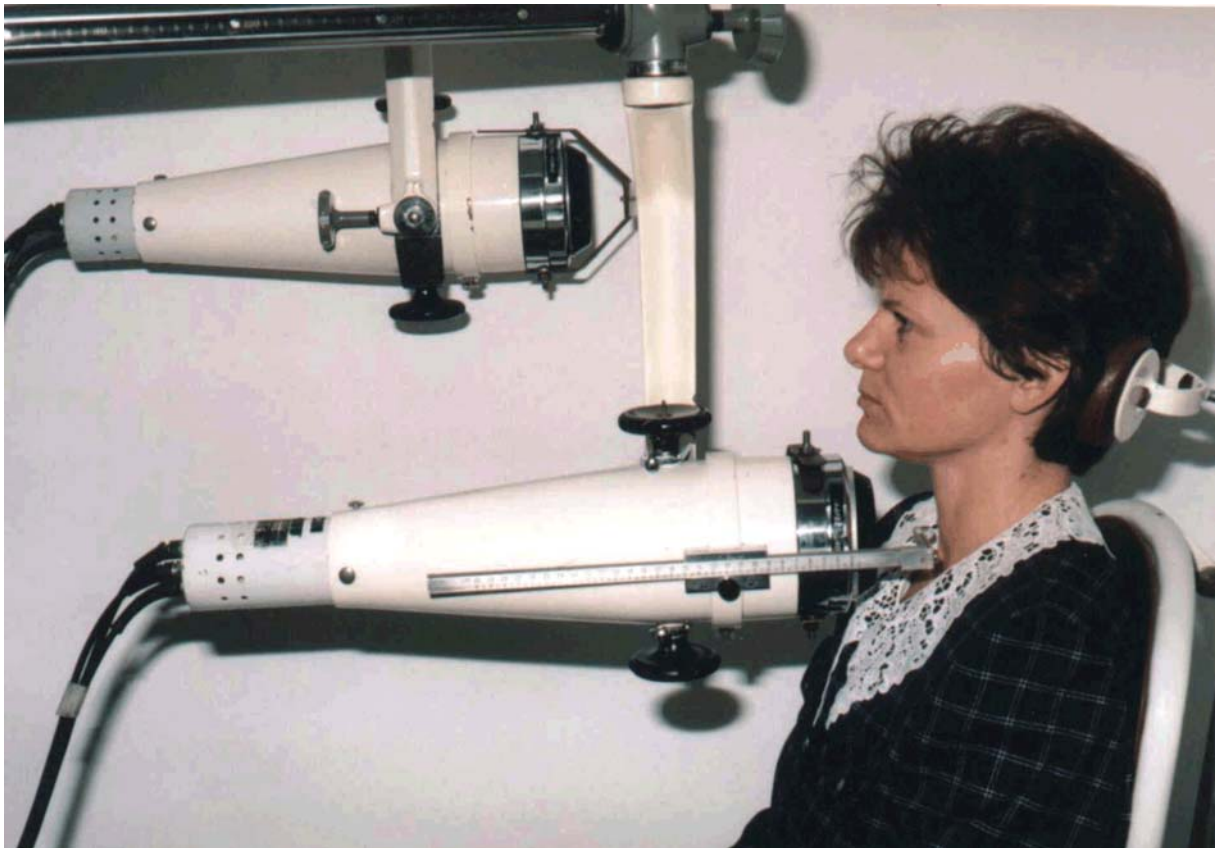


## VIII. OD DETEKTORA SCYNTYLACYJNEGO DO GAMMA KAMERY

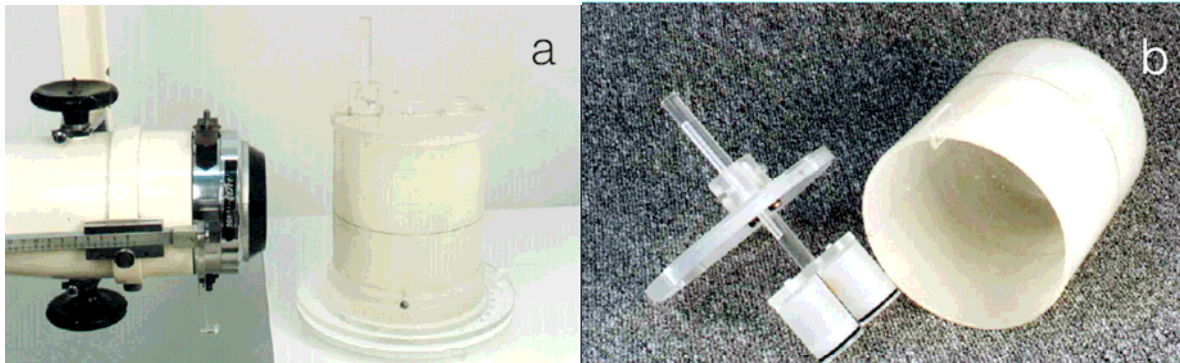
Mając detektor scyntylacyjny możemy zmierzyć natężenie promieniowania wychodzącego z jakiegoś narządu, a jeśli wybierzemy odpowiednie okno amplitud, to rejestrować natężenie o z góry zadanej energii, charakterystycznej dla promieniowania danego nuklidu. Na rys. 8.1 pokazujemy przykład tego typu badania promieniowania z tarczycy. Również w sytuacjach, w których chcemy dowiedzieć się o zawartości danego nuklidu promieniotwórczego w organizmie wystarczy zmierzyć przy pomocy tzw. licznika całego ciała widmo promieniowania wychodzącego z badanego człowieka.



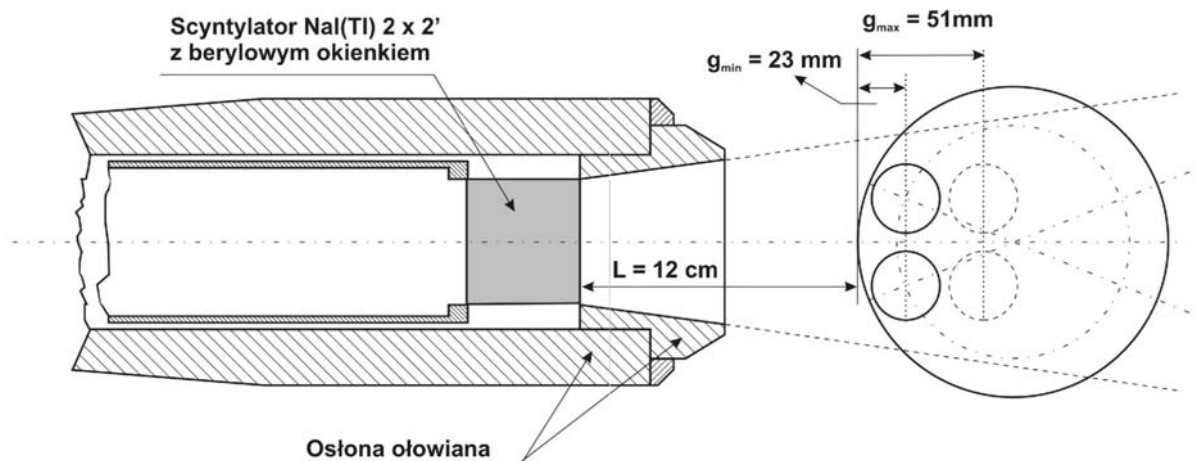
**Rys. 8.1** Badanie promieniowania z tarczycy w Instytucie Energii Atomowej w Świerku

Mimo, że koncepcja pomiaru jest względnie prosta, nie oznacza to, że taki pomiar można wykonać sensownie bez przygotowania, gdyż zarówno geometria pomiaru, jak i kalibracja przyrządu są sprawami pierwszoplanowymi. Taką kalibrację można przeprowadzić na odpowiednio przygotowanym fantomie, np. takim jaki zastosowano w pracy

T.Pliszczyńskiego i in.<sup>15</sup>, przedstawionym na rys. 8.2. Geometria pomiaru kalibracyjnego, w którym symuluje się różne położenia gruczołów tarczycowych (dwa wałeczki w części (b) rysunku) względem detektora, pokazujemy na rys. 8.3.



**Rys. 8.2 (a) Pomiar na fantomie, (b) fantom tarczycy w stanie rozłożonym**



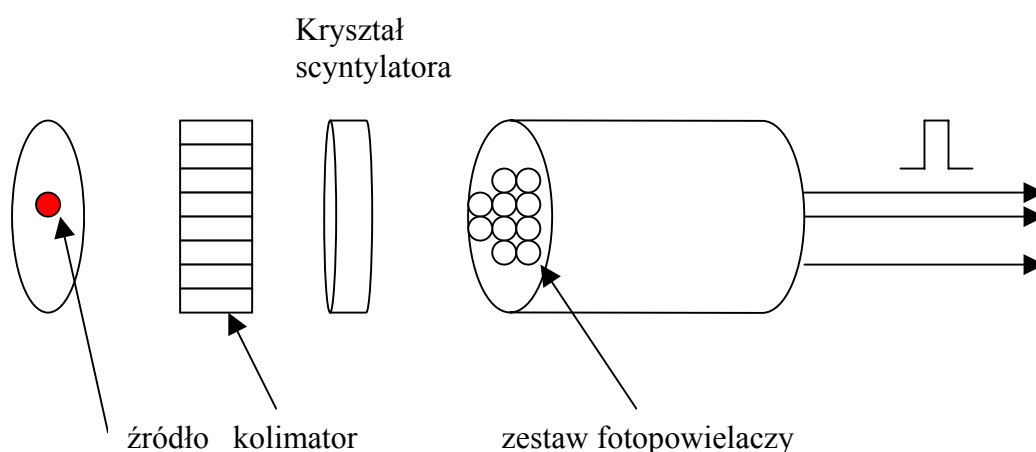
**Rys. 8.3 Geometria pomiaru przy kalibrowaniu przyrządu**

Zbadanie widma promieniowania w funkcji położenia „gruczołów tarczycy” pozwala na późniejsze wyznaczenie aktywności izotopu  $^{131}\text{I}$  bez względu na głębokość położenia gruczołów w rzeczywistym pacjencie.

