcie czaszki. Projekcja boczna (LAT)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Ostre zobrazowanie zewnętrznej i wewnętrznej blaszki sklepienia czaszki, dna siodełka i wierzchołka części skalistej kości skroniowej,
- 1.1.2. Nakładanie się odpowiednio: konturów przednich rowków czaszki, mniejszego skrzydła kości klinowej, wyrostków klinowych i zewnętrznych kanałów słuchowych,
- 1.1.3. Ostre uwidocznienie kanałów naczyniowych, punktu wierzchołkowego głowy i beleczkowatej struktury czaszki,
- 1.1.4. Nakładanie się kątów żuchwowych i wznoszącej się gałęzi żuchwy.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: $0,3 \div 0,5$ mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 3,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: stół z kratką, urządzenie specjalne do zdjęć czaszki albo pionowy statyw z nieruchomą lub ruchomą kratką przeciwrozproszeniową,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: 0,6 mm
- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 2,5$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: $r = 10; 40/\text{cm}$,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,
- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 115 cm ($100 \div 150$ cm),
- 3.7. Napięcie: $70 \div 85$ kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): komora centralna,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 100 ms.

Zdjęcie miednicy. Projekcja przednio-tylna (AP)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Symetryczne zobrazowanie miednicy widziane jako nałożenie się kości spojenia łonowego ponad środkową linię kości krzyżowej,
- 1.1.2. Ostre uwidocznienie kości krzyżowej i jej wewnątrzkręgowego otworu,

- 1.1.3. Ostre uwidocznienie gałęzi kości łonowej i kulszowej,
- 1.1.4. Ostre uwidocznienie stawów krzyżowo-biodrowych,
- 1.1.5. Ostre uwidocznienie szyjek kości udowych, które nie powinny być zniekształcone przez skrót perspektywiczny lub obrót,
- 1.1.6. Ostre zobrazowanie struktury gąbczastej i korowej kości udowej oraz krętarzy.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: 0,5 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 10,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: stół z kratką przeciwozproszeniową,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: $\leq 1,3$ mm
- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwozproszeniowa: $r = 10; 40/cm$,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,
- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 115 cm (100 ÷ 150 cm),
- 3.7. Napięcie: 75 ÷ 90 kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): komora centralna lub obie boczne,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 400 ms.

UWAGA: zawsze tam gdzie można, powinny być używane osłony na gonady u mężczyzn oraz, jeśli to możliwe, także u kobiet.

Zdjęcie kręgosłupa lędźwiowego. Projekcja przednio-tylna i tylno-przednia (AP/PA)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Zobrazowanie górnej i dolnej powierzchni kręgu w postaci linii w centralnym obszarze wiązki i uwidocznienie międzykręgowych przestrzeni,
- 1.1.2. Ostre uwidocznienie wyrostków,
- 1.1.3. Uwidocznienie stawów międzykręgowych,
- 1.1.4. Uwidocznienie kolczystych i poprzecznych wyrostków,

- 1.1.5. Ostre uwidocznienie kory i beleczkowatych struktur,
- 1.1.6. Uwidocznienie przylegającej tkanki miękkiej, szczególnie cieni mięśnia lędźwiowo-udowego,

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: 0,3 - 0,5 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 10,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: stół z kratką albo pionowy statyw z nieruchomą lub ruchomą kratką przeciwrozproszeniową,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: $\leq 1,3$ mm
- 3.3. Całkowita filtracja: $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik),
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: $r = 10; 40/\text{cm}$,
- 3.5. Czułość zestawu film-folia: 400,
- 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): 115 cm (100 ÷ 150 cm),
- 3.7. Napięcie: 75 ÷ 90 kV,
- 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): komora centralna,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 400 ms.

UWAGA: zawsze tam gdzie można, powinny być używane osłony na gonady u mężczyzn oraz, jeśli to możliwe, także u kobiet.

Zdjęcie kręgosłupa lędźwiowego. Projekcja boczna (LAT)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Zobrazowanie górnej i dolnej powierzchni kręgu w postaci linii w centralnym obszarze wiązki i uwidocznienie międzykręgowych przestrzeni,
- 1.1.2. Pełne nakładanie się tylnych krawędzi kręgów,
- 1.1.3. Uwidocznienie wyrostków i międzykręgowego otworu,
- 1.1.4. Uwidocznienie stawów międzykręgowych,
- 1.1.5. Ostre uwidocznienie kory i beleczkowatych struktur,
- 1.1.6. Uwidocznienie przylegających tkanek miękkich,

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: 0,5 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 30,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- | | |
|--|--|
| 3.1. Aparat rtg: | stół z kratką albo pionowy statyw z nieruchomą lub ruchomą kratką przeciwrozproszeniową, |
| 3.2. Nominalna wielkość ogniska: | $\leq 1,3$ mm |
| 3.3. Całkowita filtracja: | $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik), |
| 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: | $r = 10; 40/cm$, |
| 3.5. Czułość zestawu film-folia: | 400, |
| 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): | 115 cm (100 ÷ 150 cm), |
| 3.7. Napięcie: | 80 ÷ 95 kV, |
| 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): | komora centralna, |
| 3.9. Czas ekspozycji: | < 1000 ms. |

UWAGA: zawsze tam gdzie można, powinny być używane osłony na gonady u mężczyzn oraz, jeśli to możliwe, także u kobiet.

Zdjęcie stawu krzyżowo-lędźwiowego. Projektcja boczna (LAT)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Zobrazowanie przez styczną projekcję dolnego kręgu L5 i górnego końca kręgu S1,
- 1.1.2. Uwidocznienie górnej części kości krzyżowej,
- 1.1.3. Uwidocznienie kręgowych odcinków górnej części kości krzyżowej.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Szczegóły o wielkości: 0,5 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 40,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- | | |
|------------------|--|
| 3.1. Aparat rtg: | stół z kratką albo pionowy statyw z nieruchomą lub ruchomą kratką przeciwrozproszeniową, |
|------------------|--|

- | | |
|--|----------------------------|
| 3.2. Nominalna wielkość ogniska: | ≤ 1,3 mm |
| 3.3. Całkowita filtracja: | ≥ 3,0 mm Al (równoważnik), |
| 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: | r = 10; 40/cm, |
| 3.5. Czułość zestawu film-folia: | 800, |
| 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): | 115 cm (100 ÷ 150 cm), |
| 3.7. Napięcie: | 80 ÷ 100 kV, |
| 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): | komora centralna, |
| 3.9. Czas ekspozycji: | < 1000 ms. |

UWAGA: zawsze tam gdzie można, powinny być używane osłony na gonady u mężczyzn oraz, jeśli to możliwe, także u kobiet.

Zdjęcie dróg moczowych. Projekcja przednio-tylna (AP)

Zdjęcie przeglądowe lub przed podaniem środka cieniującego (kontrastu)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Uwidocznienie obszaru całych dróg moczowych od górnego bieguna nerek do podstawy pęcherza moczowego,
- 1.1.2. Odwzorowanie zarysu nerek,
- 1.1.3. Uwidocznienie zarysu mięśnia lędźwiowo-krzyżowego,
- 1.1.4. Ostre odwzorowanie kości.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Zwapnienia: 1,0 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 10,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- | | |
|--|-------------------------------------|
| 3.1. Aparat rtg: | stół z kratką przeciwrozproszeniową |
| 3.2. Nominalna wielkość ogniska: | ≤ 1,3 mm, |
| 3.5. Całkowita filtracja: | ≥ 3,0 mm Al (równoważnik), |
| 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: | r = 10; 40/cm, |
| 3.5. Czułość zestawu film-folia: | 400, |
| 3.6. Odległość ognisko-film (OOF): | 115 cm (100 ÷ 150 cm), |
| 3.7. Napięcie: | 75 ÷ 90 kV, |
| 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): | komora centralna lub boczna, |

3.9. Czas ekspozycji:

< 200 ms.

UWAGA: zawsze tam gdzie można, powinny być używane osłony na gonady u mężczyzn.

Zdjęcie dróg moczowych. Projektcja przednio-tylna (AP)

Zdjęcie po podaniu środka cieniującego (kontrastu)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

Parametry obrazu odnoszą się do serii zdjęć radiograficznych wykonanych po podaniu pacjentowi kontrastu.

1.1.1. Wzrost gęstości mięszowej (efekt nefrograficzny),

1.1.2. Ostre zobrazowanie miedniczki i kielichów nerkowych (efekt pielograficzny),

1.1.3. Uwidocznienie połączenia miedniczkowo - moczowodnego,

1.1.4. Uwidocznienie obszaru przez który przechodzą drogi moczowe,

1.1.5. Zobrazowanie obszaru całego pęcherza moczowego.

1.2. Ważne elementy obrazu

1.2.1. Szczegóły kielichowe: 0,3 mm

1.2.1. Zwapnienia: 1,0 mm

2. Kryterium wielkości dawki otrzymywanej przez pacjenta

Wejściowa dawka powierzchniowa dla standardowego pacjenta: 10,0 mGy

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- | | |
|--|--------------------------------------|
| 3.1. Aparat rtg: | stół z kratką przeciwrozproszeniową, |
| 3.2. Nominalna wielkość ogniska: | $\leq 1,3$ mm |
| 3.3. Całkowita filtracja: | $\geq 3,0$ mm Al (równoważnik), |
| 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: | $r = 10; 40/cm,$ |
| 3.5. Czułość zestawu film-folia: | 400, |
| 3.6. Odległość ognisko-film (FFD): | 115 cm (100 ÷ 150 cm), |
| 3.7. Napięcie: | 75 ÷ 90 kV, |
| 3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC): | komora centralna lub boczna |
| 3.9. Czas ekspozycji: | < 200 ms. |

UWAGA: Zazwyczaj wskazana jest kompresja pacjenta. Dla właściwego odwzorowania dróg moczowych istotna jest odpowiednia redukcja gazów jelitowych i kału.

Zdjęcie sutka (mammografia). Projekcja MLO

Rzut środkowo-boczny, skośny

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Mięśnie piersiowe pod właściwym kątem (1 na rys. 12.1 i rys. 12.2.),
- 1.1.2. Uwidoczniony kąt podsutkowy (2 na rys. 12.2),
- 1.1.3. Ostre uwidocznienie tkanki gruczołowej w górno-bocznej części sutka (3 rys. 12.1),
- 1.1.4. Ostre uwidocznienie podgruczołowej (od strony żeber) tkanki tłuszczowej (4 na rys. 12.1),
- 1.1.5. Pełny profil brodawki nie przesłonięty przez tkankę pokrywającą sutek (5 na rys. 12.1),
- 1.1.6. Nie uwidocznienie fałdów skóry,
- 1.1.7. Symetryczne obrazy lewego i prawego sutka.

1.2. Ważne elementy obrazu

- 1.2.1. Mikrozwapnienia: 0,2 mm

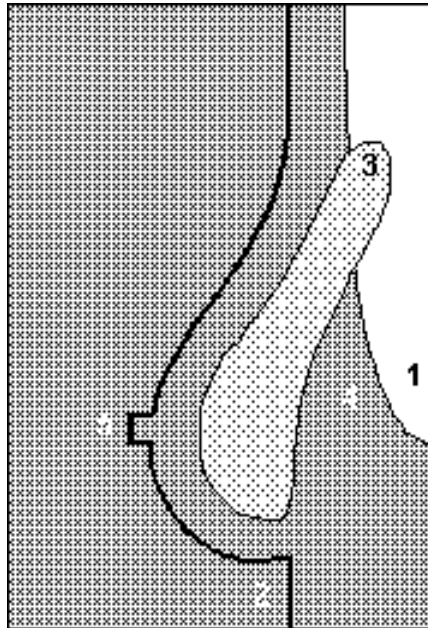
2. Kryterium wielkości dawki otrzymanywanej przez standardową pacjentkę o grubości sutka po kompresji 4,5 cm:

- wg WHO dawka powierzchniowa przy zdjęciu z użyciem kratki przeciwrozproszeniowej: 10,0 mGy,
- IAEA Safety Series No 115 dla projekcji MLO dawki pochłoniętej przez gruczoł nie określa.

