



Fundusze Europejskie

Szkolenie realizowane w ramach projektu FERS.01.13-IP.07-0005/24

pn: „Podniesienie kompetencji pracowników i pracowniczek

**Państwowej Inspekcji Sanitarnej w zakresie bezpieczeństwa żywności
i żywienia, higieny środowiska oraz higieny radiacyjnej”**

Dofinansowanie projektu z UE: 2 927 147,78 PLN



Fundusze
Europejskie



Rzeczpospolita
Polska

Dofinansowane przez
Unię Europejską





Fundusze Europejskie

Fizyczne i techniczne elementy wyposażenia dla poszczególnych typów urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych



Fundusze
Europejskie



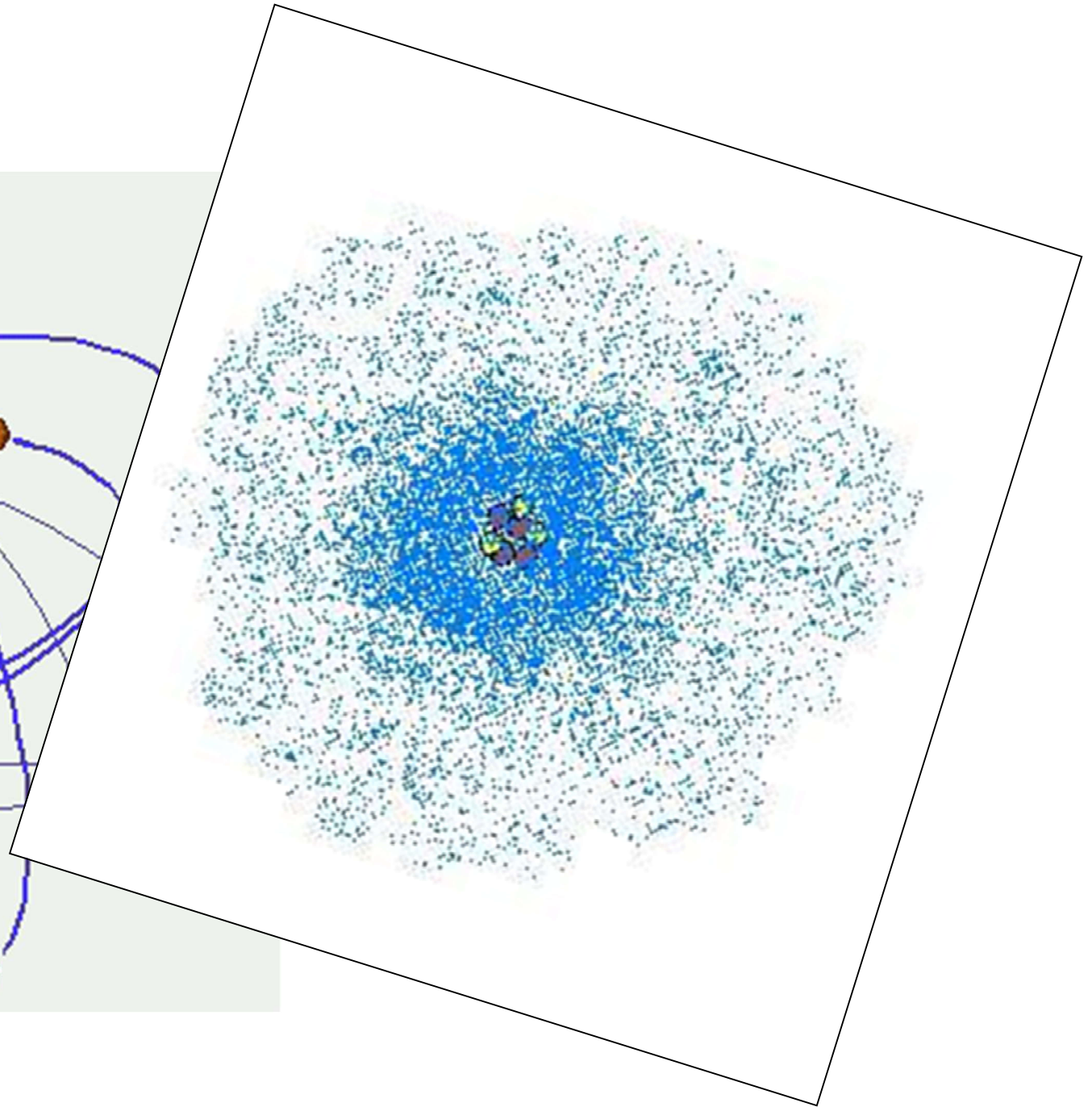
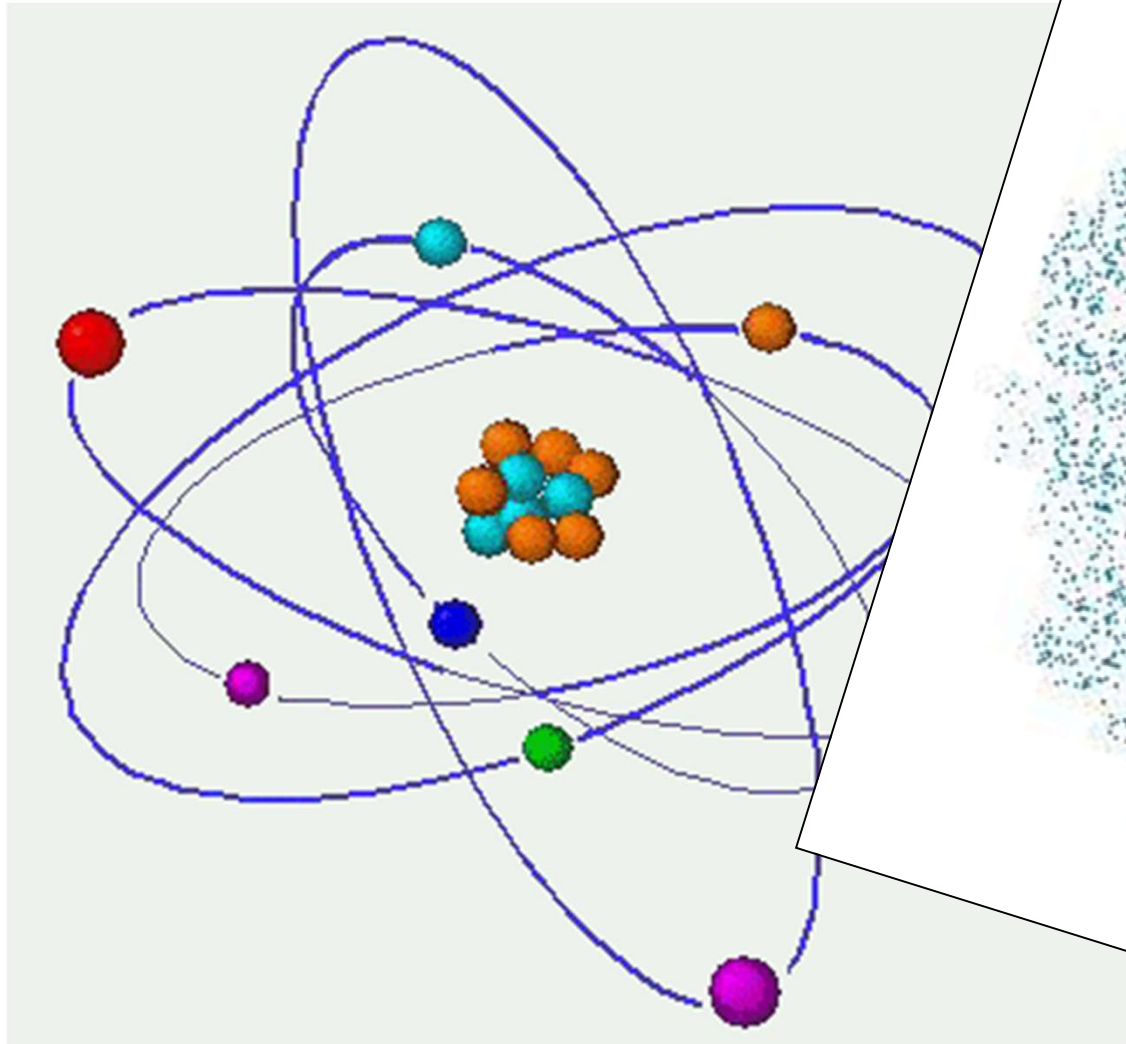
Rzeczpospolita
Polska

Dofinansowane przez
Unię Europejską

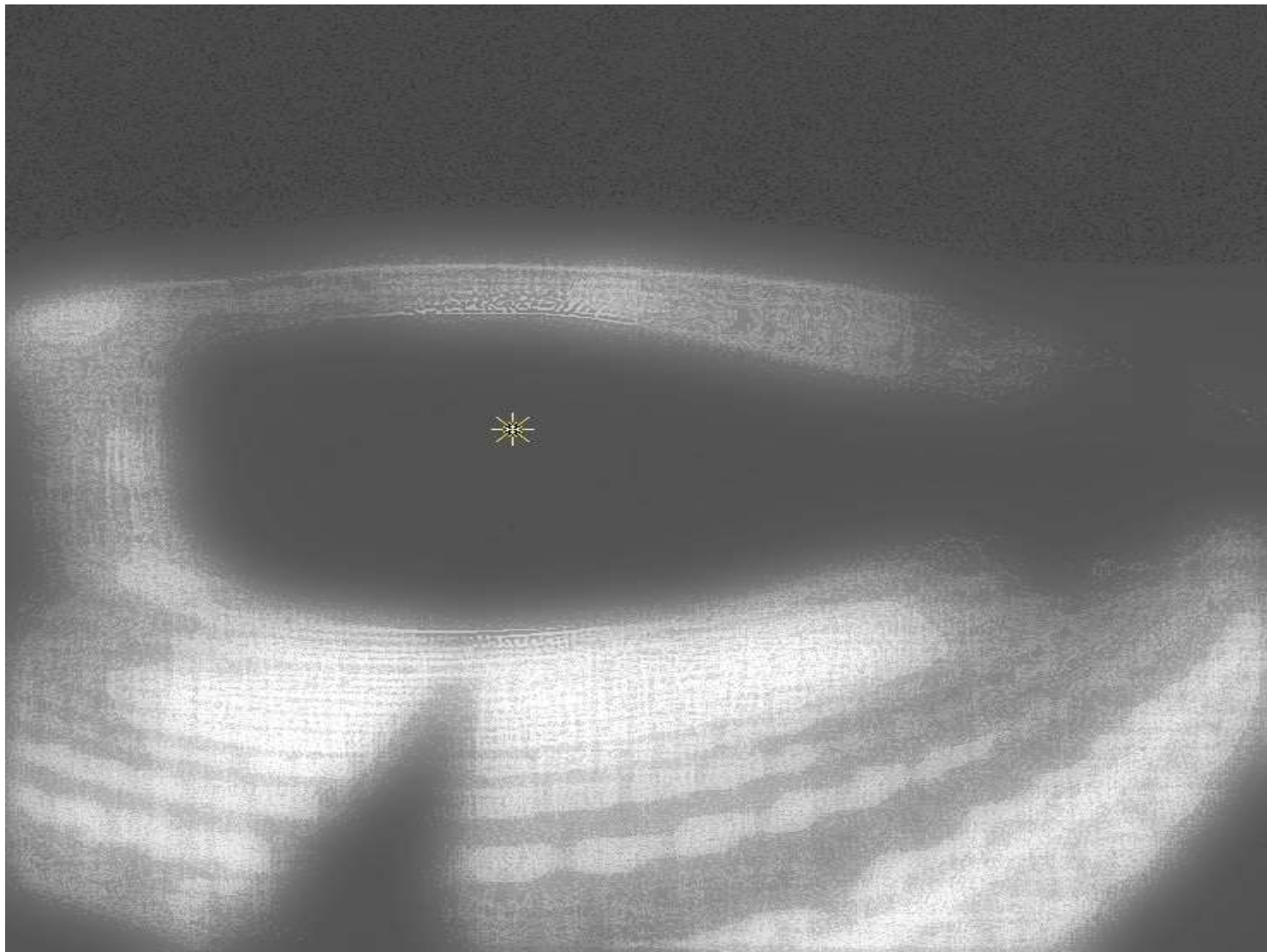


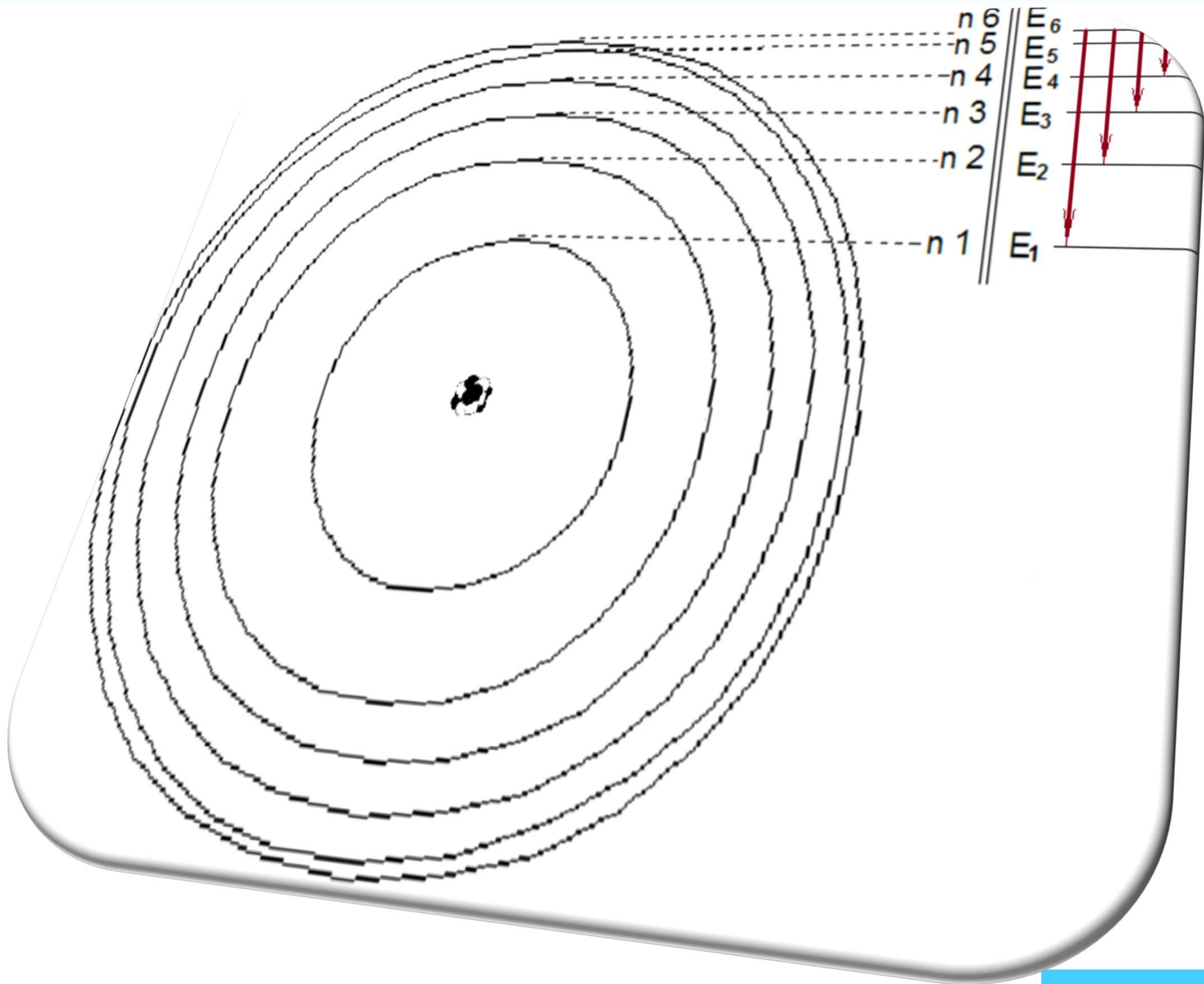
Promieniowanie

rtg







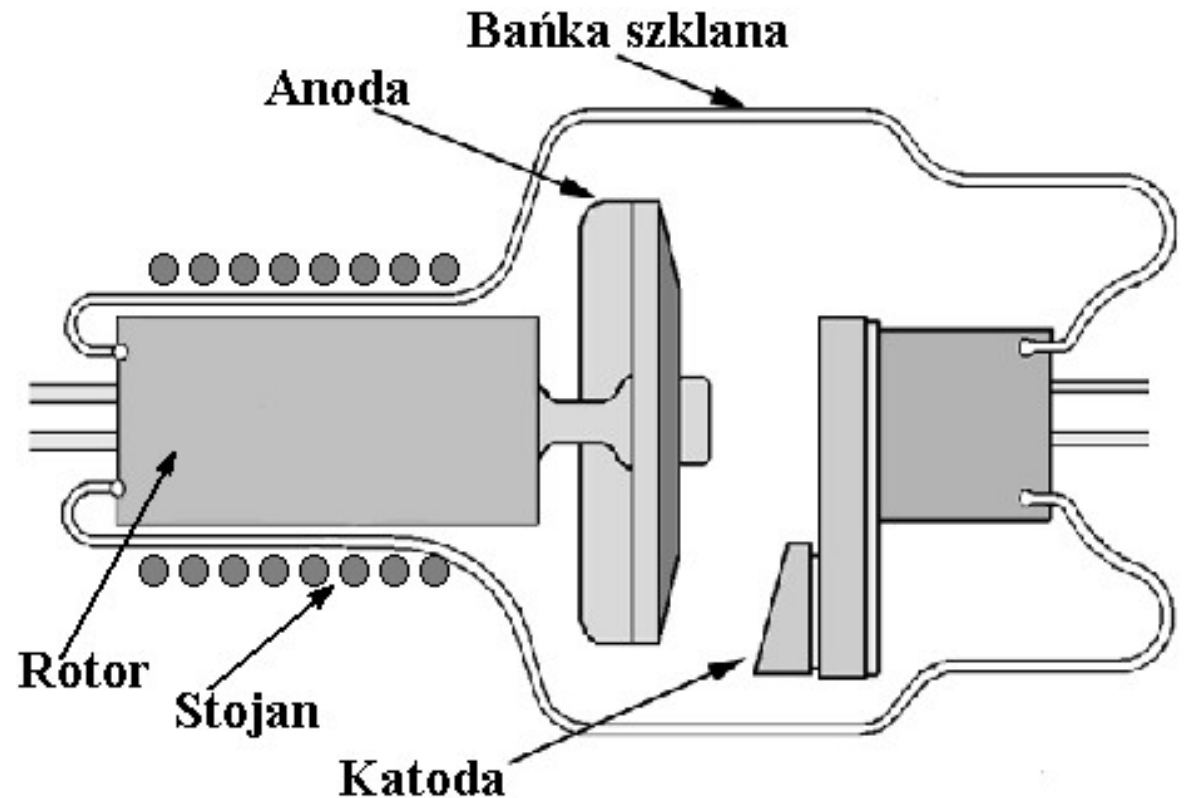


Promieniowanie rentgenowskie

Anoda

blok metalu z twardą tarczą, z której uderzające elektrony wybijają promieniowanie X;

im większa różnica potencjałów - napięcie (kV) - tym większa szybkość elektronów i energia kwantów X



rozżarzony do białości drut wolframowy;

od natężenia prądu (mA) zależy temperatura, a od niej - liczba emitowanych elektronów.