Gdy chcemy obrazować narządy wewnętrzne, technika pomiarowa musi być bardziej wyrafinowana. Promieniowanie wydobywa się wprawdzie z narządu, do którego dotarł

<sup>15</sup> T.Pliszczyński, J.Oško, B.Filipiak, N.Golnik, Z.Haratym, *Pomiary aktywności  $^{131}\text{I}$  zdeponowanego w tarczycy pacjentów w czasie badań diagnostycznych*, Współczesna Onkologia 6 (2002) 530-533

radiofarmaceutyk, niemniej jednak wychodzi ono we wszystkich kierunkach i w związku z tym przed detektorem promieniowania konieczne jest zainstalowanie kolimatora, który zdefiniuje nam wiązkę wychodzącą z badanego miejsca wewnątrz zadanego kolimatorem kąta bryłowego. Obrazowanie narządów wewnętrznych było przez wiele lat wykonywane przy użyciu skannera prostoliniowego, który przesuwiał się nad pacjentem ruchem meandrującym. Obecnie urządzenia te zostały wyparte przez gamma kamery, które obserwują obiekt w podobny sposób, jak to czyni aparat fotograficzny. Podstawową składową gamma kamery jest głowica, którą lokuje się w pobliżu pacjenta. Jej schemat ideowy pokazuje rys. 8.4.



**Rys. 8.4 Schemat podstawowych elementów gamma-kamery**

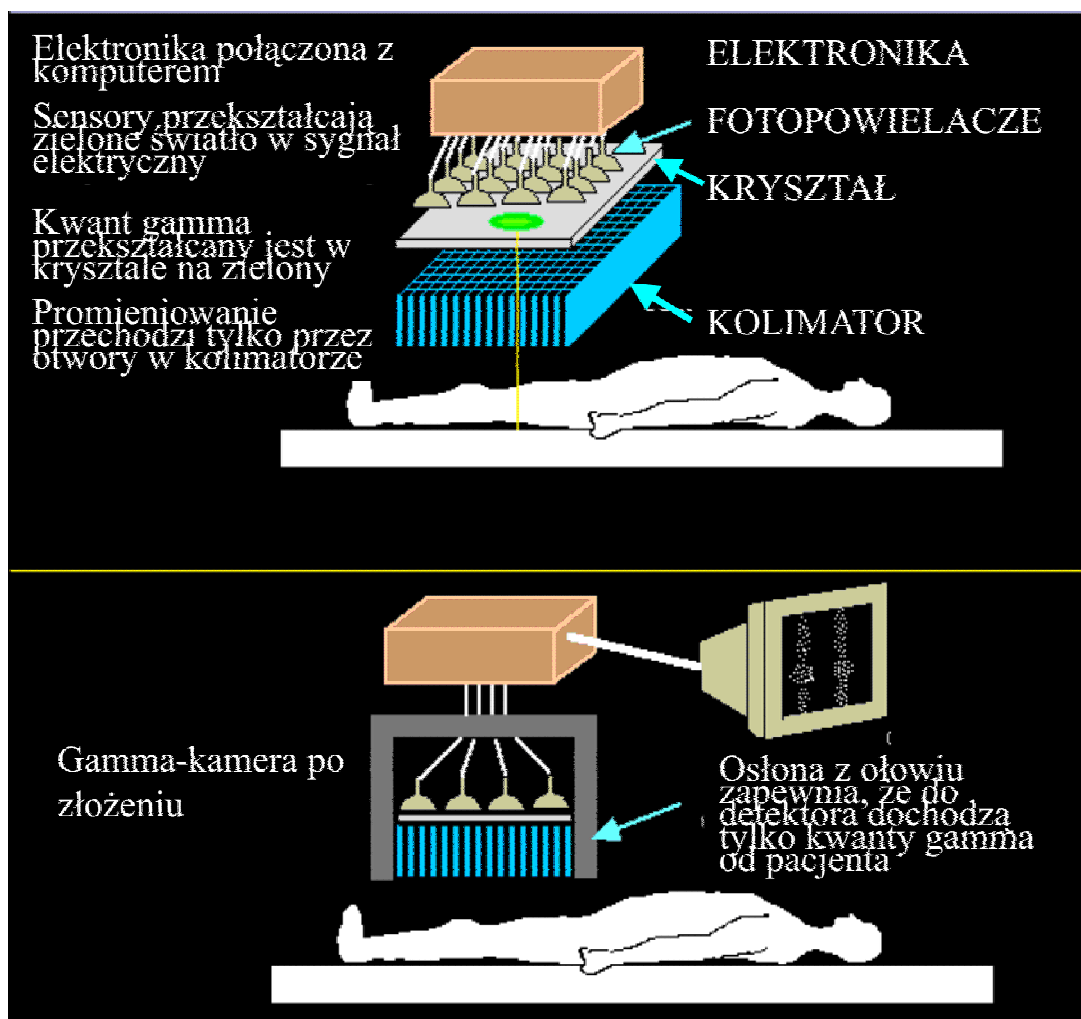
**Kolimator** służy do projekcji obrazu źródła gamma na krysztal scyntylatora tak aby każdy punkt na scyntylatorze odwzorowywał jednoznacznie konkretny punkt w źródle. Kolejne składowe omawialiśmy w rozdziale VII. Scyntylator dokonuje konwersji energii gamma na obraz świetlny. Ten zamieniany jest w zestawie fotopowielaczy na impulsy elektryczne, które są stopniowo wzmacniane wewnątrz każdego fotopowielacza. **Impulsy elektryczne z matrycy fotopowielaczy** idą do obwodu elektrycznego, który wysyła trzy sygnały:

- Sygnał, którego amplituda odpowiada, jak wiemy, energii rejestrowanych fotonów, i który dalej przechodzi przez okno jednokanałowego analizatora amplitudy i dalej do układu wizualizującego obraz, w którym zaznacza się kropką świetlną na ekranie;
- Dwa sygnały odpowiadające miejscu rejestracji fotonu wewnątrz obrazu: wysokość jednego z nich odpowiada położeniu wzdłuż osi poziomej X, wysokość drugiego – położeniu wzdłuż osi pionowej Y. Położenie XY wspomnianej wyżej kropki świetlnej jest ustalone właśnie przez te sygnały.

Otrzymany ostatecznie obraz odpowiada rozkładowi kwantów gamma emitowanych ze źródła, w tym wypadku badanego narządu wewnętrznego pacjenta. Większość dawniejszych kamer ma przynajmniej dwa ekrany, na których pojawiają się obrazy: jeden służy oglądaniu obrazu, drugi – jego sfotografowaniu. Obecnie dokonuje się z reguły cyfrowej rejestracji obrazu, a dane są przechowywane w pamięci komputera celem ich dalszej obróbki, przejrzaniu i archiwizacji. Na rys. 8.5 powtórzone są zasadnicze elementy konstrukcji gamma-kamery i pokazana jest typowa geometria pomiaru.

## 8.1 Charakterystyki kamery

Aby korzystać w optymalny sposób z kamery należy znać jej podstawowe charakterystyki. Charakterystyki te możemy bowiem zmieniać stosownie do potrzeb prowadzonych badań.



Rys. 8.5 Gamma kamera: jej składowe oraz schemat pracy

## **Czułość kamery**

Czułość kamery możemy określić jako stosunek liczby fotonów rejestrowanych w obrazie (tzw. obszar zainteresowania, oznaczany w skrócie ROI od ang. *region of interest*) do liczby rozpadów w źródle. Czułość będziemy więc wyrażali w liczbie impulsów na kBq (lub  $\mu\text{Ci}$  albo inną jednostkę aktywności). Czułość tę można wyznaczyć stawiając przed kamerą próbkę o znanej aktywności np. 1 MBq. W istocie rzeczy, dzisiaj, przy szybkiej elektronice i dużych wydajnościach detektorów mierzenie czułości kamery polega raczej na porównaniu na danym przyrządzie np. próbki moczu do aktywności pewnego standardu. W obu wypadkach czułość detektora jest taka sama i nie jest istotna, jednak staje się istotna, gdy wykonujemy tzw. wymaz w celu sprawdzenia istnienia ewentualnych skażeń promieniotwórczych w przyrządzie. Ta nie powinna przekraczać np.  $1 \text{ nCi/cm}^2$  ( $37 \text{ Bq/cm}^2$ ). Mierzona w tym kontekście czułość jest czułością ogólną, gdyż dla konkretnego przyrządu istotną jest także czułość geometryczna, o której powiemy kilka słów nieco dalej. Kładąc źródło bezpośrednio na powierzchni detektora eliminujemy zależności geometryczne i możemy wyznaczyć wydajność, która jest cechą samego detektora.

Na czułość kamery ma wpływ kilka czynników:

- konstrukcja kolimatora: w większości kamer mamy wymienialne kolimatory, którymi możemy regulować czułość. Tu jednak należy liczyć się z faktem, że kolimator zapewniający największą czułość będzie także wprowadzał największe rozmycie obrazu, jako że podwyższenie czułości wiąże się ze zmniejszeniem grubości septy, a to oznacza gorszą definicję kątową wiązki przechodzącej przez kolimator;
- grubość kryształu scyntylatora: im grubszy kryształ, tym zarejestruje się większa liczba fotonów gamma, ale też i rozmycie obrazu będzie większe;
- nastawy analizatora amplitudy: jedynymi fotonami, które są widoczne w obrazie są te, od których sygnały zostały przepuszczone przez analizator amplitudy. Źle nastawione okno analizatora może w znaczący sposób pogorszyć czułość kamery;
- czas martwy: przy wysokich natężeniach fotonów czas martwy powoduje zmniejszenie czułości, a ponadto występuje tendencja do nakładania się impulsów na siebie.

Typowe czułości gamma kamer to 100 do 1000 impulsów/ $\mu\text{Ci}$ . Ponieważ 1  $\mu\text{Ci}$ , to 37 000 fotonów na sekundę, oznacza to, że dla utworzenia obrazu korzysta się zaledwie z 3% emitowanych fotonów.

### ***Pole widzenia***

To bardzo istotna cecha gamma kamery, gdyż mówi ona o tym, jak duży obszar pacjenta możemy obejrzeć jednocześnie. Pole widzenia zależy od rozmiaru kryształu scyntylatora, rodzaju kolimatora, a czasem także od odległości kryształu od obrazowanego obiektu.