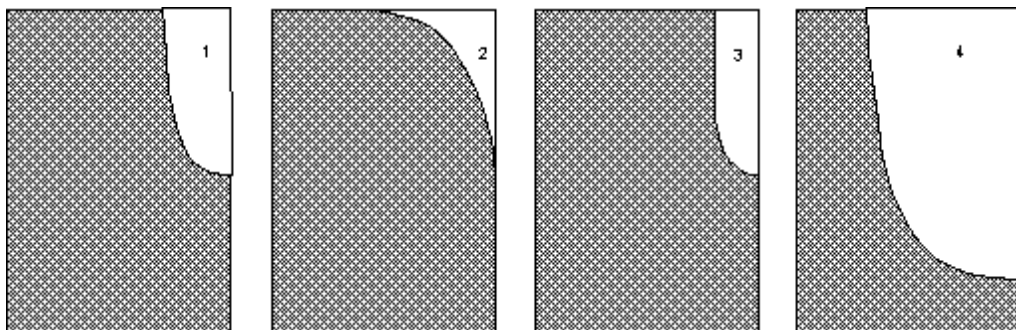
3. Przykład właściwej techniki radiologicznej

- 3.1. Aparat rtg: specjalny aparat do zdjęć mammograficznych - lampa rtg z anodą molibdenową,
- 3.2. Nominalna wielkość ogniska: 0,3 mm
- 3.3. Całkowita filtracja: 0,03 mm Mo lub równoważnik 0,5 mm Al,
- 3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa: zalecana ruchoma kratka $r=4$; 27 /cm,

- 3.5. Czułość zestawu film-folia: zaleca się używanie folii o wysokiej czułości,
- 3.6. Odległość ognisko-film (FFD): ≥ 60 cm,
- 3.7. Napięcie: 28 kV,
- 3.8. Automatyka kontrola ekspozycji (AEC): komora dobrana do miąższości sutka,
- 3.9. Czas ekspozycji: < 2 s.
- 3.10. Kompresja sutka: siła kompresji powinna być do progu bólu tolerowanego przez pacjentkę



Rys. 12.1. Schematyczny rysunek sutka w projekcji środkowo-boczno, skośnej (MLO Medio-Lateral Oblique View)



Rys. 12.2. Potencjalnie możliwe konfiguracje mięśnia piersiowego w projekcji MLO, 1 - pozycja właściwa

UWAGA:

- wybór materiału anody lampy rtg, całkowitej filtracji i wysokiego napięcia na lampie, aby otrzymać obraz o dobrej jakości i akceptowalnym poziomie średniej dawki wejściowej będzie w znacznym stopniu zależał od gęstości i grubości badanego sutka. Dla gęściejszych i/lub grubszych sutków (powyżej 6 cm po kompresji) należy użyć anody wolframowej lub rodowej, aluminiowego lub innego specjalnego filtru i wyższego napięcia.
- posługiwanie się i utrzymywanie w dobrym stanie urządzenia obrazującego powinno być takie, aby wyeliminowane były artefakty powstające w kasetach (z kurzu itp.), podczas procesu obróbki chemicznej oraz podczas manipulowania filmem. Nie powinny być widoczne linie kratki przeciwrozproszeniowej.

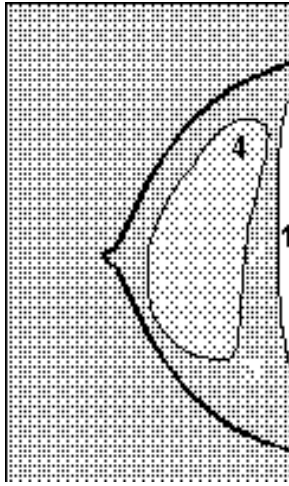
Zdjęcie sutka (mammografia). Projekcja CC

Rzut z góry na dół - czaszkowo-ogonowy (cranio-caudal)

1. Zawartość diagnostyczna obrazu

1.1. Parametry obrazu

- 1.1.1. Ostre uwidocznienie mięśnia piersiowego na marginesie zdjęcia (1 na rys. 12.3),
- 1.1.2. Ostre uwidocznienie podgruczołowej (od strony żeber) tkanki tłuszczowej (2 na rys. 12.3),
- 1.1.3. Ostre uwidocznienie przyśrodkowej tkanki sutka (3 na rys. 12.3),
- 1.1.4. Ostre zobrazowanie bocznej tkanki gruczołowej (4 na rys. 12.3),
- 1.1.5. Nie uwidocznienie fałdów skóry,
- 1.1.6. Symetryczne obrazy lewego i prawego sutka.



Rys. 12.3. Schematyczny rysunek sutka w projekcji CC

Kryteria obrazu odniesione do parametrów ekspozycji

- 1.1.7. Uwidocznienie zarysu skóry jasną linią (ale czasami bez uwidocznienia),
- 1.1.8. Zobrazowanie struktur naczyniowych widocznych przez gęściejszy miąższ,
- 1.1.9. Ostre uwidocznienie wszystkich naczyń i pasm (włókien) oraz krawędzi mięśnia piersiowego w bezruchu,
- 1.1.10. Ostre zobrazowanie struktury skóry (rozetek porów) wzdłuż mięśnia piersiowego.

1.2. Ważne elementy obrazu

1.2.1. Mikrozwapnienia: 0,2 mm.

2. Kryterium wielkości dawki otrzymywanej przez standardową pacjentkę o grubości sutka po kompresji 4,5 cm:

- wg WHO dawka powierzchniowa przy zdjęciu z użyciem kratki przeciwrzproszeniowej: 10,0 mGy,
- wg IAEA Safety Series Nr 115 dawka pochłonięta przez gruczoł o składzie 50% tkanki tłuszczowej i 50% tkanki gruczołowej:
 - 1 mGy przy zdjęciu bez kratki przeciwrzproszeniowej,
 - 3 mGy przy zdjęciu z kratką.

3. Przykład właściwej techniki radiologicznej:

3.1. Aparat rtg:

specjalny aparat do zdjęć mammograficznych - lampa rtg z anodą molibdenową,

3.2. Nominalna wielkość ogniska:

0,3 mm

3.3. Całkowita filtracja:	0,03 mm Mo lub równoważnik 0,5 mm Al,
3.4. Kratka przeciwrozproszeniowa:	zaleca się stosowanie kratki $r = 4; 27 / \text{cm}$,
3.5. Czułość zestawu film-folia:	zaleca się używanie folii o wysokiej czułości,
3.6. Odległość ognisko-film (FFD):	$\geq 60 \text{ cm}$,
3.7. Napięcie:	28 kV,
3.8. Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC):	komora dobrana do miąższości sutka
3.9. Czas ekspozycji:	$< 2 \text{ s}$.
3.10. Kompresja sutka:	siła kompresji powinna być do progu bólu tolerowanego przez pacjentkę.

UWAGA:

- wybór materiału anody lampy rtg, całkowitej filtracji i wysokiego napięcia na lampie, aby otrzymać obraz o dobrej jakości i akceptowalnym poziomie średniej dawki wejściowej będzie w znacznym stopniu zależał od gęstości i grubości badanego sutka. Dla gęściejszych i/lub grubszych sutkan (powyżej 6 cm po kompresji) należy użyć anody wolframowej lub rodowej, aluminiowego lub innego specjalnego filtru i wyższego napięcia.
- posługiwanie się i utrzymywanie w dobrym stanie urządzenia obrazującego powinno być takie, aby wyeliminowane były artefakty powstające w kasetach (z kurzu itp.), podczas procesu obróbki chemicznej oraz podczas manipulowania filmem. Nie powinny być widoczne linie kratki przeciwrozproszeniowej.

13. NARAŻENIE I OCHRONA OSÓB PRACUJĄCYCH PRZY APARATACH RENTGENOWSKICH

13.1. Dokumenty zawierające przepisy o pracy w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące

Zapisy mające na celu ochronę zdrowia osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące znajdują się przede wszystkim w następujących dokumentach prawnych:

a) ustawa Kodeks Pracy [41]:

- zgodnie z art. 223. §1 „pracodawca jest obowiązany chronić pracowników przed promieniowaniem jonizującym, pochodzącym ze źródeł sztucznych i naturalnych występujących w środowisku pracy”,
- jednym ze sposobów ochrony pracownika jest stosowanie środków ochrony indywidualnej, które według art. 237⁶. § 1. „pracodawca jest obowiązany dostarczyć nieodpłatnie...”
- równocześnie art. 211 określa, iż „przestrzeganie przepisów i zasad bezpieczeństwa i higieny pracy jest podstawowym obowiązkiem pracownika”. „Pracownik jest obowiązany znać przepisy zasady bezpieczeństwa i higieny pracy, brać udział w szkoleniu i instruktażu z tego zakresu oraz poddawać się wymaganym egzaminom sprawdzającym”. Pracownik „... jest obowiązany stosować środki ochrony zbiorowej, a także używać przydzielonych mu środków ochrony indywidualnej ...” oraz „... poddawać się wstępnym, okresowym i kontrolnym badaniom lekarskim...”.

b) ustawa Prawo Atomowe oraz akty wykonawcze do niej [32]:

- ustawa ta reguluje wszelką działalność związaną z wykorzystaniem energii atomowej, do której zaliczono także użytkowanie aparatury rentgenowskiej.

c) zarządzenie Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym [23],

d) zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie warunków, jakie powinny spełniać pracownie rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi [33].

e) rozporządzenie Rady Ministrów w sprawie warunków wydawania zezwoleń na działalność związaną z wykorzystaniem energii atomowej [47] - w tym także aparatów rentgenowskich:

- zapisy rozporządzenia zawierają wymagania niezbędne do uzyskiwania zezwoleń na produkowanie, nabywanie, uruchamianie i stosowanie aparatów rtg. Ten temat wiąże się jednocześnie z ochroną pracowników i ochroną pacjentów.

f) rozporządzenie Rady Ministrów w sprawie wykazu prac wzbronionych kobietom [44]:

- dla kobiet w ciąży wprowadzony jest zakaz pracy w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące.

g) rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie czynników rakotwórczych w środowisku pracy [45]:

- w wykazie czynników rakotwórczych, stanowiącym załącznik do tego rozporządzenia, jest wymienione promieniowanie jonizujące,
- w § 3 określono, iż pracodawca jest obowiązany stosować środki zapobiegawcze (odpowiednia organizacja pracy, środki ochrony indywidualnej), które zmniejszają narażenie pracowników na czynniki stanowiące zagrożenie dla ich zdrowia.

h) rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie przeprowadzania badań lekarskich, zakresu profilaktycznej opieki zdrowotnej nad pracownikami oraz orzeczeń lekarskich wydawanych do celów przewidzianych w Kodeksie Pracy [46]:

- zapisy rozporządzenia dotyczą także osób narażonych na promieniowanie jonizujące.

13.2. Sposoby i środki zapewniające bezpieczeństwo pracy przy promieniowaniu jonizującym

Elementami organizacyjnymi i kontrolnymi, których zadaniem jest zapewnienie bezpieczeństwa zdrowia pracowników (omówionymi w różnych rozdziałach niniejszego poradnika) są:

- konieczność posiadania zezwolenia terenowo właściwego Państwowego Wojewódzkiego Inspektora Sanitarnego na „nabywanie, uruchomienie i stosowanie” aparatu rentgenowskiego,
- obowiązkowe przeszkolenie pracowników w zakresie bezpieczeństwa i higieny pracy,
- postępowanie pracowników zgodne z instrukcją pracy,
- codzienny nadzór na warunkami pracy i przestrzeganiem zasad ochrony radiologicznej przez Inspektora Ochrony Radiologicznej w Pracowni Rentgenowskiej,
- wykonywanie okresowych kontroli warunków pracy przez zakładowego Inspektora Pracy, Społecznego Inspektora Pracy, Państwową Inspekcję Pracy oraz Państwową Inspekcję Sanitarną,
- wykonywanie okresowych pomiarów dozymetrycznych na stanowiskach pracy,
- prowadzenie dozymetrii indywidualnej lub w środowisku pracy,
- okresowa kontrola stanu zdrowia pracowników.

Podstawowymi sposobami zapewnienia ochrony radiologicznej pracowników są:

- stosowanie środków ochrony osobistej,
- wykorzystywanie osłon ruchomych i stałych,
- stosowanie osłon dodatkowych wokół aparatu rtg,

- zachowanie bezpiecznej (w praktyce jak największej) odległości od źródła promieniowania,
- skracanie do niezbędnego minimum czasu emisji promieniowania,
- ograniczanie do niezbędnego minimum wymiarów napromienianego pola,
- stosowanie nowoczesnej aparatury i materiałów pozwalających na obniżanie dawek promieniowania (patrz rozdz. 10.4.),
- skracanie czasu narażenia pracowników przez odpowiednią rotację.

Najważniejszym w pracowni rtg środkiem ochrony osobistej są fartuchy z gumy ołowiowej. Fartuchy takie są wykonywane o grubościach równoważnych grubości warstwy 0,25; 0,30 i 0,50 mm Pb. Właściwości osłonne ołowiu dla napięć stosowanych w diagnostyce rtg i dla filtracji całkowitej równoważnej 2,5 mm Al pokazuje tabela 13.1. Dane te pochodzą z niemieckiej normy DIN 6812. Przewiduje się, że znajdują się one także w polskiej normie PN-86/J-80001 [62] po jej znowelizowaniu w 1997 r.