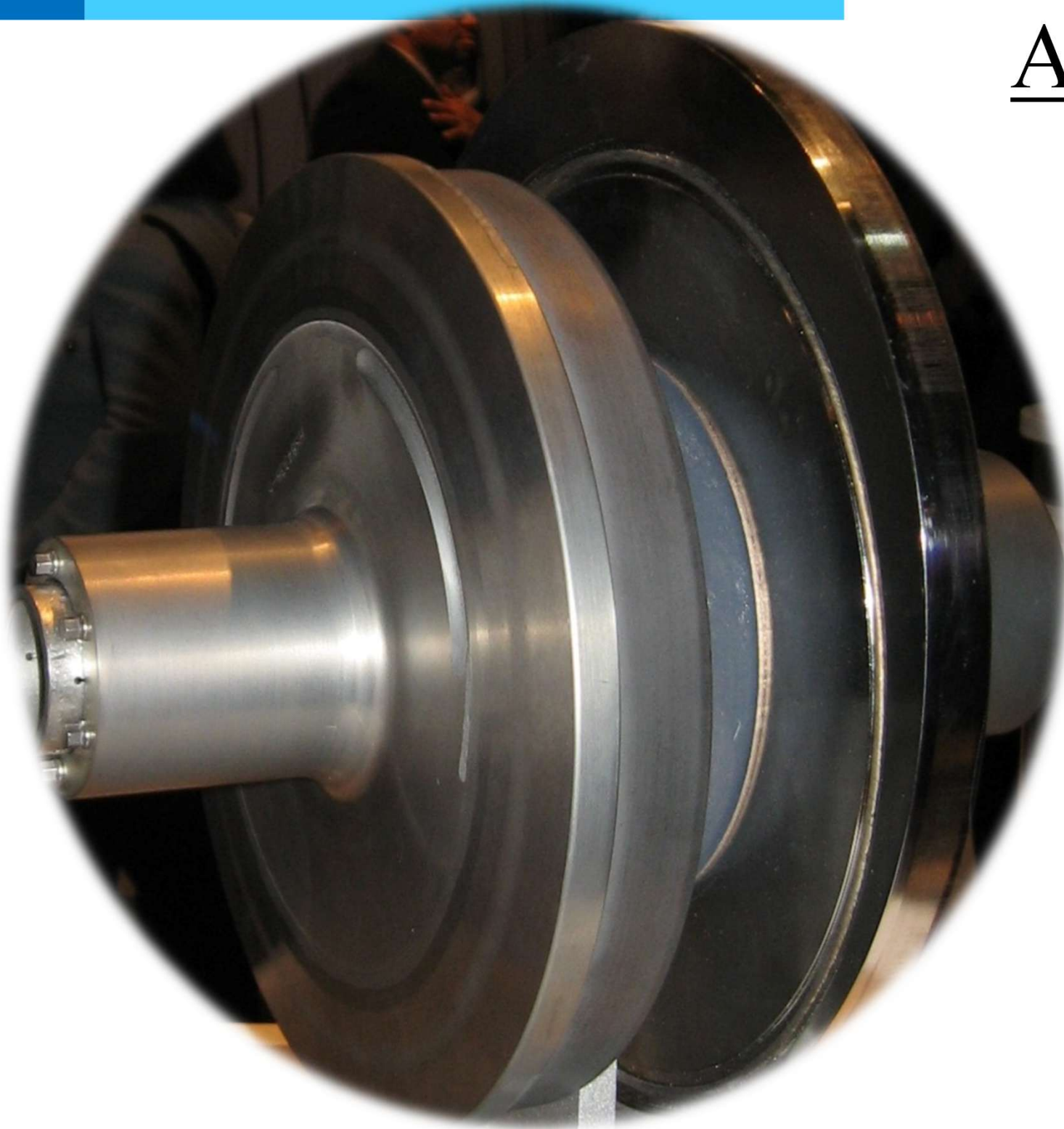
Katoda

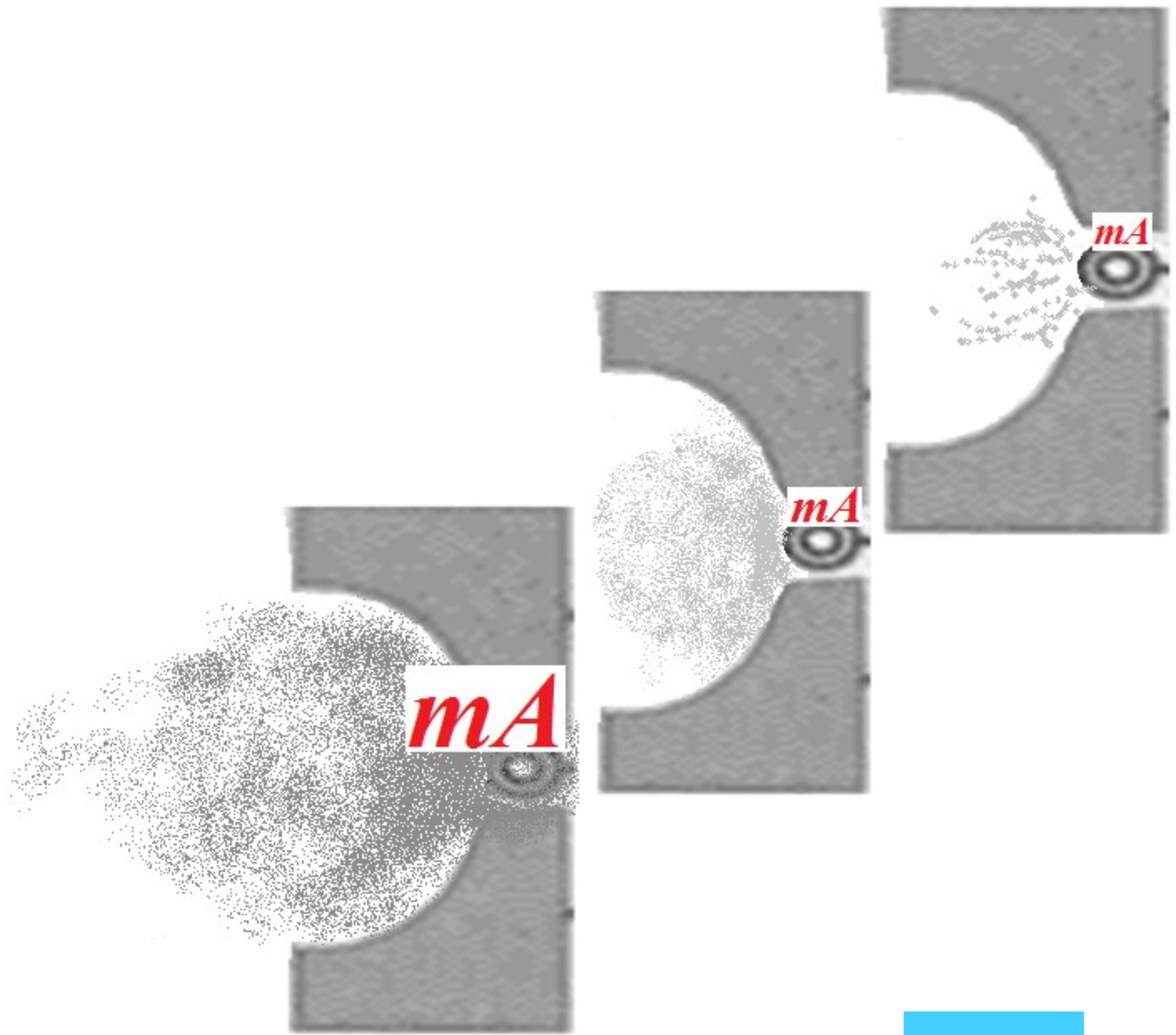


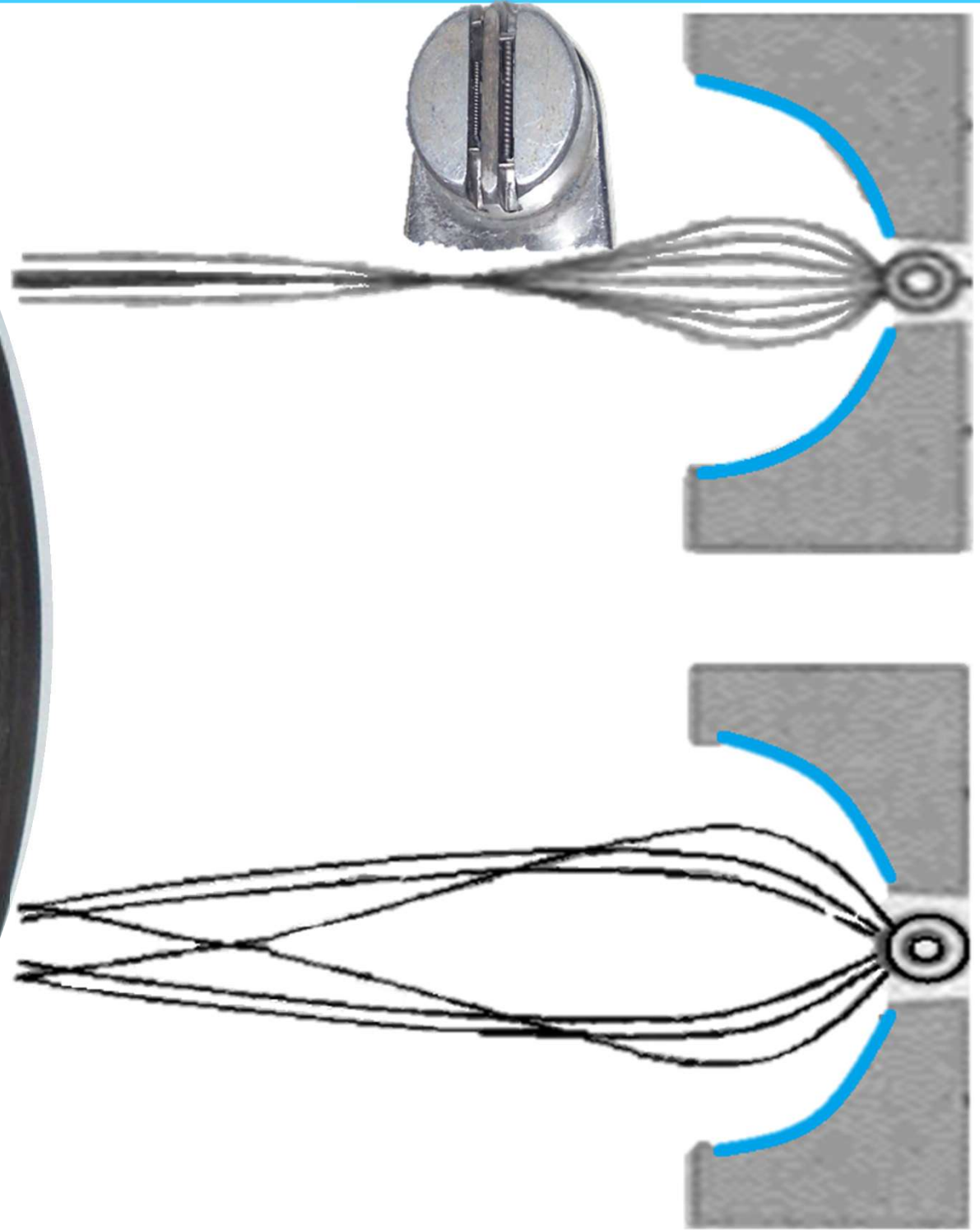
Anoda

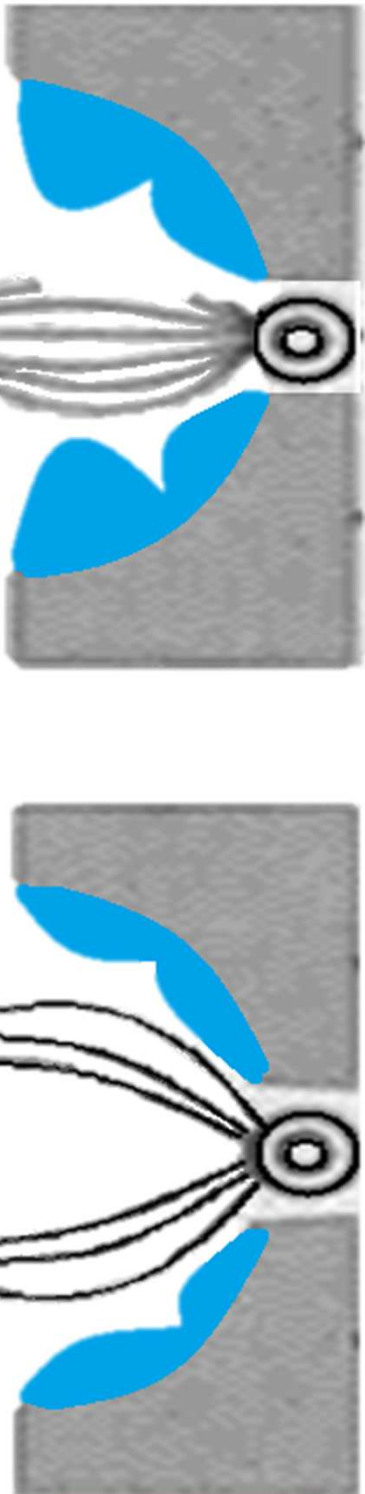
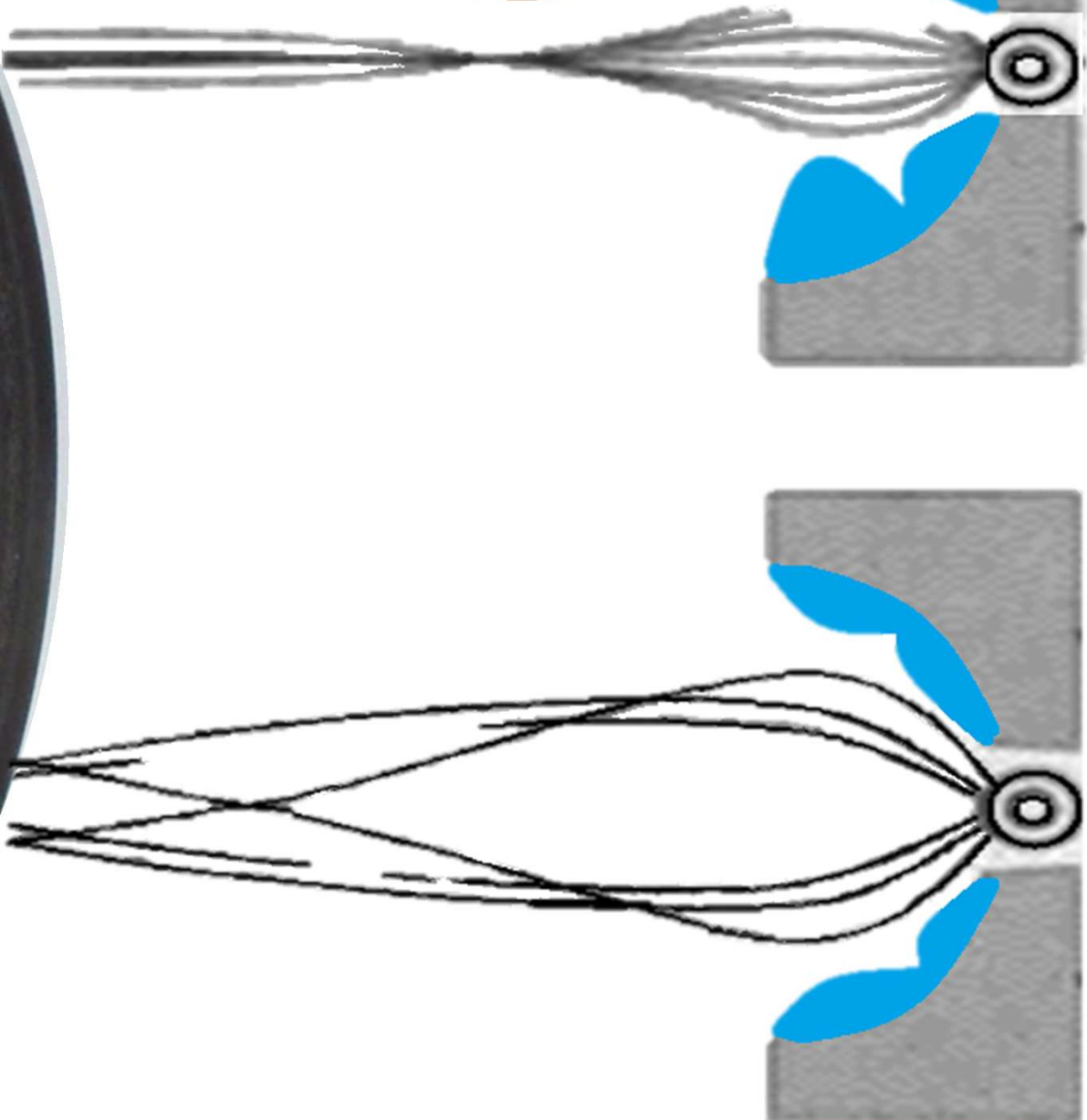


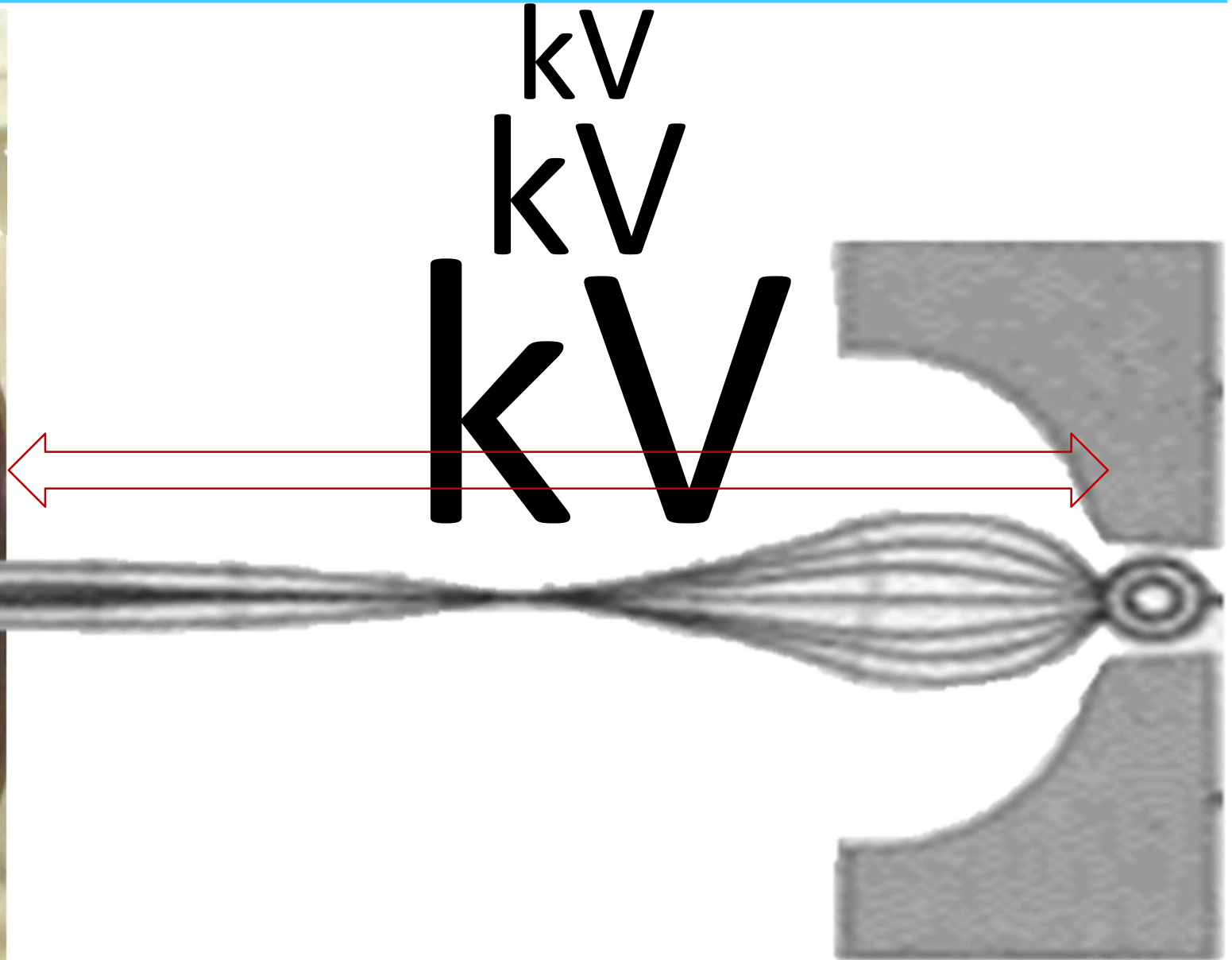
Anoda









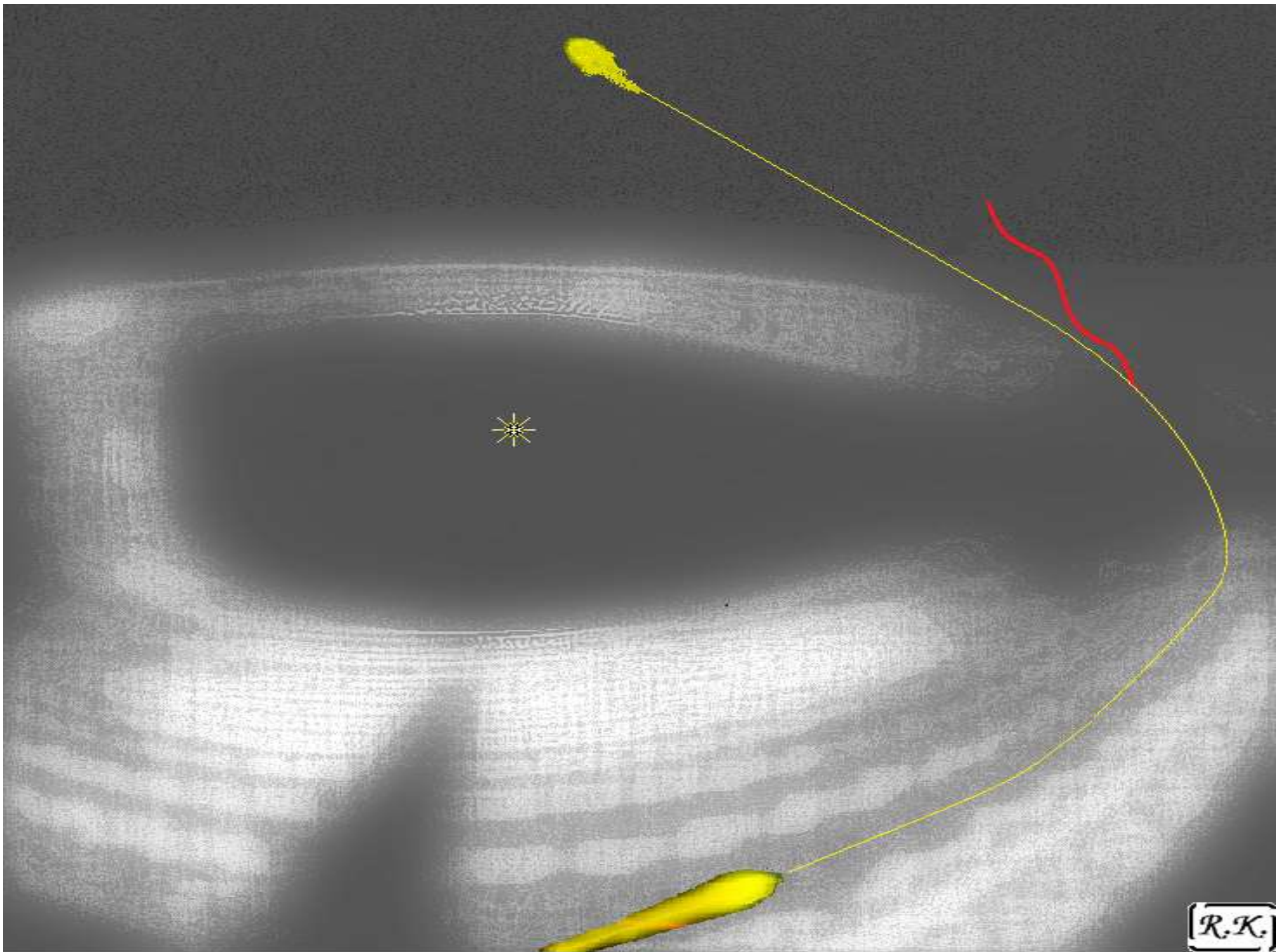


kV
kV
kV

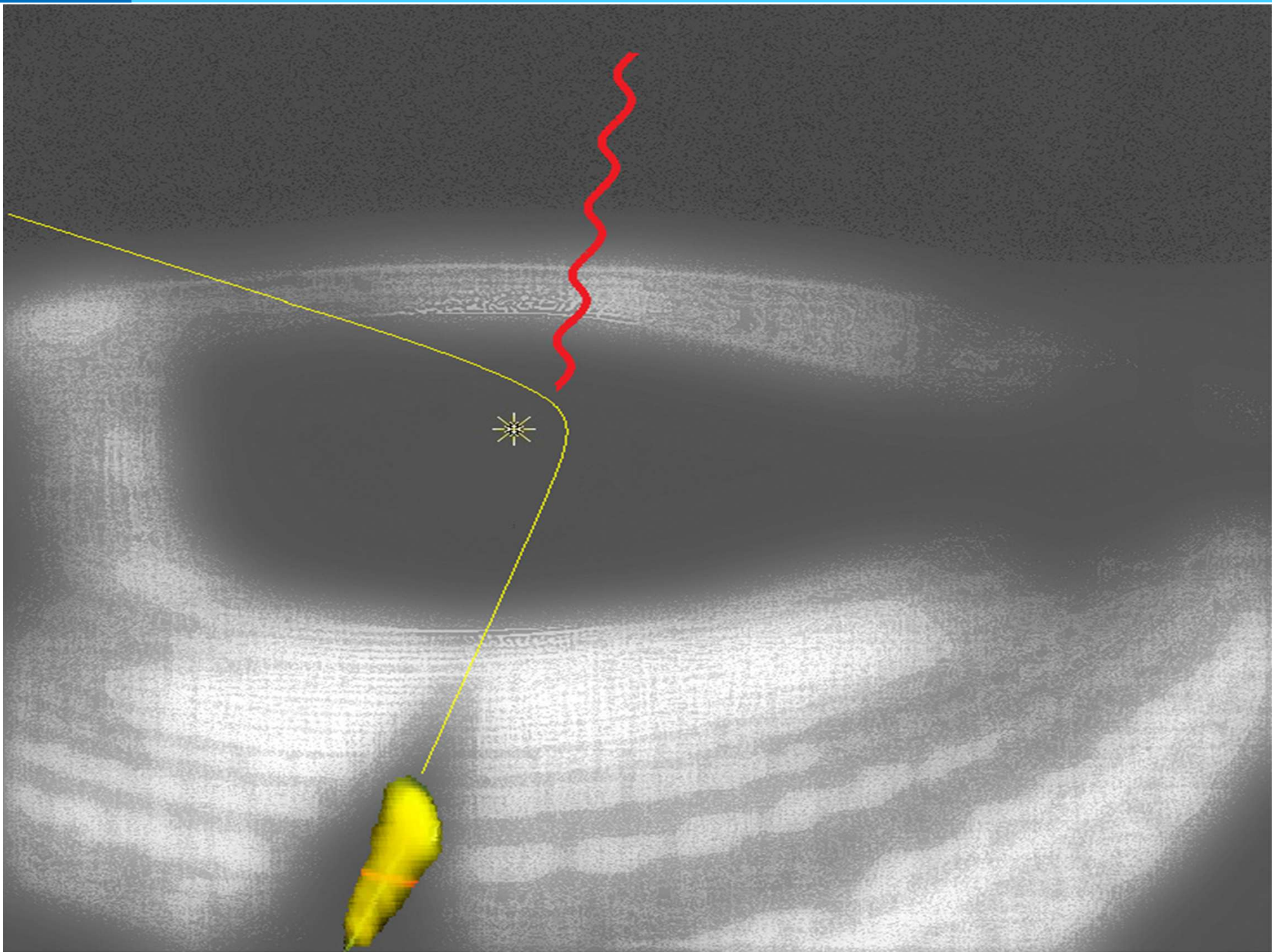


Promieniowanie rentgenowskie

- *przy 100 kV elektrony osiągają 55% prędkości światła*
- *ponad 99% energii elektronów przetwarza się po zderzeniu na ciepło - grzanie anody*
- *oddziaływanie elektronów w tarczy:*
 - 1 - z elektronami*
 - 2 - z jądrami*



R.K.



Promieniowanie rentgenowskie

oddziaływanie przyspieszonych elektronów w tarczy anody

Oddziaływanie z jądrem: *przyspieszone elektrony dolatując w pole jądra są odchylane i tracąc energię emitują kwant promieniowania X; energia takiego promieniowania może być bardzo różna; promieniowanie to nazywa się promieniowaniem hamowania; jego widmo jest ciągłe*