### ***Jakość obrazu***

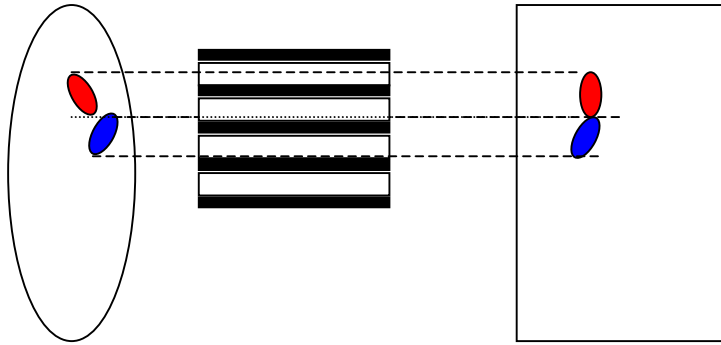
Istotnymi parametrami jakościowymi obrazu są:

- kontrast
- rozmycie przestrzenne (zdolność rozdzielcza)
- szum w obrazie
- jednorodność obrazowania
- dystorsja obrazu

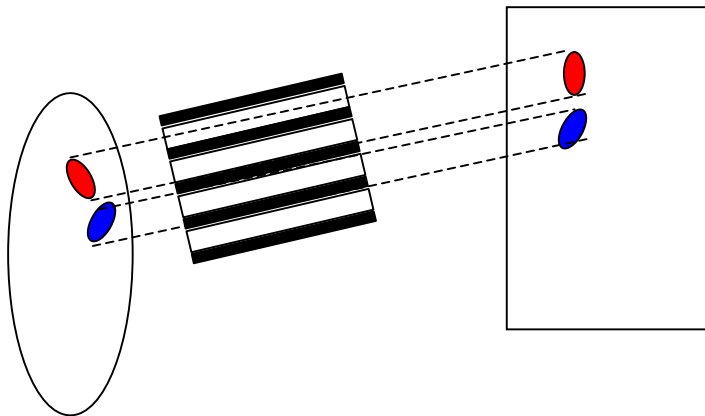
Omówimy teraz kolejno rolę każdej ze składowych gamma kamery.

### ***Kolimatory***

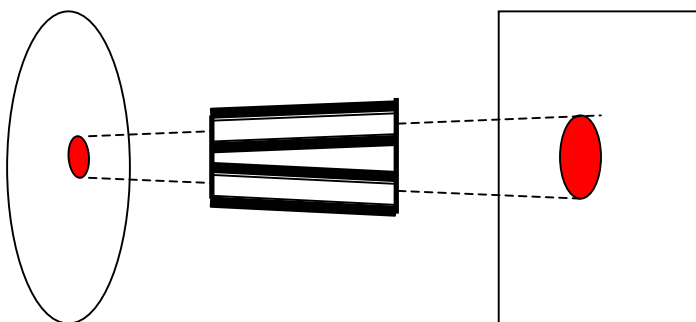
Kolimator stanowi układ szczelin lub otworów w metalowej konstrukcji, przy czym metal ten z natury ma być efektywnym absorbentem fotonów, a więc wykonywany jest z ołowiu lub wolframu. Ponieważ kolimator przytyka do kryształu scyntylatora, każdy punkt scyntylatora „widzi” jeden punkt źródła. Używane w praktyce kolimatory (patrz rys. 8.6) mają setki otworów bliskich sobie, aby zobaczyć jak najwięcej punktów leżących wewnątrz pola widzenia kamery. Pewnym wyjątkiem jest kolimator „pin-hole”, który omówimy oddzielnie. Dla lepszego wypełnienia obszaru kryształu scyntylatora zamiast otworów okrągłych można wykorzystać otwory o przekroju sześciokątnym. Z tego samego względu dobrze jest móc wykorzystywać fotopowielacze o obudowie heksagonalnej.



**Kolimator prosty:** obraz ma takie same rozmiary, jak oryginał, jednak obraz dwóch narządów (np. serca i śledziony) mogą zachodzić na siebie



**Kolimator ze szczelinami ukośnymi:** obraz serca i śledziony widziany jest oddzielnie



**Kolimator rozbieżny:** obraz narządu ulega powiększeniu

**Rys. 8.6 Różne rodzaje kolimatorów służących do obrazowania narządów wewnętrznych.**

Różnice w konstrukcji kolimatorów (nawet wymienialnych w jednej gamma kamerze) polegają na grubości, liczbie i rozmiarach otworów, ich rozmieszczeniu i orientacji. Wybór kolimatora zależy w znaczącym stopniu od energii rejestrowanych fotonów: im wyższa energia, tym w kolimatorze potrzebna jest większa grubość materiału pochłaniającego. Tzw. *septa*, a więc ścianka rozdzielająca otwory, ma zapobiegać przenikaniu fotonów z jednego otworu do drugiego. Dla fotonów niskoenergetycznych, np. z rozpadów  $^{201}\text{Tl}$ , septa może być niewielka, natomiast dla fotonów wysokoenergetycznych, jak z rozpadów  $^{67}\text{Ga}$  (394, 300 i 185 keV),  $^{131}\text{I}$  (376 keV), czy  $^{111}\text{In}$  (245 keV), septa musi być odpowiednio grubsza. Septa o większej grubości musi również dotyczyć badań, w których stosujemy emitery pozytonów, gdyż kwanty anihilacyjne mają energię 511 keV. Użycie kolimatora stosownego dla niskich energii do obserwacji fotonów o wysokiej energii skutkuje rozmyciem obrazu. Z kolei użycie kolimatora dla wysokoenergetycznych fotonów do obserwacji fotonów niskoenergetycznych daje wprawdzie obraz właściwej jakości, ale kosztem zmniejszonej czułości kamery. Jest rzeczą zrozumiałą, że im grubsza septa, tym relatywnie mniejsze otwory kolimatora, a więc tym bardziej obniżona czułość.

Oprócz grubości septy, kolimatory różnią się orientacjami otworów. Otwory te mogą być bowiem wydrążone równolegle (*kolimatory równoległe*) i wówczas rozmiar obrazu będzie pokrywał się z obrazem źródła bez względu na odległość kamery od źródła. Wobec ostrej kolimacji zależność natężenia od kwadratu odległości nie będzie tu obowiązywała. Należy jednak zwrócić uwagę, że wraz ze wzrostem głębokości, na której położone jest źródło zwiększa się pole widzenia i przestrzenna zdolność rozdzielcza pogarsza się. Ma to istotne znaczenie, gdy chcemy ściśle wyznaczyć natężenie świecenia, jak np. w technice SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*).

Oddzielnym problemem jest rejestracja fotonów pochodzących z rozproszeń np. komptonowskich, które mają swoje źródło w innym miejscu niż obserwowane. W zależności od kąta rozproszenia wpadający przez kolimator rozproszony kwant gamma lub X ma inną energię niż kwant biegnący prosto ze źródła. Pozwala to na jego odrzucenie dzięki analizie amplitudowej, a efektywność tego procesu zależy od energetycznej zdolności rozdzielczej detektora. Detektor Ge(Li) może pozwolić na niemal całkowite odrzucenie efektów związanych z rozpraszaniem komptonowskim, podczas gdy w detektorze NaI(Tl) jest to możliwe tylko częściowo. Tu możemy jedynie regulować szerokość okna w jednokanałowym analizatorze amplitudy. Im jest ono mniejsze, tym ściślej zbieramy informację z obszaru



fotopiku, jednak tracimy przy tym natężenie. Z tego względu posługujemy się czasem innymi metodami. W jednej z takich metod mierzymy jednocześnie natężenie w dwóch oknach analizatora: w pierwszym mamy rejestrowany głównie fotopik, w drugim – inne procesy, a następnie odejmujemy natężenie (całe lub jego część) w tym oknie od natężenia w oknie fotopiku. W innej metodzie obserwujemy jednocześnie natężenia w dwóch oknach wokół fotopiku i odejmujemy wartość średnią tych natężeń od natężenia rejestrowanego dla fotopiku. Obie metody mają tę zaletę, że nie prowadzą do redukcji natężenia, niemniej jednak trzeba mieć świadomość, że obie metody nie dają tak dokładnego wycięcia niepotrzebnych sygnałów, jak to jest możliwe dla detektorów Ge(Li).

Otwory mogą być także wydrążone pod kątem i rozbiegać się od strony kryształu do źródła (do pacjenta). Mówimy wtedy o *kolimatorach rozbieżnych*. W takiej geometrii kamera może obrazować źródło większe niż rozmiar kryształu. Pole widzenia wzrasta wówczas w miarę powiększania odległości od przedniej ścianki kolimatora. Dla typowych kolimatorów tego rodzaju pole widzenia w odległości 15 cm wynosi ok. 1,6 razy pole widzenia powierzchni kolimatora od strony kryształu. Obserwowany obraz jest mniejszy niż rzeczywisty rozmiar źródła, co może powodować pewne jego dystorsje, gdyż obiekty bliższe kamery są zmniejszane w mniejszym stopniu niż obiekty od tej kamery dalsze. Dzięki temu dwa identyczne obiekty mogą wydawać się różnych rozmiarów, gdy są ulokowane w różnych odległościach od kamery. Czulość kamery z takim kolimatorem zmniejsza się ze wzrostem odległości źródła od kamery, gdyż odsuwające się źródło jest widziane przez mniejszą liczbę otworów, a więc mniej też będzie fotonów docierających przez otwory do kamery.

*Kolimator zbieżny (ogniskujący)* ma otwory wydrążone w taki sposób, aby zbiegały się one do punktu leżącego od przedniej strony ścianki kolimatora (do pacjenta; rys. 8.6). Jest to więc przeciwieństwo kolimatora rozbieżnego. Oczywiście przy odpowiedniej konstrukcji obudowy kolimatora można go używać raz jako zbieżnego, a raz jako rozbieżnego. Tu pole widzenia zmniejsza się ze wzrostem odległości źródła od kamery, a kolimator powoduje powiększenie obrazu źródła. Wzrost odległości powoduje też wzrost czulości kamery - w przybliżeniu proporcjonalny do kwadratu odległości źródła od kolimatora. Z tego względu kolimator ogniskujący jest wykorzystywany szczególnie do badania organów o małych rozmiarach, jak np. gruczołów tarczycowych, nerek i serca. Kolimatory te powodują na ogół lekkie dystorsje obrazów na ich krawędziach.