Tabela 13.1. Krotność osłabiania promieniowania rentgenowskiego w ołowiu (wg DIN 6812)

Grubość warstwy ołowiu [mm]	Napięcie na lampie rtg [kV] (filtracja całkowita równoważna 2,5 mm Al)				
	50	75	100	125	150
0,25	200	35	10	4	3
0,50	$5,4 \cdot 10^3$	134	38	20	8
0,75	$2 \cdot 10^5$	600	80	45	20
1,00	$1,4 \cdot 10^6$	$1,6 \cdot 10^3$	221	120	37
1,25	$5 \cdot 10^7$	$8 \cdot 10^3$	500	250	65
1,50	$2,3 \cdot 10^8$	$1,5 \cdot 10^4$	971	538	110
1,75	$6 \cdot 10^4$	$2,4 \cdot 10^3$	900	190	190
2,00	$1,1 \cdot 10^5$	$3,8 \cdot 10^3$	$2,1 \cdot 10^3$	300	300
2,25	$4 \cdot 10^5$	$8 \cdot 10^3$	$4 \cdot 10^3$	480	480
2,50	$8 \cdot 10^5$	$1,4 \cdot 10^4$	$7,7 \cdot 10^3$	750	750
2,75	$1,5 \cdot 10^6$	$3 \cdot 10^4$	$1 \cdot 10^4$	$1,4 \cdot 10^3$	$1,4 \cdot 10^3$
3,00	$5,5 \cdot 10^6$	$4,7 \cdot 10^4$	$2,7 \cdot 10^4$	$2 \cdot 10^3$	$2 \cdot 10^3$

Najczęściej używane są długie fartuchy chroniące przednią i tylną część ciała. Produkowane są także fartuchy chroniące głównie przednią część ciała, fartuchy z wysokimi kołnierzami chroniącymi tarczyce, kołnierze chroniące tarczyce (używane także dla pacjentów gabinetów stomatologicznych), fartuchy o kształcie spódniczek chroniących narządy jamy brzusznej. Ponadto produkowane są rękawice z gumy ołowiowej, osłony-maski, osłony-gogle i okulary (chroniące twarz i oczy) wykonane ze szkła ołowiowego lub z ołowiowych żywic akrylowych.

Ważnym elementem ochrony pracowników, a także pacjentów i innych osób znajdujących się z uzasadnionych powodów w pracowni rtg, są osłony ruchome - w szczególności parawany. Najczęściej są one używane przy zdalnym wyzwalaniu ekspozycji w przypadku braku osłon stałych, w razie konieczności przebywania w czasie ekspozycji w pobliżu pacjenta lub dla ochrony pacjenta przed promieniowaniem rozproszonym. Parawany budowane są w postaci sztywnych ścianek na kółkach (z drewna i blachy ołowiowej oraz ze szkła ołowiowego lub ołowiowych żywic akrylowych) albo w postaci jezdnych rusztowań (stelaży) o różnych wymiarach, na których zawieszają się osłony z gumy ołowiowej.

Stoły i ścianki rentgenowskie w zestawach przeznaczonych do badań, podczas których pracownicy medyczni muszą w czasie ekspozycji znajdować się obok pacjenta, powinny mieć dodatkowe, podwieszane osłony chroniące ich przed promieniowaniem rozproszonym przez stół i ciało pacjenta. Często takie funkcje pełnią parawany lub stelaże z regulowanymi wysięgnikami, na których zawieszane są osłony z gumy ołowiowej. Osłony te nie mogą utrudniać pracy.

Osłony stałe - to ściany pomieszczenia lub specjalne, nieruchome ścianki o odpowiedniej osłonności przed promieniowaniem, obliczonej przez projektanta pracowni i sprawdzonej dozymetrycznie przez PIS przed wydaniem zezwolenia na uruchomienie i stosowanie aparatu rtg. Krotność osłabienia promieniowania przez osłony stałe musi zapewniać dawki promieniowania u osób zawodowo narażonych na promieniowanie, a także u innych osób przebywających na terenie lub w sąsiedztwie pracowni rtg, poniżej poziomów dawek granicznych dla tych osób (patrz rozdz. 3.2 i 13.3 oraz polska norma [62]). Wymagane osłabianie promieniowania uzyskiwane jest przez zastosowanie muru o odpowiedniej grubości albo odpowiedniej warstwy tynku barytobetonowego lub blachy ołowianej. Coraz powszechniejsze staje się montowanie osłon (pokrywanie ścian, budowanie ścianek i kabin) z gotowych, dekoracyjnych elementów drewnianych (drewnopochodnych) zawierających wewnętrzną warstwę z blachy ołowianej. W osłonach stałych i ruchomych umieszcza się okienka ze szkła ołowiowego dla wizualnego kontaktu z pacjentem.

Najtańszym i najłatwiejszym sposobem unikania zbędnego napromieniania jest zachowywanie jak największej odległości od kołpaka aparatu rtg i wykorzystywanie fizycznego prawa, które mówi, iż natężenie promieniowania elektromagnetycznego zmienia się w zależności od kwadratu odległości od punktowego źródła promieniowania. Z tego m. in. względu wprowadzono przepis określający, że minimalna długość przewodu do zdalnego wyzwalania ekspozycji wynosi 3 m (§ 21 zarządzenia [33]).

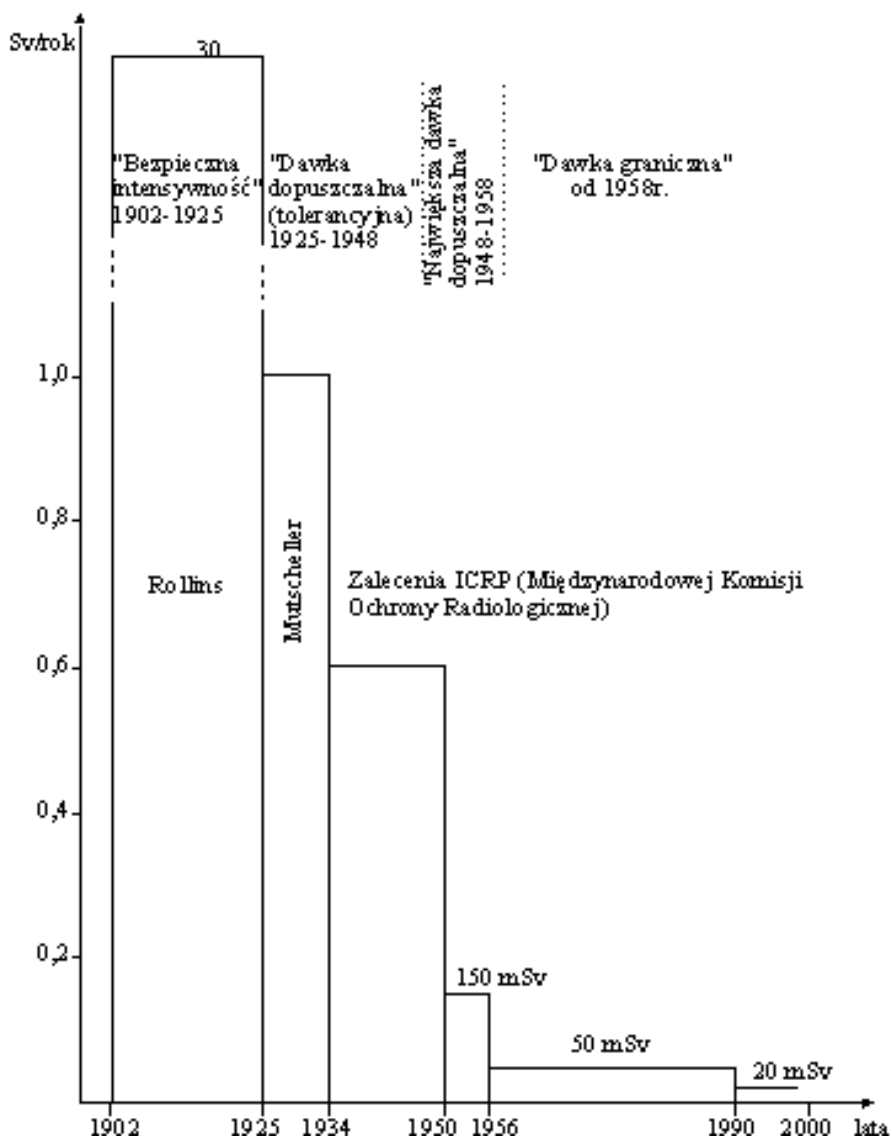
Wszelkie działania zmierzające do zmniejszenia dawek dla pacjenta powodują zmniejszanie także narażenia zawodowego. Należy do nich zarówno właściwy sposób postępowania przy doborze optymalnych parametrów ekspozycji, eliminowanie konieczności powtarzania nieudanych zdjęć lub eliminowanie niepotrzebnie wykonywanych badań, jak i stosowanie nowych aparatów oraz nowych materiałów pozwalających na obniżanie parametrów ekspozycji (patrz rozdz. 9.3 oraz 10.4).

Na stanowiskach pracy, na których narażenie na promieniowanie jest większe niż przeciętne, niezależnie od innych możliwości zmniejszenia dawek, stosuje się skrócenie czasu narażenia przez odpowiednią rotację personelu. Jednakże nie zawsze, w szczególności w odniesieniu do niektórych pracowników, jest to możliwe do wykorzystania.

13.3. Dawki graniczne dla osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące

Jak już wspomniano w rozdz. 10 przy wszelkim zastosowaniu promieniowania jonizującego obowiązuje zasada, aby narażenie (dawki promieniowania) było tak małe, jak jest to rozsądnie osiągalne (zasada **ALARA**). Podejście takie wymaga optymalizacji poziomu dawek w zależności od możliwości technicznych, organizacyjnych i ekonomicznych. **Sens zasady ALARA oparty jest na tym, że obecnie w ochronie radiologicznej nie operuje się pojęciem „dawki dopuszczalnej”, zakładając że każda ilość promieniowania może być szkodliwa.** Dawki graniczne (limity dawek) wyznaczają dla różnych kategorii osób narażonych na promieniowanie jonizujące górne granice dawek, które nie powinny być przekraczane. Ich poziomy wynikają z wiedzy radiobiologicznej o skutkach zdrowotnych promieniowania oraz z aktualnie istniejących rozwiązań technicznych umożliwiających praktyczne utrzymanie tych limitów przy zachowaniu możliwych do akceptacji warunków pracy i kosztów. W myśl zasady ALARA obowiązkiem pracodawcy jest stworzenie za pomocą środków organizacyjnych i technicznych takich warunków pracy, aby dawki były mniejsze, a nawet dużo mniejsze, od obowiązujących limitów.

Warto prześledzić, jak zmieniało się w czasie podejście do narażenia zawodowego - patrz rys. 1 [22]. W początkowym okresie stosowania promieniowania jonizującego (od ok. 1902 r.) dawek nie ograniczano. Pracowano przy bardzo dużym narażeniu, jak na obecne poglądy, posługując się pojęciem „bezpiecznej intensywności”. Pierwsze ograniczenie wprowadzono w 1925 r. wprowadzając pojęcie „dawki dopuszczalnej” (lub „tolerancyjnej” - tolerance dose), tzn. takiej, którą wówczas uważano za obojętną dla zdrowia ludzkiego. Opierano się na założeniu, że „dawki dopuszczalne” muszą być znacznie mniejsze od dawek wywołujących skutki natychmiastowe. Nie brano wtedy pod uwagę późnych skutków biologicznych i skutków genetycznych. Początkowo ograniczano nie dawki roczne, lecz dzienne lub tygodniowe albo moce dawek. Sformułowania te dopuszczały takie same dawki dla wszystkich osób, niezależnie od tego, jakie dawki otrzymały one w poprzednim okresie i w ciągu całego życia. W 1948 r. wprowadzono pojęcie „największej dawki dopuszczalnej”, którym posłużyła się w r. 1953 Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ICRP) określając „największe dopuszczalne dawki tygodniowe”. Zgodnie z ówczesnym stanem wiedzy była to taka dawka, która zsumowana w ustroju w czasie tygodnia nie wyrządzi odnośnej osobie w okresie jej życia żadnych dających się stwierdzić szkód. W 1958 r. wprowadzono pojęcie dawki granicznej określając jej wartość w skali rocznej i pozwalając w ten sposób na bardziej dowolny rozkład dawek w czasie.



Rys. 13.1. Historia zmniejszania limitów dawek rocznych dla osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące [22]

Jak już wspomniano w rozdziale 3.2., zgodnie z obecnymi przepisami, osoba zawodowo narażona na promieniowanie jonizujące (w wieku powyżej 18 lat) może w ciągu kolejnych 12 miesięcy otrzymać na całe ciało efektywny równoważnik dawki o wartości 50 mSv [23].

Dla kobiet w wieku do 45 lat (w tzw. okresie rozrodczym) wprowadzono dodatkowo dwa ograniczenia: w ciągu kolejnych 2 miesięcy dawka graniczna wyrażona jako równoważnik dawki w narządach jamy brzusznej nie może przekroczyć 12 mSv, a w okresie 3 kolejnych miesięcy 5 mSv.