Widmo ciągłe

*Energia można sterować zmieniając
przyłożone napięcie*

Energia zależy od wartości napięcia

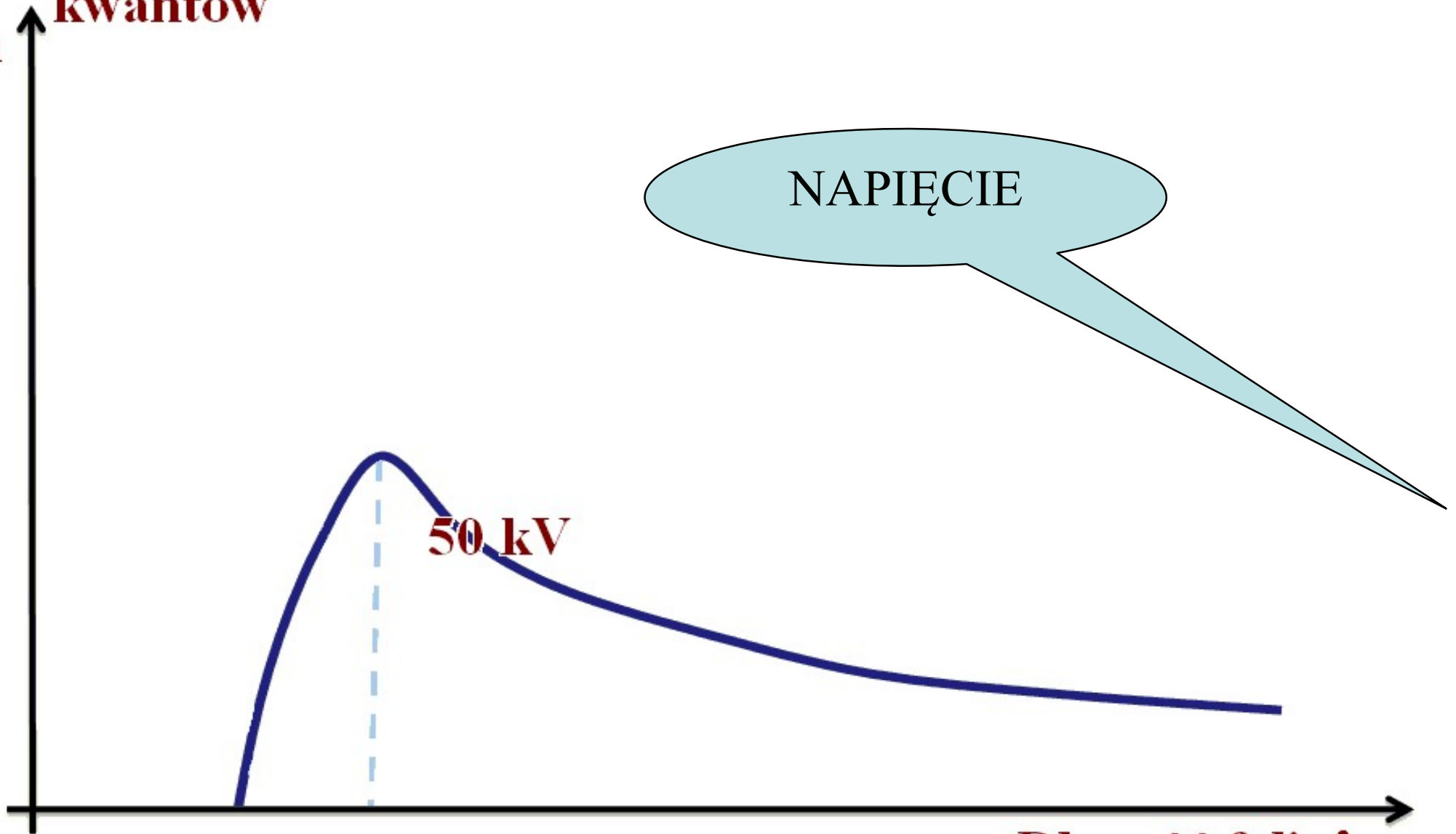
Promieniowanie rentgenowskie

Oddziaływanie z jądrem

Liczba

kwantów

n



NAPIĘCIE

50 kV

Długość fali λ

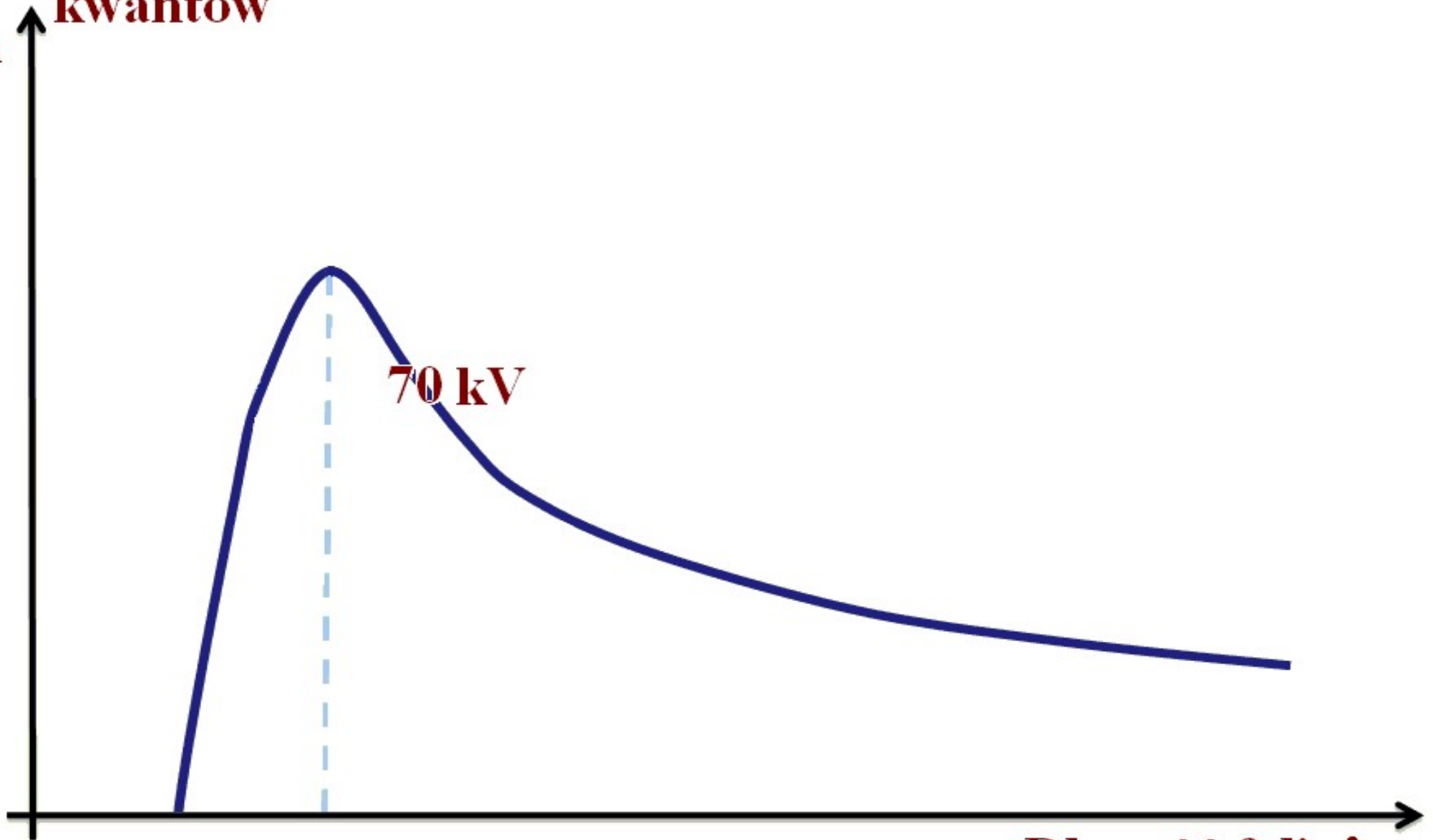
Promieniowanie rentgenowskie

Oddziaływanie z jądrem

Liczba

kwantów

n



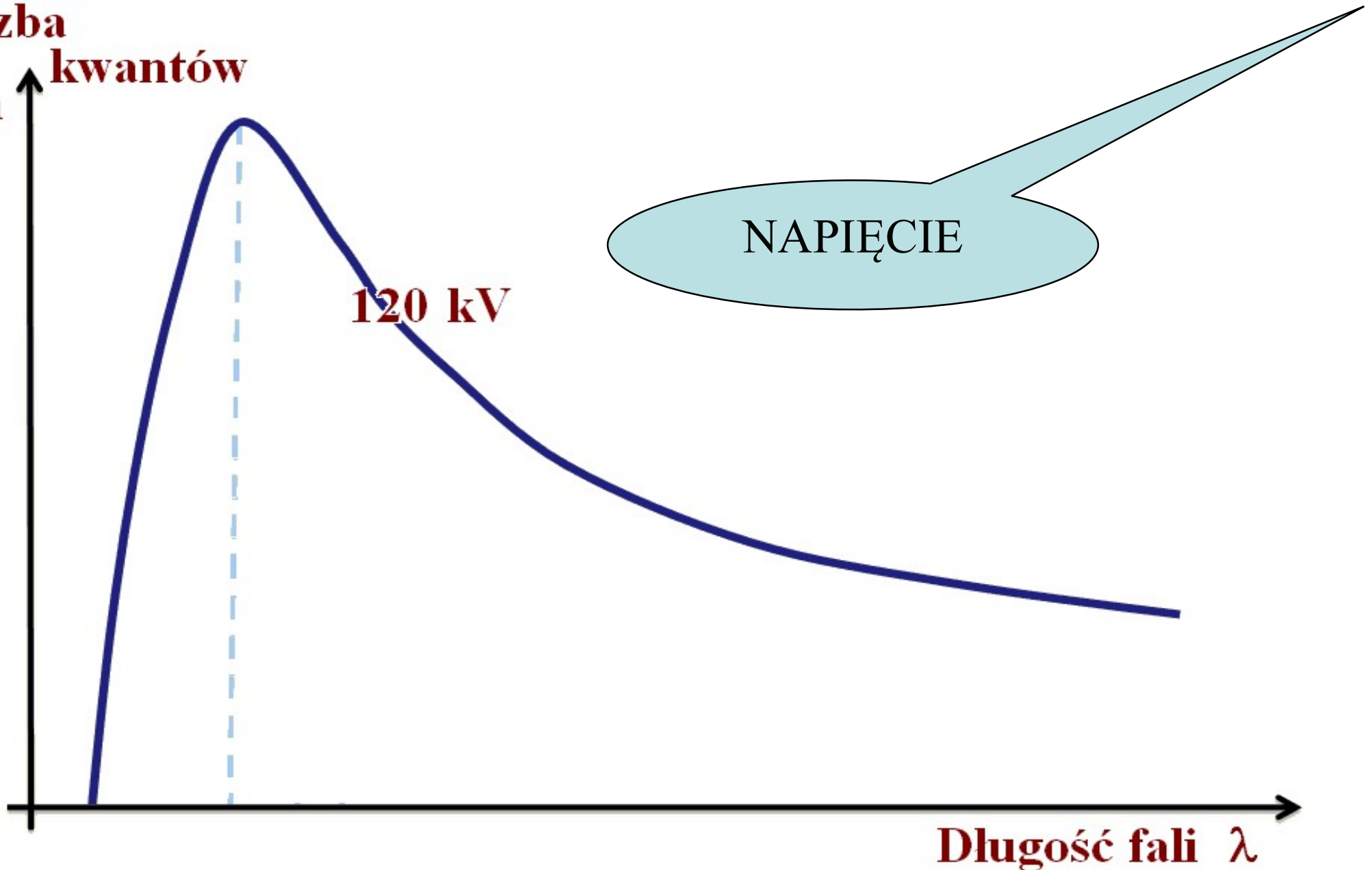
Długość fali λ

Promieniowanie rentgenowskie

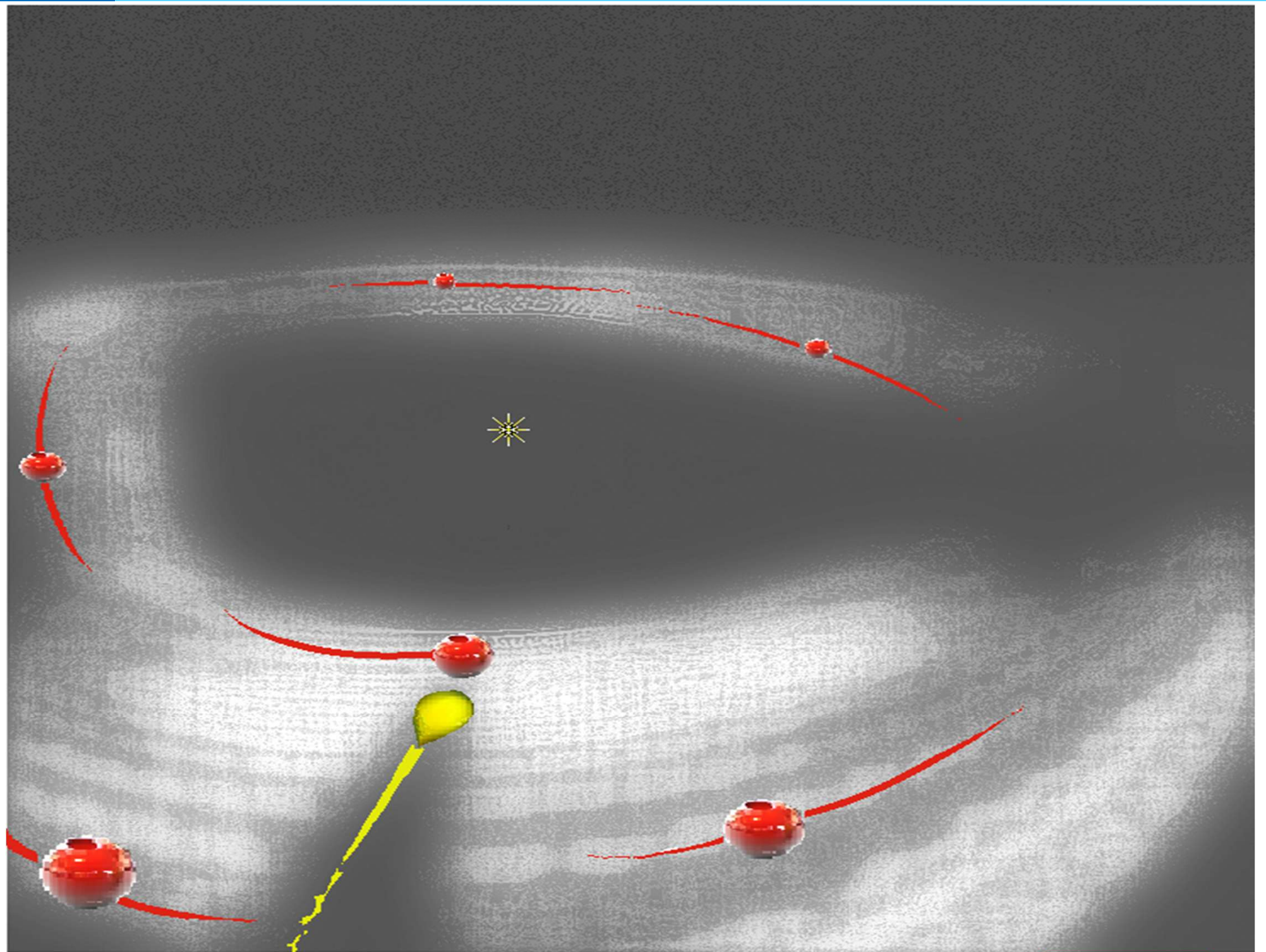
Oddziaływanie z jądrem

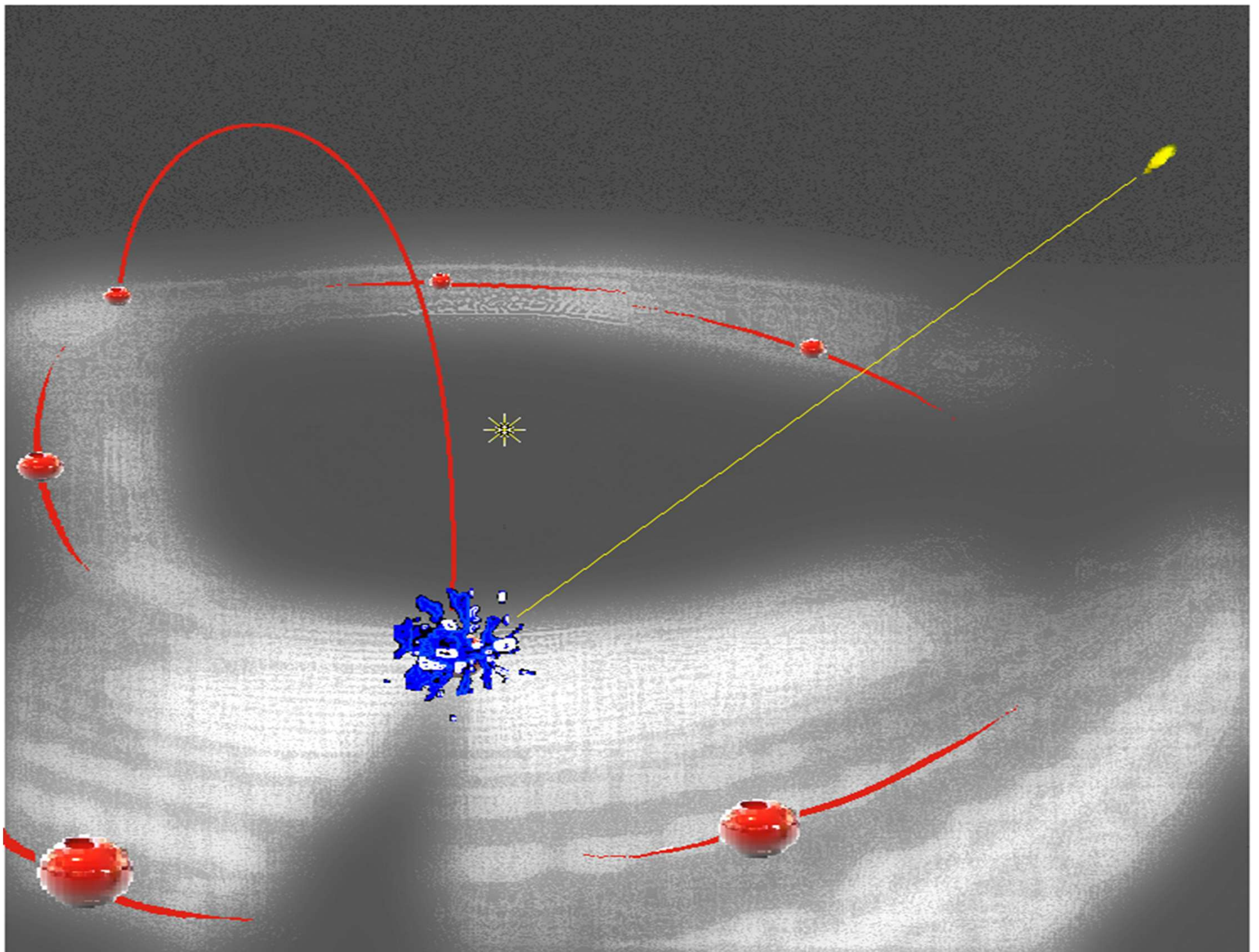
Liczba
kwantów

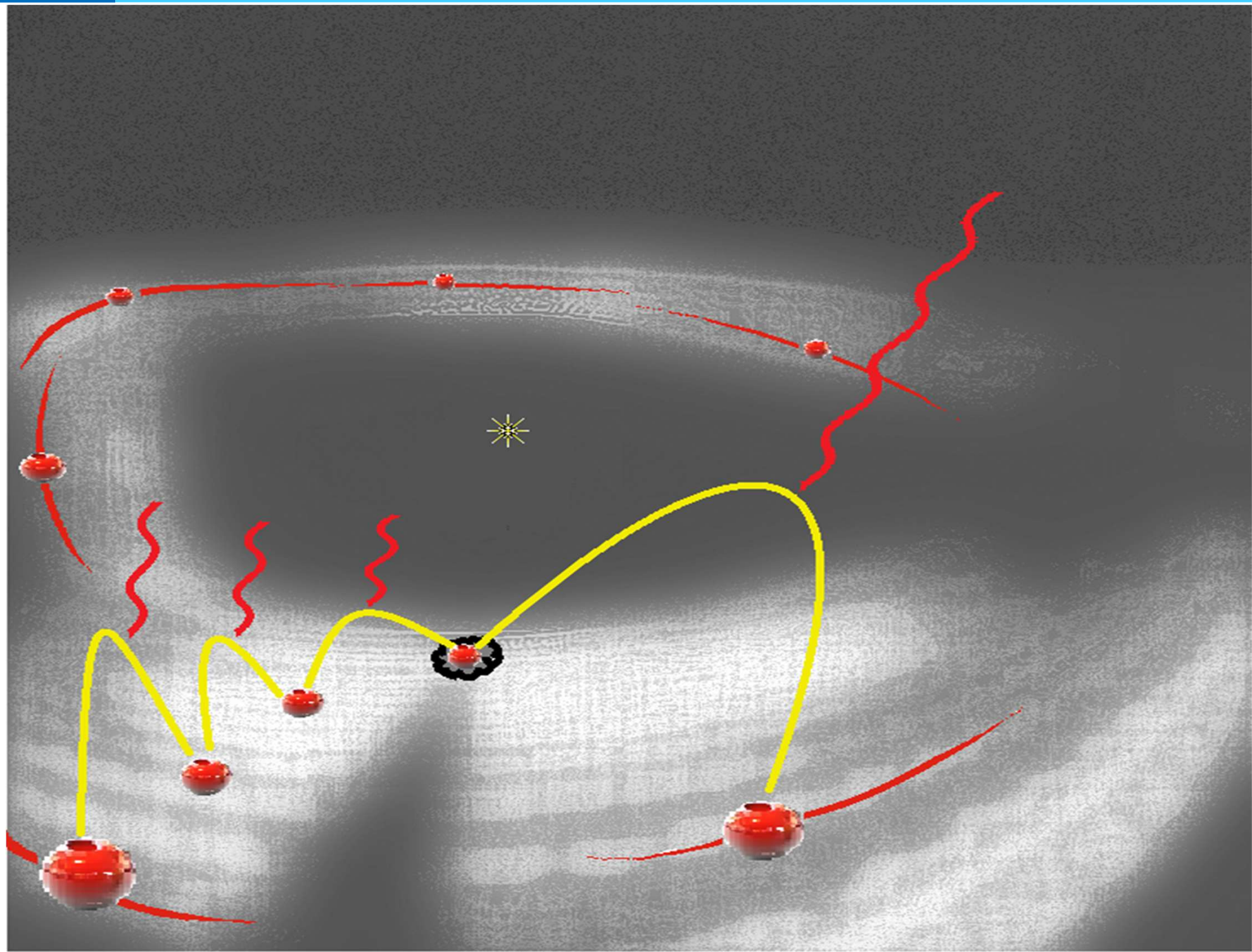
n



Długość fali λ







Promieniowanie rentgenowskie

oddziaływanie przyspieszonych elektronów w tarczy anody

Oddziaływanie z elektronami: *każdy elektron w atomie ma pewną energię wiążącą go z jądrem; im bliżej jądra, tym ta energia jest większa; dostarczając energii elektronowi można go wybić z powłoki elektronowej; elektron taki wracając wyemituje kwant promieniowania elektromagnetycznego; energia kwantów od elektronów powłok zewnętrznych będzie w zakresie ultrafioletu, wewnętrznych - promieniowania X; dla każdego pierwiastka będzie to inna energia - promieniowanie powstające w ten sposób nazywa się promieniowaniem charakterystycznym; jego widmo nie jest ciągłe.*