*Kolimator z ukośnymi szczelinami*, jest używany gdy chcemy rozseparować obrazy dwóch narządów zachodzących na siebie przy użyciu kolimatora prostego. Rys. 8.6 wyjaśnia istotę funkcjonowania takiego kolimatora.

*Kolimator z wachlarzowatymi szczelinami* (ang. *fan-beam collimator*) jest pewnym skrzyżowaniem kolimatora prostego i zbieżnego. Tego typu kolimatory stosuje się w kamerach o prostokątnych głowicach. Gdy na taki kolimator patrzeć wzdłuż krótszego boku prostokąta, szczeliny kolimatora są równoległe. Patrząc wzdłuż dłuższego boku otwory zbiegają się. Rozwiązanie takie nadaje się szczególnie do obrazowania niewielkich narządów, jak serce lub mózg.

*Kolimator „pin-hole”* różni się od omawianych wyżej przede wszystkim tym, że zamiast wielu otworów ma on tylko jeden otwór o bardzo niewielkich rozmiarach, a gamma kamera pracuje wtedy tak jak historyczna *camera obscura*. Obraz jest odwróconym obrazem rzeczywistego obiektu (źródła), pole widzenia staje się silnie zależne od odległości i w zależności od niej obraz jest albo powiększony albo zmniejszony. Czułość kamery wyposażonej w tego typu kolimator jest z natury rzeczy mniejsza niż w poprzednio omawianych przypadkach i maleje ze wzrostem odległości źródła od otworu. Średnica otworu jest niewielka. Jej powiększenie podwyższa czułość kamery, ale kosztem wprowadzania rozmycia obrazu.

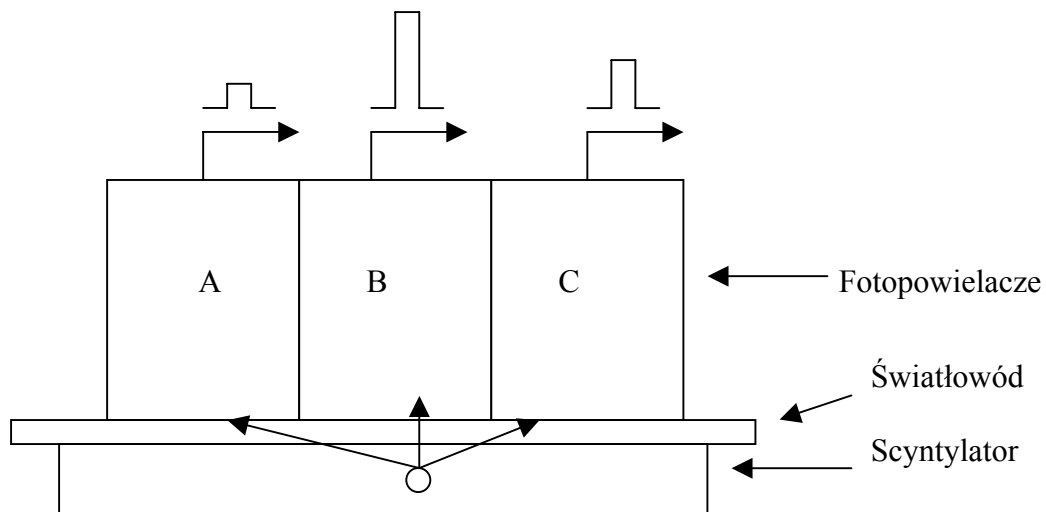
### ***Kryształ scyntylatora***

Typowe kryształy wykorzystywane w gamma kamerach mają postać dysków o średnicy 40 – 50 cm. Zarówno średnica, jak i grubość kryształu wpływają na charakterystykę gamma kamery. Średnica kryształu determinuje w zasadzie pole widzenia kamery. Pole to jest następnie modyfikowane przez kolimatory i odległość kamery od źródła, natomiast grubość kryształu ma wpływ na czułość kamery i rozmycie obrazu. Im grubszy kryształ, tym czułość kamery jest większa, ale też i rozmycie obrazu większe. Rozsądny kompromis pomiędzy tymi efektami zapewniają kryształy o typowych grubościach pomiędzy 6 a 13 mm. Kryształy o małych grubościach używane są szczególnie do pracy z zakresu kardiologii. W standardowych gamma kamerach korzysta się ze średnic 40 cm. Duże średnice potrzebne są nam do obrazowania dużych narządów, np. płuc. W niektórych kamerach, dla powiększenia pola obrazu używa się także kryształów o powierzchniach kwadratowych.

### **Matryca fotopowielaczy**

Fotopowielacze ułożone są zazwyczaj w matrycy heksagonalnej, a wypełnienie przez nie całkowitej powierzchni zależy od średnicy tej powierzchni i średnic fotopowielaczy. Można pokazać, że jednorodne wypełnienie powierzchni koła da się wykonać tylko przy użyciu 7, 19, 37, 61, 91 itd. fotopowielaczy. W trakcie rozwoju powiększały się zarówno rozmiar matryc, jak i liczba fotopowielaczy.

Poniższy rys. 8.7 ilustruje sposób tworzenia impulsu pokazującego miejsce oddziaływania fotonu. Ze wskazanego na rysunku miejsca zaabsorbowania fotonu światło będzie rozchodziło się w kryształach i dotrze światłowodem do kilku fotopowielaczy. Intensywność świecenia docierającego do kolejnych fotopowielaczy będzie różna w zależności od odległości punktu świecenia od fotopowielacza. Na rysunku, fotopowielacz B jest najbliższy punktowi świecenia i zarejestruje on najsilniejszy impuls. Fotopowielacz C otrzyma mniej światła i jego impuls będzie słabszy, a impuls z fotopowielacza A będzie najslabszy. Względne natężenia impulsów z fotopowielaczy, zależne od kąta bryłowego, w którym widziany jest fotopowielacz z punktu świecenia, będą więc nam charakteryzowały położenie miejsca scyntylacji.



**Rys. 8.7 Schemat wytwarzania sygnałów ze scyntylatora w gamma kamerze**

Odpowiedni układ elektroniczny zbierający wszystkie impulsy formuje dwa impulsy, których amplitudy informują o położeniu (X,Y) miejsca świecenia. Ten sam układ zbiera impulsy ze wszystkich fotopowielaczy w jeden impuls (tzw. *impuls Z*), którego amplituda informuje o energii promieniowania. Oczywiście wysokość impulsu Z nie powinna zależeć od położenia punktu świecenia w kryształ. Dlatego też ważną częścią układu elektronicznego jest obwód pozycjonujący, którego zadaniem jest ważenie (przy wykorzystaniu dzielnika napięcia) wzajemnych relacji między sygnałami wychodzącymi z różnych fotopowielaczy. Najprostszym dzielnikiem napięcia jest rodzaj typowej zwojnicy szkolnej, której suwak wyznacza różnicę potencjałów pomiędzy obydwoma końcami zwojnicy. W istocie rzeczy, każdy przedwzmacniacz jest połączony z czterema stykami, które oznaczamy  $X^+$ ,  $X^-$ ,  $Y^+$  i  $Y^-$ . Wysokość impulsu prądowego dochodzącego do każdego z tych czterech styków zależy od bliskości odpowiedniego fotopowielacza do tego styku. Np. przy połączeniu pięciu fotopowielaczy ze stykiem  $X^+$ , napięcie z najbliższego mu fotopowielacza jest zbierane w całości, z następnego zbiera się tylko 75% jego sygnału, z następnego 50%, z kolejnego 25%, a sygnał z ostatniego, piątego fotopowielacza jest ignorowany. Odejmując sumę sygnałów  $X^+$  (po zważeniu ich jak wyżej) od sumy zważonych sygnałów  $X^-$  otrzymujemy sygnał X, który pomnożony przez połowę szerokości matrycy fotopowielaczy daje odległość do styku  $X^+$ . Podobnie postępuje się z sygnałami typu Y.

W etapie końcowym następuje odwzorowanie obrazu źródła na ekranie komputera (lampy katodowej).

**Przestrzenna zdolność rozdzielcza** gamma kamery jest złożoną funkcją grubości kryształu, liczby, typu i kształtu fotopowielaczy oraz grubości światłowodu (jeśli używany). Zmniejszenie grubości kryształu scyntylatora polepsza zdolność rozdzielczą, ale kosztem zmniejszenia czułości kamery.

W nowoczesnych kamerach możemy wybrać do jednoczesnej rejestracji dwie lub trzy energie promieniowania gamma. Oznacza to wykorzystanie dwóch lub trzech jednokanałowych analizatorów amplitudy. Ma to tę zaletę, że możemy obrazować rozkład radionuklidów, które emitują kwanty gamma o dwóch lub więcej energiach, a ponadto pozwala na odrzucenie przyczynku od promieniowania rozproszonego.

Układ elektroniczny kamery pozwala na prowadzenie obserwacji bądź przy ustalonym czasie pomiaru, bądź przy ustalonej całkowitej liczbie zliczeń. Można też zatrzymać pomiar i wykonać obrazowania w wybranych wcześniej interwałach czasowych lub wartościach natężeń. Można też sterować pomiarem i zatrzymać go, gdy gęstość informacji w danym wybranym polu obrazu osiągnie potrzebną nam wielkość.