Kobieta zawodowo narażona na promieniowanie, po stwierdzeniu ciąży powinna pracować na takim stanowisku, na którym nie ma możliwości przekroczenia dawki gra-

nicznej równej 1 mSv, wyrażonej jako efektywny równoważnik dawki w ciągu 12 miesięcy. W przypadku technika elektroradiologii oznacza to odsunięcie jej od pracy przy aparacie rtg, gdyż nigdy nie można wykluczyć nieszczęśliwego zbiegu okoliczności i większego napromieniowania niż normalnie (na poziomie wyższym, niż oczekiwany). Ryzyka takiego nie ma podczas niektórych prac przy źródłach izotopowych i urządzeniach zawierających źródła izotopowe i w takich przypadkach ciężarna może pracować na swoim stanowisku do końca ciąży. 1 mSv jest dawką, którą może otrzymać osoba zamieszkała lub przebywająca w ogólnie dostępnym otoczeniu źródeł promieniowania jonizującego (§ 9. pkt 1)[23]. W związku z tym przepis o dawkach granicznych [23] nie jest sprzeczny z zakazem pracy kobiet ciężarnych przy promieniowaniu jonizującym zapisanym w rozporządzeniu Rady Ministrów [44]. Warto wspomnieć, iż w niektórych krajach ograniczeń w pracy przy aparatach rtg dla ciężarnych nie ma: wszyscy zatrudnieni muszą przestrzegać określonych zasad bezpieczeństwa pracy zapewnionych im przez pracodawcę; w przypadku ciężarnych dotyczy to przede wszystkim noszenia skutecznych osłon osobistych (fartuchów).

Aktualne przepisy nie wprowadzają, tak jak poprzednie, pojęcia narządów krytycznych oraz nie różnicują narządów i części ciała pod względem radioczułości. Pozwalają na napromieniowanie poszczególnych części ciała i skóry (o powierzchni nie większej niż 100 cm²) dawką graniczną, wyrażoną jako równoważnik dawki - do 500 mSv na rok. Wyróżnione zostały jedynie soczewki oczu, dla których limit dawki jest mniejszy - 150 mSv.

Dla osób młodocianych (w wieku 17 ÷ 18 lat), przyuczanych do zawodu dawka graniczna wynosi 0,1 dawki dla osób dorosłych.

Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ICRP) w r. 1990 zaproponowała kolejne zmniejszenie limitu: 100 mSv na całe ciało w okresie 5 lat z ograniczeniem do 50 mSv w ciągu jednego roku [50]. Przy ciągłym i równomiernym narażeniu oznacza to efektywny równoważnik dawki na poziomie 20 mSv w ciągu roku. Niektóre kraje wartość tą już przyjęły. Przewiduje się nowelizację zarządzenia [23], podczas której prawdopodobnie powyższe dawki graniczne zostaną wprowadzone także w Polsce.

13.4. Sposób kontroli narażenia zawodowego

Kontrola narażenia zawodowego na promieniowanie jonizujące prowadzona jest w Polsce za pomocą dozymetrii indywidualnej w postaci błon dozymetrycznych (patrz rozdz.6). Kontrolę dawek dla pracowników pracowni rentgenowskich prowadzi od 1966 r. Instytut Medycyny Pracy (IMP) w Łodzi. Natomiast kontrolę dla pracowników zatrudnionych przy źródłach promieniowania beta i gamma prowadzi Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej (CLOR) w Warszawie. Jeżeli dana osoba pracuje w tym samym zakładzie pracy w warunkach narażenia na promieniowanie X i na promieniowanie jądrowe - podlega kontroli dawek tylko w CLOR. Jeżeli pracownik zatrudniony jest w kilku miejscach pracy - w każdym z nich nosi oddzielny dozymetr.

W służbie zdrowia istnieją pewne grupy zawodowe, które bywają sporadycznie lub okresowo narażone na promieniowanie X nie będąc zawodowo związanymi z promieniowaniem. Są to chirurdzy, pielęgniarki, anestezjologzy itp. wykonujący zabiegi chirurgiczne. Są oni także objęci kontrolą dawek indywidualnych.

Kasety z błonami dozymetrycznymi są noszone z lewej strony klatki piersiowej pod fartuchem ochronnym z gumy ołowiowej. Zakres pomiarowy dozymetrów wynosi od 0,1 mSv do 0,3 Sv przy dokładności $\pm 15\%$ (błąd pomiaru w zakresie małych dawek rośnie do $\pm 20-25\%$). Czas trwania jednego pomiaru wynosi 2 miesiące. Zaletą tej metody pomiarowej są stosunkowo niskie koszty, wystarczająco wysoka czułość i dokładność oraz to, że wywołana błona może być przechowywana jako dokument.

IMP opracował metodę przeliczania dawek powierzchniowych pomierzonych tym dozymetrem na efektywne równoważniki dawki, w których określone są limity dawek granicznych. Sposób pomiaru wykonywany tym dozymetrem (pod fartuchem) nie umożliwia oceny równoważników dawek otrzymywanych przez soczewki oczu i skórę, dla których także określono limity narażenia. Dla tego celu ustalono umieszczanie dozymetru na ramieniu i wyznaczono współczynniki proporcjonalności pomiędzy wartościami dawki ekspozycyjnej pomierzonej na powierzchni ramienia a dawką na czole (przelicznik 1,5), na tarczycę (1,1) i na nadgarstek (2,0) [38].

Od 1988r. w wybranych zakładach radiologii zabiegowej IMP próbnie stosuje dozymetrię indywidualną za pomocą dwóch dozymetrów: tradycyjnie umieszczonej kasety z błoną na lewej piersi pod fartuchem oraz drugiej, umieszczonej na ramieniu po stronie, zdaniem pracownika, bardziej ekspozowanej na promieniowanie [38,40].

13.5. Wyniki kontroli stanowisk pracy

Liczba osób zawodowo narażonych na promieniowanie X w 1996 r. wynosiła ok. 28360. W 1966r., kiedy rozpoczęto prowadzenie kontroli dozymetrycznej, grupa ta wynosiła około 11 000 osób. Strukturę zawodową tej grupy osób podano w tabeli 13.2 (analizę wykonano w 1988r. - od tego czasu nie uległa ona istotnym zmianom) [37]. Najliczniejszą grupę stanowią technicy (59,28 %) a następną w kolejności lekarze (19,98 %). Prawie 80% pracowników to osoby zatrudnione w lecznictwie otwartym i zamkniętym.

Tabela 13.2. Struktura zawodowa osób narażonych

Tabela 13.2. Struktura grupy osób zawodowo narażonych na promieniowanie rentgenowskie, 1988r. [37]

Rodzaj zakładu	Liczebność grupy i odsetek całości	Odsetek osób w danym zawodzie						
		lekarz	technik	pielęgniarka	rejestratorka	personel pomocniczy	inni	
Lecznictwo otwarte	5 397 24,4	19,48	68,22	1,42	8,78	2,05	0,05	
Lecznictwo zamknięte	13 195 54,8	27,84	51,19	12,28	3,47	4,96	0,26	
Szkoły medyczne	1 366 5,7	0	98,72	0	0	0	1,28	
WSSE	162 0,7	0,68	30,14	0	0	0	69,18	
Zakłady Techniki Medycznej	668 2,8	0	86,44	0	0	0	13,56	
Placówki naukowo-badawcze*	1 049 4,4	0	17,55	0	0	0	82,45	
Przemysł	1 902 7,9	0	86,18	0	0,06	1,27	12,49	
Zakłady weterynaryjne	142 0,6	0	15,12	0	0	11,63	73,25	
Inne	202 2,7	20,39	40,78	6,80	0,97	8,74	22,33	
Cała populacja	24 083 100,0	19,98	59,28	7,18	3,93	3,43	6,20	

* - placówki spoza służby zdrowia

W tabeli 13.3 zaprezentowano dane o miejscu przebywania pracowników podczas emisji promieniowania X w zależności od rodzaju zakładu [37,38]. W większości zakładów największy odsetek osób przebywa w nastawni (49,66 %). Duży odsetek przebywa obok pacjenta: w lecznictwie zamkniętym 40,49 % pracowników a w lecznictwie otwartym 17,95 %. W szczególności wokół pacjenta przebywają zatrudnieni w radiologii chirurgicznej i zabiegowej (odpowiednio 99,80 % i 81,92 %). Z pośród tej grupy osób pochodzi większość pracowników, dla których dawki promieniowania są wyższe od 1 mSv (tabela 13.5). Obok aparatu rtg (ale bez pacjenta) przebywają wszyscy pracownicy WSSE i prawie wszyscy pracownicy ZTM kontrolujący działanie tych aparatów. Łącznie 38,53 % pracowników przebywa podczas ekspozycji obok aparatu rtg lub pacjenta.

Miejsce przebywania pracowników podczas ekspozycji w zależności od ich zawodu pokazano w tabeli 13.4 [37, 38]. W sąsiedztwie pacjenta przebywają przede wszystkim lekarze (94,02 %), pielęgniarki (84,03 %), część personelu pomocniczego (38,86 %). W sąsiedztwie aparatu przebywają pracownicy z wyższym wykształceniem (66,73 %) i część techników, w tym pracownicy Zakładów Techniki Medycznej (ZTM) (12,36 %). Z kolei technicy są grupą, która najczęściej przebywa podczas ekspozycji w nastawni (76,94 %).

Tabela 13.3 Miejsce przebywania ...

Tabela 13.3. Miejsce przebywania pracowników podczas emisji promieniowania X w zależności od rodzaju zakładu [%] (36)

Rodzaj zakładu	Liczba osób grupy	Miejsce przebywania pracowników podczas emisji promieniowania X [%]					
		pacjent	aparaturę	natrawianiu	natrawianiu + pacjent	rejestracja + ciemnia	
Lecznictwo otwarte	4 144	17,95	8,54	1,06	62,19	0,58	9,68
Lecznictwo zamknięte	10 170	40,49	0,85	0,04	42,95	10,26	5,41
w tym:							
szpitale	8 193	27,18	1,06	0,05	52,59	12,46	6,66
sale operacyjne	1 518	99,80	0	0	0	0	0,20
radiologia zabiegowa	459	81,92	0	0	12,85	4,79	0,44
Szkoly medyczne							
	861	0	0,46	0	99,54	0	0
WSSE	146	0	100,0	0	0	0	0
Zakłady Techniki Medycznej	435	0	91,49	0	8,51	0	0
Placówki naukowo-bad. *	792	0	79,67	3,28	17,05	0	0
Przemysł	1 577	0	37,56	0,51	63,28	0	1,65
Zakłady weterynaryjne	86	0	18,60	12,79	66,28	1,16	1,16
Inne	103	0,97	12,62	4,85	63,11	0	18,45
Cała populacja	18 314	26,52	12,01	0,54	49,66	5,83	5,44

* - placówki sroza służby zdrowia.

Tabela 13.4

Tabela 13.4. Miejsce przebywania pracowników podczas emisji promieniowania X, w zależności od zawodu [%] (37,38)

Zawód	Liczebność grupy	Miejsce przebywania pracowników podczas emisji promieniowania X [%]						
		pacjent	aparat rtg	parawan	nastawiana	nastawiana + pacjent	rejestracja + ciemnia	
Lekarze	3 660	94,02	0,08	0,36	3,11	0,41	2,02	
Technicy	10 856	0,55	12,36	0,45	76,94	9,18	0,52	
Pielęgniarki	1 315	84,03	1,67	0,15	10,50	2,59	1,06	
Rejestratorki	719	0	9,18	0	10,43	0	80,39	
Personel pomocniczy	628	38,86	1,43	0,16	14,17	3,03	42,35	
Prac. z wyksz. wyższym	1 136	0,70	66,73	2,90	28,61	0,26	0,79	
Cała populacja	18 314	26,52	12,01	0,54	49,66	5,83	5,44	

13.6. Wyniki pomiarów dawek indywidualnych i ocena narażenia

W tabeli 13.5 podano strukturę narażenia zawodowego na promieniowanie X [38]. W 1992r. 99,74 % osób otrzymało dawki poniżej 5 mSv (1/10 limitu) a 98,29 % poniżej 1 mSv (1/50 limitu). Dawki powyżej 50 mSv otrzymało tylko 0,04% (10 osób) - były to przekroczenia jednorazowe. Wszystkie osoby, które otrzymały dawki powyżej 5 mSv (w tym wszystkie przekroczenia powyżej 50 mSv) zatrudnione były w służbie zdrowia. Najbardziej narażony jest personel pracowni radiologii zabiegowej a także, chociaż w mniejszym już stopniu, personel sal operacyjnych (użycie promieniowania jest tutaj rzadsze i większa jest rotacja pracowników) [37, 38, 40].

Według danych IMP odsetek osób, które otrzymywały efektywny równoważnik dawki poniżej 5 mSv od roku 1966 systematycznie wzrastał i od roku 1977 grupa ta ustaliła się na poziomie około 99,5 % ogółu osób objętych kontrolą. Liczba osób, które przekraczały roczny limit dawki ulegała stałemu obniżaniu i w latach osiemdziesiątych ustabilizowała się na poziomie kilku przypadków rocznie.

Reasumując, należy uznać, że warunki pracy przy aparatach rentgenowskich, a szczególnie w diagnostyce radiologicznej, od 1966r. ulegały stałej poprawie i ustabilizowały się na początku lat 80-tych. **Ogromna większość pracowników otrzymuje równoważnik dawki na poziomie 1/50 limitu (< 1 mSv) a przekroczenia 50 mSv są sporadyczne i na ogół wynikają nie ze złych warunków pracy, lecz z braku uwagi. Należy podkreślić, iż 1 mSv stanowi zaledwie około 1/4 rocznego równoważnika dawki od źródeł naturalnych (patrz rozdz. 8.3.).** Grupą najbardziej narażoną, w której trafiają się osoby otrzymujące dawki wyższe, ale także poniżej limitu, są pracownicy zatrudnieni w radiologii chirurgicznej i zabiegowej oraz pracownicy zakładów naprawczych aparatury medycznej. Wprowadzenie rocznego limitu 20 mSv proponowanego przez Międzynarodową Komisję Ochrony Radiologicznej (ICRP) nie pociągnęłoby w radiologii praktycznie żadnych dodatkowych kosztów lub konieczności zmian organizacyjnych.