Widmo liniowe, nieciągłe

Energia nie można sterować

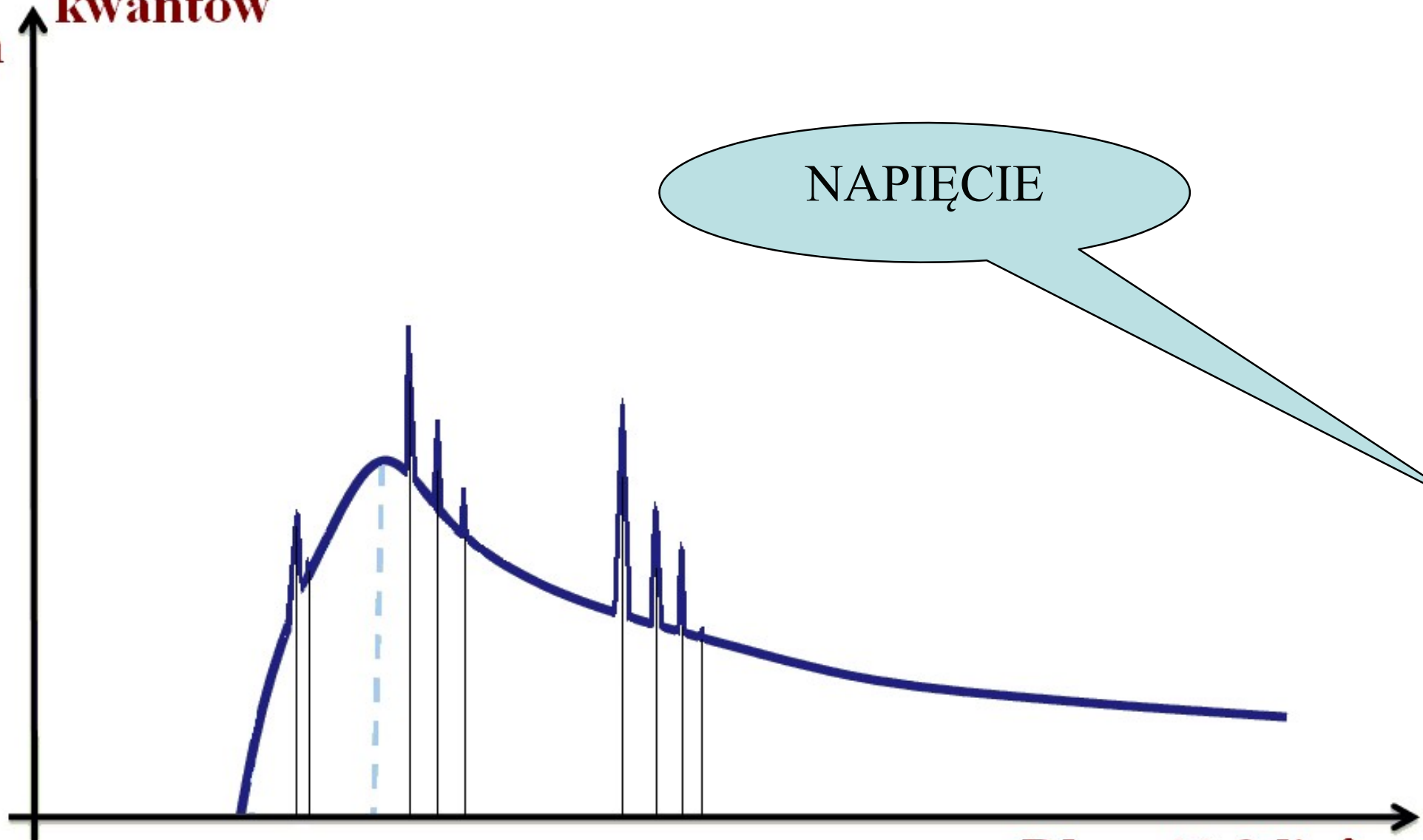
zmieniając przyłożone napięcie

Energia zależy od materiału anody

Promieniowanie rentgenowskie

Oddziaływanie z elektronami

Liczba
kwantów
 n



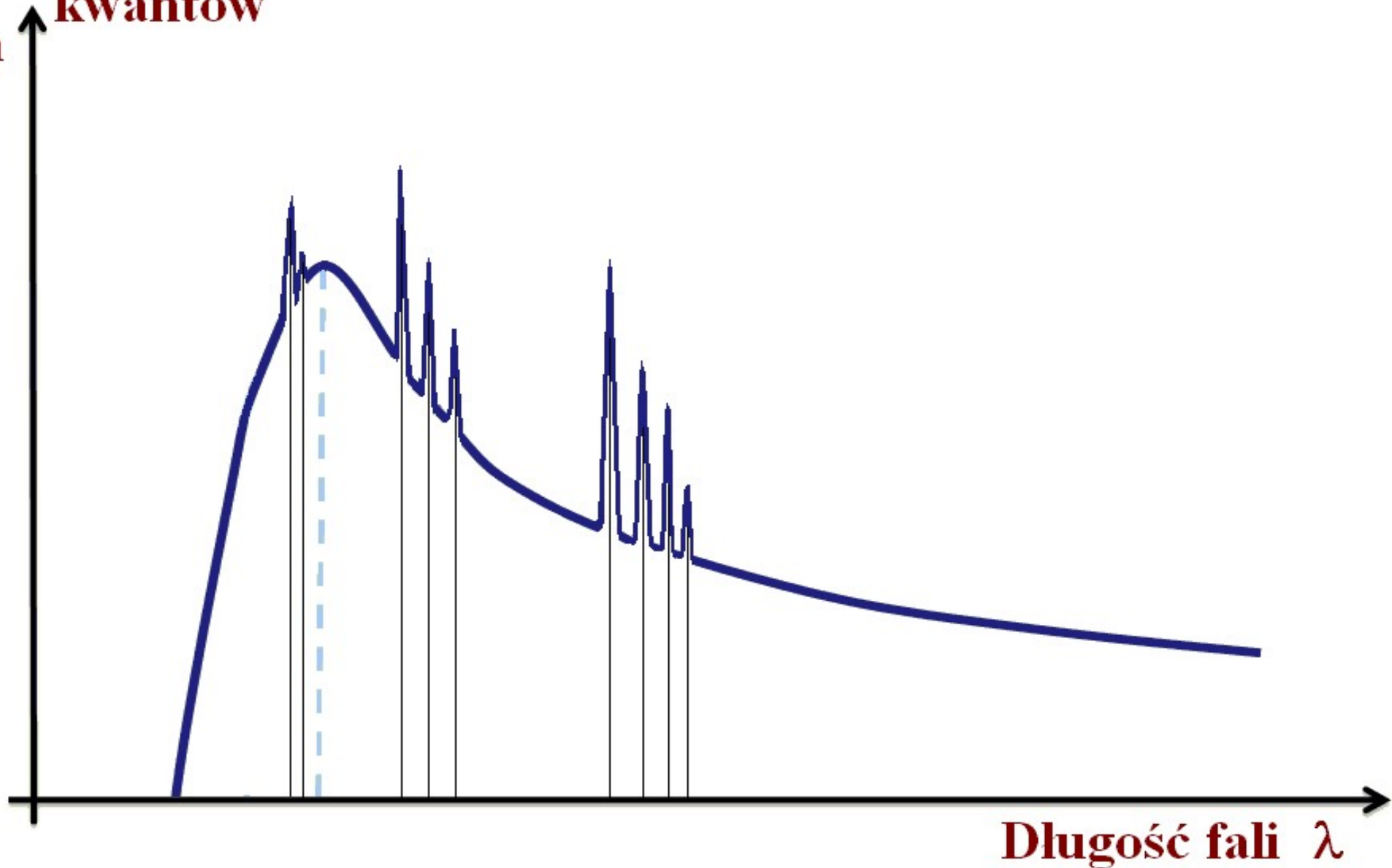
NAPIĘCIE

Długość fali λ

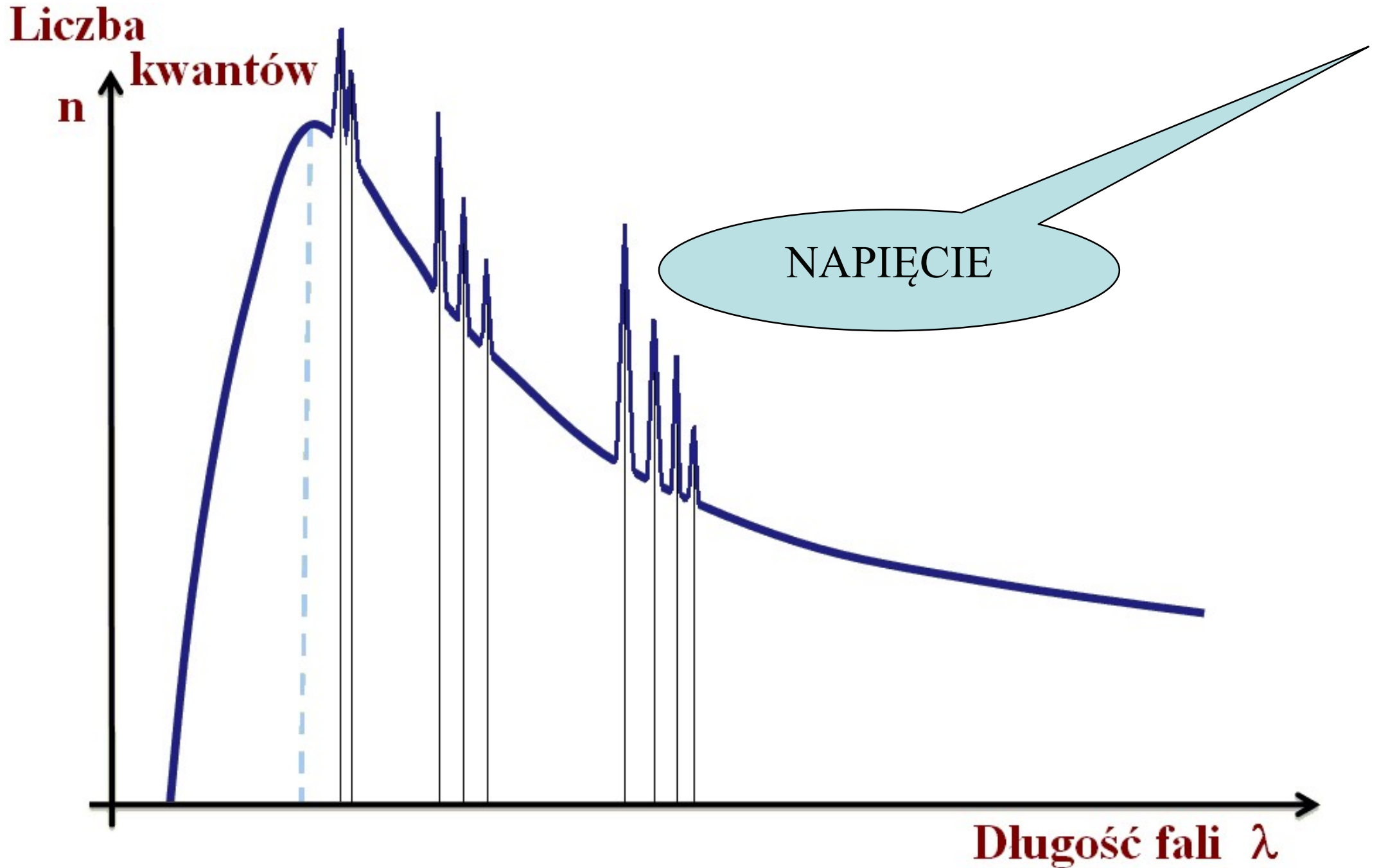
Promieniowanie rentgenowskie

Oddziaływanie z elektronami

Liczba
kwantów
 n



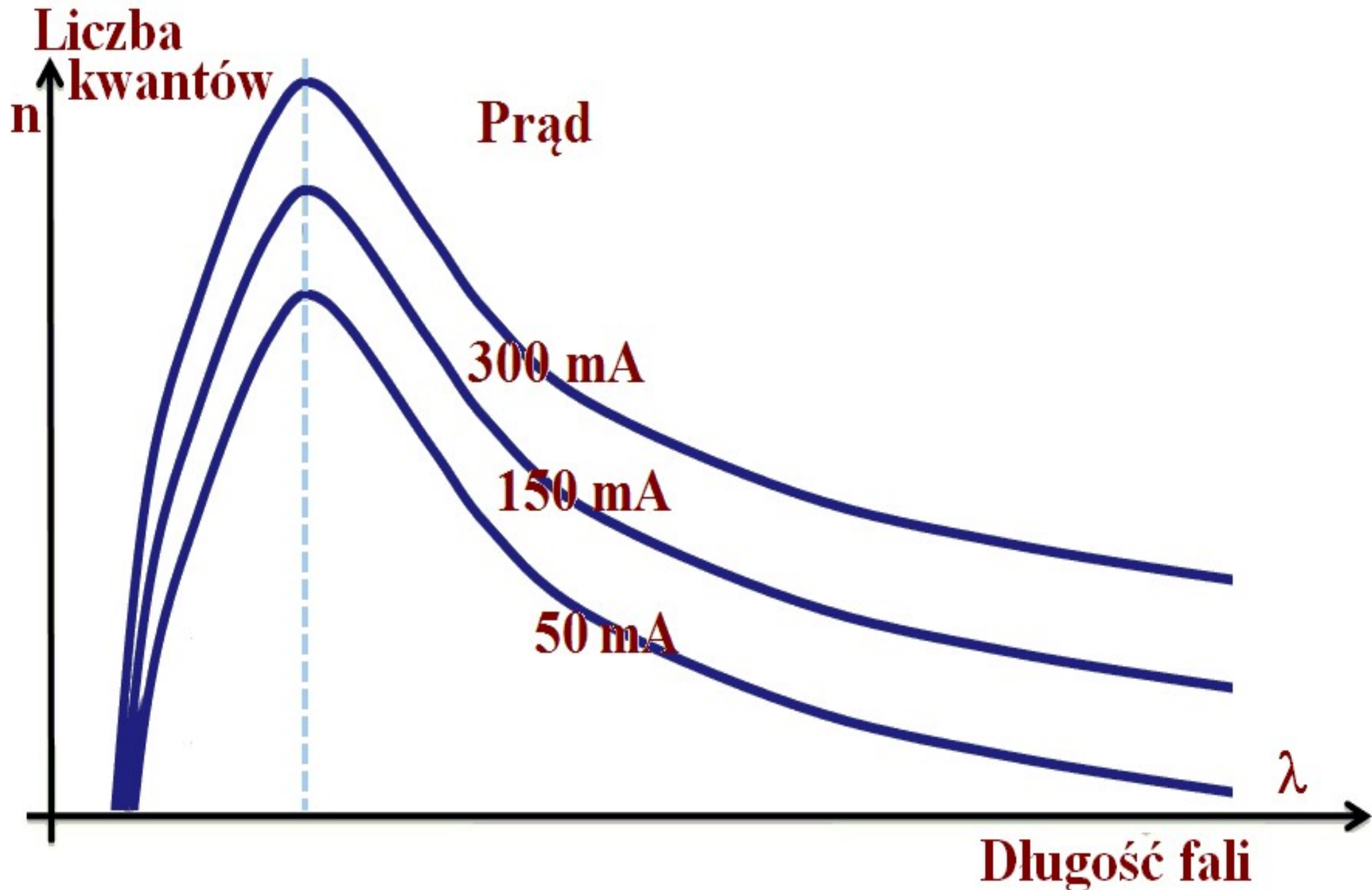
Promieniowanie rentgenowskie



Promieniowanie rentgenowskie

prąd płynący przez katodę decyduje o jej temperaturze - im wyższa temperatura tym większa liczba emitowanych elektronów, a co za tym idzie - tym większa liczba emitowanych kwantów promieniowania rentgenowskiego przy pomocy prądu reguluje się liczbę kwantów docierających do rejestratora obrazu - można to porównać do ilości światła docierającego do błony fotograficznej

Promieniowanie rentgenowskie

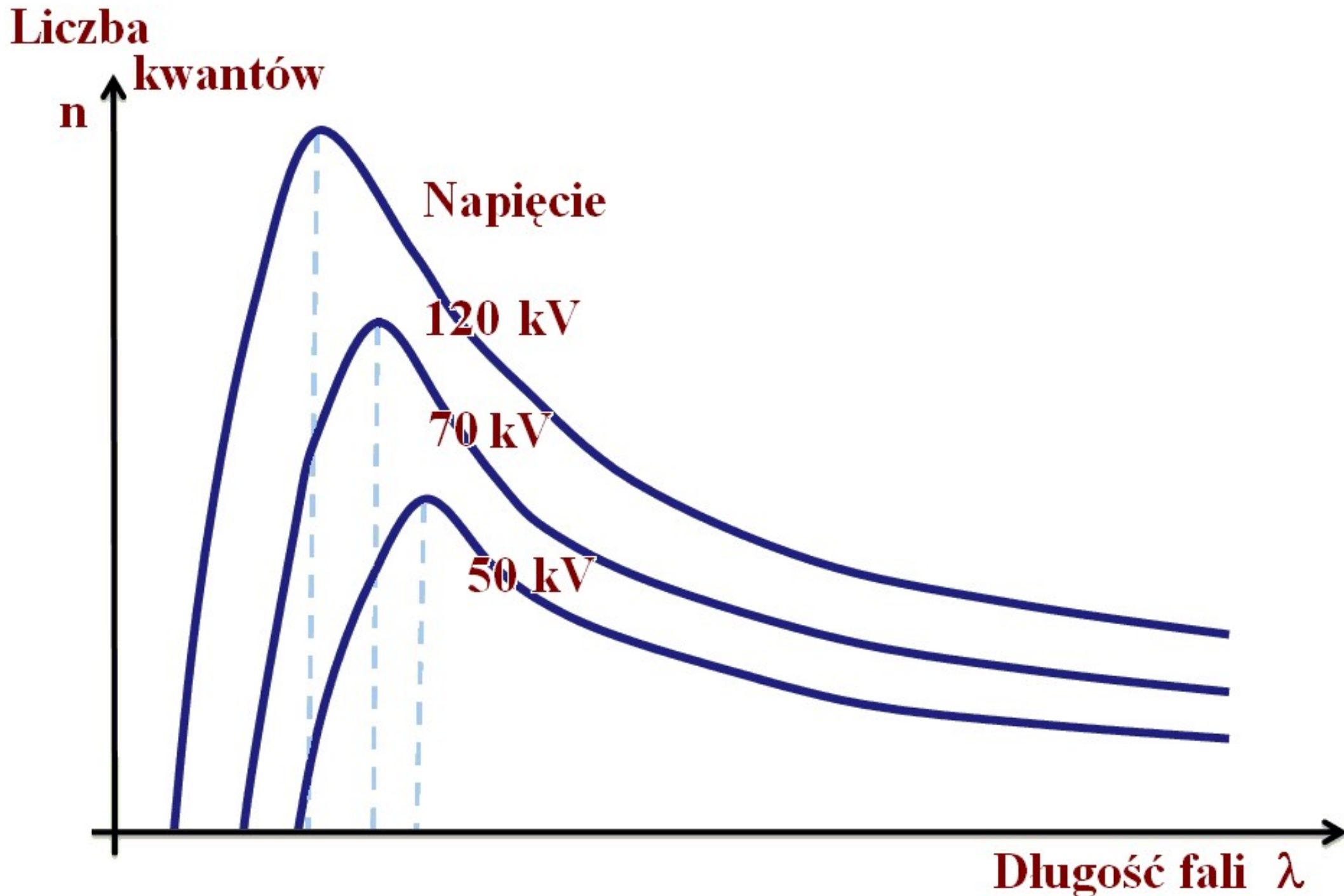


Promieniowanie rentgenowskie

od napięcia przyłożonego między katodą i anodą zależy maksymalna szybkość, jaką mogą uzyskać elektrony, a więc determinuje ono maksymalną energię wybijanych fotonów;

decyduje więc o twardości, przenikliwości, uzyskiwanego promieniowania

Promieniowanie rentgenowskie 10



Aparat

rtg

Aparat rentgenowski

1. Zasilacz ze sterownikiem

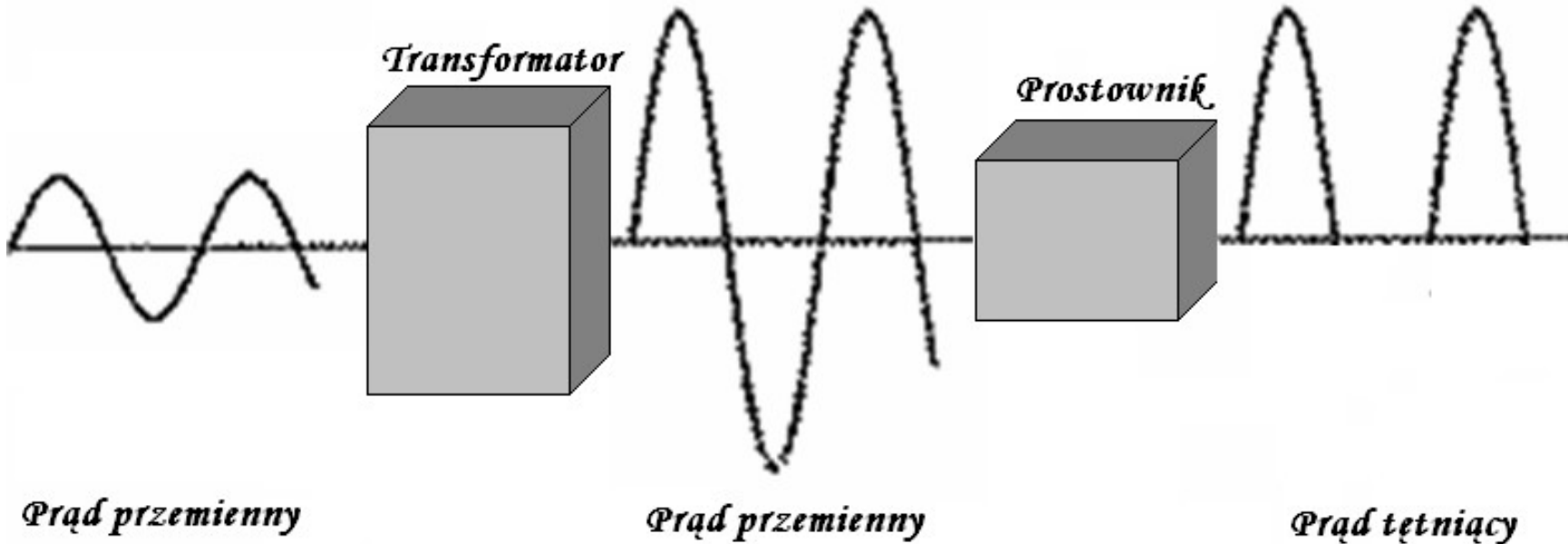
2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

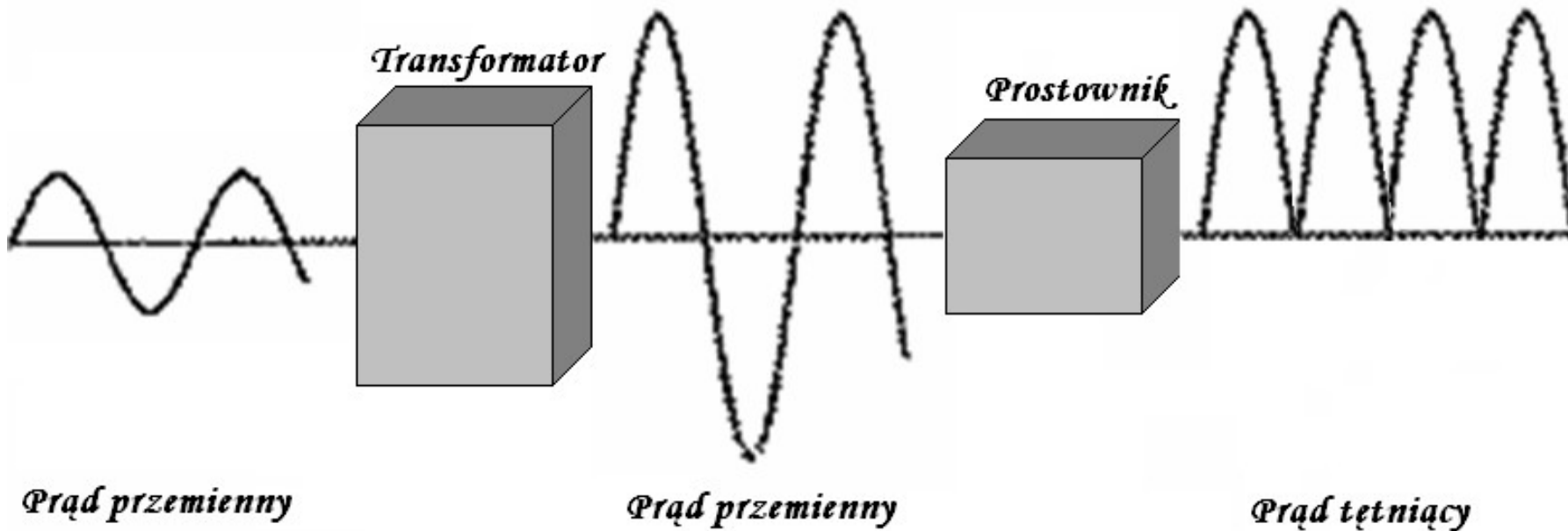
4. Rejestrator obrazu

Zasilacz ze sterownikiem

Prostowanie jednopółkowe

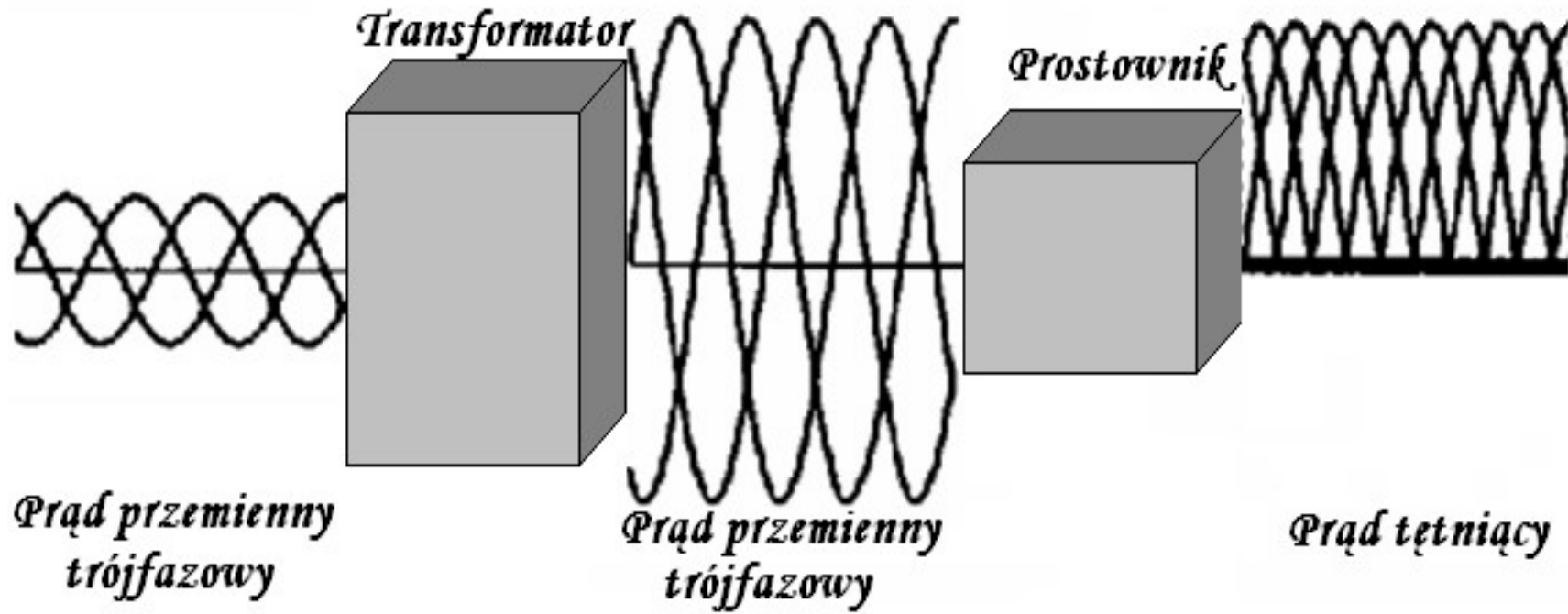


Prostowanie dwupółkowe

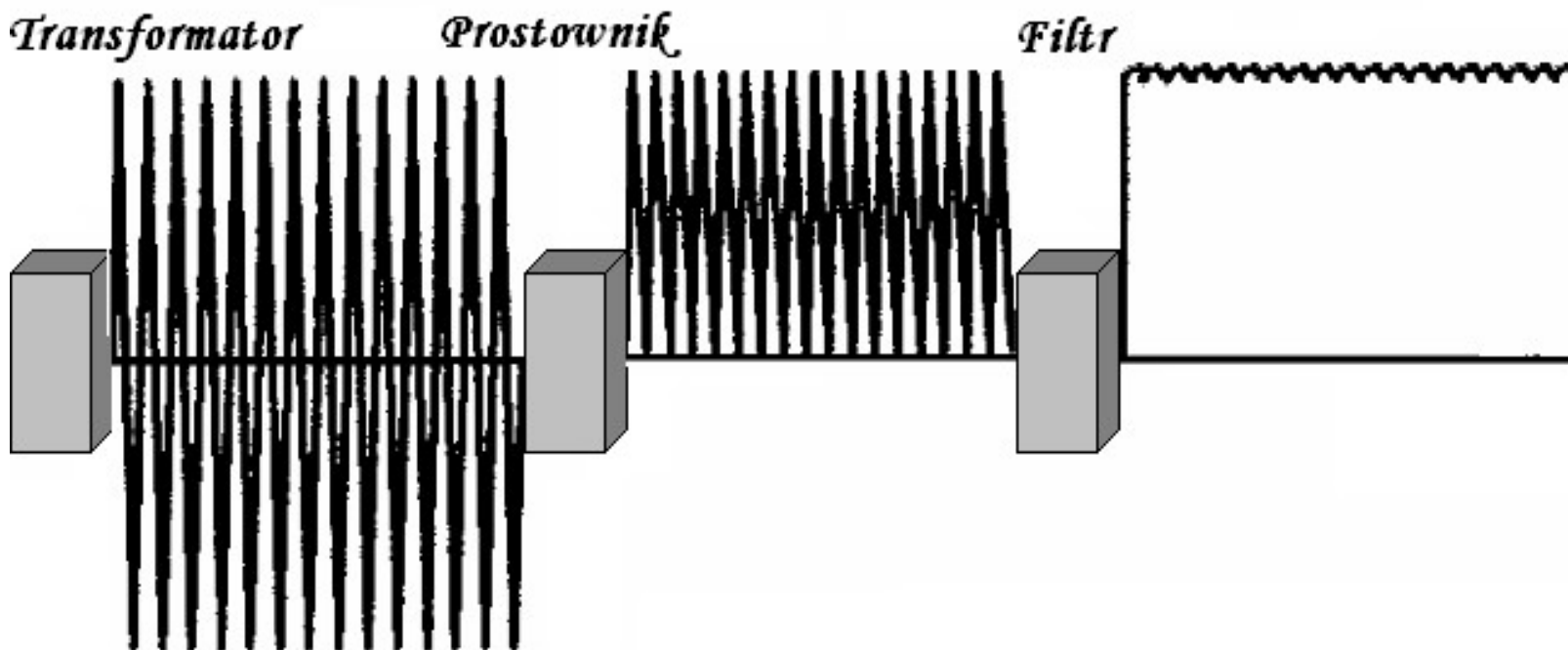
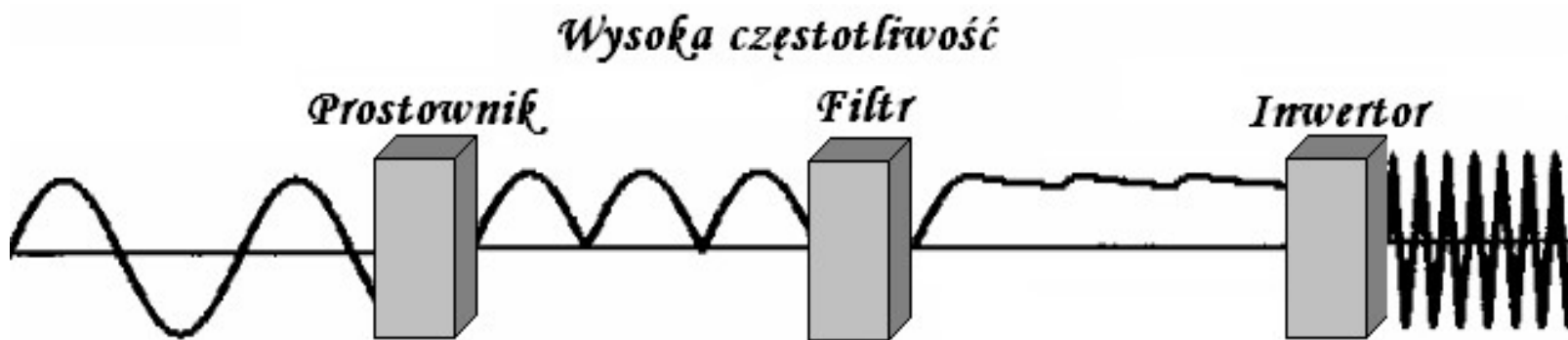


Zasilacz ze sterownikiem

Prostowanie sześciopółkowe

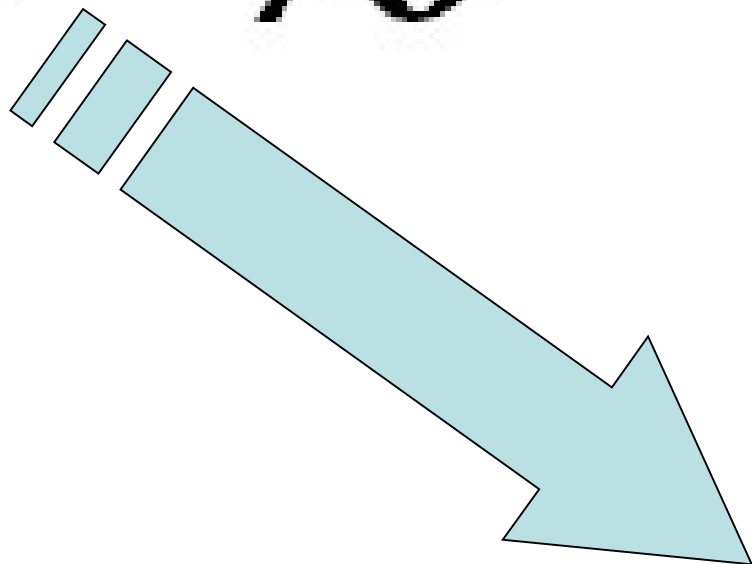


Zasilacz ze sterownikiem



Zasilacz ze sterownikiem

1000 %



1 %

Zasilacz ze sterownikiem

Parametry ustawiane:

- *Wysokie napięcie [kV]*
- *Prąd katody [mA]*
- *Czas lub częstotliwość ekspozycji [ms]*
- *Parametry układu sterowania dawką (AEC)*
- *Odległość ognisko – rejestrator obrazu*
- *Grubość i jakość filtracji*
- *Wielkość ogniska optycznego*
- *Wielkość pola wiązki*