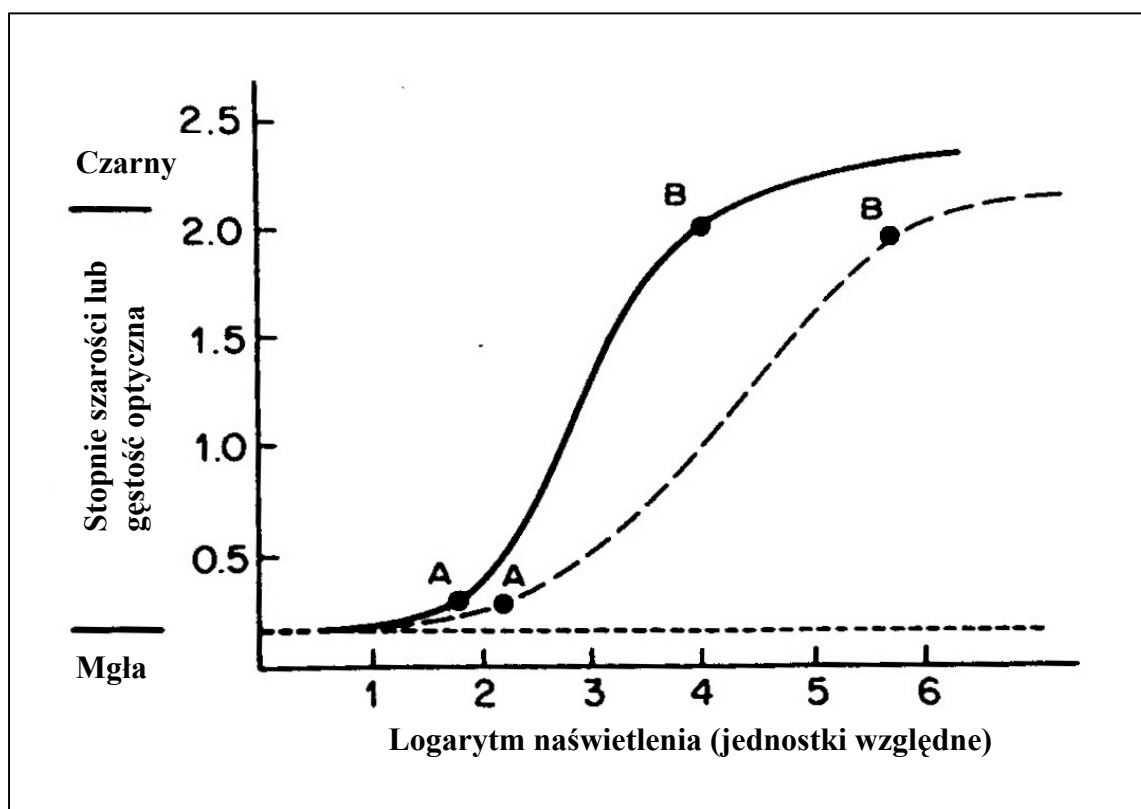
## **8.2 Istotne informacje dla kamery scyntylicyjnej albo podsumowanie 1:**

1. Na jakość danych zbieranych in vivo wpływa kolimacja, pochłanianie i rozpraszanie komptonowskie. Kamera musi być ustawiona zawsze w taki sposób, aby zbierała jak najwięcej szczegółowych informacji o rozkładzie natężenia promieniowania wychodzącego z konkretnego obszaru.
2. W powyższym kontekście kolimacja jest niezbędna, aby wykluczyć detekcję promieniowania spoza pola naszego zainteresowania. Pole to związane jest ze zdolnością rozdzielczą i czułością kolimatora. Kolimatory wykonuje się zasadniczo z ołowiu – materiału taniego i stanowiącego dobrą osłonę przed promieniowaniem. W zależności od grubości septy kolimatory służą obrazowaniu fotonów nisko lub wysokoenergetycznych.
3. Efekt rozpraszania Comptona, które powoduje wchodzenie do kolimatora promieniowania spoza pola naszego zainteresowania, można starać się częściowo zredukować przez właściwe dobranie okna amplitudowego zbieranego sygnału lub jednoczesne wykorzystanie dwóch lub trzech jednokanałowych analizatorów amplitudy i odejmowanie efektu w oknie głównym.
4. Pochłanianie promieniowania w tkance powyżej źródła jest głównym źródłem błędów w kwantyfikowaniu aktywności, ale efekt ten daje się ocenić.

## **8.3 Obraz całkowity na filmie rentgenowskim**

Przelatująca na ekranie lampy katodowej plamka nie stanowi jeszcze obrazu. Ten jest tworzony przez całkowanie informacji, punkt po punkcie, w pamięci komputera i na filmie rentgenowskim. W niniejszym paragrafie, pomimo pewnej ahistoryczności rejestracji rentgenowskiej, chcemy podać kilka informacji na ten temat, gdyż technika zachowywania obrazu na kliszach rentgenowskich jest popularna także w innych gałęziach medycyny.

Zaczernienie filmu jest mierzone jakościowo przez parametr znany jako *gęstość optyczna*. Z definicji jest to logarytm dziesiętny stosunku natężenia padającego na film światła do natężenia przechodzącego przez ten film. Oznacza to, że film o gęstości optycznej 2 będzie transmitował zaledwie 1% padającego promieniowania. Gęstość zero oznacza natomiast stuprocentową przezroczystość. Obszary te będą więc się nam jawiły odpowiednio jako czarne i białe. Dla typowego filmu rentgenowskiego zależność gęstości optycznej od ekspozycji pokazuje rys. 8.8. Krzywa ciągła pokazuje film wysokokontrastowy, podczas gdy krzywa przerywana charakteryzuje film o małym kontraście. Jak wynika z rysunku, duża wartość kontrastu oznacza zmniejszoną możliwość obejrzenia zakresu ekspozycji.



**Rys. 8.8** Typowe krzywe względnej czułości filmu rentgenowskiego od natężenia promieniowania. Skala pionowa pokazuje gęstość optyczną od sytuacji obrazu zamglonego ze względu na zbyt słabą ekspozycję do obrazu zaczernionego, a więc nieużytecznego.

W zasadzie gęstość zależna od ekspozycji będzie widoczna tylko w obszarze pomiędzy punktami A i B zaznaczonymi na rysunku. W praktyce chcemy tak dobrać film, aby obszar

ten znalazł się w najbardziej interesującym nas zakresie zliczeń. Dlatego też obszar maksymalnego natężenia (tzw. *punkt gorący*) powinien odpowiadać punktowi B, zerowe zaś zliczenia – punktowi A. Dla poszczególnych pacjentów wartość maksymalnego natężenia jest różna, gdyż zależy od dawki, rozkładu radiofarmaceutyku w badanym narządzie, od rozmiaru i kształtu tego narządu itp. Dlatego też przyjęcie w badaniach stałych zliczeń, a nie czasu ekspozycji może być korzystne. Właściwe naświetlenie filmu jest odwrotnie proporcjonalne do zbieranej liczby zliczeń.

W medycynie nuklearnej korzysta się rutynowo z rejestracji wielu obrazów o formacie 8x10 lub 11x14 cali na jednym filmie. Tak więc jeden film może zawierać od jednego do nawet 64 obrazów. Obecnie rejestracja na filmie jest wypierana przez tworzenie obrazów cyfrowych bezpośrednio w pamięci komputera.

#### **8.4 Istotne informacje albo podsumowanie 2:**

- a. Kamera scyntylicyjna pozwala na obrazowanie rozkładu radionuklidu w dobrym tempie około 20 impulsów na sekundę. Kamery wyposażane są w jedną, dwie lub trzy głowice, o czym powiemy więcej w następnym rozdziale.
- b. Kamera złożona jest z kilku podstawowych elementów: ramienia obrotowego, na którym umieszczone są głowice. Każda z nich składa się z kolimatora, kryształu scyntyлятора NaI(Tl), banku fotopowielaczy i stowarzyszonej z nimi elektroniki, której sygnały są wysyłane do układu wyświetlającego obraz. Ten ostatni układ może składać się z oscyloskopu (lampy katodowej) oraz aparatu fotograficznego, jednak częściej teraz jest to po prostu ekran i pamięć komputera. Na wyjściu z zespołu fotopowielaczy rejestrujemy trzy impulsy: X, Y i Z, z których pierwsze dwa dają położenie scyntytacji, trzeci zaś, wykorzystywany dla fotopiku, jest proporcjonalny do energii kwantu  $\gamma$ . Sygnały położeniowe powodują odchylenie plamki na oscyloskopie proporcjonalnie do odległości miejsca scyntytacji od źródła.
- c. Kolimator jest istotną składową kamery. W użyciu jest pięć typów kolimatorów: z kanałami równoległymi lub biegnącymi ukośnie (kolimatory zbieżne i rozbieżne), kolimator z nachylonymi szczelinami oraz kolimator typu pin-hole. Najczęściej używany jest kolimator prosty z kanałami równoległymi.

- d. Rozmiar kryształu scyntylatora zależy od przeznaczenia kamery. Dla badań czynności serca wystarczają kamery o małych polach widzenia (25 cm), dla badań całego ciała muszą być one większe. Grubość kryształu wynosi na ogół ok. 13 mm. Do badań czynności serca używa się cieńszych kryształów. Grubość kryształu jest odwrotnie proporcjonalna do wewnętrznej zdolności rozdzielczej kamery scyntylacyjnej.

## **8.5 Obrazowanie przy pomocy gamma kamery**

Otrzymaniu obrazu z kamery scyntylacyjnej towarzyszą następujące kroki:

1. wybór badanego narządu, radiofarmaceutyka i dawki dostarczanej pacjentowi. Poza przypadkami konieczności przeprowadzenia badań dynamicznych, z reguły radiofarmaceutyk podaje się z dala od kamery, a badanie rozpoczyna się po czasie niezbędnym dla wchłonięcia radiofarmaceutyka do narządu, który chce się zbadać. W badaniach dynamicznych radiofarmaceutyk można podać bezpośrednio po położeniu pacjenta pod kamerą.
2. wybór parametrów analizatora amplitudy (próg dyskryminacji i szerokość okna)
3. wybór właściwego kolimatora, dobranego do energii promieniowania i potrzebnej zdolności rozdzielczej
4. wybór sposobu zbierania danych: na czas lub dla ustalonej liczbie zliczeń
5. wybór właściwej jasności świecenia lampy katodowej
6. ułożenie pacjenta na stole pod kamerą
7. rozpoczęcie i zakończenie ekspozycji
8. wywołanie filmu w trakcie lub po zakończeniu badań (jeśli na jednym filmie rejestrujemy kilka obrazów)

### **8.5.1. Otrzymywanie obrazów w postaci cyfrowej**

W dzisiejszym obrazowaniu nagminnie korzystamy z zapisu cyfrowego, tj. takiego, który przestrzeń obrazu dzieli na kwadraciki (pixele), do których przypisujemy zbierane w nich natężenie promieniowania. Aby otrzymać obrazy w postaci cyfrowej, sygnały analogowe