Tabela 13.5 kontrola jakości.

Tabela 13.5. Struktura narażenia zawodowego na promieniowanie X w 1992 r. [38]

Rodzaj zakładu	Liczebność osób*	Odszetek osób, które otrzymały roczny równoważnik dawki (w mSv) w przedziałach:						
		<1	1-2	2-5	5-10	10-20	20-50	>50
Sluzba zdrowia	20 600	97,97	1,04	0,66	0,17	0,08	0,04	0,05
w tym								
sale operacyjne	2 903	98,69	0,31	0,24	0,17	0,10	0,17	0,31
radiologia zabiegowa	770	93,12	2,34	2,86	1,43	0,13	0,13	0
Przemysl	1 899	99,68	0,26	0,05	0	0	0	0
Placówki naukowo-badawcze*	901	99,89	0,11	0	0	0	0	0
Szkoły medyczne	1 742	99,71	0,11	0,17	0	0	0	0
WSSE	152	99,34	0,66	0	0	0	0	0
Zakłady Techniki Medycznej	507	97,24	1,78	0,99	0	0	0	0
Zakłady weterynaryjne	104	99,04	0,96	0	0	0	0	0
Inne	167	100,00	0	0	0	0	0	0
Calá populacja	26 072	98,29	00,90	0,55	0,13	0,06	0,03	0,04

* - placówki naukowo-badawcze spoza sluzby zdrowia.

13.7. Przywileje osób zawodowo narażonych na promieniowanie

13.7.1. Wymiar czasu pracy

Zgodnie z § 2.1 pkt 2 rozporządzenia Rady Ministrów z dnia 27 grudnia 1974 r. [42] czas pracy pracowników zatrudnionych w zakładach służby zdrowia „przy stosowaniu źródeł promieniowania jonizującego, w zakładach (pracowniach) rentgenologicznych, fizykoterapeutycznych, histopatologicznych, cytodiagnostycznych, anatomopatologicznych, medycyny sądowej lub prosektoriach” wynosi 5 godzin na dobę i 26 godzin 15 minut przeciętnie na tydzień.

Przez pracowników w „zakładach (pracowniach) rentgenologicznych”, o których mowa powyżej (§ 2a) „rozumie się pracowników, do których podstawowych obowiązków należy:

- a) stosowanie w celach leczniczych i diagnostycznych źródeł promieniowania jonizującego, a w szczególności wykonywanie zabiegów, asystowanie lub wykonywanie czynności pomocniczych przy tych zabiegach, obsługiwanie aparatów rentgenowskich lub innych aparatów wytwarzających promieniowanie jonizujące bądź wykonywanie czynności zawodowych przy chorych ze źródłami promieniotwórczymi,
- b) prowadzenie badań naukowych z zastosowaniem źródeł promieniowania jonizującego,
- c) wykonywanie pomiarów dozymetrycznych związanych z działalnością, o której mowa pod lit. a) i b)”.

Istnieje powszechne przekonanie, iż skrócony czas pracy obowiązujący osoby zawodowo narażone na promieniowanie jonizujące wynika ze szkodliwych dla zdrowia warunków pracy. Pogląd ten nie odpowiada prawdzie. Skrócony czas pracy obowiązuje wyłącznie w resorcie MZiOS. Osoby pracujące w takich samych warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące w innych resortach przywileju takiego, nie mają. Przepis ten ma charakter organizacyjny. Jego celem jest zachęcenie do wyboru zawodu lekarza radiologa lub technika elektroradiologii oraz umożliwienie im pracy w kilku miejscach dla lepszego wykorzystania aparatury. Z podobnych powodów przywilej ten mają osoby zatrudnione w innych zakładach służby zdrowia wymienionych w § 2.1 pkt. 2. Rozporządzenia [42].

Tym nie mniej, promieniowanie jonizujące jest wyszczególnione jako czynnik rakotwórczy w rozporządzeniu [45], co zobowiązuje i pracodawcę i pracownika do uzasadnionego wykorzystywania promieniowania i zachowywania szczególnych środków ostrożności

13.7.2. Zaszeregowanie do pierwszej kategorii zatrudnienia

Zgodnie z wyszczególnieniem w Dziale XII. Prace różne, pkt. 4. wykazu będącego załącznikiem do zarządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 12 lipca 1983 r. [43] „prace narażające na działanie promieniowania jonizującego” należą do

prac wykonywanych w szczególnych warunkach „uprawniających do wcześniejszego przejścia na emeryturę oraz do wzrostu emerytury lub renty inwalidzkiej”. Według § 2 zarządzenia „prace ... uznaje się za wykonywane w szczególnych warunkach, jeżeli pracownik wykonuje je stale i w pełnym wymiarze czasu pracy obowiązującym na tym stanowisku”.

W aktualnej ustawie o zaopatrzeniu emerytalnym - przywilej dodatków do emerytury został cofnięty.

14. PROCEDURA I WYMAGANIA DLA UZYSKANIA ZEZWOLENIA PWIS NA NABYCIE, URUCHOMIENIE I STOSOWANIE APARATU RENTGENOWSKIEGO

Aparatura rentgenowska w polskich przepisach jest traktowana na równi ze wszystkimi innymi urządzeniami wytwarzającymi promieniowanie jonizujące, zawierającymi zamknięte źródła izotopowe lub ze stosowaniem otwartych źródeł izotopowych. Dlatego użytkowanie tej aparatury podlega tym samym rygorom prawnym i takiemu samemu systemowi kontroli od chwili nabycia i uruchomienia, aż do wycofania z użycia.

Za całokształt wykorzystania energii atomowej w Polsce odpowiada Prezes Państwowej Agencji Atomistyki (Prezes PAA). Zgodnie z art. 22 ust. 1 oraz art. 4 ust. 1 pkt 7 ustawy Prawo Atomowe [32] wydaje on zezwolenia na „uruchomienie laboratoriów i pracowni, w których mają być stosowane źródła promieniowania jonizującego”. Formalnie Prezes PAA powinien zatem wydawać zezwolenia także na uruchamianie pracowni rentgenowskich. Tymczasem na podstawie zapisu art. 22 ust. 2 „zezwolenia na produkowanie, nabywanie, uruchamianie i stosowanie aparatów rentgenowskich o energii do 300 keV wydaje państwowy wojewódzki inspektor sanitarny”. W praktyce zezwolenie PWIS „na uruchomienie i stosowanie aparatu rtg” jest równoważne z zezwoleniem na uruchomienie pracowni.

Zarówno Prezes PAA jak i PWIS, przy wydawaniu swoich zezwoleń dla urządzeń stosowanych do celów medycznych (w diagnostyce lub zabiegach leczniczych), muszą sprawdzić, czy spełnione są następujące warunki:

- użycie źródła promieniowania jest merytorycznie uzasadnione,
- źródło nie stanowi zagrożenia dla otoczenia i środowiska,
- źródło jest bezpieczne dla pacjentów i dla obsługi,
- źródło będzie wykorzystywane w sposób zapewniający bezpieczeństwo pacjentów i obsługi.

W r. 1996 weszło w życie rozporządzenie Rady Ministrów w sprawie warunków wydawania zezwoleń na działalność związaną z wykorzystaniem energii atomowej [47]. Podmiot występujący o zezwolenie na podjęcie takiej działalności może je uzyskać, jeżeli w przedstawionej dokumentacji wykaże, że zastosował środki techniczne i organizacyjne, które zapewnią przestrzeganie wymagań ochrony radiologicznej, a zwłaszcza:

- nie przekraczanie dawek granicznych promieniowania i ograniczanie narażenia zgodnie z zasadą ALARA,
- prowadzenie kontroli dawek na stanowiskach pracy oraz w otoczeniu jednostki stosującej źródło promieniowania,
- zapewnienie opieki lekarskiej nad pracownikami,
- zapewnienie szkolenia pracowników i sprawdzania ich kwalifikacji oraz zatrudniania na określonych stanowiskach osób posiadających wymagane uprawnienia.

W rozporządzeniu podano szczegółowe wymagania dla dokumentacji, którą należy złożyć w PAA lub WSSE razem z wnioskiem o wydanie zezwolenia. Wymagania zależą od rodzaju urządzenia/źródła. W przypadku aparatu rentgenowskiego do wniosku

złożonego w WSSE, oprócz dokumentacji o której wspomniano powyżej, należy dołączyć:

- dokumentację techniczną i instrukcję obsługi aparatu,
- opinię w zakresie ochrony radiologicznej, wymaganą przez Głównego Inspektora Sanitarnego (GIS),
- kopię zezwolenia na nabycie aparatu (wydaną przez terenowo właściwego PWIS)
- dokumentację projektową pracowni rtg, w tym obliczenia osłon stałych w pracowni i w pomieszczeniach sąsiednich,
- instrukcję pracy z aparatem rtg, ustalającą szczegółowe zasady postępowania w zakresie ochrony radiologicznej w odniesieniu do istniejących warunków pracy.

Aktualnie, w odróżnieniu od pozostałej aparatury medycznej stosowanej w publicznych zakładach służby zdrowia, aparaty rtg nie podlegają konieczności uzyskiwania certyfikatów Centralnego Ośrodka Techniki Medycznej (COTM). Jedynym dokumentem wymaganym przez Głównego Inspektora Sanitarnego jest, zgodnie z zaleceniem z dnia 26 maja 1995 r. (pismo GIS znak: ZPZ-Ex-PWIS-24/95), opinia Zakładu Ochrony Radiologicznej Państwowego Zakładu Higieny w Warszawie o spełnianiu przez aparat/zestaw warunków w zakresie ochrony radiologicznej określonych w zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie warunków, jakie powinny spełniać pracownie rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi [33] oraz w Polskiej Normie PN-73/Z-63000 „Zestawy rentgenowskie medyczne. Wymagania ochrony przed promieniowaniem rentgenowskim i metody badań” [62].

Opinia PZH jest jednym z dokumentów żądanych od sprzedawcy przy kupnie aparatury rentgenowskiej. Jest to o tyle uzasadnione, iż potencjalny nabywca aparatu ma pewność, że właściwy terenowo PWIS nie odrzuci tego aparatu przy staraniu się o zezwolenie na jego zakup z powodu nie spełniania warunków ochrony radiologicznej (PWIS może odmówić wydania zezwolenia na uruchomienie i stosowanie aparatu, ale motywy tej decyzji będą inne, nie związane z wymogami ochrony radiologicznej dla aparatu).

Dokumentacja projektowa pracowni, którą zatwierdza Państwowy Wojewódzki Inspektor Sanitarny musi spełniać m. in. wymagania zarządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej [33]. Ponieważ przewiduje się, że zarządzenie to będzie w r. 1997 nowelizowane, dlatego poniżej wyliczone zostaną tylko najważniejsze jego zapisy dotyczące zapewnienia bezpiecznej pracy:

- zabezpieczenia ochronne (osłony stałe) muszą spełniać wymagania przepisów o dawkach granicznych.
- określono minimalne powierzchnie wymagane dla pracowni i stanowiska pracy dla różnych rodzajów aparatów rtg,
- zabroniono przylegania gabinetów rtg m. in. do pomieszczeń mieszkalnych za wyjątkiem użytkowanych przez właściciela aparatu rtg. Zakaz ten wzbudza wiele dyskusji, gdyż jest sprawą oczywistą, iż możliwości techniczne wybudowania osłon są takie, że w pomieszczeniu sąsiednim dawki można ograniczyć do każdego, nawet zerowego poziomu. Zapis powstał z przyczyn społeczno-psychologicznych, przede wszystkim jako zamiar uniknięcia źródła konfliktów i roszczeń w sytuacjach merytorycznie nie uzasadnionych, lecz o dużym czynnikiem emocjonalnym. Prawdopodobnie przy nowelizacji zarządzenia zostanie zmodyfi-

kowany i zostanie przyjęta zasada, iż decydującym kryterium dla lokalizacji pracowni rentgenowskich i sposobu użytkowania przylegających pomieszczeń będą poziomy dawek promieniowania,

- zapewnienie odpowiedniej wentylacji pomieszczeń pracowni rtg,
- konieczność odpowiednio bezpiecznego ustawienia aparatu w stosunku do okien, drzwi i ścian pomieszczenia,
- konieczność zastosowania odpowiednich sygnalizacji świetlnych a czasami blokad drzwi,
- konieczność wyposażenia pracowni w stałe, ruchome i indywidualne osłony przed promieniowaniem dla pracowników i dla pacjentów,
- wydzielenie nastawni lub umieszczenie stolika rozdzielczego na wewnętrznym ciągu komunikacyjnym zakładu,
- zapewnienie łączności audiowizualnej pomiędzy nastawnią a pacjentem.