Aparat rentgenowski

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestратор obrazu

Źródło promieniowania

1900



1910



1920



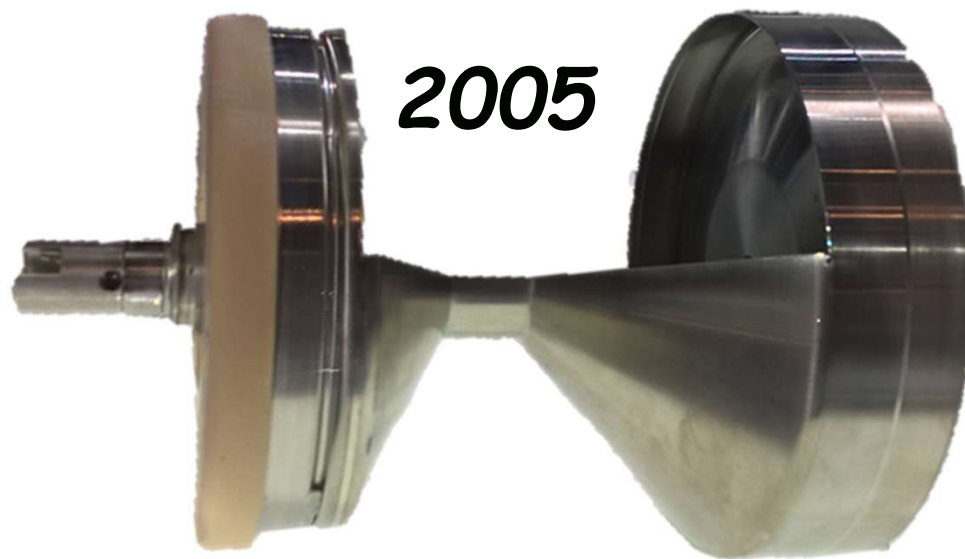
1985



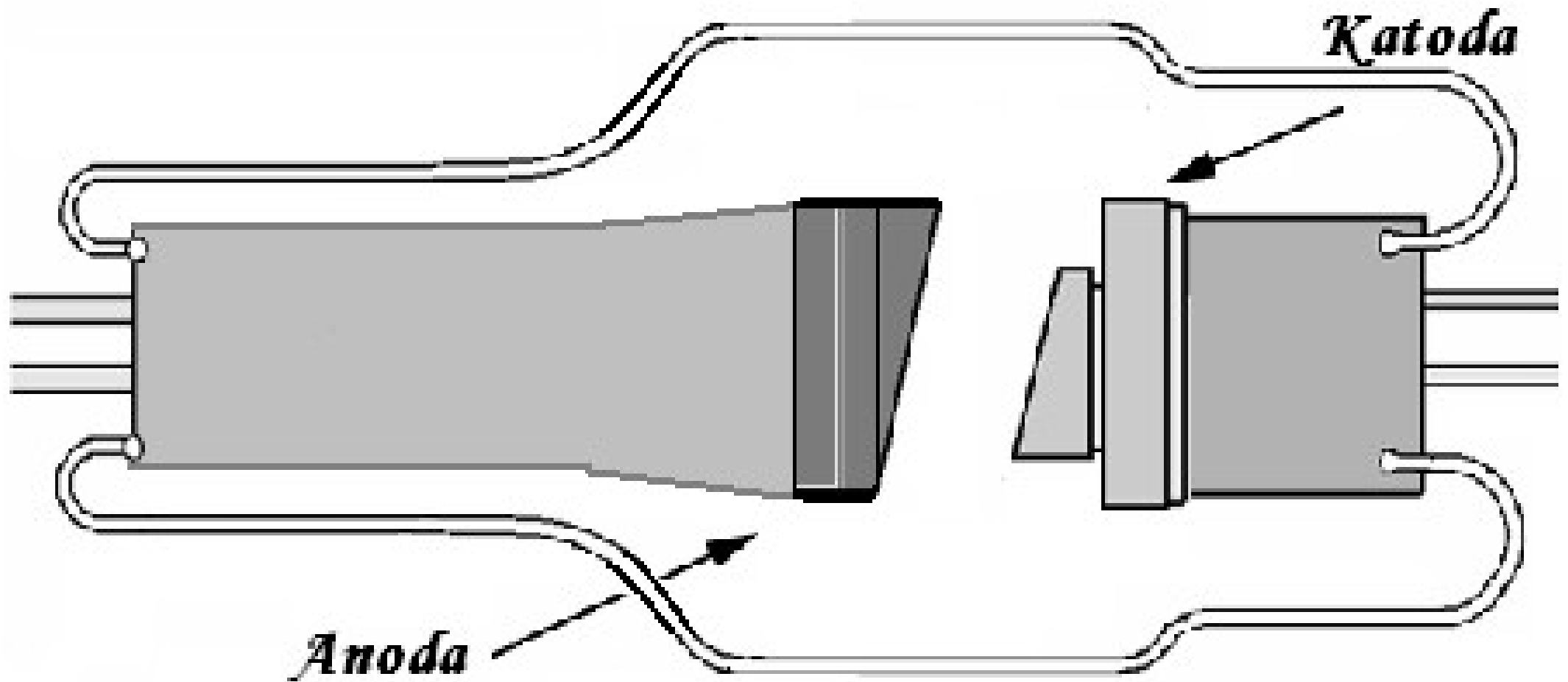
1993



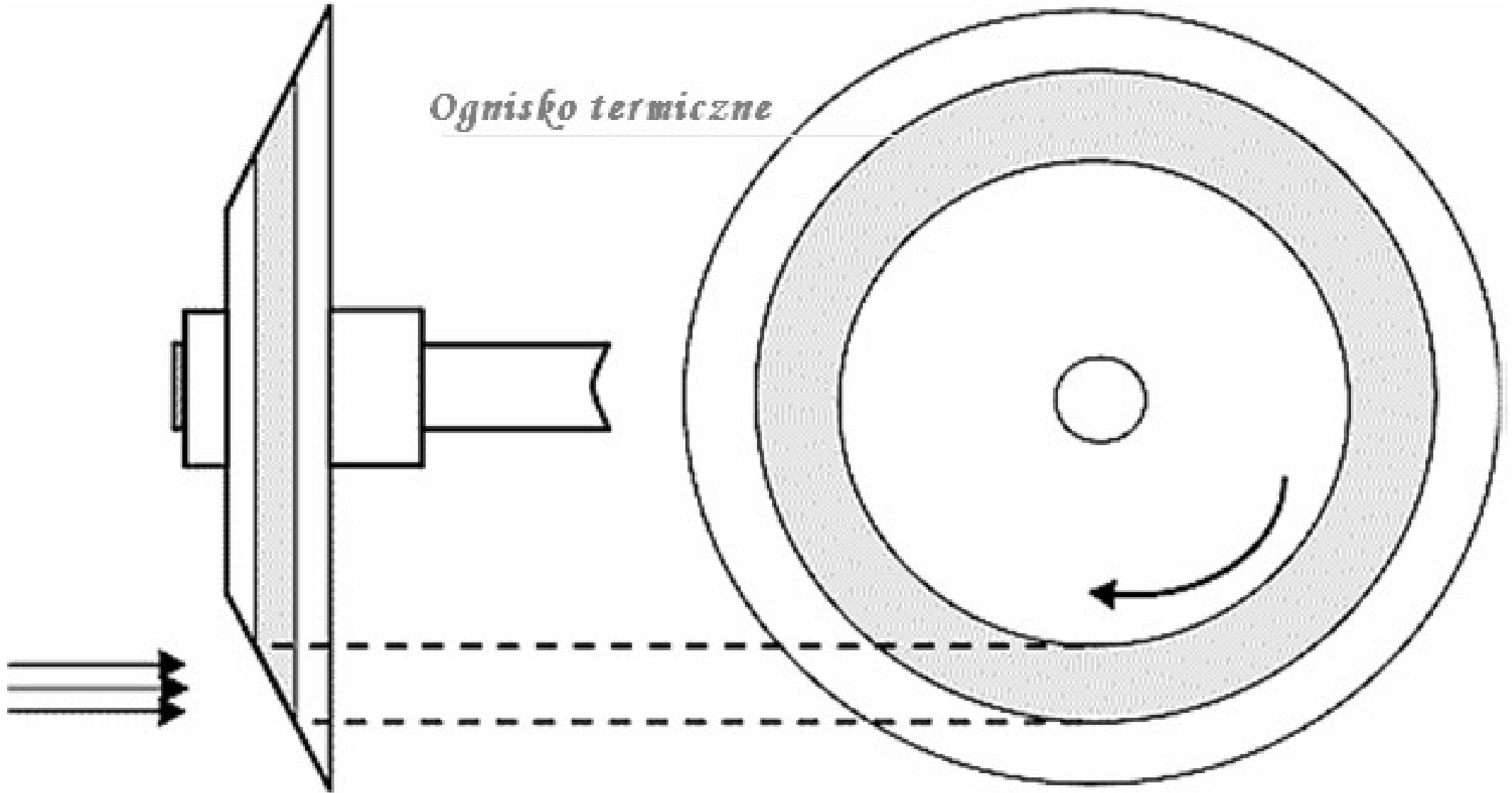
2005

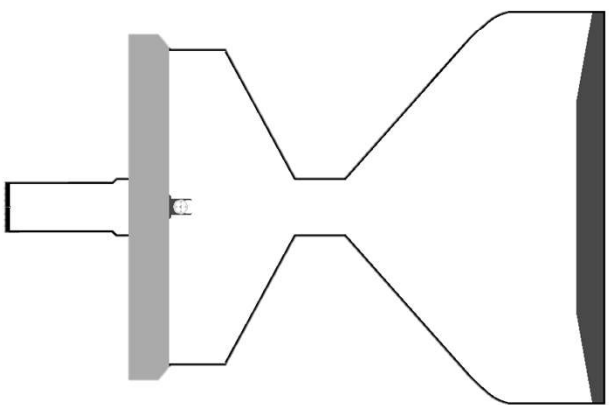
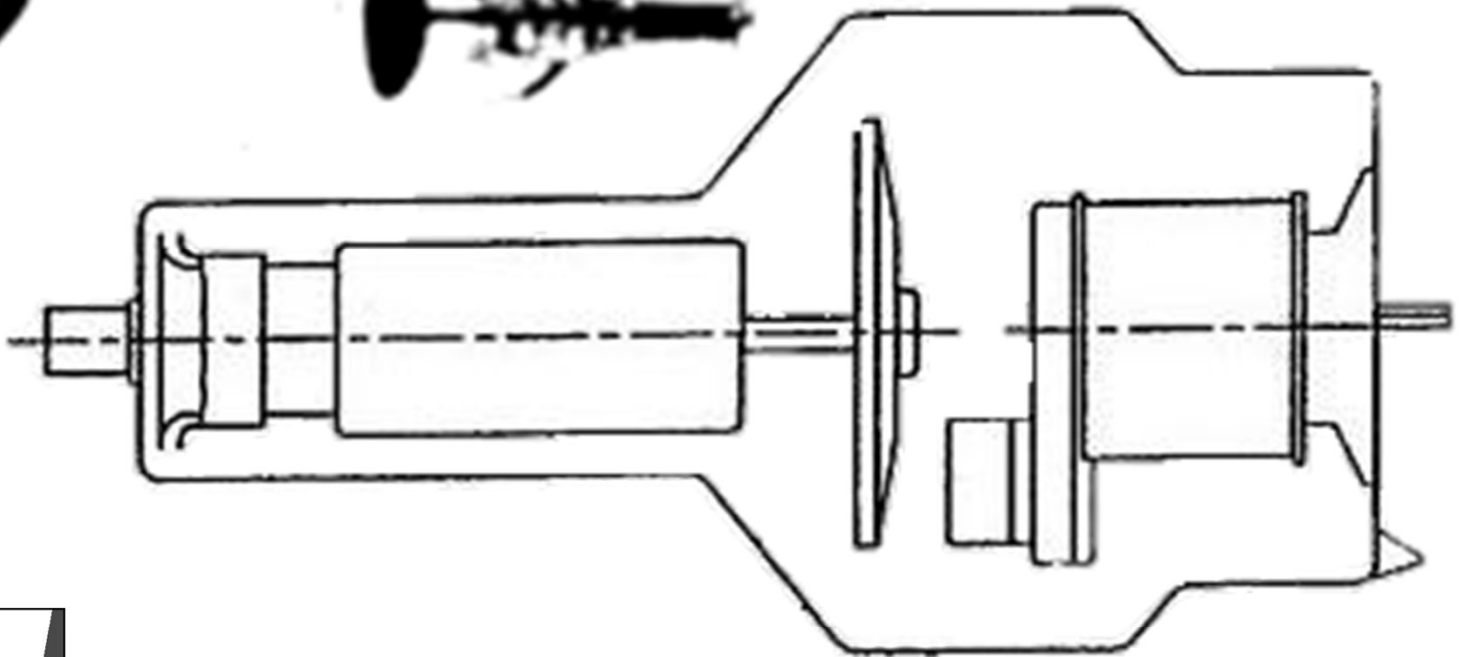


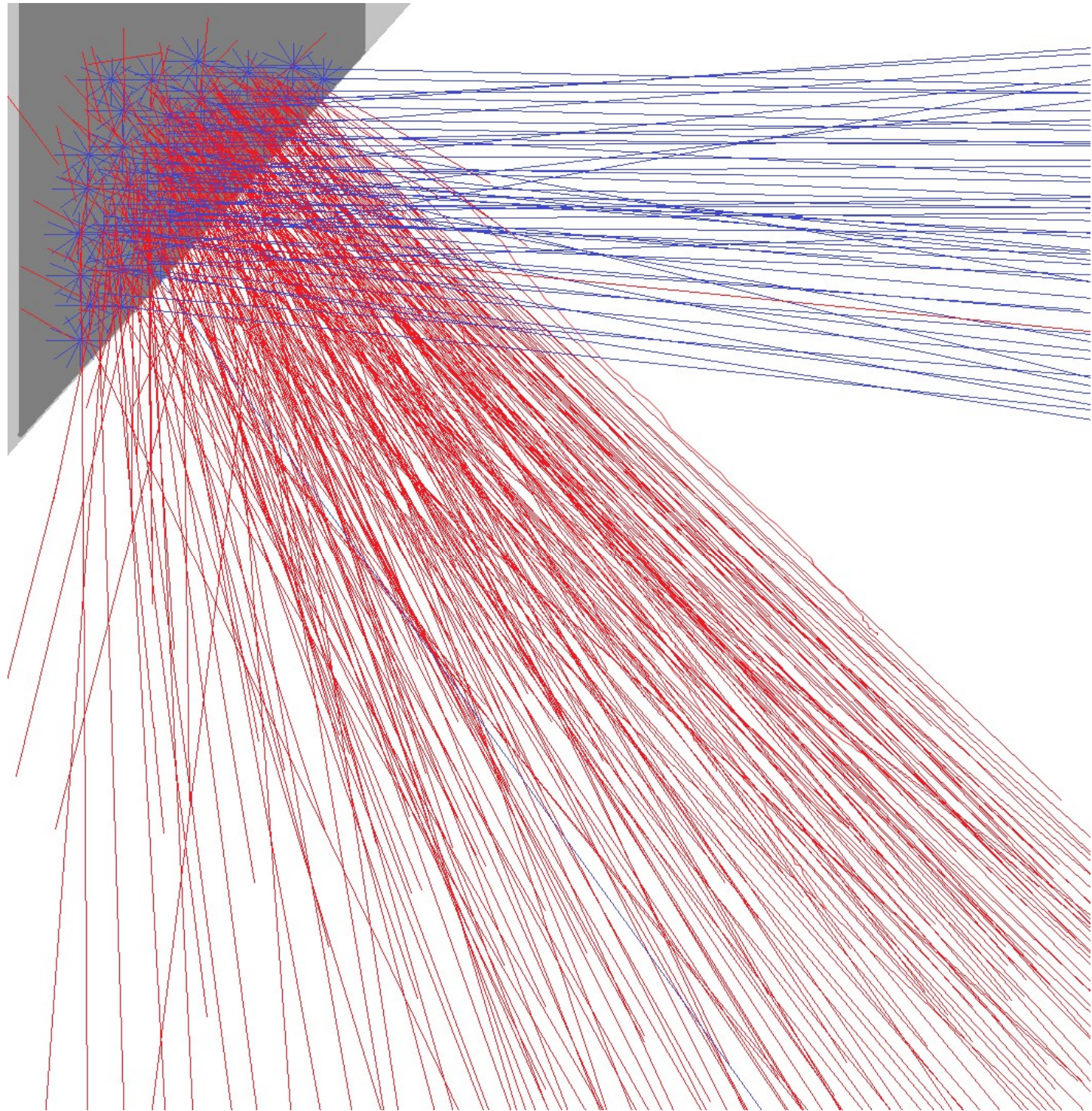
Wirująca anoda

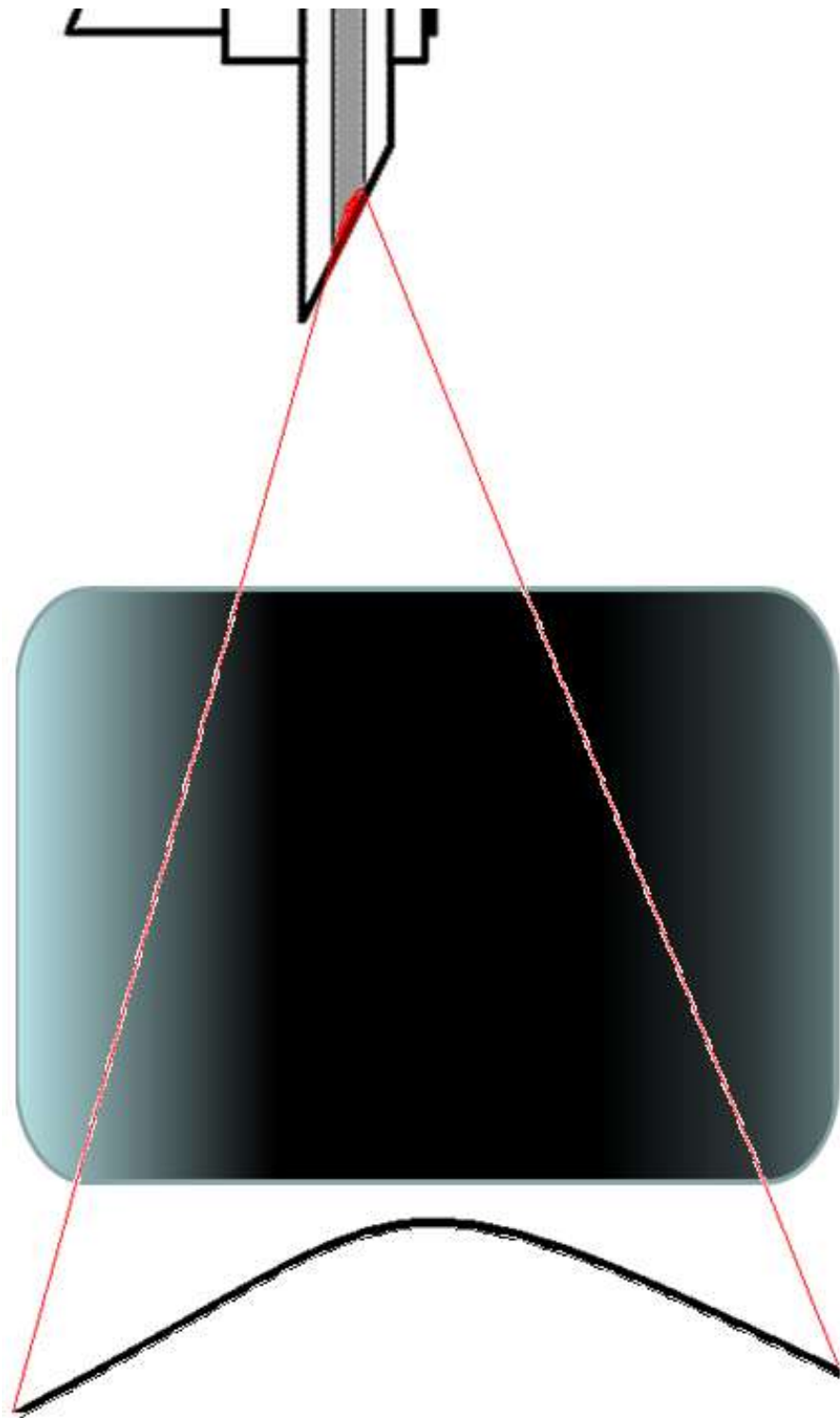


Wirująca anoda

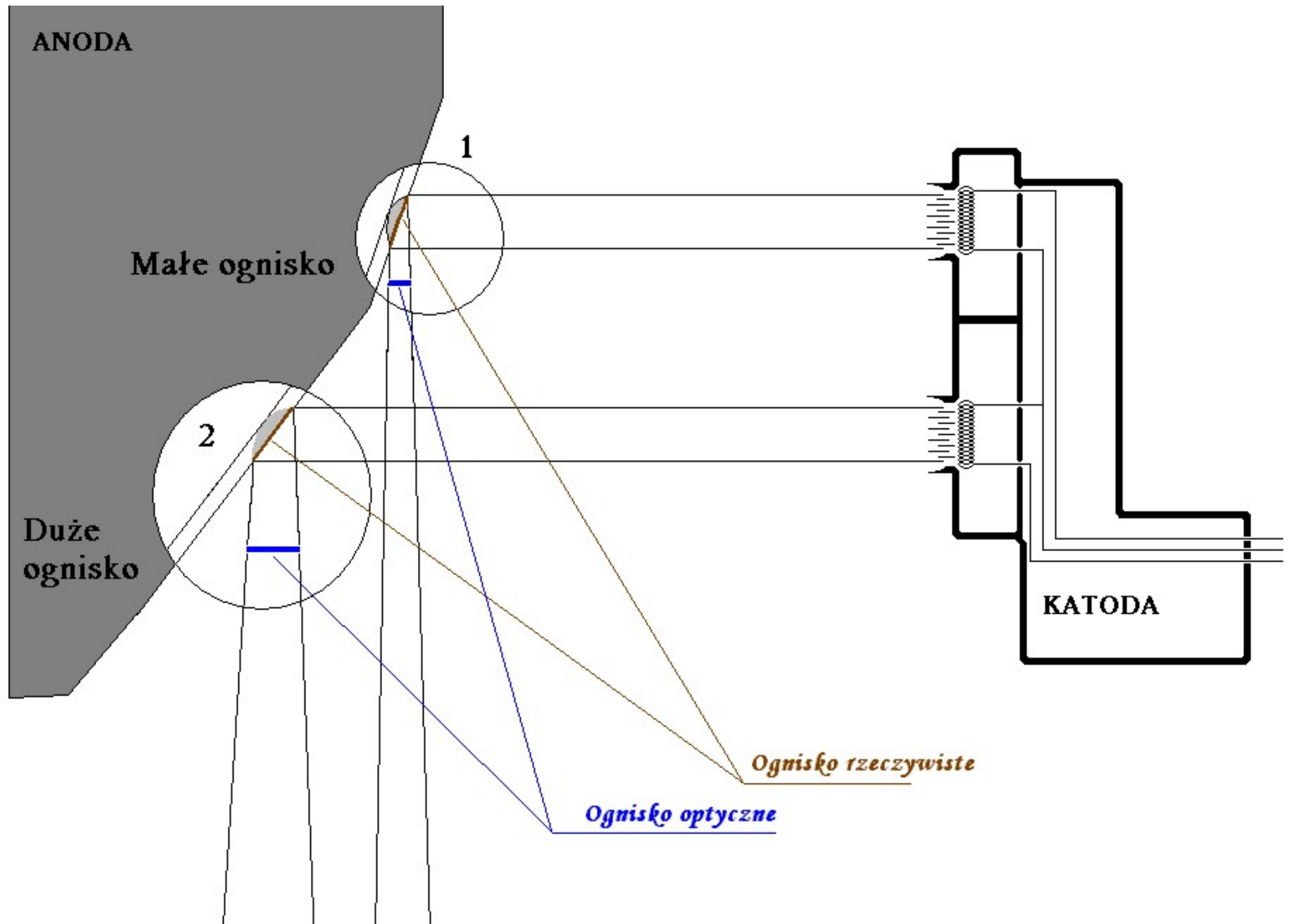






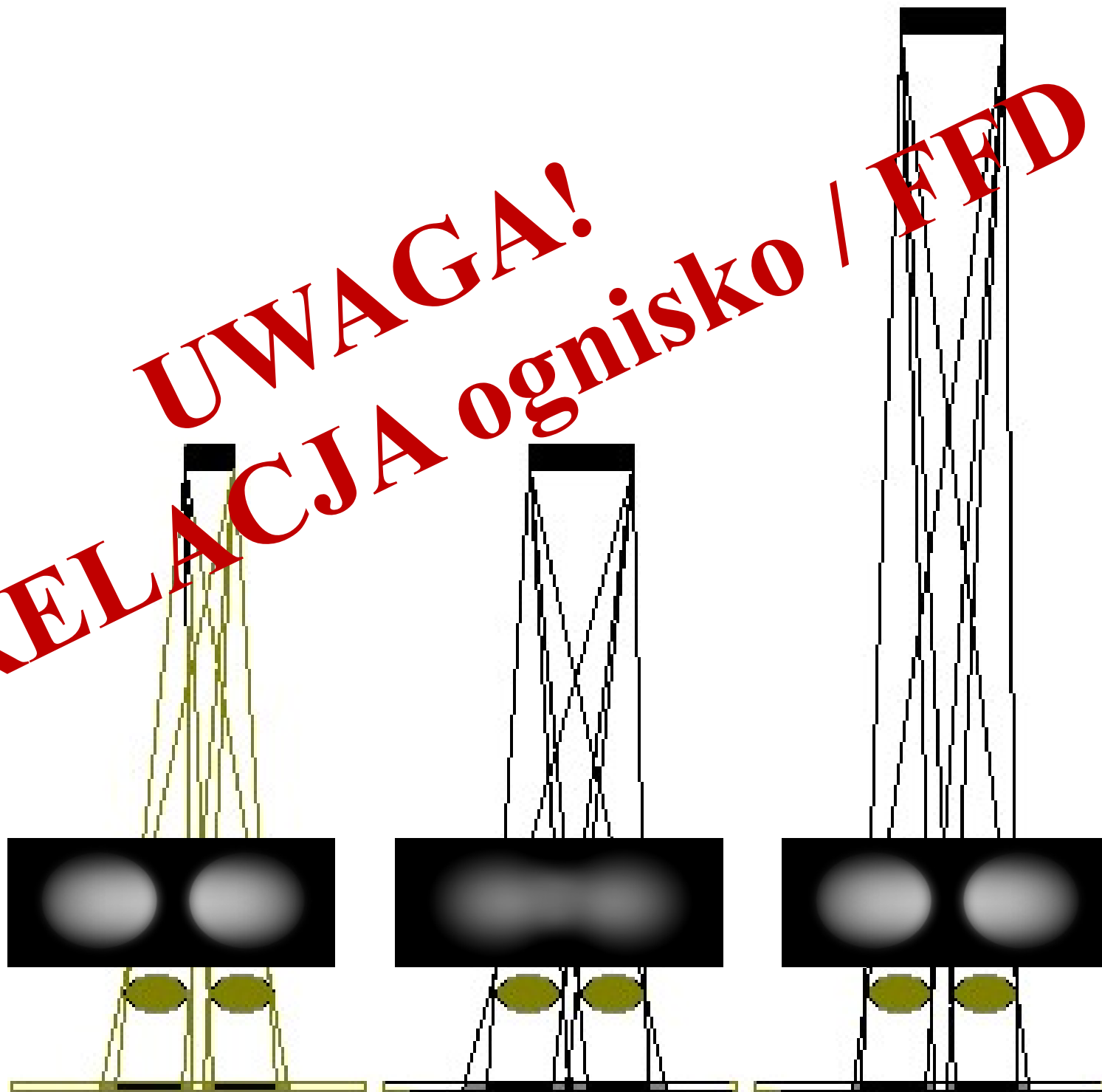


Ognisko



Ognisko

KORELACJA ognisko / FFD
UWAGA!