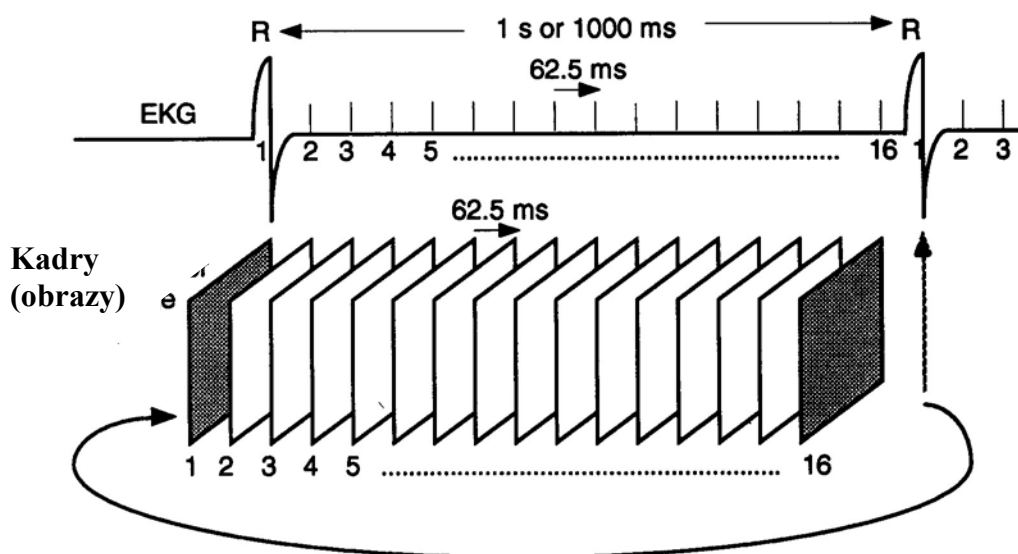
muszą zostać przetworzone na binarną formę cyfrową. Czynność tę wykonuje przetwornik ADC (*analog-to-digital*). Daną wielkość sygnału dzieli się na  $2^N$  części, gdzie N oznacza liczbę bitów. Tak więc przetwornik 3-bitowy będzie dzielił sygnał na  $2^3 = 8$  równych części. Im liczba N jest większa, tym obraz jest dokładniejszy, jednak czas przetwarzania dłuższy, więc zawsze musimy iść na jakiś kompromis. W gamma kamerach korzystamy z reguły z przetworników 7 lub 8-bitowych, co oznacza, że interesujący nas obszar badań (X,Y) jest podzielony na  $2^7 \times 2^7 = 128 \times 128$  lub  $2^8 \times 2^8 = 256 \times 256$  pixeli. Dla scyntylatora o średnicy 28 cm oznacza to ograniczenie przestrzennej zdolności rozdzielczej do ok. 2 mm. W ogólności, decydując się na wybór liczby pixeli decydujemy się na wybór najmniejszej odległości między szczegółami rozróżnialnymi na obrazie.

Obrazowanie może być zarówno statyczne, jak dynamiczne. W pierwszym wypadku wykonuje się zdjęcia różnych fragmentów ciała, oglądanych pod różnym kątem. Na przykład, podczas badania kośćca wykonuje się standardowo 12 zdjęć: głowy z trzech stron, ramiona lewe i prawe, klatka piersiowa z przodu i z tyłu itd., lub też zdejmuje się obraz przesuwając w sposób ciągły ramię kamery wzdłuż pacjenta. Wątrobę i śledzionę fotografujemy na ogół pod sześcioma kątami obserwacji, tarczycę pod trzema lub czterema kątami itp. Tutaj cyfrowe przetwarzanie obrazu nie jest konieczne – jest ono raczej wygodną formą archiwizacji wyników.

**Obrazowanie dynamiczne** jest ważnym badaniem wtedy, gdy rozkład radionuklidu w organizmie szybko się zmienia, a właśnie te zmiany (np. przepływ radiofarmaceutyka przez nerki) stanowią przedmiot naszego zainteresowania. W tego typu badaniu wykonujemy serię zdjęć co np. 1 s. W takim wypadku jednak cyfrowe przetwarzanie obrazu jest nieocenione, gdy zależy nam na zdejmowaniu obrazu np. co 0,5 s przez np. 100 s lub więcej. Do specyficznych zastosowań cyfrowej techniki zbierania obrazów należy **obrazowanie bramkowane**, znane pod skrótem MUGA (*multiple gated acquisition*) – technika potrzebna do zbierania obrazów z narządów poruszających się, jak serce. W tym wypadku chodzi o otrzymywanie serii obrazów (ramek – *frames*) odpowiadających kolejnym fazom ruchu, patrz rys. 8.9. Np. typowy okres bicia serca 1s dzielony jest w taki sposób, aby w równych odstępach czasu otrzymać 8,16 lub 32 obrazy. Dla najczęstszego wyboru 16 obrazów oznacza to, że przedział czasowy, w którym zbieramy dane to 62,5 ms. Początkowy sygnał otwarcia pierwszej bramki czasowej powstaje, gdy w elektrokardiogramie otrzymamy charakterystyczny pik tzw. fali R. Po 62,5 ms zaczyna się zbieranie danych w drugiej ramce

itd. Przy następnym piku R układ znów zaczyna zbierać dane począwszy od pierwszej ramki. Ponieważ uderzenia serca następują w czasach nieco różnych (na ogół mniejszych) od 1 s, szerokość czasowa odpowiadająca ramce jest odpowiednio mniejsza, na ogół 30-70 ms.

Liczba zliczeń rejestrowana w badaniach serca w czasie tych przykładowych 62,5 ms jest z reguły niezbyt wielka nawet przy podaniu dawki 20 mCi  $^{99m}\text{Tc}$ . Dlatego też należy zebrać wyniki z wielu uderzeń serca, tak, aby w każdej fazie ruchu serca zebrać natężenie rzędu 200 000 – 1 000 000. Jak widać, istotnym założeniem w tych badaniach jest stałość odstępów czasowych pomiędzy impulsami R. W istocie rzeczy są one stałe w granicach ok. 10%. Zebrane obrazy (kadry) można następnie oglądać jeden po drugim lub jak na filmie. Można je dodawać, odejmować, dzielić przez siebie – w zależności od potrzeb. Można także zakreślić sobie obszar szczególnie interesujący i zobaczyć jak w tym obszarze zmienia się natężenie w funkcji czasu, co np. w wypadku serca może pokazać różnice objętości komory podczas skurczu i rozkurczu.

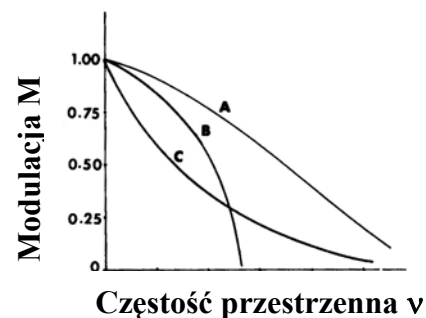
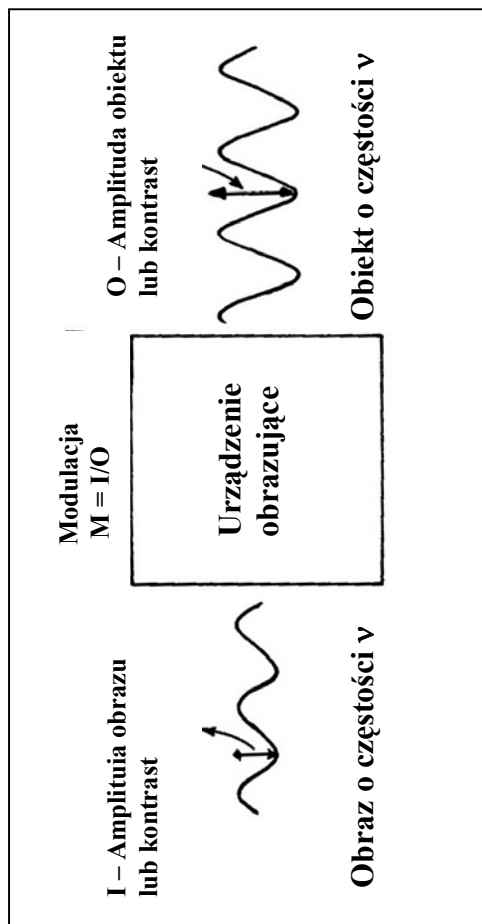


**Rys. 8.9** Rysunek poglądowy uderzeń serca widocznych w elektrokardiogramie i powiązanie go z podziałem na segmenty czasowe, w których wykonywane jest obrazowanie (poszczególne kadry) – technika MUGA

## 8.6 Kontrola jakości kamery scyntylacyjnej

Oprócz przestrzennej zdolności rozdzielczej i czułości, ważnymi parametrami kamery scyntylacyjnej są jednorodność i szybkość zbierania danych. Omówimy teraz sposoby ilościowej oceny tych parametrów. Pominie tu kwestie szybkości zbierania danych, wiążące się z problemem czasu martwego i właściwego wyboru progu dyskryminacji oraz okna amplitudowego, o którym już mówiliśmy.

**Przestrzenna zdolność rozdzielcza** jest scharakteryzowana szerokością połówkową w połowie wysokości (FWHM) funkcji punktowego rozmycia (*point-spread function*) oraz tzw. funkcją modulacji. FWHM funkcji punktowego rozmycia mówi nam, ile milimetrów (lub centymetrów) zajmie obraz punktu, przy czym przestrzenny rozkład natężenia wokół niego jest krzywą dzwonową (z dobrym przybliżeniem - gaussowską). Parametr rozmycia dla obiektów o różnym kontraście może być różny, mając więc dwie kamery o takim samym stopniu rozmycia, w konkretnym badaniu jedna może być bardziej przydatna niż druga.



Rys. 8.10 Funkcja MTF dla trzech zestawów obrazujących. Modulacja  $M$  układu A jest wyższa od modulacji pozostałych zestawów i to przy wszystkich częstotliwościach. Oznacza to, że ma on najlepszą zdolność rozdzielczą. O tym, który z zestawów B lub C byłby przez nas preferowany, gdybyśmy musieli wybrać między nimi, będzie decydować interesujący nas zakres częstotliwości. Gdyby interesował nas pełny zakres częstotliwości, wybralibyśmy zestaw C.