Ponadto, warunkiem wydania zezwolenia PWIS, zgodnie z rozporządzeniem [47] jest:

- wykonanie pomiarów dozymetrycznych potwierdzających bezpieczne wykonanie osłon stałych oraz nie przekraczanie limitów dawek na stanowiskach pracy,
- zatrudnienie Inspektora Ochrony Radiologicznej w Pracowni Rentgenowskiej,
- uzyskanie odpowiednich kwalifikacji w zakresie ochrony radiologicznej przez kierownika pracowni,
- zatwierdzenie przez PWIS instrukcji pracy z aparatami rtg,
- zapewnienie sposobu kontroli dawek otrzymywanych przez pracowników,
- posiadanie kompletu wymaganych dokumentów.

15. DODATKI

15.1. Instrukcje ramowe

W celu ułatwienia opracowania przez inspektora ochrony radiologicznej wymaganej przepisami (patrz rozdz. 14) instrukcji pracy z aparatami rtg ustalającej zasady postępowania w zakresie ochrony radiologicznej w pracowni rentgenowskiej - w rozdziale tym przedstawiono instrukcje ramowe w odniesieniu do istniejących warunków pracy w rentgenowskich pracowniach diagnostycznych, naukowo-badawczych i przemysłowych oraz terapeutycznych.

15.1.1. Instrukcja ramowa ustalająca zasady ochrony przed promieniowaniem jonizującym w diagnostycznych pracowniach rentgenowskich oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.

- 1) Osobą odpowiedzialną za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowni rentgenowskiej jest kierownik pracowni, który wykonuje obowiązki w tym zakresie przy pomocy inspektora ochrony radiologicznej, przeszkolonego zgodnie z programem szkolenia podanym w Zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu i zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich (M. P. Nr 25, poz. 223).
- 2) Właściwy stan ochrony radiologicznej w pracowni rtg. powinien być potwierdzony protokołem kontroli sanitarnej przeprowadzonej przez pracowników Wojewódzkiej Stacji Sanitarно-Epidemiologicznej.
- 3) Rozpoczęcie pracy z wykorzystaniem aparatury rtg. może nastąpić na podstawie decyzji wydanej przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego. Brak wymaganego zezwolenia lub postępowanie wbrew jego warunkom stanowi wykroczenie przeciwko bezpieczeństwu jądrowemu i ochronie radiologicznej (art. 62 pkt. 1 Ustawy Prawo Atomowe, Dz. U. Nr 12, poz. 70 z dn. 10.04.1986 r.).
- 4) Pracownik może być dopuszczony do pracy dopiero po stwierdzeniu, że zna zasady właściwego postępowania ze źródłami promieniowania jonizującego oraz ogólne zasady ochrony przed promieniowaniem.
- 5) Szkolenie stanowiskowe pracownika przeprowadza kierownik pracowni rentgenowskiej lub, w jego imieniu, inspektor ochrony radiologicznej.
- 6) Przyjęcie do wiadomości i stosowania przepisów i zasad bezpieczeństwa i higieny pracy przy stosowaniu promieniowania rtg. powinno być potwierdzone przez pracownika na piśmie.
- 7) Kandydaci do pracy oraz pracownicy narażeni na działanie promieniowania jonizującego obowiązkowo podlegają wstępnym i okresowym badaniom lekarskim.

- 8) Zgodę na pracę przy narażeniu na działanie promieniowania jonizującego wydaje uprawniony lekarz, na podstawie przeprowadzonych badań lekarskich.
- 9) Kierownik (właściciel, dyrektor) zakładu pracy zobowiązany jest zorganizować kontrolę oraz ewidencję dawek indywidualnych otrzymywanych przez pracowników. Odczyt dawek z indywidualnych dawkomierzy fotograficznych noszonych przez pracowników narażonych na promieniowanie rtg. - prowadzi Zakład Dozymetrii Promieniowania Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi. Wysyłkę błon dozymetrycznych do IMP oraz ewidencję indywidualnych dawek promieniowania prowadzi inspektor ochrony radiologicznej w pracowni rtg.
- 10) Pracownie stosujące promieniowanie jonizujące powinny posiadać takiego rodzaju urządzenia zabezpieczające, aby:
 - graniczna dawka roczna dla osób narażonych zawodowo na promieniowanie jonizujące nie przekraczała 50 mSv z tym, że dawka graniczna dla kobiet w wieku do 45 lat nie może przekraczać 5 mSv w ciągu kolejnych 2 miesięcy.
 - graniczna dawka roczna dla osób nie obsługujących aparatury rentgenowskiej nie przekraczała 1 mSv.
- 11) W przypadkach konieczności przebywania w pomieszczeniu, w którym czynny jest aparat rentgenowski (np. zdjęcia przyłóżkowe) należy osobie narażonej na promieniowanie zapewnić środki ochrony osobistej.
- 12) W czasie pracy aparatu rentgenowskiego w pracowni - poza badanym pacjentem - nie mogą przebywać inne osoby np. inni pacjenci lub personel zakładu służby zdrowia nie związany bezpośrednio z badaniem. W razie konieczności podtrzymania ciężko chorego lub dziecka w czasie badania rentgenowskiego, czynności te powinna wykonywać osoba nie narażona stale na działanie promieniowania jonizującego. W szpitalach ordynator oddziału jest zobowiązany do stałej rotacji osób podtrzymujących chorego w czasie badania rtg.
- 13) Przy badaniach rentgenowskich, kiedy zachodzi możliwość objęcia pierwotną wiązką promieniowania albo narażenia na działanie promieniowania gonad pacjenta oraz przy zdjęciach warstwowych, należy stosować osłony na gonady. Jeżeli jest brak osłon oryginalnych, należy stosować:
 - przy pierwotnej wiązce promieniowania i napięciach do 100 kV osłony o równoważniku 1 mm Pb, przy napięciach do 150 kV o równoważniku 2 mm Pb.
 - przy promieniowaniu rozproszonym - o równoważniku 0,3 - 0,5 mm Pb.
- 14) Wszystkie aparaty rentgenowskie muszą być uziemione lub zerowane, zgodnie z instrukcją techniczno-ruchową danego aparatu rtg., dostarczaną przez producenta.
- 15) Częstotliwość dokonywanych konserwacji, pomiarów oporności uziemienia lub skuteczności zerowania musi być zgodna z wymaganiami producenta aparatury rtg. oraz odrębnymi przepisami bhp w tym względzie.
- 16) Dokonanie napraw, konserwacji i niezbędnych pomiarów musi być potwierdzone na piśmie w tzw. *paszporcie technicznym* aparatury rtg.

- 17) Po dokonanych naprawach, każdorazowo przed przystąpieniem do pracy, należy wykonać pomiary dozymetryczne mocy dawki promieniowania rtg. na stanowiskach pracy.
- 18) Potrzebę wykonania takich pomiarów zgłasza do Wojewódzkiej Stacji Sanitarno-Epidemiologicznej - inspektor ochrony radiologicznej.
- 19) Przed wykonaniem zdjęcia zębów należy pacjenta ubrać w fartuch z gumy ołowiowej, założony wysoko pod szyję. Podczas wykonywania tych zdjęć film powinien być trzymany przez pacjenta.
- 20) Przy aparatach rentgenowskich, w których wyzwalanie ekspozycji następuje za pomocą urządzenia umieszczonego na końcu przewodu, długość tego przewodu nie może być mniejsza niż 3 m. W czasie ekspozycji wykonujący zdjęcie winien chronić się za ścianką ochronną lub eksponować z sąsiedniego pomieszczenia.
- 21) Nad drzwiami pomieszczenia, w którym pracuje aparat rentgenowski winien być umieszczony podświetlony plafon z napisem „Uwaga promieniowanie - nie wchodzić”. Znak ten powinien być podświetlony automatycznie z chwilą włączenia aparatury do sieci.
- 22) W pomieszczeniach, w których zainstalowane są aparaty rentgenowskie nie należy umieszczać sprzętów ani urządzeń nie związanych z pracą aparatów rtg.
- 23) We wszystkich przypadkach, w których z punktu widzenia diagnostyki jest to możliwe należy wykonywać zdjęcia rentgenowskie zamiast prześwietleń.
- 24) Wszędzie tam gdzie jest to możliwe, zdjęcie rentgenowskie należy wykonywać techniką promieni twardych.
- 25) Wszelkie zmiany mające wpływ na stan ochrony radiologicznej np:
 - wymiana aparatury rtg,
 - wzrost liczby lub rodzaju badań rtg.,
 - zmiana ustawienia aparatury rtg. w pracowni itp.wymaga osobnego opracowania projektowego osłon stałych - zatwierdzonego przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego.
- 26) Dokładne dane o zasadach ochrony przed promieniowaniem jonizującym oraz dawkach granicznych znajdują się w następujących przepisach prawnych:
 - Ustawa Prawo Atomowe - z dnia 10 kwietnia 1986 r. (Dz. U. Nr 12, poz. 70),
 - Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r. w sprawie warunków jakie powinny spełniać pracownie rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi, (M. P. Nr 32, poz. 295),
 - Zarządzenie Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dnia 31 marca 1988 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym (M. P. Nr 14, poz. 124).
 - Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu oraz zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rtg., (M. P. Nr 25, poz. 223).

15.1.2. Instrukcja ramowa dotycząca ochrony przed promieniowaniem jonizującym przy stosowaniu aparatów rentgenowskich w pracowniach przemysłowych i naukowo-badawczych oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.

- 1) Osobą odpowiedzialną za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowni rentgenowskiej jest kierownik pracowni, który wykonuje obowiązki w tym zakresie przy pomocy inspektora ochrony radiologicznej, przeszkolonego zgodnie z programem szkolenia podanym w Zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu i zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich (M. P. Nr 25, poz. 223).
- 2) Właściwy stan ochrony radiologicznej w pracowni rtg. powinien być potwierdzony protokołem kontroli sanitarnej przeprowadzonej przez pracowników Wojewódzkiej Stacji Sanitarно-Epidemiologicznej.
- 3) Rozpoczęcie pracy z wykorzystaniem aparatury rtg. może nastąpić na podstawie decyzji wydanej przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego. Brak wymaganego zezwolenia lub postępowanie wbrew jego warunkom stanowi wykroczenie przeciwko bezpieczeństwu jądrowemu i ochronie radiologicznej (art. 62 pkt. 1 Ustawy Prawo Atomowe, Dz. U. Nr 12, poz. 70 z dn. 10.04.1986 r.).
- 4) Pracownik może być dopuszczony do pracy dopiero po stwierdzeniu, że zna zasady właściwego postępowania ze źródłami promieniowania jonizującego oraz ogólne zasady ochrony przed promieniowaniem.
- 5) Szkolenie stanowiskowe pracownika przeprowadza kierownik pracowni rentgenowskiej lub, w jego imieniu, inspektor ochrony radiologicznej.
- 6) Przyjęcie do wiadomości i stosowania przepisów oraz zasad bezpieczeństwa i higieny pracy przy stosowaniu promieniowania rtg. powinno być potwierdzone przez pracownika na piśmie.
- 7) Kandydaci do pracy oraz pracownicy narażeni na działanie promieniowania jonizującego obowiązkowo podlegają wstępnym i okresowym badaniom lekarskim.
- 8) Zgodę na pracę przy narażeniu na działanie promieniowania jonizującego wydaje uprawniony lekarz, na podstawie przeprowadzonych badań lekarskich.
- 9) Kierownik (właściciel, dyrektor) zakładu pracy zobowiązany jest zorganizować kontrolę oraz ewidencję dawek indywidualnych otrzymywanych przez pracowników. Odczyt dawek z indywidualnych dawkomierzy fotograficznych noszonych przez pracowników narażonych na promieniowanie rtg. - prowadzi Zakład Dozymetrii Promieniowania Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi. Wysyłkę błon dozymetrycznych do IMP oraz ewidencję indywidualnych dawek promieniowania prowadzi inspektor ochrony radiologicznej w pracowni rtg.