Źródło promieniowania

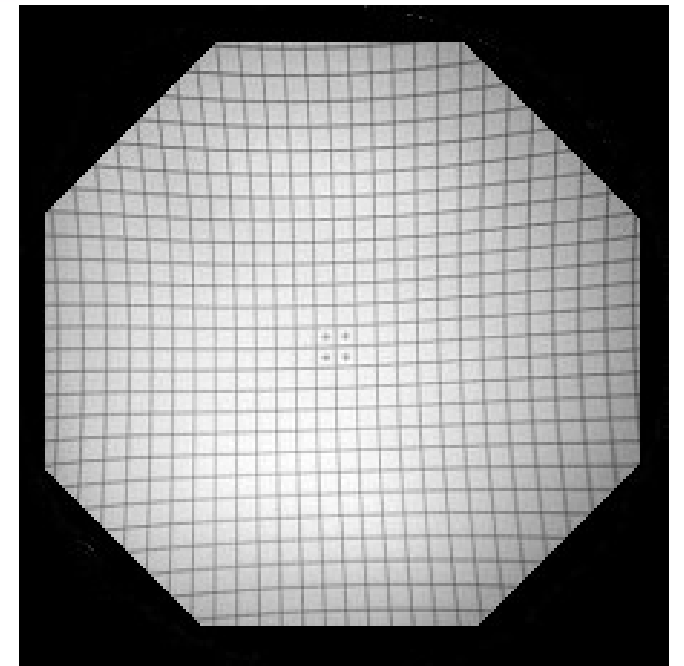
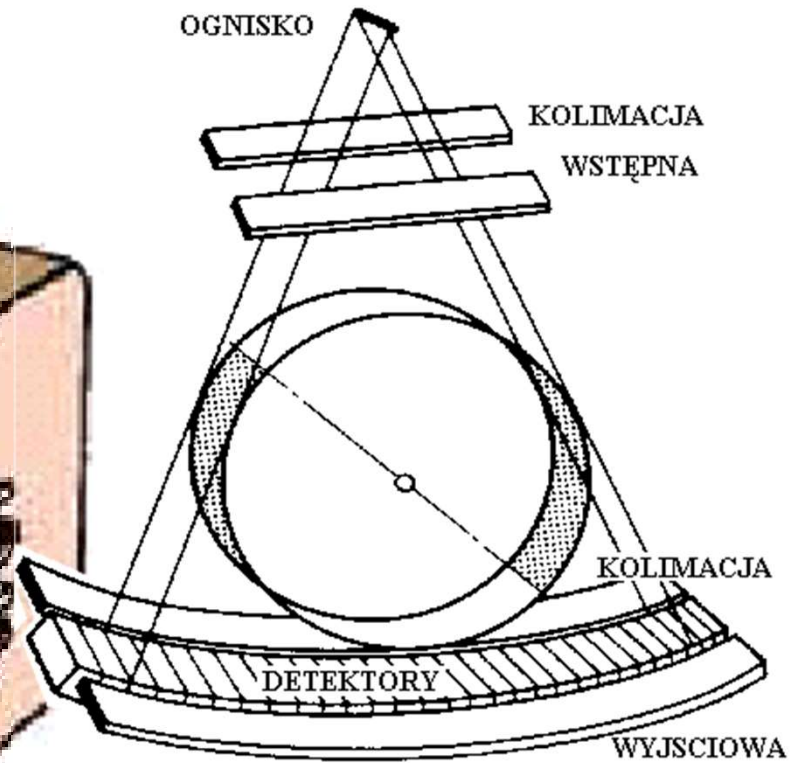
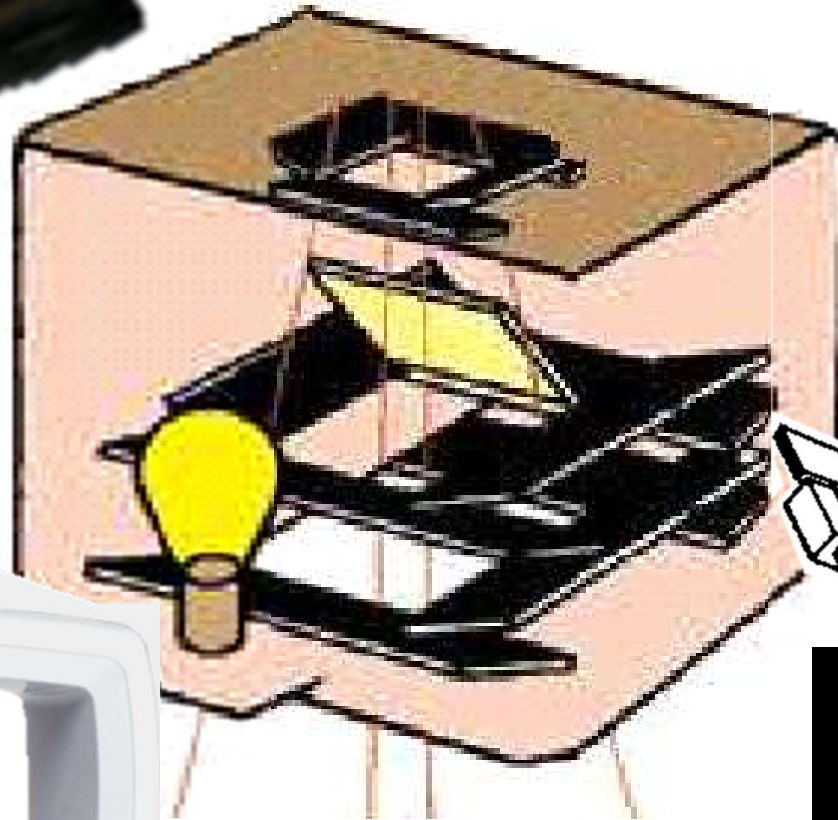
Parametry ustawiane:

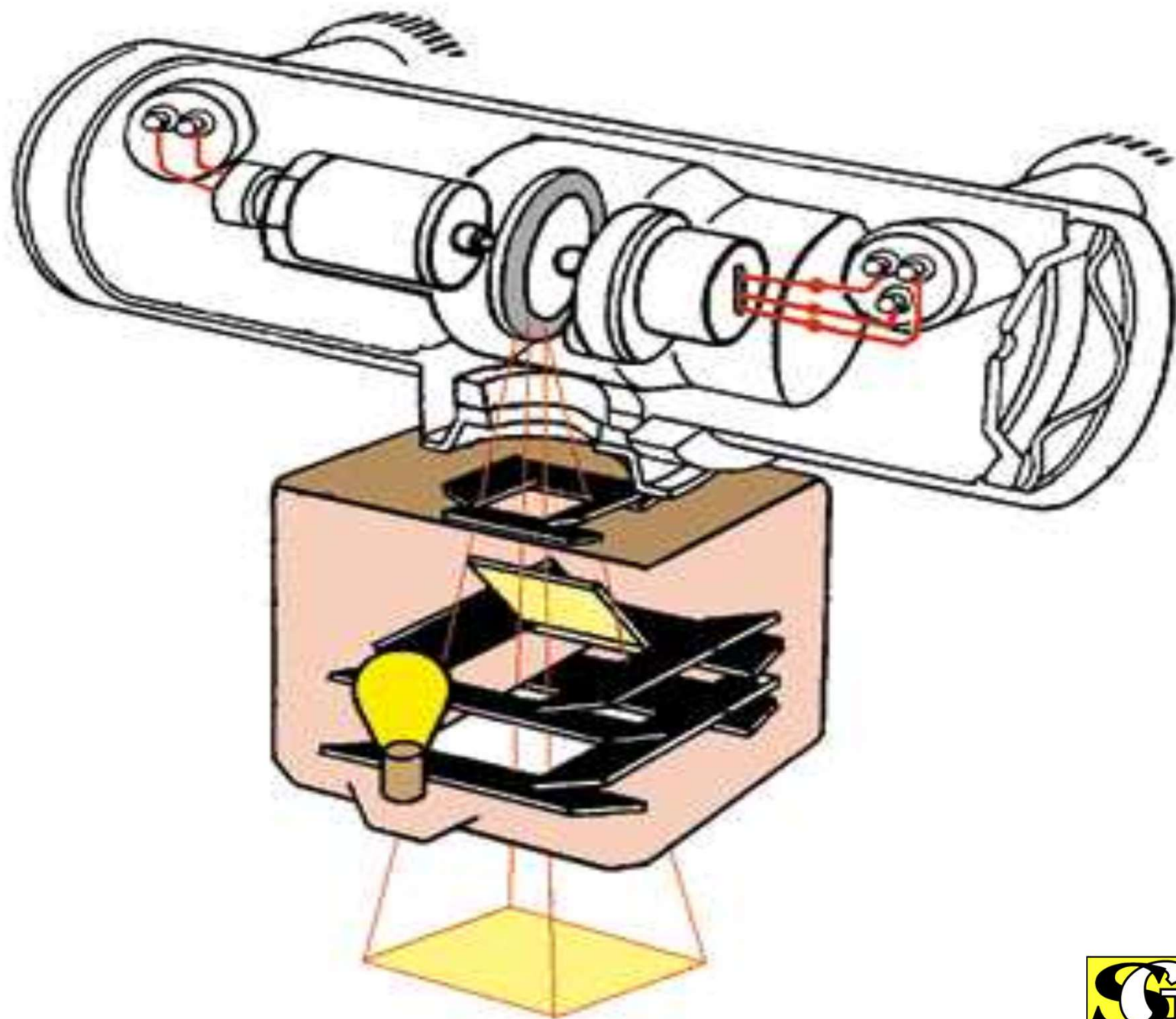
- *Wysokie napięcie [kV]*
- *Prąd katody [mA]*
- *Czas ekspozycji [ms]*
- *Parametry układu sterowania dawką (AEC)*
- *Wielkość ogniska optycznego*
- *Odległość ognisko – rejestrator obrazu*
- *Grubość i jakość filtracji*
- *Wielkość pola wiązki*
- *Wielkość i parametry rejestratora obrazu.*

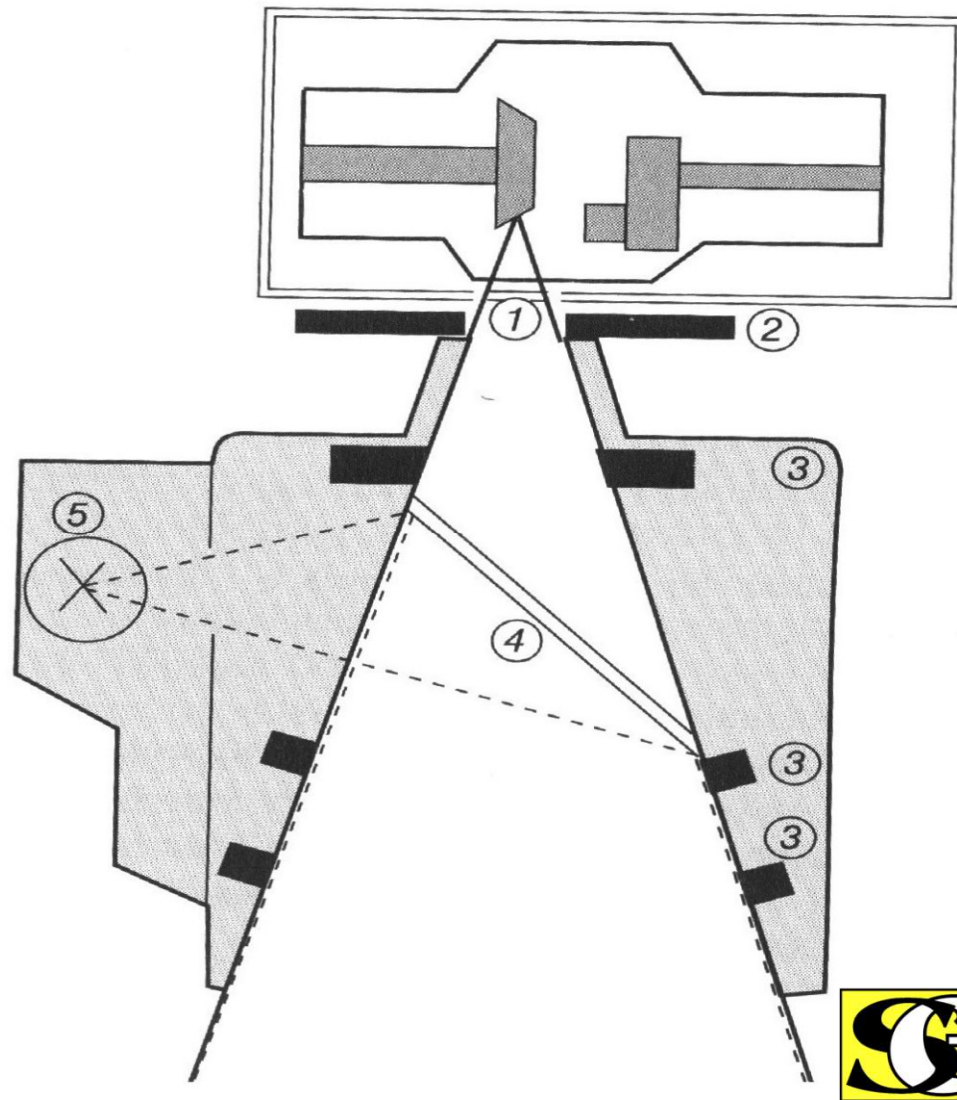
Aparat rentgenowski

1. Zasilacz ze sterownikiem
2. Źródło promieniowania
3. Układ ograniczający wiązkę
4. Rejestратор obrazu

Układ ograniczający wiązkę







Układ ograniczający wiązkę

Parametry ustawiane:

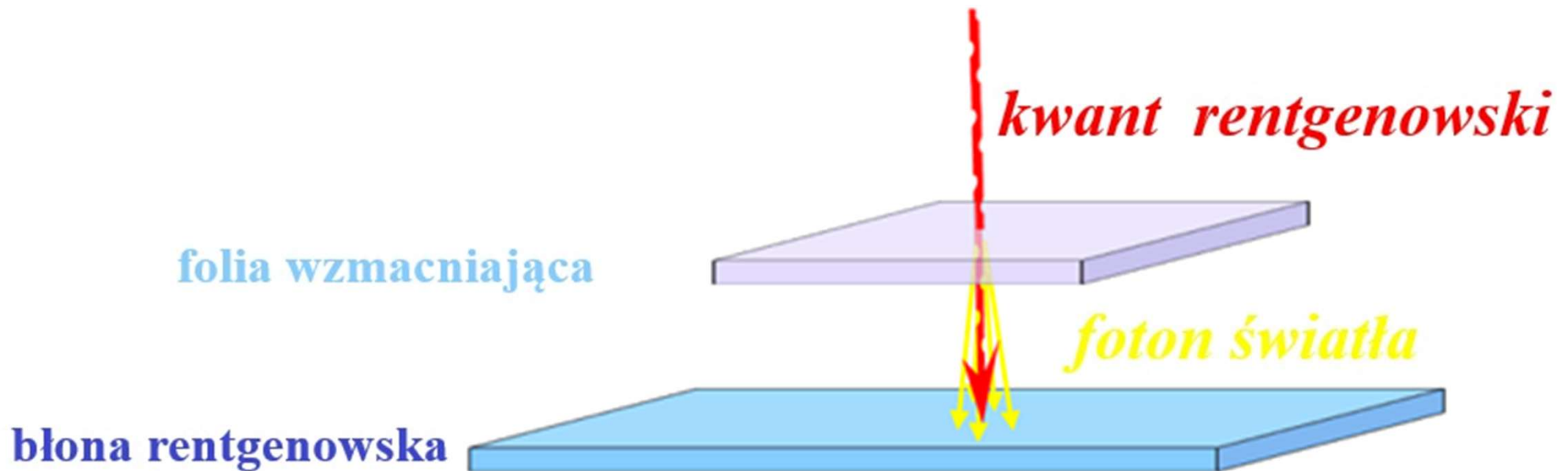
- *Wysokie napięcie [kV]*
- *Prąd katody [mA]*
- *Czas ekspozycji [ms]*
- *Parametry układu sterowania dawką (AEC)*
- *Wielkość ogniska optycznego*
- *Odległość ognisko – rejestrator obrazu*
- *Grubość i jakość filtracji*
- *Wielkość pola wiązki*
- *Wielkość i parametry rejestratora obrazu.*

Aparat rentgenowski

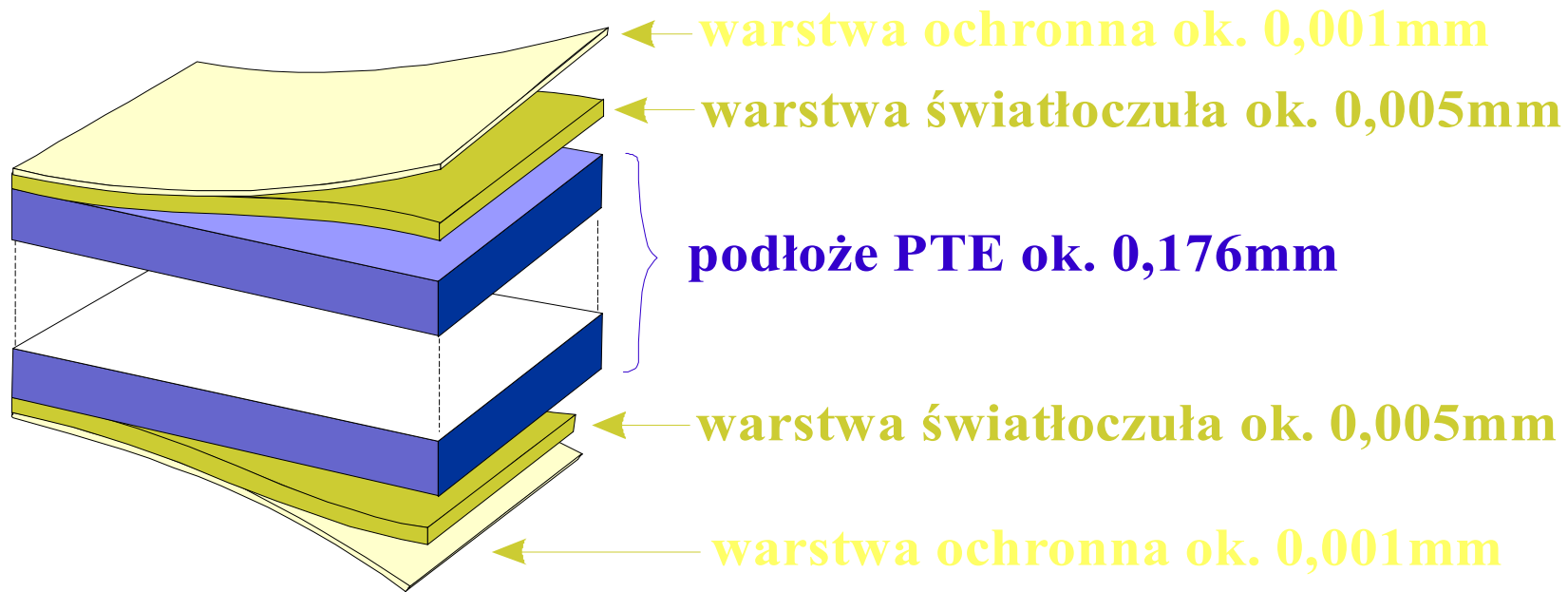
1. Zasilacz ze sterownikiem
2. Źródło promieniowania
3. Układ ograniczający wiązkę
4. Rejestrator obrazu

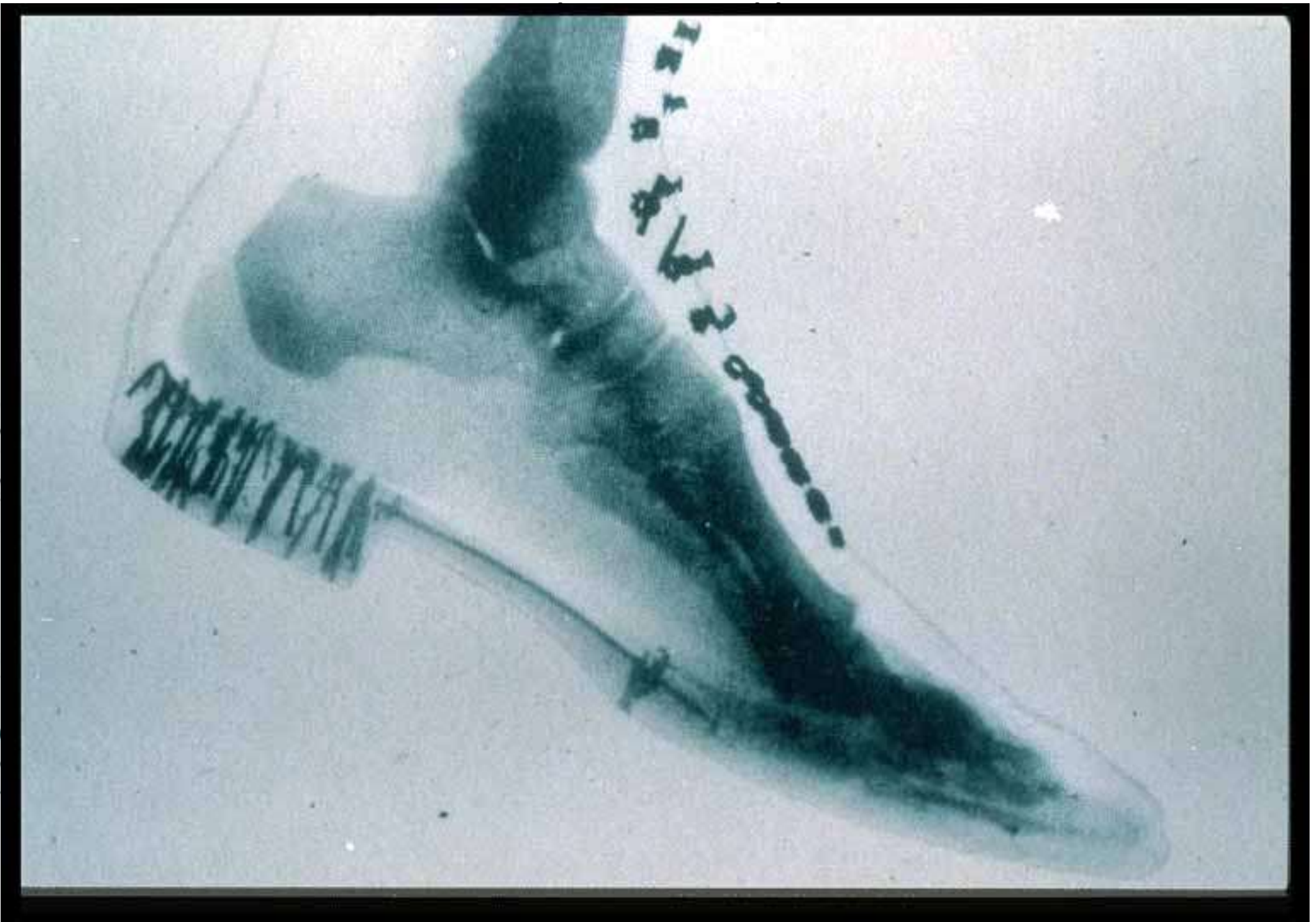
Detektor matrycowy

A - radiografia analogowa

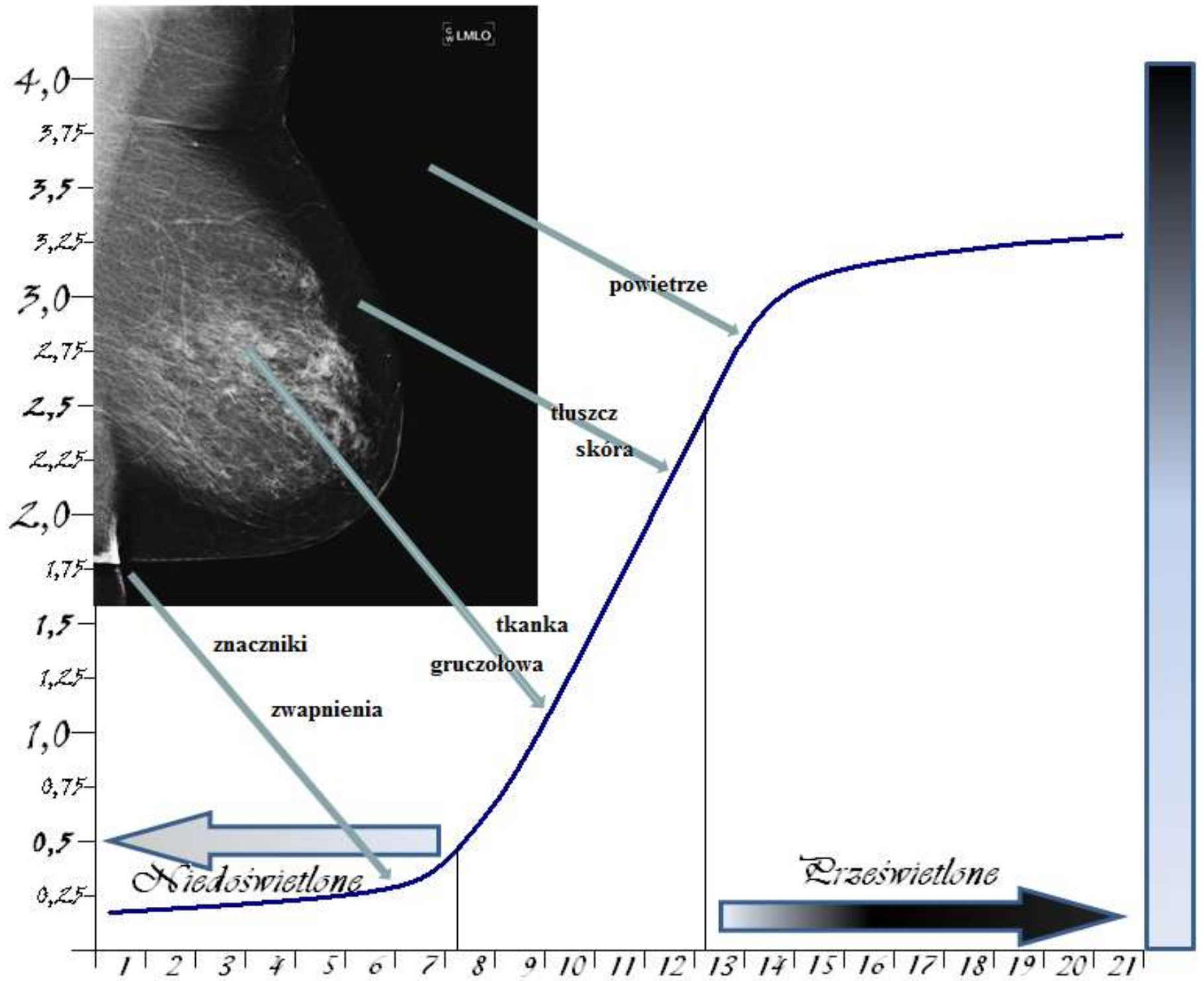


Dla ostatecznego uwidocznienia obrazu konieczne są procesy fotochemiczne



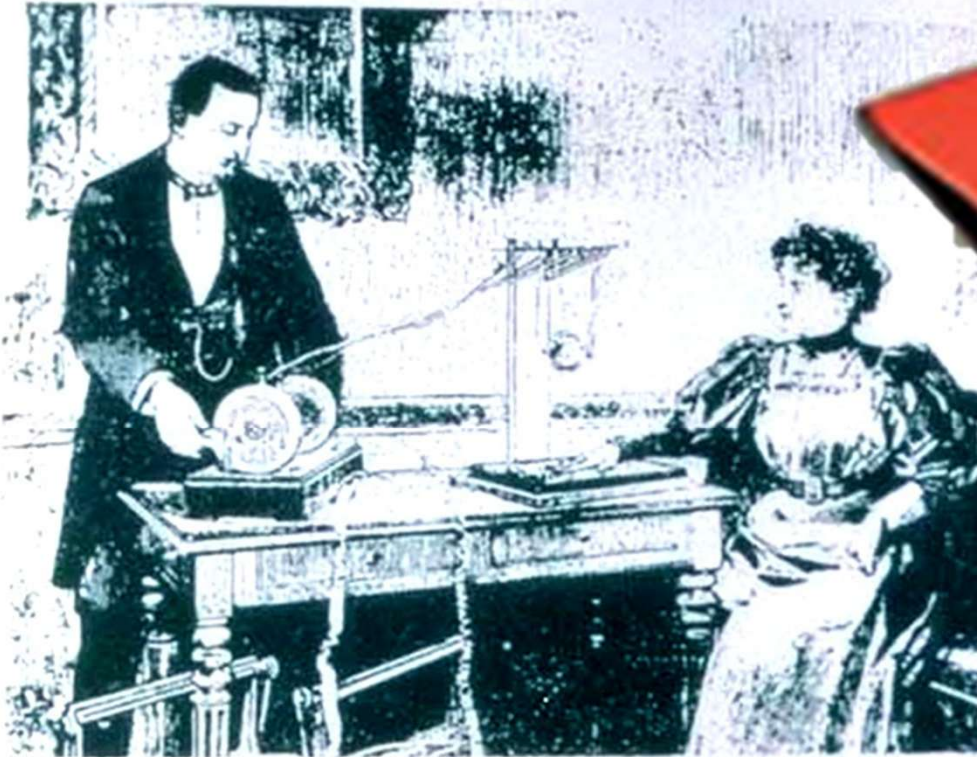


α



Radiografia – błona / folia wzmacniająca

WONDERFUL NEW RAY
SEES THROUGH HAND!