**Funkcja modulacji** MTF (*modulation transfer function*) daje stosunkowo najpełniejszą charakterystykę przestrzennej zdolności rozdzielczej. Jej definicję przedstawiliśmy z lewej strony rys. 8.10. Istotną sprawą dla zrozumienia istoty tej funkcji jest stwierdzenie, że każdy rozkład przestrzenny można przedstawić jako wynik nałożenia się na siebie sygnałów o określonym okresie przestrzennym. Otrzymanie tych sygnałów i ich wzajemnej relacji natężeniowej stanowi istotę analizy fourierowskiej obrazów. Wykonując taką analizę zakładamy po cichu, że nasz układ detekcyjny jest liniowy, co nie zawsze jest prawdą.

Chociaż charakterystyka przestrzennej zdolności rozdzielczej przy pomocy funkcji modulacji jest pełniejsza, jej sens nie zawsze jest czytelny, właśnie dlatego, że posługuje się ona transformatą fourierowską. Obserwacja wpływu poszczególnych sygnałów na końcowy obraz daje pełną informację o jakości obrazu kamery.

**Modulację**  $M$  sygnału o częstotliwości przestrzennej  $\nu$  definiujemy jako stosunek amplitudy sygnału wyjściowego z kamery do sygnału wejściowego - doprecyzowuje to wzór (8.4). MTF jest więc niczym innym niż funkcją  $M(\nu)$ .  $M = 1$  dla danej częstotliwości oznacza brak degradacji tej składowej obrazu,  $M = 0$  oznacza maksymalną degradację. W górnej prawej części rys. 8.10 pokazane są trzy układy obrazujące: niewątpliwie układ A jest najlepszy z nich wszystkich, gdyż ma wartości MTF większe w całym obszarze częstotliwości. Natomiast wybór pomiędzy układem B i C jest już trudniejszy, gdyż musi zależeć od rodzaju obiektu, który chcemy obserwować. Ideałem jest układ, który przenosi dobrze sygnały o niskich i o wysokich częstotliwościach. W medycynie nuklearnej dla zobrazowania ostrych brzegów i drobnych szczegółów na obrazie potrzeba mieć dobre przenoszenie wysokich częstotliwości. Łatwo zobaczyć, że układ B właśnie wycina efektywnie wysokie częstotliwości. Nie zawsze jest to jednak cecha niepożądana: jak mówiliśmy, decyzja zależy od celu, a więc wyboru jakości obrazu, jaki sobie postawiliśmy.

Bezpośredni pomiar MTF nie jest łatwy i dokonujemy go mierząc rozmycia różnych linii, o czym powiemy dalej.

W wypadku kamery scyntylicyjnej zdolność rozdzielcza jest uwarunkowana działaniem kryształu scyntyлятора oraz kolimatora. Jeśli przestrzenne rozmycia (FWHM) związane z każdym z tych czynników oznaczyć jako  $R_1$  i  $R_2$ , to całkowita zdolność rozdzielcza będzie

$$R = \sqrt{R_1^2 + R_2^2}, \quad (8.1)$$

a

$$MTF = MTF_1 \cdot MTF_2 \quad (8.2)$$

Gdyby takich składowych było więcej, wówczas ich składanie odbywało by się według podobnego schematu.

Na *czułość* kamery, a więc na zdolność układu obrazującego do wykorzystania jak największej liczby fotonów emitowanych z badanego obiektu w jednostce czasu, składają się trzy czynniki: czułość punktowa, czułość liniowa i czułość planarna.

**Czułość punktowa**  $S_p$  zdefiniowana jest jako ułamek fotonów rejestrowanych w jednostce czasu ze źródła punktowego. W kamerze scyntylicyjnej wielkość  $S_p$  jest w zasadzie stała w polu widzenia kolimatora.

**Czułość liniowa**  $S_L$  zdefiniowana jest jako ułamek fotonów rejestrowanych w jednostce czasu na jednostkę długości nieskończenie długiego źródła liniowego o jednorodnej aktywności. Mierzony rozkład będzie charakteryzował się pewnym rozmyciem przestrzennym. Nazywamy go funkcją rozmycia liniowego LSF (ang. *line-spread function*). Funkcji tej używamy do obliczenia funkcji modulacji:

$$MTF(\nu) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) \cos(2\pi\nu x) dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) dx} \quad (8.3)$$

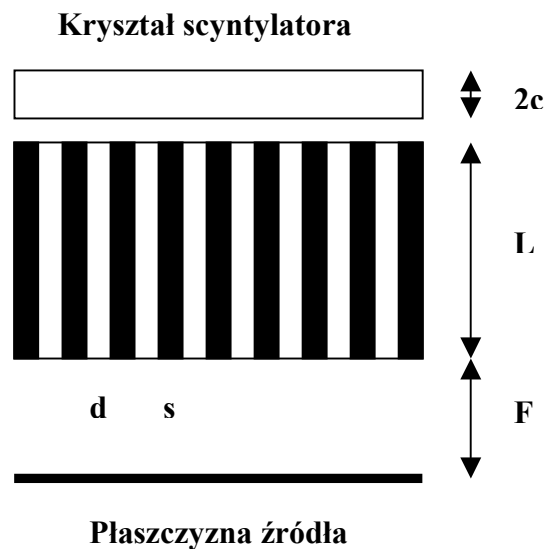
**Czułość planarna**  $S_A$  zdefiniowana jest jako ułamek fotonów rejestrowanych w jednostce czasu na jednostkę powierzchni o jednorodnej aktywności. Parametr ten jest często używany dla porównania jakości dwóch kamer, a jego największą zaletą jest łatwość pomiaru tego parametru. Jeśli płaszczyzna źródła jest większa niż pole widzenia kolimatora dla danej odległości, to czułość planarna nie zmienia się z odległością płaszczyzny od kolimatora.

## 8.7 Czynniki wpływające na przestrzenną zdolność rozdzielczą i czułość układu obrazującego

W dyskusji istotnych parametrów będziemy zakładali nieprzenikalność septy oraz brak rozprożeń fotonów w kolimatorze. Na zdefiniowaną wyżej zdolność rozdzielczą  $R_1$  kamery scyntylacyjnej ma wpływ grubość kryształu NaI(Tl) oraz energia fotonów. Ze wzrostem energii ta zdolność rozdzielcza polepsza się.

Składowa  $R_2$  zależy z kolei od parametrów kolimatora, jak jego długość  $L$  czy średnica otworów  $d$ . Jeśli odległość źródła od płaszczyzny wejściowej kolimatora (zakładamy kolimator o równoległych otworach) wynosi  $F$ , a grubość kryształu scyntylatora wynosi  $2c$  (patrz rys. 8.11), to w przybliżeniu

$$R_2 \cong \frac{d(L + F + c)}{L} \quad (8.4)$$



Rys. 8.11 Rysunek pomocniczy do obliczenia wkładu kolimatora do przestrzennej zdolności rozdzielczej gamma kamery

**Czułość planarna** zależy od  $d$  i  $L$ , średnicy kryształu  $D$ , wydajności  $\varepsilon_p$  oraz grubości septy  $s$ :

$$S_A \cong \frac{\pi d^4}{64L^2} \cdot \frac{3D^2}{4(d+s)^2} \cdot \varepsilon_p \quad (8.5)$$

Jak widać, czułość planarną możemy zwiększyć albo przez zwiększenie szerokości  $d$  albo skrócenie długości  $L$ , odwrotnie niż w wypadku poprawiania  $R_2$ . Dla optymalnego kolimatora  $S_A$  zmienia się proporcjonalnie do  $R_2^2$ , a więc dwukrotne polepszenie przestrzennej zdolności rozdzielczej (tj. dwukrotne zmniejszenie wartości  $R_2$ ) skutkuje czterokrotnym pogorszeniem czułości planarnej. Czułość tę znakomicie polepsza większa wartość średnicy  $D$  kryształu scyntylatora, ten zysk jednak odczuje się tylko w obrazowaniu odpowiednio dużych narządów. Zwiększenie grubości kryształu zwiększy z kolei wartość  $\varepsilon_p$ , ale to z kolei spowoduje pogorszenie zdolności rozdzielczej  $R_1$ .

W wypadku wysokoenergetycznego promieniowania  $\gamma$ , kiedy to energia  $E_\gamma$  jest większa od ok. 150 keV, z reguły septa trochę przepuszcza promieniowanie, co skutkuje pogorszeniem przestrzennej zdolności rozdzielczej. Zmienia się ona także z odległością źródła od płaszczyzny wejściowej kolimatora. Najlepszą zdolność rozdzielczą uzyskuje się właśnie na tej płaszczyźnie wejściowej.

**Jednorodność obrazowania** jest również bardzo ważną cechą kamery. Cecha ta nie zależy od przestrzennej zdolności rozdzielczej, gdyż odzwiedla ona zdolność kamery do zreprodukowania przestrzennie jednorodnego rozkładu aktywności, a więc rozkładu bez żadnych zmian przestrzennych. W zasadzie wszystkie kamery wykazują niejednorodności rozkładów mierzonych natężeń, sięgające czasem 10%. Takie nieskorygowane obrazy pokazują miejsca „gorące”, o zwiększonej wartości natężenia, jak i „zimne”, w których natężenie jest niższe niż być powinno. Może to być wynikiem np. niejednorodności grubości kryształu scyntylatora, czy transmisji promieniowania przez kolimator, jednak dominujący przyczynek wnoszą tu elektronika: różne reakcje fotopowielaczy i różne transmisje światła w zależności od miejsca powstania scyntylacji w kryształach. Te zróżnicowane reakcje prowadzą do przesunięcia punktu rejestracji fotonu. I tak obraz liniowego źródła promieniotwórczego jawi się jako łuk. Z tego względu kamerę należy właściwie „zestroić”, co oznacza skorygowanie parametrów pracy poszczególnych fotopowielaczy. Ze względu na możliwy

dryf w związku z fluktuacjami napięcia zasilającego, jednorodność odpowiedzi układu należy rutynowo sprawdzać.