- 10) Pracownie stosujące promieniowanie jonizujące powinny posiadać takiego rodzaju urządzenia zabezpieczające, aby:
 - graniczna dawka roczna dla osób narażonych zawodowo na promieniowanie jonizujące nie przekraczała 50 mSv z tym, że dawka graniczna dla kobiet w wieku do 45 lat nie może przekraczać 5 mSv w ciągu kolejnych 2 miesięcy.
 - graniczna dawka roczna dla osób nie obsługujących aparatury rentgenowskiej nie przekraczała 1 mSv.
- 11) Wokół aparatów rentgenowskich użytkowanych w terenie należy każdorazowo oznakować w sposób wyraźny granice obszarów, w których w czasie pracy aparatu istnieje możliwość otrzymania dawki granicznej. Można to zrobić np. poprzez olinowanie i oznakowanie ostrzegawcze. W miarę możliwości badanie rentgenowskie poza pracownią należy wykonywać w takim okresie kiedy na innych stanowiskach pracy np. w hali, w której pracuje aparat - nie ma nikogo.
- 12) Wszystkie aparaty rentgenowskie muszą być uziemione lub zerowane, zgodnie z instrukcją techniczno-ruchową danego aparatu rtg. dostarczaną przez producenta.
- 13) Częstotliwość dokonywanych konserwacji, pomiarów oporności uziemienia lub skuteczności zerowania musi być zgodna z wymaganiami producenta aparatury rtg. oraz odrębnymi przepisami bhp w tym względzie.
- 14) Dokonanie napraw, konserwacji i niezbędnych pomiarów musi być potwierdzone na piśmie w tzw. *paszporcie technicznym* aparatury rtg.
- 15) Po dokonanych naprawach, każdorazowo przed przystąpieniem do pracy, należy wykonać pomiary dozymetryczne mocy dawki promieniowania rtg. na stanowiskach pracy.
- 16) Potrzebę wykonania takich pomiarów zgłasza do Wojewódzkiej Stacji Sanitarno-Epidemiologicznej - inspektor ochrony radiologicznej.
- 17) W części mokrej ciemni instalacja elektryczna powinna być zasilana prądem o napięciu 24 V - za wyjątkiem oświetlenia górnego. W ciemni powinna być zainstalowana wentylacja mechaniczna nawiewno - wywiewna dająca co najmniej 3-krotną wymianę powietrza na godzinę.
- 18) Nad drzwiami pomieszczenia, w którym pracuje aparat rentgenowski powinien być umieszczony podświetlany plafon z napisem „Uwaga promieniowania - nie wchodzić”. Znak ten podświetlany automatycznie z chwilą włączenia wysokiego napięcia do lampy rtg.
- 19) Drzwi wejściowe do pomieszczenia z lampą rtg. muszą być wyposażone w blokadę, tj. urządzenie powodujące wyłączanie wysokiego napięcia w lampie rtg. z chwilą otwarcia drzwi.
- 20) W pomieszczeniach, w których zainstalowane są aparaty rentgenowskie nie należy umieszczać sprzętów ani urządzeń nie związanych z pracą aparatów rtg.
- 21) Wszelkie zmiany mające wpływ na stan ochrony radiologicznej np:
 - wymiana aparatury rtg,
 - wzrost liczby lub rodzajów zdjęć rtg.,
 - zmiana ustawienia aparatury rtg. w pracowni itp.

wymaga osobnego opracowania projektowego osłon stałych - zatwierdzonego przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego.

22) Dokładne dane o zasadach ochrony przed promieniowaniem jonizującym oraz dawkach granicznych znajdują się w następujących przepisach prawnych:

- Ustawa Prawo Atomowe - z dnia 10 kwietnia 1986 r. (Dz. U. Nr 12, poz. 70),
- Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r. w sprawie warunków jakie powinny spełniać pracownice rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi, (M. P. Nr 32, poz. 295),
- Zarządzenie Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dnia 31 marca 1988 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym (M. P. Nr 14, poz. 124).
- Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu oraz zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rtg., (M. P. Nr 25, poz. 223).

15.1.3. Instrukcja ramowa ustalająca zasady ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich terapeutycznych oraz przy dokonywaniu przeglądów technicznych i konserwacji aparatury rtg.

- 1) Osobą odpowiedzialną za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowni rentgenowskiej jest kierownik pracowni, który wykonuje obowiązki w tym zakresie przy pomocy inspektora ochrony radiologicznej, przeszkolonego zgodnie z programem szkolenia podanym w Zarządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu i zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich (M. P. Nr 25, poz. 223).
- 2) Właściwy stan ochrony radiologicznej w pracowni rtg. powinien być potwierdzony protokołem kontroli sanitarnej przeprowadzonej przez pracowników Wojewódzkiej Stacji Sanitarnej-Epidemiologicznej.
- 3) Rozpoczęcie pracy z wykorzystaniem aparatury rtg. może nastąpić na podstawie decyzji wydanej przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego. Brak wymaganego zezwolenia lub postępowanie wbrew jego warunkom stanowi wykroczenie przeciwko bezpieczeństwu jądrowemu i ochronie radiologicznej (art. 62 pkt. 1 Ustawy Prawo Atomowe, Dz. U. Nr 12, poz. 70 z dn. 10.04.1986 r.).
- 4) Pracownik może być dopuszczony do pracy dopiero po stwierdzeniu, że zna zasady właściwego postępowania ze źródłami promieniowania jonizującego oraz ogólne zasady ochrony przed promieniowaniem.

- 5) Szkolenie stanowiskowe pracownika przeprowadza kierownik pracowni rentgenowskiej lub, w jego imieniu, inspektor ochrony radiologicznej.
- 6) Przyjęcie do wiadomości i stosowania przepisów i zasad bezpieczeństwa i higieny pracy przy stosowaniu promieniowania rtg. powinno być potwierdzone przez pracownika na piśmie.
- 7) Kandydaci do pracy oraz pracownicy narażeni na działanie promieniowania jonizującego obowiązkowo podlegają wstępnym i okresowym badaniom lekarskim.
- 8) Zgodę na pracę przy narażeniu na działanie promieniowania jonizującego wydaje uprawniony lekarz, na podstawie przeprowadzonych badań lekarskich.
- 9) Kierownik (właściciel, dyrektor) zakładu pracy zobowiązany jest zorganizować kontrolę oraz ewidencję dawek indywidualnych otrzymywanych przez pracowników. Odczyt dawek z indywidualnych dawkomierzy fotograficznych noszonych przez pracowników narażonych na promieniowanie rtg. - prowadzi Zakład Dozymetrii Promieniowania Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi. Wysyłkę błon dozymetrycznych do IMP oraz ewidencję indywidualnych dawek promieniowania prowadzi inspektor ochrony radiologicznej w pracowni rtg.
- 10) Pracownie stosujące promieniowanie jonizujące powinny posiadać takiego rodzaju urządzenia zabezpieczające, aby:
 - graniczna dawka roczna dla osób narażonych zawodowo na promieniowanie jonizujące nie przekraczała 50 mSv z tym, że dawka graniczna dla kobiet w wieku do 45 lat nie może przekraczać 5 mSv w ciągu kolejnych 2 miesięcy.
 - graniczna dawka roczna dla osób nie obsługujących aparatury rentgenowskiej nie przekraczała 1 mSv.
 - Wszystkie aparaty rentgenowskie muszą być uziemione lub zerowane, zgodnie z instrukcją techniczno-ruchową danego aparatu rtg., dostarczaną przez producenta.
- 11) Częstotliwość dokonywanych konserwacji, pomiarów oporności uziemienia lub skuteczności zerowania musi być zgodna z wymaganiami producenta aparatury rtg. oraz odrębnymi przepisami bhp w tym względzie.
- 12) Dokonanie napraw, konserwacji i niezbędnych pomiarów musi być potwierdzone na piśmie w tzw. *paszporcie technicznym* aparatury rtg.
- 13) Po dokonanych naprawach, każdorazowo przed przystąpieniem do pracy, należy wykonać pomiary dozymetryczne mocy dawki promieniowania rtg. na stanowiskach pracy.
- 14) Potrzebę wykonania takich pomiarów zgłasza do Wojewódzkiej Stacji Sanitarno-Epidemiologicznej - inspektor ochrony radiologicznej.
- 15) Nad drzwiami pomieszczenia, w którym pracuje aparat rentgenowski powinien być umieszczony podświetlany plafon z napisem „Uwaga promieniowania - nie wchodzić”. Znak ten podświetlany automatycznie z chwilą włączenia wysokiego napięcia do lampy rtg.
- 16) Drzwi wejściowe do pomieszczenia z lampą rtg. muszą być wyposażone w blokadę, tj. urządzenie powodujące wyłączenie wysokiego napięcia w lampie rtg. z chwilą otwarcia drzwi.

- 17) W pomieszczeniach, w których zainstalowane są aparaty rentgenowskie nie należy umieszczać sprzętów ani urządzeń nie związanych z pracą aparatów rtg.
- 18) Wszelkie zmiany mające wpływ na stan ochrony radiologicznej np:
- wymiana aparatury rtg,
 - wzrost liczby lub rodzaju zabiegów rtg.,
 - zmiana ustawienia aparatury rtg. w pracowni itp.
wymaga osobnego opracowania projektowego osłon stałych - zatwierdzonego przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego.
- 19) Dokładne dane o zasadach ochrony przed promieniowaniem jonizującym oraz dawkach granicznych znajdują się w następujących przepisach prawnych:
- Ustawa Prawo Atomowe - z dnia 10 kwietnia 1986 r. (Dz. U. Nr 12, poz. 70),
 - Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r. w sprawie warunków jakie powinny spełniać pracownice rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi, (M. P. Nr 32, poz. 295),
 - Zarządzenie Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki z dnia 31 marca 1988 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym (M. P. Nr 14, poz. 124).
 - Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu oraz zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rtg., (M. P. Nr 25, poz. 223).

15.2. Obowiązki inspektora ochrony radiologicznej w pracowni rentgenowskiej

Inspektor ochrony radiologicznej przeszkolony zgodnie z zarządzeniem Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. (M. P. Nr 25, poz. 223) jest osobą, która nadzoruje stan ochrony radiologicznej w pracowni rentgenowskiej. Do jego obowiązków należy:

1. Opracowanie instrukcji pracy ze źródłami promieniowania rentgenowskiego uwzględniającej poszczególne stanowiska pracy i rodzaje wykonywanych czynności (badań) w celu stworzenia podstaw do bezpiecznego stosowania źródeł promieniowania jonizującego z punktu widzenia ochrony radiologicznej personelu i pacjentów, a następnie nadzorowanie przestrzegania tej instrukcji przez personel. Instrukcja, o której mowa powinna zostać zatwierdzona przez właściwego terenowo państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego.
2. Szkolenie współpracowników oraz sprawdzanie i potwierdzanie ich kwalifikacji w zakresie znajomości zasad i posiadania umiejętności bezpiecznego wykonywania prac przy stosowaniu promieniowania rentgenowskiego.
3. Wnioskowanie i opiniowanie w sprawach wyposażenia pracowni w sprzęt ochronny i dozymetryczny.

4. Ustalenie wykazu środków ochrony osobistej, aparatury dozymetrycznej i wyposażenia - służących do ochrony środowiska pracy dla osób wykonujących poszczególne zadania podczas pracy ze źródłami promieniowania.
5. Nadzór nad sprawnym i właściwym działaniem aparatów rentgenowskich, właściwym działaniem aparatów rentgenowskich, właściwym przebiegiem procesu wywoływania filmów oraz nad dobrą jakością stosowanych materiałów i odczynników w celu zapewnienia otrzymywania wyników badań rtg o możliwie najwyższej jakości.
6. Nadzór nad sprawnym działaniem posiadanej aparatury dozymetrycznej i aktualnością ich świadectw wzorcowania.
7. Przeprowadzanie kontrolnych pomiarów dozymetrycznych. Jeśli pracownia rentgenowska nie jest wyposażona w aparaturę dozymetryczną - wnioskowanie o przeprowadzenie tych pomiarów przez inną instytucję.
8. Nadzór nad prawidłowym oznakowaniem miejsc pracy ze źródłami promieniowania, stref ograniczonego czasu przebywania itp.
9. Informowanie pracowników o otrzymanych przez nich dawkach promieniowania jonizującego na podstawie nadsyłanych przez Instytut Medycyny Pracy w Łodzi.
10. Wyjaśnianie przyczyn każdego wzrostu dawek ponad dotychczasowy poziom, a w szczególności przekroczeń limitów dawek wynikających z okresu pomiarowego.
11. Prowadzenie ewidencji:
 - osób zatrudnionych przy źródłach promieniowania,
 - dawek indywidualnych promieniowania jonizującego otrzymywanych przez poszczególne pracowników.
12. Informowanie kierownika pracowni o wynikach prowadzonego nadzoru w zakresie ochrony radiologicznej personelu i pacjentów oraz przedstawianie mu zaleceń w celu usuwania braków i niedociągnięć.
13. Wstrzymywanie prac ze źródłami promieniowania w przypadku gdy zostaną naruszone podstawowe przepisy z zakresu ochrony radiologicznej i powiadamianie o tym właściwego państwowego wojewódzkiego inspektora sanitarnego.
14. Przechowywanie następujących dokumentów:
 - aktualnego planu sytuacyjnego pracowni rtg (gabinetu) wraz z opisem zastosowanych osłon stałych - zatwierdzonego przez właściwego państwowego inspektora sanitarnego,
 - wszelkiej dokumentacji dotyczącej aparatów rtg oraz aparatury dozymetrycznej znajdujących się w pracowni,
 - protokołów pokontrolnych PWIS, PIP oraz wyników własnych pomiarów dozymetrycznych,
 - instrukcji pracy ze źródłami promieniowania,
 - zbioru przepisów prawnych dotyczących zasad stosowania źródeł promieniowania jonizującego,
 - ewidencji osób zatrudnionych w pracowni rtg,
 - dawek otrzymywanych przez pracowników,

- książki wniosków i uwag inspektora dotyczących stanu ochrony radiologicznej w nadzorowanej pracowni.
15. Udzielanie informacji o danych objętych ewidencją i o warunkach ochrony radiologicznej na żądanie:
- wojewódzkiej stacji sanitarno-epidemiologicznej,
 - wojewódzkiej przychodni przemysłowej,
 - zakładu pracy, w którym rozpoczyna pracę były pracownik narażony na promieniowanie jonizujące,
 - Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi,
 - Państwowego Zakładu Higieny w Warszawie.