X-Ray Studio . . .

110 East Twenty-Sixty Street,

....New York C

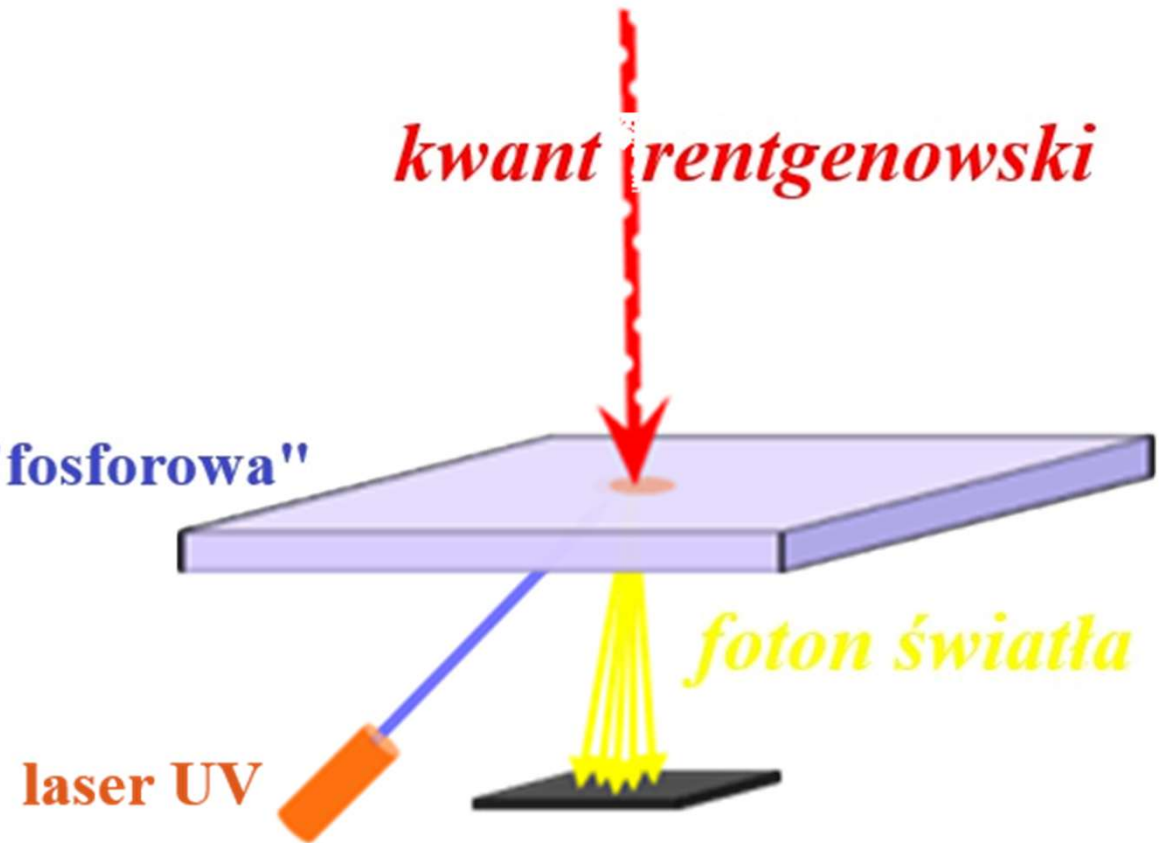


Detektor matrycowy

CR - Computed Radiography – radiografia ucyfrowiona

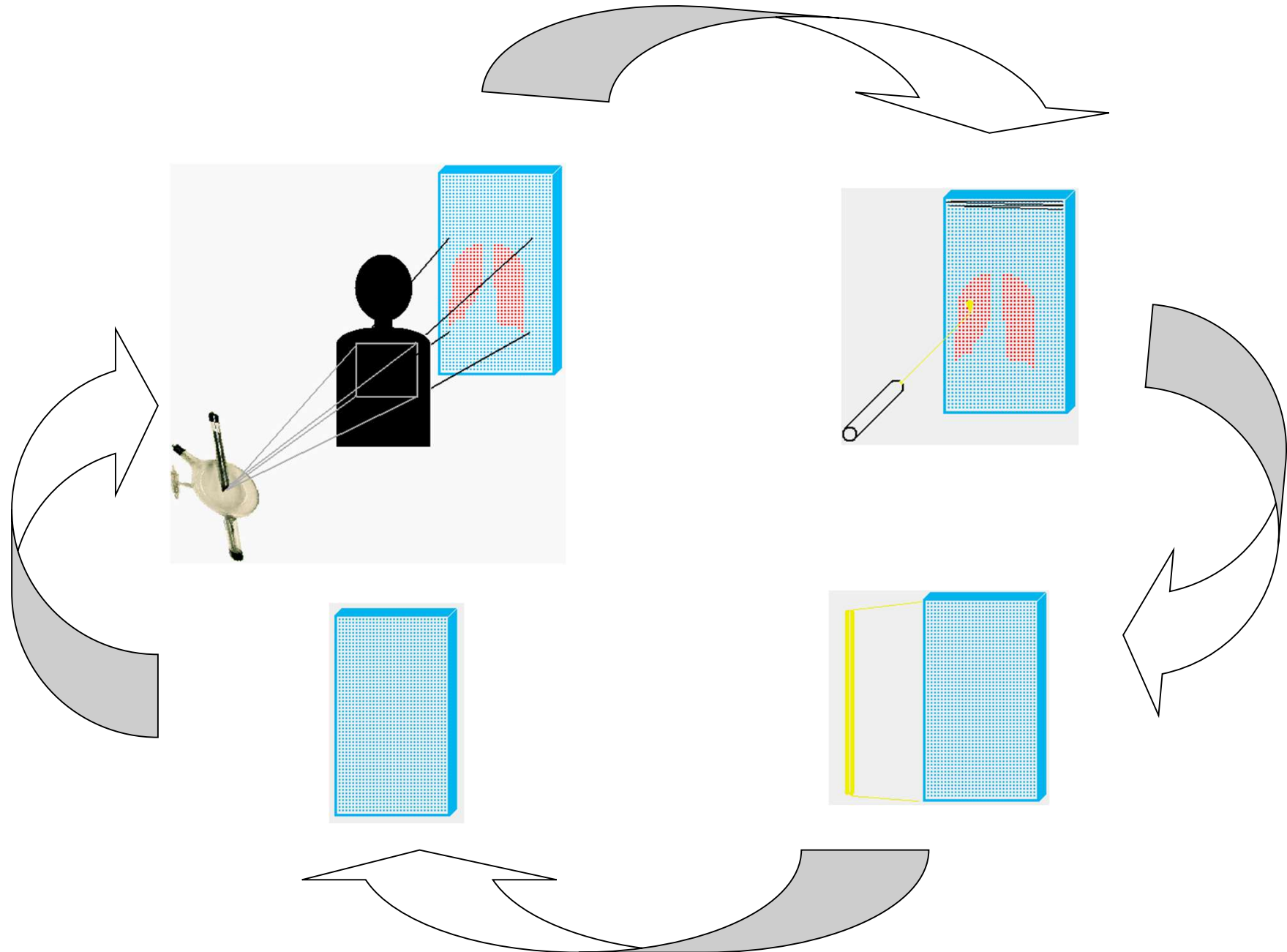


plyta "fosforowa"



Metody rejestracji obrazu

CR

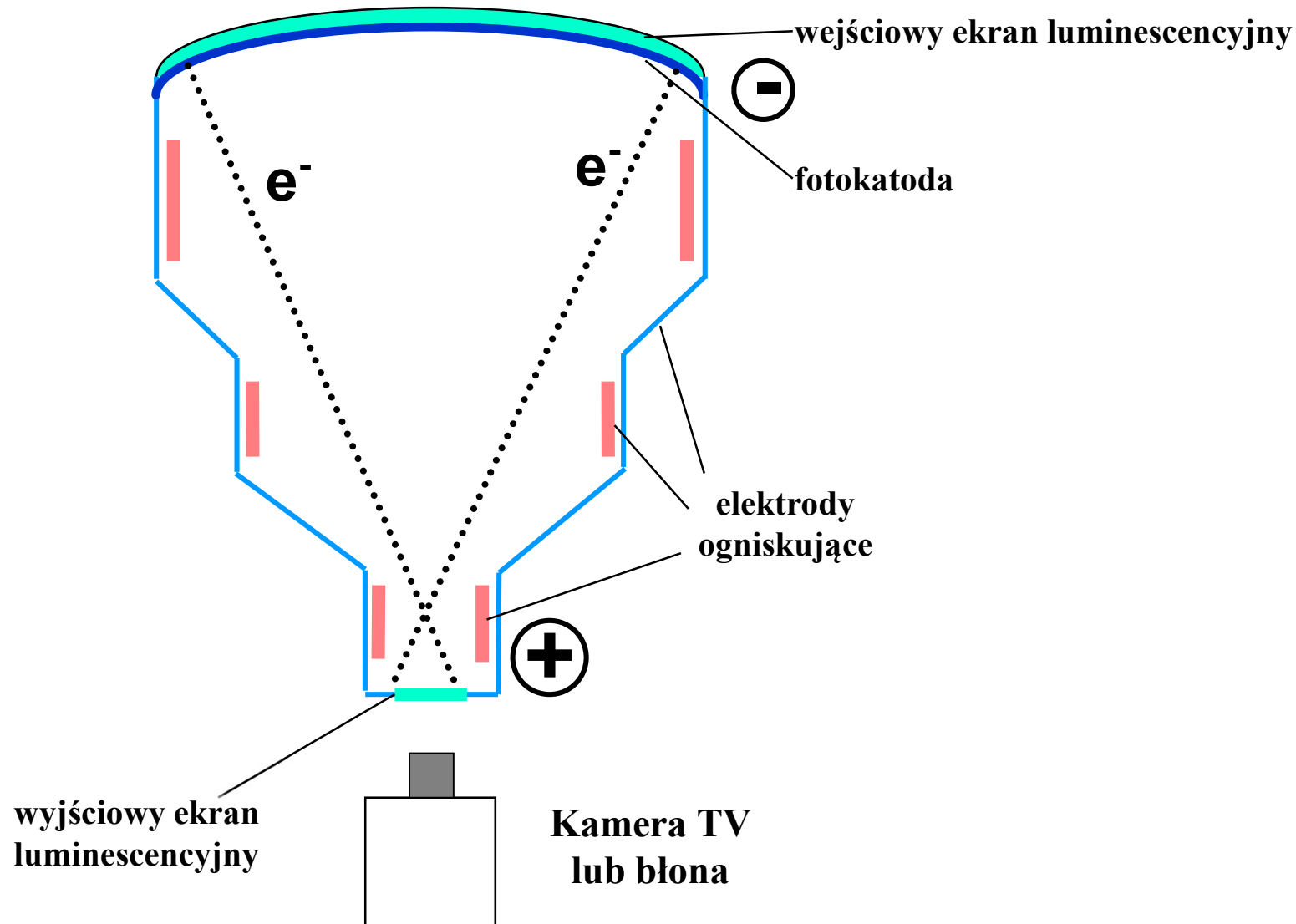


Fluoroskopia – wzmacniacz obrazu

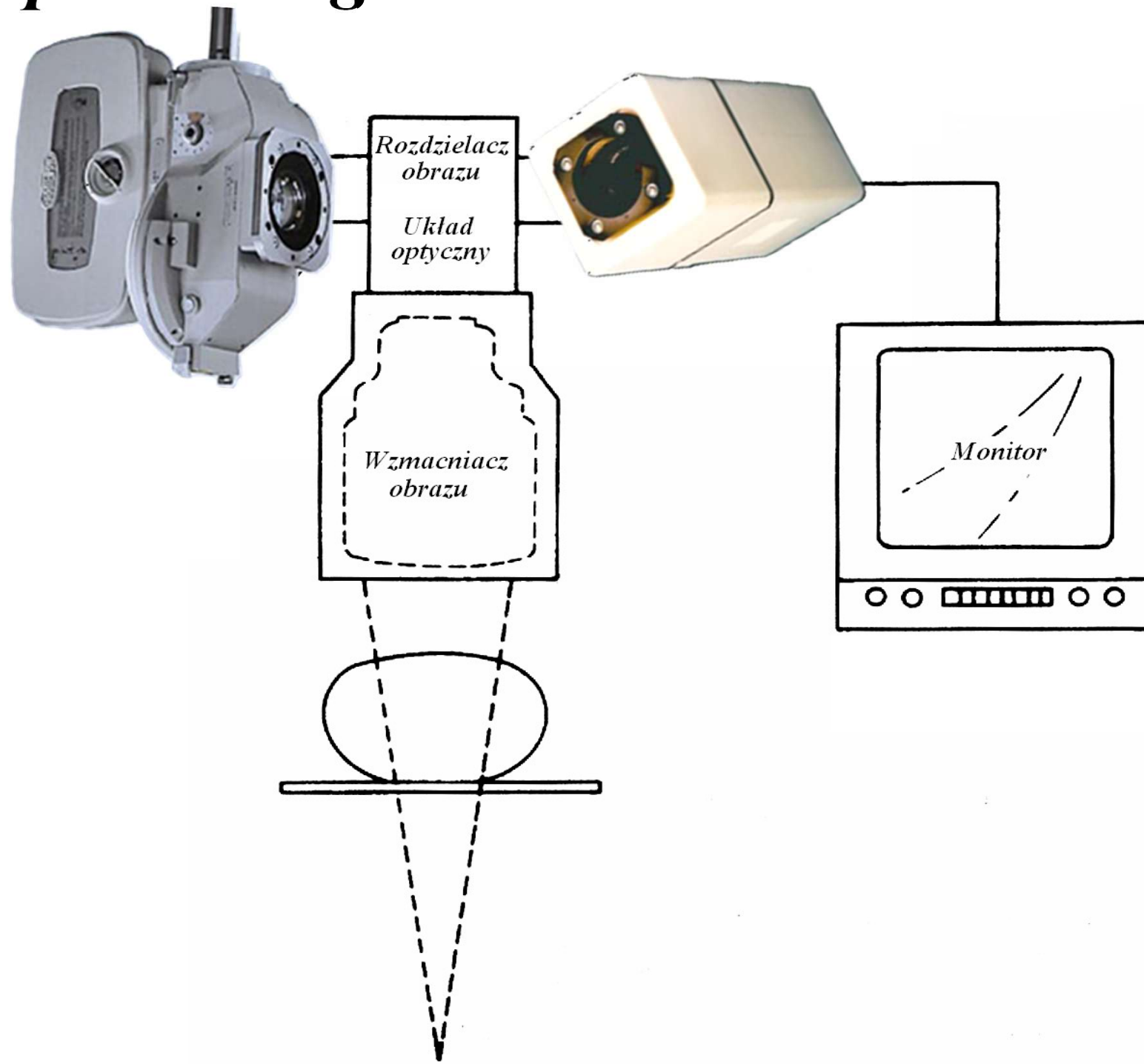


A - fluoroskopia analogowa

Elektronowy wzmacniacz obrazu

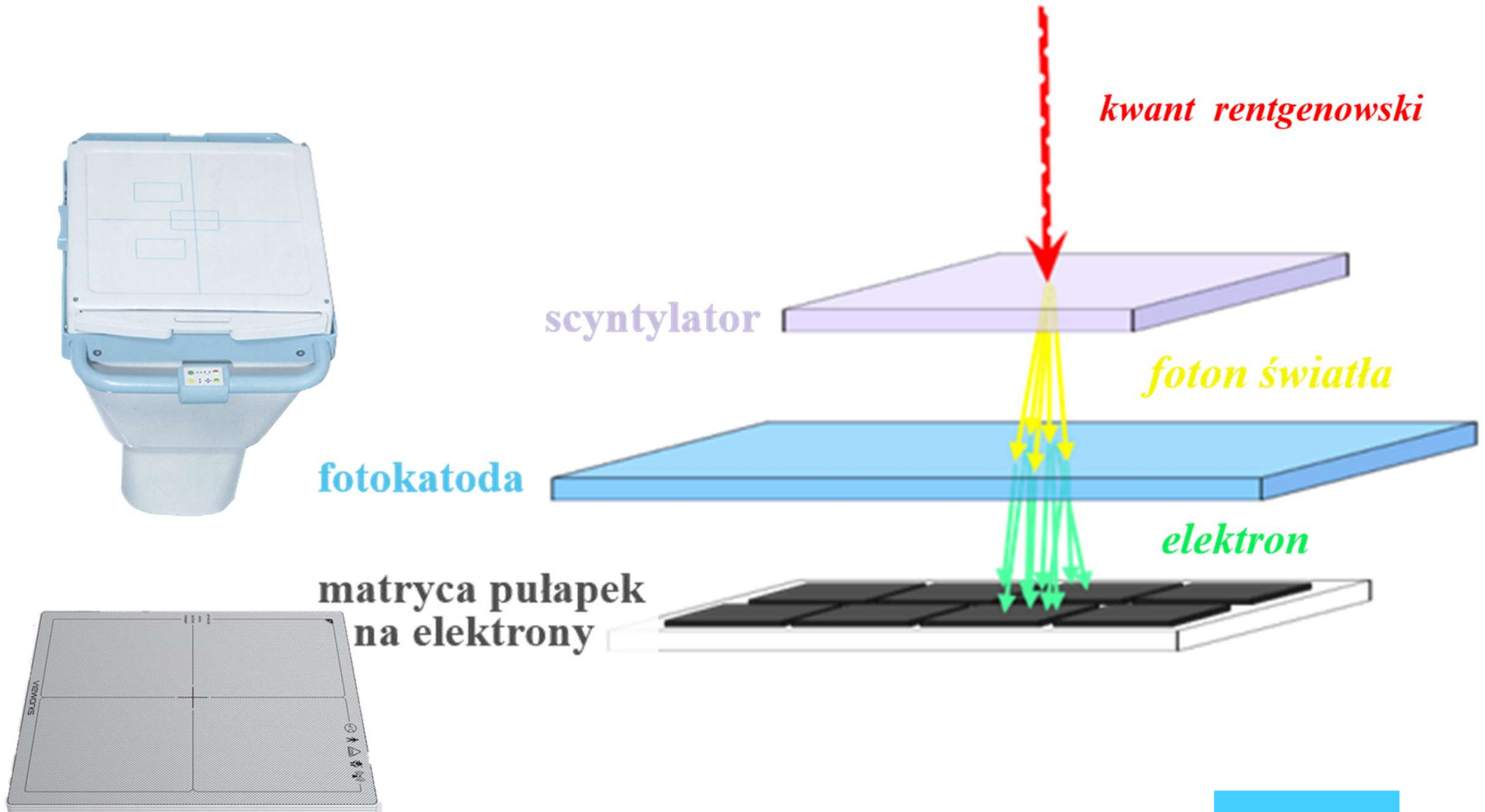


A - fluoroskopia analogowa



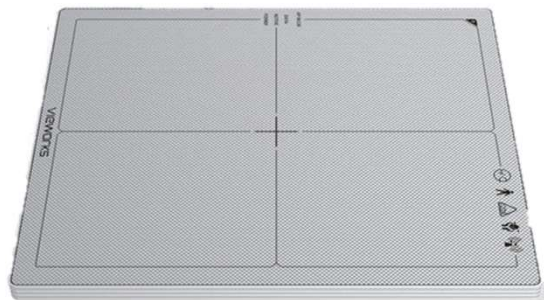
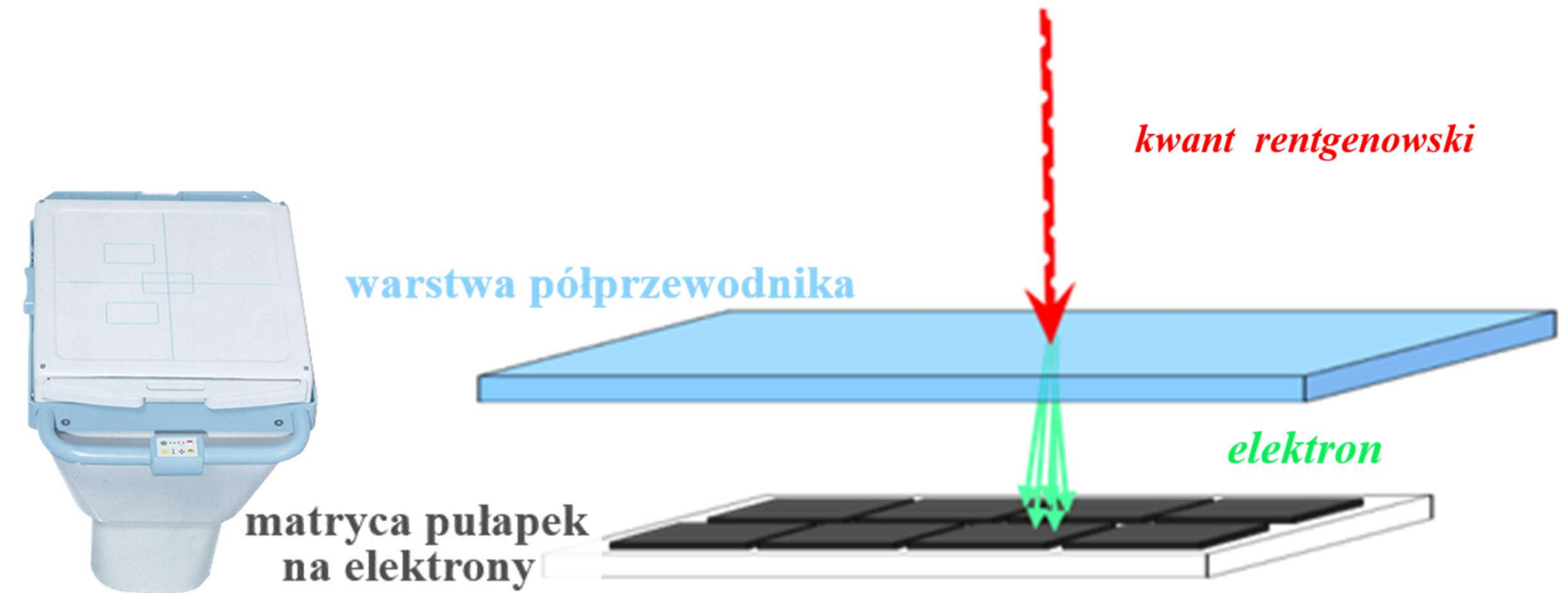
Detektor matrycowy