Szczególnym typem niejednorodności kamery jest efekt „edge packing” objawiający się powstawaniem jasnego pierścienia wokół krawędzi obrazu. Efekt ten związany jest z wewnętrznymi odbiciami światła od krawędzi kryształu i umieszczeniem fotopowielaczy tylko z jednej strony kryształu. Obszar tego pierścienia nie jest oczywiście używany w praktyce medycyny nuklearnej i jest z reguły przesłaniany przez odpowiedni pierścień ołowiany umieszczony przed kolimatorem. Inaczej mówiąc, użyteczne pole widzenia jest zawsze nieco mniejsze niż rozmiar kryształu. We współczesnych kamerach wprowadza się także automatyczną poprawkę na ten efekt. Macierz poprawek jest bardzo starannie wyznaczana przez pomiary nieliniowości układu, a jednorodność w użytecznym polu sięga 2% lub nawet mniej. Mamy też automatyczne systemy strojenia, co pozwala nam na zmniejszenie częstotliwości sprawdzania parametrów kamery. Niemniej jednak takie sprawdzenia należy wykonywać raz na miesiąc lub kwartał. Podobnie należy sprawdzać jednorodność transmisji kolimatorów.

Na koniec warto też wspomnieć, że typowy czas martwy w kamerach scyntylicyjnych może dochodzić do 10-15  $\mu$ s, w związku z czym trzeba zachować ostrożność w sytuacjach dużych natężeń promieniowania, przy których mogą wystąpić efekty nakładania się impulsów (efektywnie zwiększona amplituda, a więc i zarejestrowanie większej energii niż rzeczywista) i zafałszowania informacji w obrazie.

## **8.8 Wykrywalność radiofarmaceutyków i kontrast obrazu**

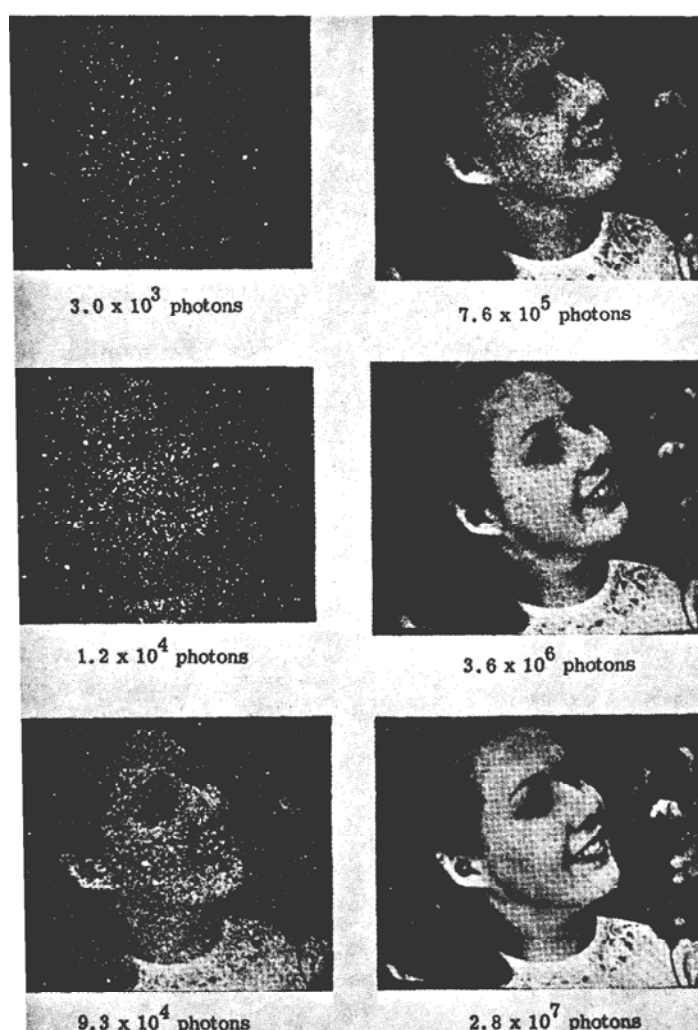
W medycynie nuklearnej kontrast w interesującym nas obrazie narządu tworzony jest dzięki wprowadzeniu doń radiofarmaceutyku, który selektywnie wchłania się lub nie w uszkodzonym narządzie. Im większy kontrast, tym łatwiej stwierdzić obecność uszkodzenia. Z tego względu radiofarmaceutyki dające większy kontrast są łatwiej wykrywane niż dające kontrast słabszy.

Dla celów ilościowych możemy zdefiniować kontrast  $C_0$ , jako



$$C_0 = \frac{C_A - C_N}{C_N}, \quad (8.6)$$

gdzie  $C_A$  i  $C_N$  oznaczają koncentrację radiofarmaceutyka w tkankach odpowiednio anormalnej i normalnej. Gdy  $C_0 > 0$  mówimy o kontraście dodatnim. Np. radiofarmaceutyki używane w badaniach mózgu dają kontrast dodatni o wartości 15-25. Kontrast ujemny, który z definicji nie może przekroczyć wartości  $-1$ , kiedy to po prostu nie widać promieniowania, wykorzystywany jest np. w skanowaniu wątroby przy użyciu radiokoloidów. Oczywiście radiofarmaceutyki dające kontrast dodatni są potencjalnie łatwiej wykrywane.



**Rys. 8.12** Widoczność szczegółów obrazu jest zależna od aktywności źródła (tu – liczby fotonów) nawet przy bardzo dobrej przestrzennej zdolności rozdzielczej kamery

Mówiliśmy już o trudnościach związanych z polepszaniem przestrzennej zdolności rozdzielczej, za którą płacimy zmniejszonym natężeniem i zwiększoną dawką obciążającą pacjenta. Dla jakości obrazowania nie bez znaczenia jest także całkowite natężenie rejestrowane w danych partiach obrazu. Oznacza to konieczność posiadania urządzenia o odpowiedniej czułości. Ta, niestety, jest odwrotnie proporcjonalna do kwadratu przestrzennej zdolności rozdzielczej.

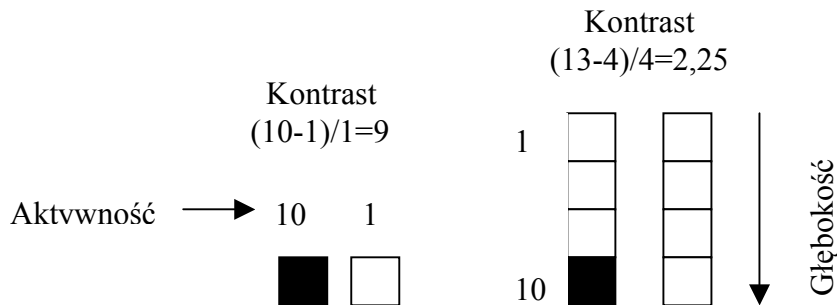
Wysoka wartość kontrastu i dobra przestrzenna zdolność rozdzielcza nie wystarczają do dobrej percepcji obrazu. Ta zależy też od całkowitej liczby fotonów, tj. światła pozwalającego nam na obejrzenie przedmiotu. Duży przedmiot w ciemnym pokoju nie będzie widoczny. Podobnie i tu: duże natężenie jest nam niezbędne. Pozwala ono także na zredukowanie szumów statystycznych obrazu: przy małych natężeniach widzialność przedmiotu jest uwarunkowana szumami, tj. wartościami pierwiastka z liczby zliczeń, przy dużych natężeniach – przestrzenną zdolnością rozdzielczą.

W medycynie nuklearnej szum statystyczny w obrazie związany jest z **gęstością informacji**, zdefiniowaną jako liczba fotonów rejestrowana na każdy  $\text{cm}^2$  badanego obiektu. Wpływ szumu można redukować zatem zwiększając gęstość informacji (rys. 8.12). W praktyce wymagana gęstość informacji, to około  $1000 \text{ imp/cm}^2$ . W badaniach mózgu, ta gęstość wzrasta do około 300 000. Zwiększanie tych liczb niewiele wnosi, gdyż wejdziemy w ograniczenia związane ze zdolnością rozdzielczą, są to więc wielkości optymalne. Oczywiście, gdyby powstały kamery z lepszą zdolnością rozdzielczą, ale bez utraty czułości, użyteczna gęstość informacji mogłaby się natychmiast także zwiększyć.

Warto też zauważyć, że gamma kamera w zasadzie dokonuje całkowania liczby zliczeń po głębokości narządu. Prowadzi to niewątpliwie do obniżenia kontrastu i pogorszenia wykrywalności uszkodzenia, co ilustruje rys. 8.13.

Za utratę części kontrastu odpowiedzialne jest rozpraszanie komptonowskie. W wypadku detektorów NaI(Tl) słaba energetyczna zdolność rozdzielcza nie pozwala na całkowite wyeliminowanie tego efektu. Z kolei, ze względu na absorpcję promieniowania, łatwiej jest wykryć uszkodzenia na powierzchni organu niż w jego głębi. Dodatkowym utrudnieniem zmniejszającym kontrast obrazu może być ruch narządu, w szczególności wątroby, płuca czy serca, które mogą przesuwać się w trakcie badania aż o 2 cm. Odpowiedni program

komputerowy może tu trochę pomóc. Na końcu należy uwzględnić doświadczenie zawodowe lekarza, które może zasadniczo wpływać na ocenę obrazu.



**Rys. 8.13** Utrata kontrastu związana z głębokością położenia uszkodzenia (np. nowotworu). W pokazanym przykładzie uszkodzenie o kontraście  $C_0=9$  jest widoczne przy kontraście zaledwie 2,25 (przyjeliśmy, że każdy element objętości wnosi taki sam wkład)

Reasumując:

1. Wykrywalność uszkodzeń jest złożoną funkcją kilku parametrów, które mogą zależeć od pacjenta, kamery i techniki obrazowania.
2. Kontrast badanego obiektu zależy od pacjenta, tj. rozkładu w nim radiofarmaceutyka, rozprożeń i pochłaniania promieniowania.
3. Przestrzenna zdolność rozdzielcza i czułość zależy od używanej kamery scyntylicyjnej.
4. Zależnie od techniki zmienia się liczba zliczeń, a więc i szum statystyczny. Dotyczy to także techniki samej wizualizacji (np. dobrania parametrów filmu rentgenowskiego).