PIŚMIENNICTWO

1. Kossakowski S.: Weterynaryjna Ochrona Radiologiczna. PWN, Warszawa, 1984 r.
2. Niewiadomski T.: O promieniowaniu jonizującym popularnie. PZWL, Warszawa, 1991 r.
3. Szot Z.: Działanie promieniowania jonizującego na materię żywą. Biblioteka Postępów Techniki Jądrowej: ROINTE Energetyki i Energii Atomowej, Warszawa, 1977 r.
4. Siemiński M.: Fizyka zagrożeń środowiska. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 1994 r.
5. Skłodowska A., Gostkowska B.: Promieniowanie jonizujące a człowiek i środowisko. Wydawnictwo Naukowe Scholar. Biuro Handlowe Polon, Warszawa, 1994 r.
6. Majle T., Zajdel J.A.: Ogólne zasady ochrony przed promieniowaniem jonizującym. PZWL, Warszawa, 1976 r.
7. Jaworowski Z.: Dobroczynne skutki promieniowania jonizującego. Postępy Techniki Jądrowej. Vol. 38, Z.4., 1995: 14-23.
8. Liniecki J., Domański T., Jankowski J.: Ochrona przed promieniowaniem jonizującym. Zeszyty Metod.-Org. IMP Łódź, 1984, 1(8): 5-46.
9. Wójcik A.: Popromienna niestabilność genetyczna. Postępy Techniki Jądrowej. Vol. 38, Z.4., 1995: 3-10.
10. Iwanowska J.M., Gajewski A.K.: Kancerogenne działanie małych dawek promieniowania na człowieka. Pol., Przeg.Rad., 1986,50,1: 59-65.
11. Liniecki J.: Metodologia oceny i wskaźniki ryzyka radiologicznego. Pol. Przeg. Rad., 1985,49,2: 74-79.
12. Iwanowska J.: Somatyczne i genetyczne skutki promieniowania jonizującego w organizmie ludzkim (opracowanie wewnętrzne, Warszawa, 1990 r.).
13. Hryniewicz A.: Dawki i działanie biologiczne promieniowania jonizującego. Raport No 1321/B, IFJ Kraków, 1986 r.
14. Toth i in., Radioterapia i diagnostyka radioizotopowa, PZWL, Warszawa, 1984 r.
15. Centrum Informatyki Energetyki, Energetyka jądrowa - fakty i racje, Warszawa, 1989 r.
16. Ochrona przed promieniowaniem (1), Departament Szkolenia i Informatyki Społecznej PAA oraz Polskie Towarzystwo Nukleoniczne, Warszawa, 1991 r.
17. Strzałkowski, Wstęp do fizyki jądra atomowego, PWN Warszawa, 1969 r.
18. Piątkowski, W. Scharf, Elektroniczne mierniki promieniowania jonizującego, Wydawnictwo Min. Obrony Nar., Warszawa, 1979 r.
19. Dziunikowski, S. Kalita, Ćwiczenia Laboratoryjne z jądrowych metod pomiarowych, Wydawnictwo AGH, Kraków, 1989 r.
20. Gostkowska, Wielkości, jednostki i obliczenia stosowane w ochronie radiologicznej, CLOR, Warszawa, 1991 r.
21. Żarnowiecki, Analiza skażeń promieniotwórczych i zagrożenia radiologicznego w Polsce po awarii elektrowni jądrowej w Czarnobylu, CLOR, Warszawa, 1988 r.
22. Szepeke, Promieniowanie jest wśród nas, Wydawnictwo MON, Warszawa, 1988 r.
23. Zarządzenie Prezesa PAA z dnia 31 marca 1988 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego i wskaźników pochodnych określających zagrożenie promieniowaniem jonizującym, (M. P. Nr 14/88, poz. 124).

24. Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 16 lipca 1988 r. w sprawie zakresu oraz zasad szkolenia osób odpowiedzialnych za stan ochrony przed promieniowaniem jonizującym w pracowniach rentgenowskich, (M. P. Nr 25/88, poz. 223).
25. Klewenhagen, Promienie X i ich zastosowanie w medycynie, PZWL, Warszawa, 1965r.
26. Jankowski, B. Nowak, 25 lat oceny narażenia zawodowego na promieniowanie rentgenowskie w Polsce, Medycyna Pracy XLIV, 1993, 2.
27. Szot. - Działanie promieniowania jonizującego na materię żywą, Postępy techniki jądrowej nr 81(612), 1976.
28. Jankowski - Ryzyko badań radiologicznych, Studia i materiały monograficzne IMP Łódź, nr 3/1980.
29. Nowak, J. Jankowski - Osiemnaście lat oceny indywidualnego narażenia zawodowego na promieniowanie rentgenowskie w Polsce, Polski Przegląd Radiologii nr 2/1985, tom 2.
30. Tolgyessy, M. Kenda - Alfa, Beta, Gamma - Promienie nadziei, Wiedza Powszechna, Warszawa 1984.
31. Encyklopedia Fizyki, PWN Warszawa 1974.
32. Prawo Atomowe - Ustawa z dnia 10 kwietnia 1986r. (Dz.U. nr 12/86, poz. 70).
33. Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 18 listopada 1988 r. w sprawie warunków jakie powinny spełniać pracownice rentgenowskie oraz zasad pracy związanej z posługiwaniem się aparatami rentgenowskimi, (Dz. Urz. nr 32, poz. 295).
34. L. Zgliczyński - Radiologia - podręcznik dla studentów medycyny, PZWL Warszawa 1983.
35. Muszyński -Zarys radiacyjnej hodowli roślin, PWR i L, Warszawa 1970.
36. Bielański i in. - Chemia fizyczna, PWN, Warszawa 1980.
37. Nowak B., Świdorski P.: Analiza narażenia zawodowego na promieniowanie rentgenowskie, Pol. Przegl. Radiol., 1991, 55, 1-2, 27-30.
38. Jankowski J.: Celowość zmian metody dozymetrii indywidualnej dla osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące, IMP, opracowanie dla MZiOS.
39. Nowak B.: Ocena narażenia osób uczestniczących w zabiegach operacyjnych wykonywanych pod kontrolą promieniowania rentgenowskiego. Część I. Zabiegi kardiologiczne. Pol. Przegl. Radiol. 1989, 53, 1, 46-50.
40. Jankowski J.: Ocena narażenia na promieniowanie rentgenowskie personelu uczestniczącego w zabiegach związanych z radiologią zabiegową, IMP, 1993, opracowanie dla MZiOS.
41. Ustawa z dnia 2 lutego 1996r. o zmianie ustawy - Kodeks pracy oraz o zmianie niektórych ustaw. Dz.U. z 1 marca 1996 r., Nr 24, poz. 24.
42. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 27 grudnia 1974 r. w sprawie niektórych obowiązków i uprawnień pracowników zatrudnionych w zakładach służby zdrowia, Dz.U. Nr 51/74 z późn. zm. (Dz.U. Nr 65/90 r., poz. 387, Dz.U. Nr 69/91r., poz. 294, Dz.U. Nr 20/92r., poz. 79).
43. Zarządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 12 lipca 1983r. w sprawie prac wykonywanych w szczególnych warunkach w zakładach pracy resortu zdrowia i opieki społecznej, Dz. Urz. MZiOS Nr 8/83, poz. 40.
44. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 10 września 1996r. w sprawie wykazu prac wzbronionych kobietom. Dz.U. Nr 114/96, poz. 545.

45. Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 11 września 1996r. w sprawie czynników rakotwórczych w środowisku pracy oraz nadzoru nad stanem zdrowia pracowników zawodowo narażonych na te czynniki. Dz.U. Nr 121/96, poz. 571.
46. Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 30 maja 1996r. w sprawie przeprowadzania badań lekarskich pracowników, zakresu profilaktycznej opieki zdrowotnej nad pracownikami oraz orzeczeń lekarskich wydawanych do celów przewidzianych w Kodeksie Pracy, Dz.U. Nr 69/96, poz. 332.
47. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 21 listopada 1995r. w sprawie warunków wydawania zezwoleń na działalność związaną z wykorzystaniem energii atomowej, Dz.U. Nr 3/96, poz. 16.
48. Manual on Public Health Action in Radiation Emergencies. WHO European Centre for Environment and Health Rome Division, 1994.
49. ICRP Publication 62: Radiological Protection in Biomedical Research (ochrona radiologiczna w badaniach biomedycznych), Annals of the ICRP 1991,22,3.
50. ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Vol. 21, No. 1-3, 1991.
51. IAEA: International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (międzynarodowe standardy bezpieczeństwa dla ochrony przed promieniowaniem jonizującym i przed źródłami promieniotwórczymi). Safety Series No. 115, Vienna, 1996.
52. ICRP Publication 34: Protection of the Patient in Diagnostic Radiology (ochrona radiologiczna w diagnostyce rentgenowskiej), Annals of the ICRP 1982,9,2/3.
53. ICRP Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine (ochrona radiologiczna i bezpieczeństwo w medycynie), Annals of the ICRP 1996,26,1,
54. WHO, Working Dokument: Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (kryteria jakości dla obrazów w diagnostyce radiograficznej), 3rd edition - June 1995 (dokument roboczy WHO, 3-cia wersja, czerwiec 1995 r.),
55. NRPB: Patient dose reduction in diagnostic radiology (redukcja dawki dla pacjenta w diagnostyce rentgenowskiej). Document of the National Radiological Protection Board, NRPB, 1990,1,3.
56. NRPB: Hart D., Hillier M.C., Wall B.F., Shrimpton P.C. and Bungay D.: Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 1995 Review (dawki dla pacjentów od diagnostyki rentgenowskiej w UK - 1995). National Radiological Protection Board, Cilton, NRPB-R289, 1996.
57. Wall B.F.: Radiation Exposure of the Patient in Diagnostic Radiology (napromieniowanie pacjentów podczas diagnostyki rentgenowskiej), materiały szkoleniowe European School of Radiation Protection na kursie Radiation Protection of the Patient, Berlin, 8-12 may 1995,
58. Edwards C.M., Statkiewicz-Sherer M.A., Ritenour E.R.: Radiation Protection for Dental Radiographers (ochrona radiologiczna w radiologii stomatologicznej), Multi-Media Publishing, Inc., Denver, Colorado, 1984.
59. Staniszevska M.A.: Diagnostic X-ray examination in Poland in 1986 - frequency and type (rentgenowskie badania diagnostyczne w Polsce - częstota i rodzaje), Health Physics, 1993,64,6,591-593.
60. Staniszevska M.A.: X-ray diagnostics as the main source of radiation for the general polish population (rentgenowskie badania diagnostyczne jako g³ówny Źródło radiacji dla populacji polskiej), Health Physics, 1993,13,4,275-278.

61. Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych - przepis w trakcie opracowywania, ukaże się w 1997 r.
62. Polska Norma PN-73/Z-63000, Zestawy rentgenowskie medyczne. Wymagania ochrony przed promieniowaniem rentgenowskim i metody badań,
63. IEC 407 (1973), International Electrotechnical Commission (norma Międzynarodowej Komisji Elektrotechnicznej), Radiation protection in medical X-ray equipment 10 kV to 400 kV (ochrona radiologiczna w medycznych urządzeniach wytwarzających promieniowanie X od 10 kV do 400 kV),
64. IEC 407A (1975) First supplement (suplement do normy 407 dotyczący aparatów rtg stomatologicznych),
65. IEC 601-1-3 (1994): Medical electrical equipment. Part1: General requirements for safety. 3. Collateral standard: General requirements for radiation protection in diagnostic x-ray equipment (Medyczne urządzenia medyczne. Część 1: ogólne wymagania bezpieczeństwa. 3 Norma uzupełniająca: ogólne wymagania ochrony radiologicznej dla diagnostycznych urządzeń wytwarzających promieniowanie X),
66. Polska Norma PN-EN 29000 / ISO 9000 Normy dotyczące zarządzania jakością i zapewnienia jakości. Wytyczne wyboru i stosowania (pozostałe normy tej serii to: PN-EN 29001, 29002, 29003 i 29004),
67. Różycki Z., Pachocki K.: Badania jakości w diagnostyce rentgenowskiej. Kontrola przesłon głębinowych.
68. I. Metoda, Pol.Przegl.Radiol., 1993,57,3-4,
69. II. Badanie i wyniki, Pol.Przegl.Radiol., 1993,57,3-4,
70. Kontrola jakości w mammografii - materiały z kursu zorganizowanego przez Centrum Onkologii - Instytut im. M. Skłodowskiej w Warszawie i Albany Medical College w USA w dniach 12-14 kwietnia 1994 r. w Warszawie,
71. Jankowski J., Mikołajewska H.: Kontrola jakości obrazu w stomatologicznych aparatach rentgenowskich pod kątem zmniejszenia narażenia pacjentów na promieniowanie rentgenowskie. Pol. Przegl. Radiol., 1990,54,180-183.