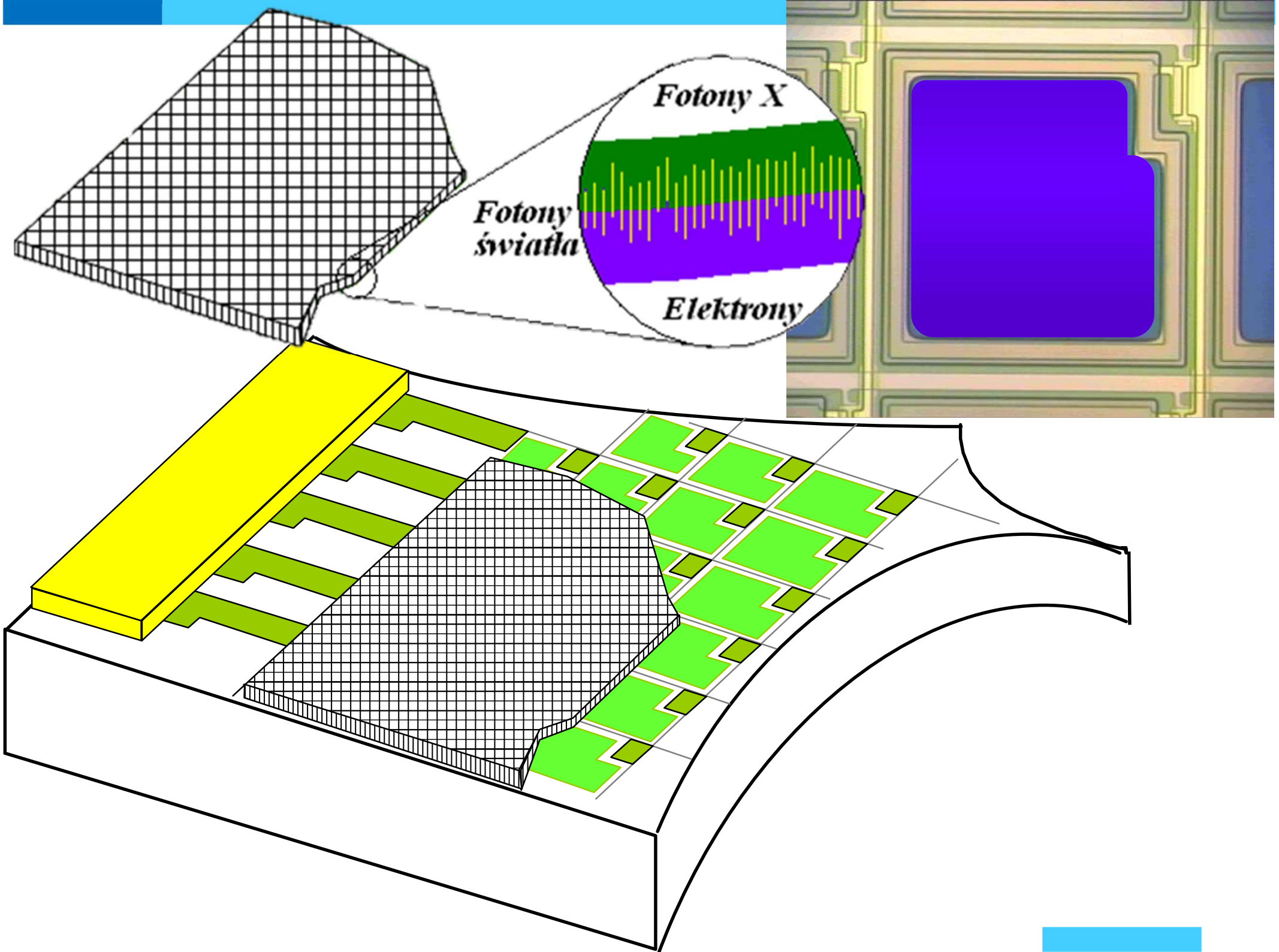
DR - *Digital Radiography*

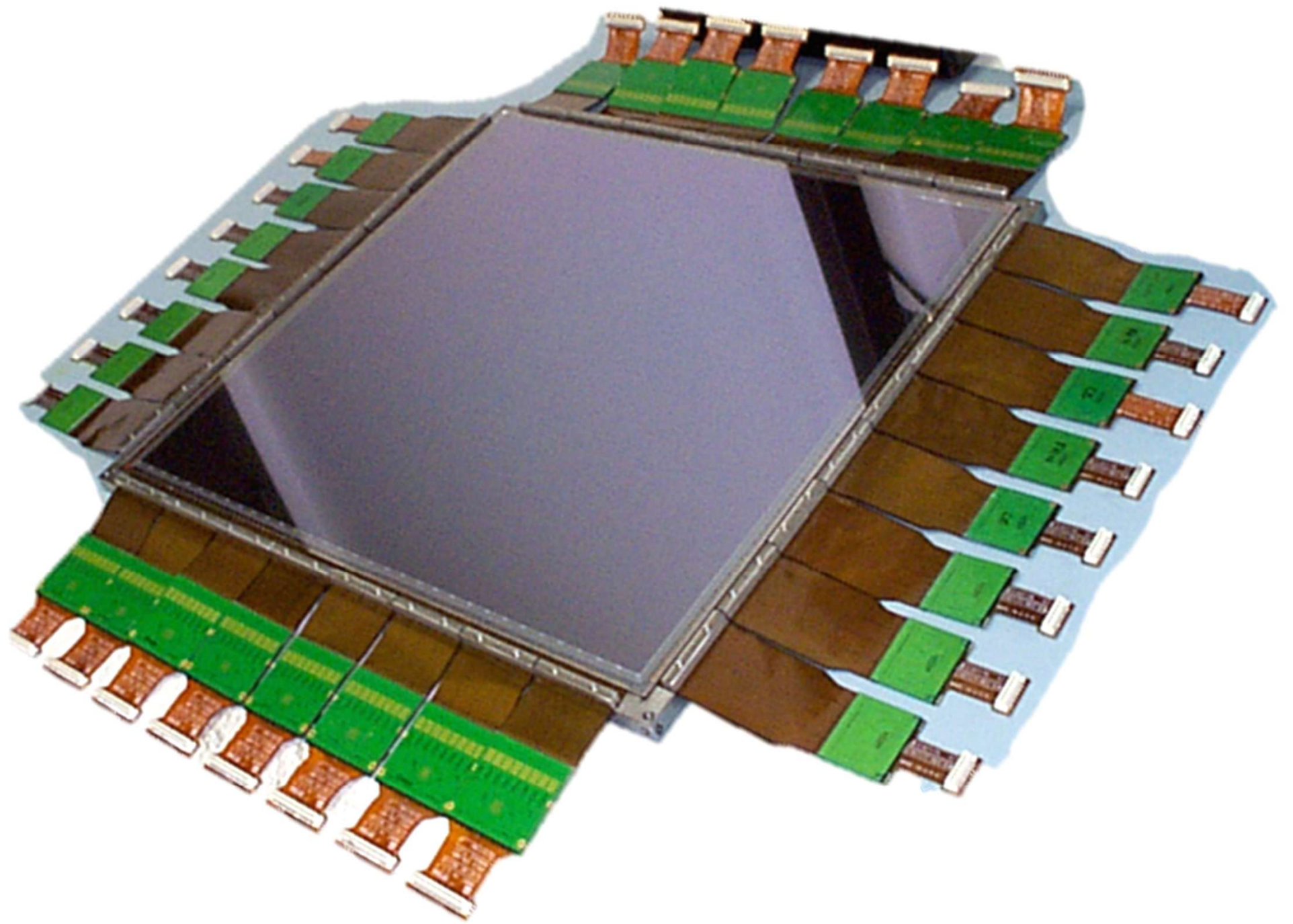


Detektor matrycowy

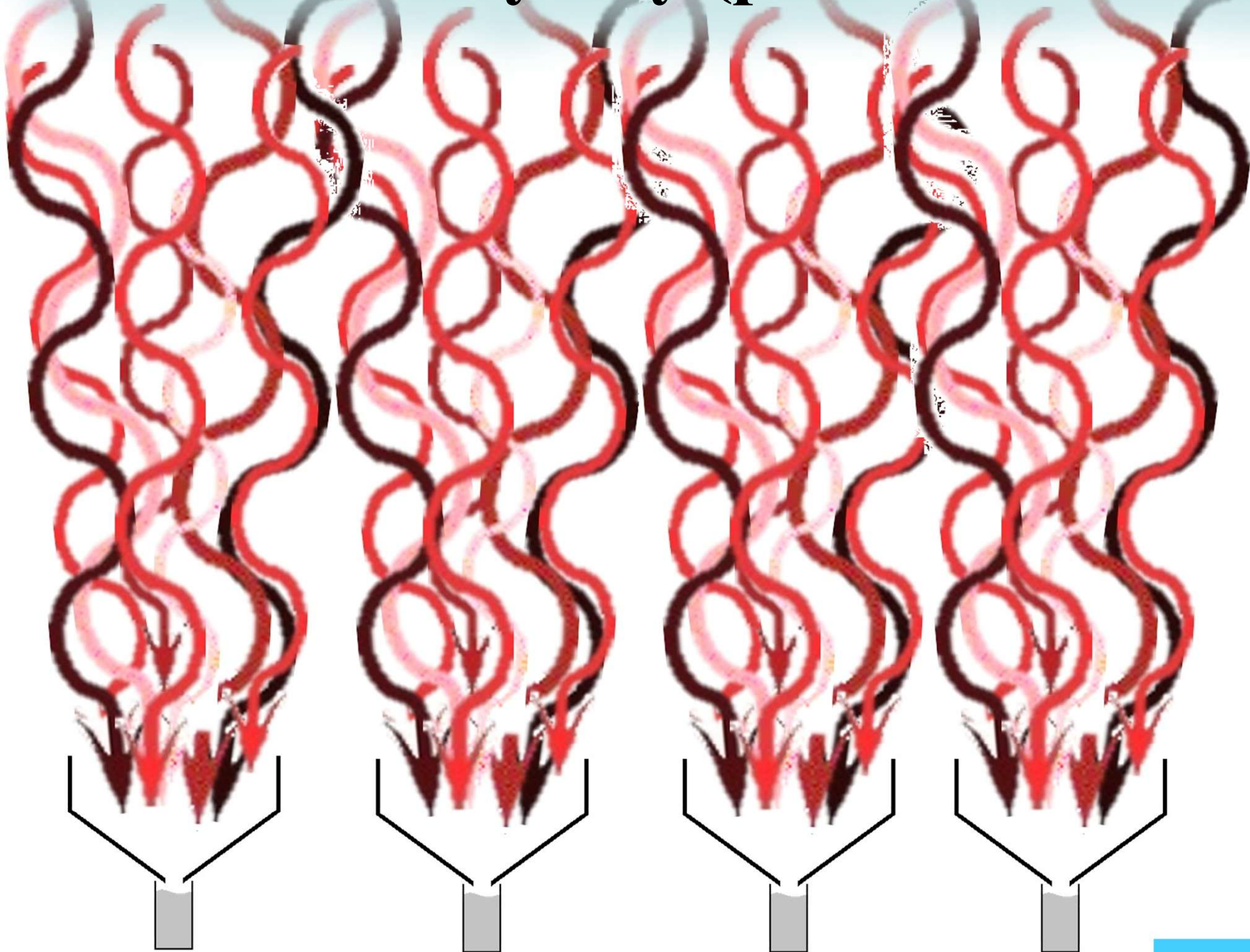
DDR - *Direct Digital Radiography*





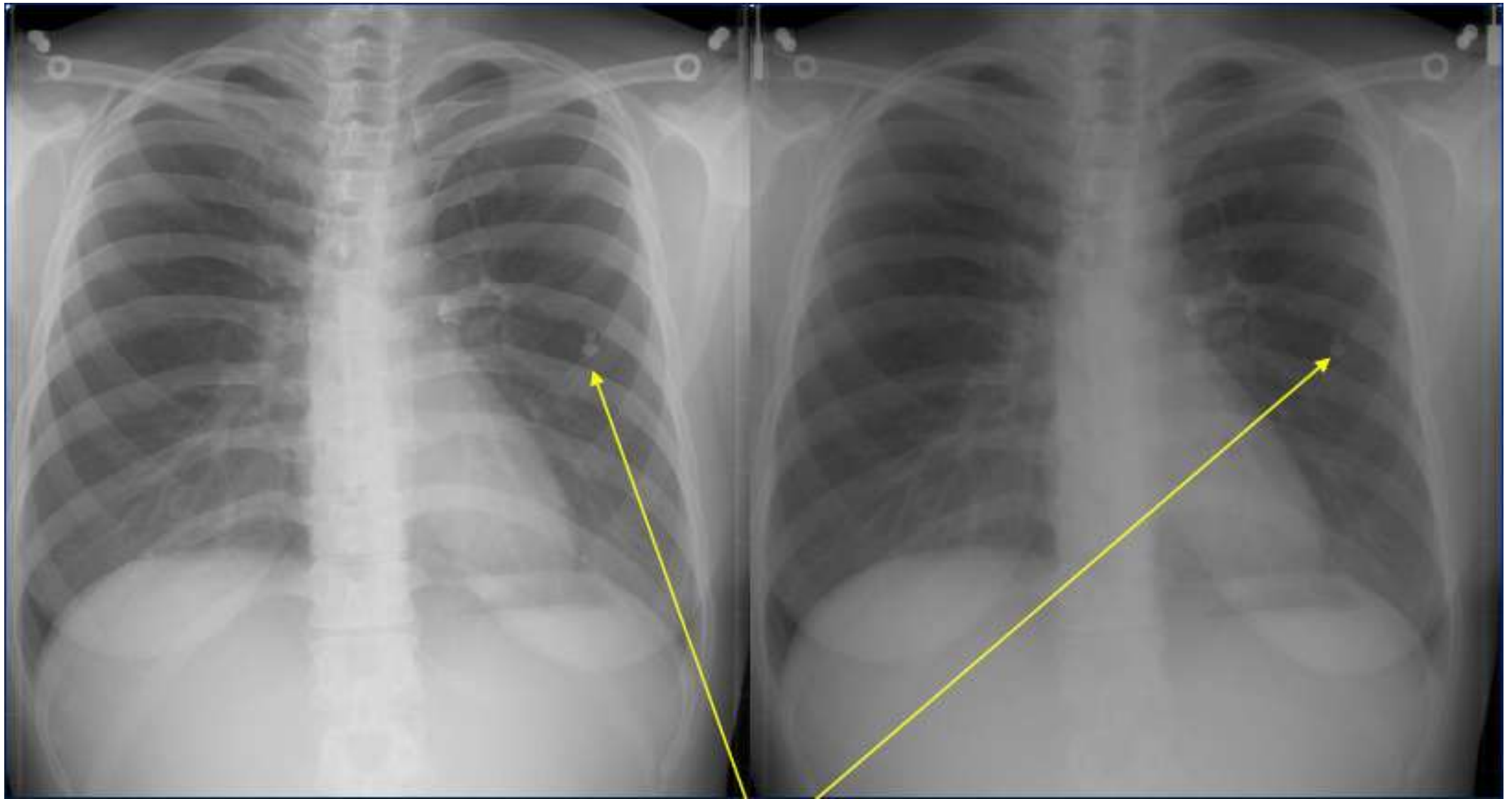


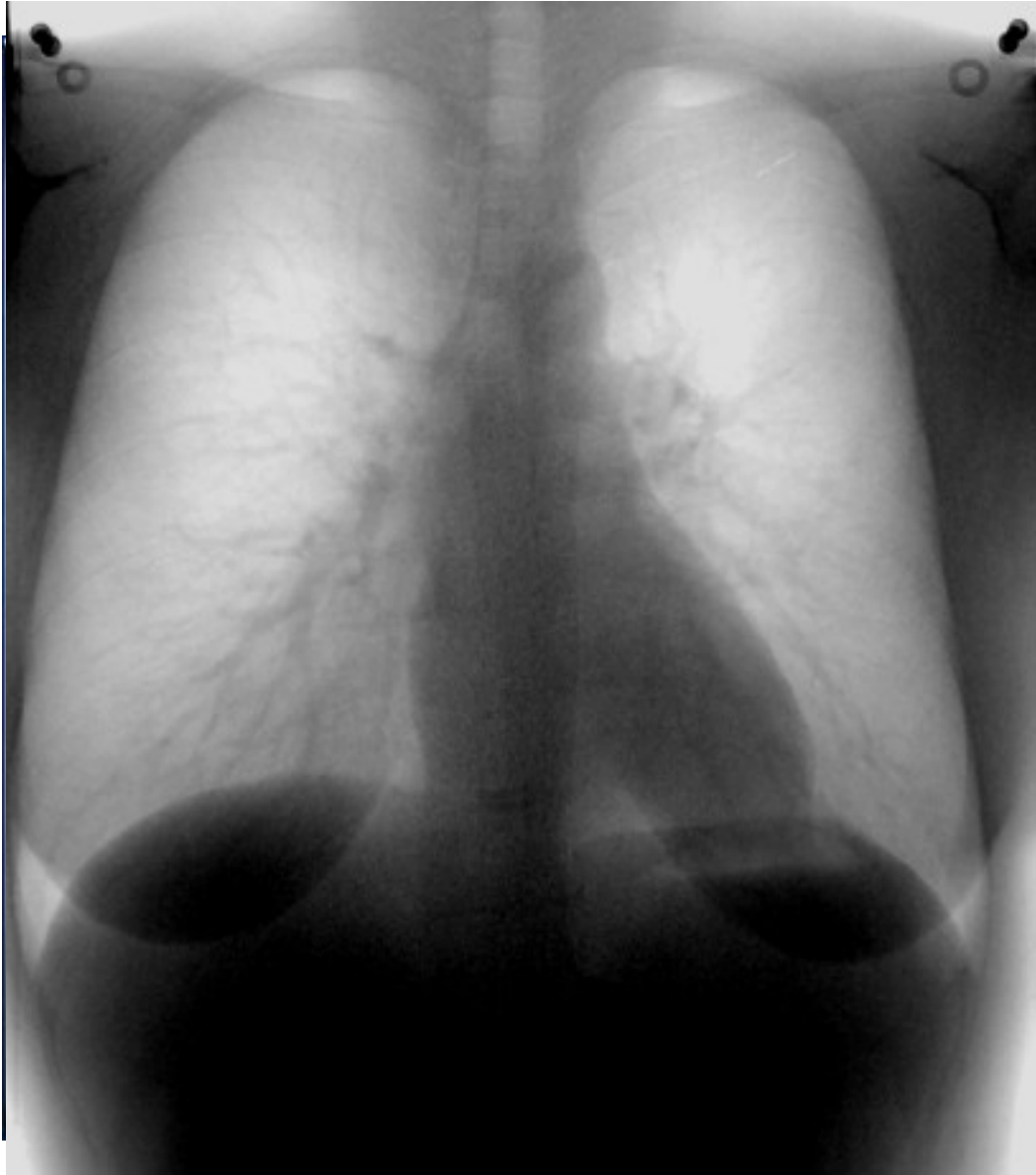
Detektor klasyczny (panel DR / DDR)



Detektor z liczników fotonów





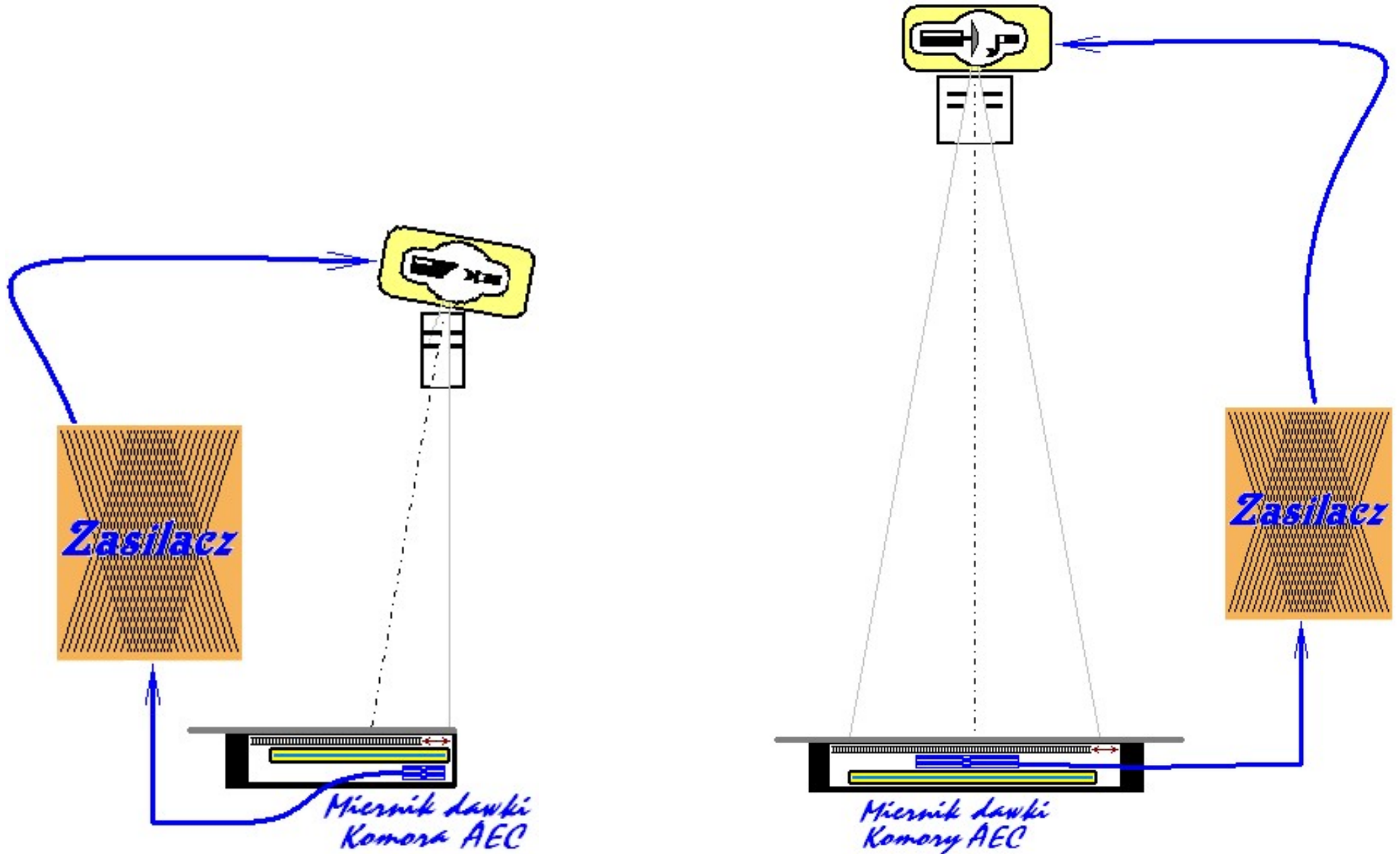


Rejestrator obrazu

Parametry ustawiane:

- *Wysokie napięcie [kV]*
- *Prąd katody [mA]*
- *Czas ekspozycji [ms]*
- *Parametry układu sterowania dawką (AEC)*
- *Wielkość ogniska optycznego*
- *Odległość ognisko – rejestrator obrazu*
- *Grubość i jakość filtracji*
- *Wielkość pola wiązki*
- *Wielkość i parametry rejestratora obrazu.*

Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC) / jasności (ABC)



Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC) / jasności (ABC)

- **bez automatyki**
(kV, mA – dobierane ręcznie)
- **automatyka prosta**
(kV– ręcznie; mA - ustawia automat)
- **automatyka pełna I**
(dobór kV i mA automatycznie z analizy obrazu)
- **automatyka pełna II**
(dobór kV i mA automatycznie z analizy obrazu ze zmiennym współczynnikiem dawki)

Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC) / jasności (ABC)

- **bez automatyki**

(kV, mA, czas, anoda lub filtr ustawiane ręcznie)

- **automatyka prosta**

(kV – ręcznie; mAs - ustawia automat)

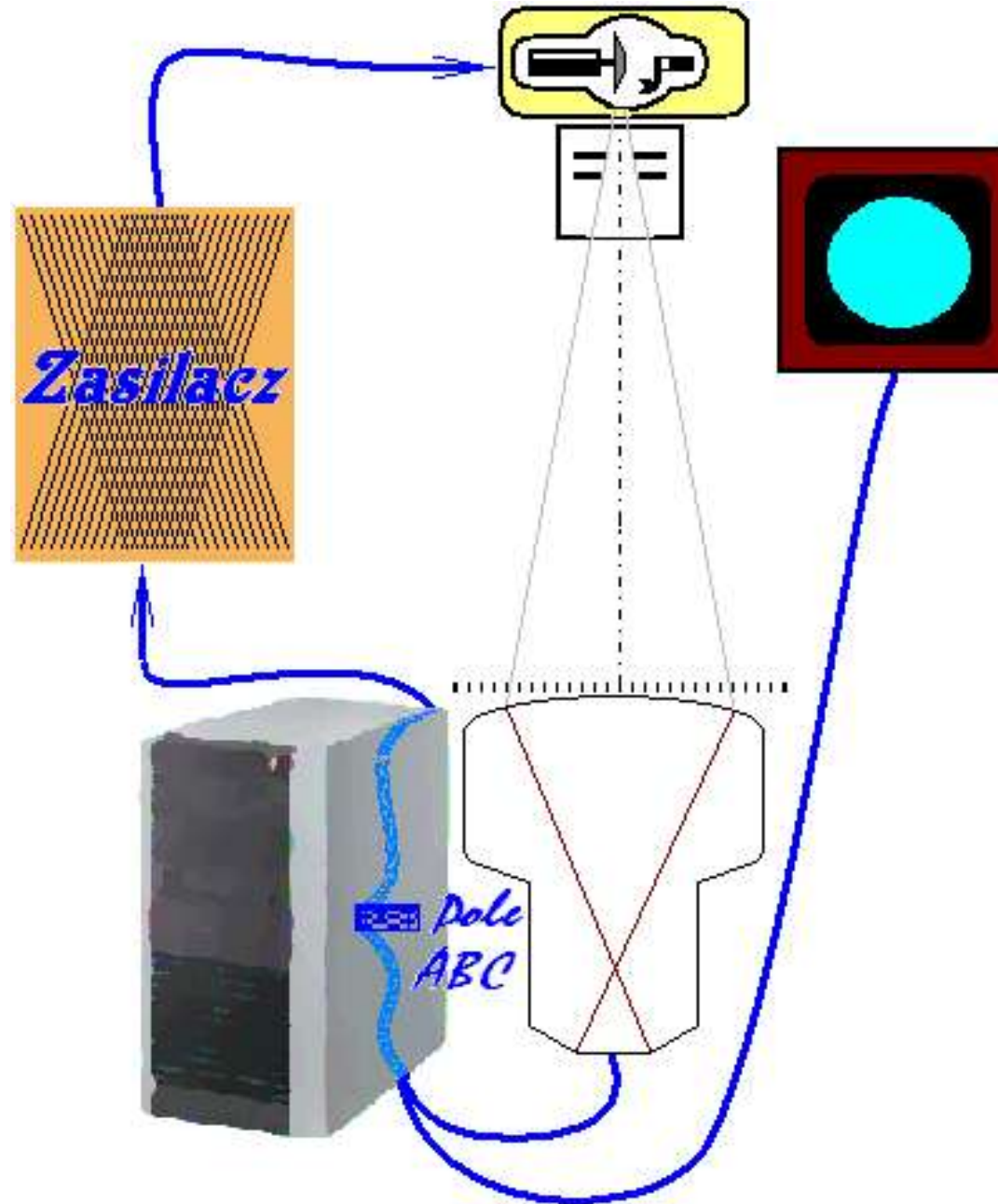
- **automatyka pełna I**

(dobór napięcia i anody / filtru pośredni – z grubości obiektu)

- **automatyka pełna II**

(dobór napięcia i anody lub filtra w wyniku analizy ekspozycji próbującej)

Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC) / jasności (ABC)

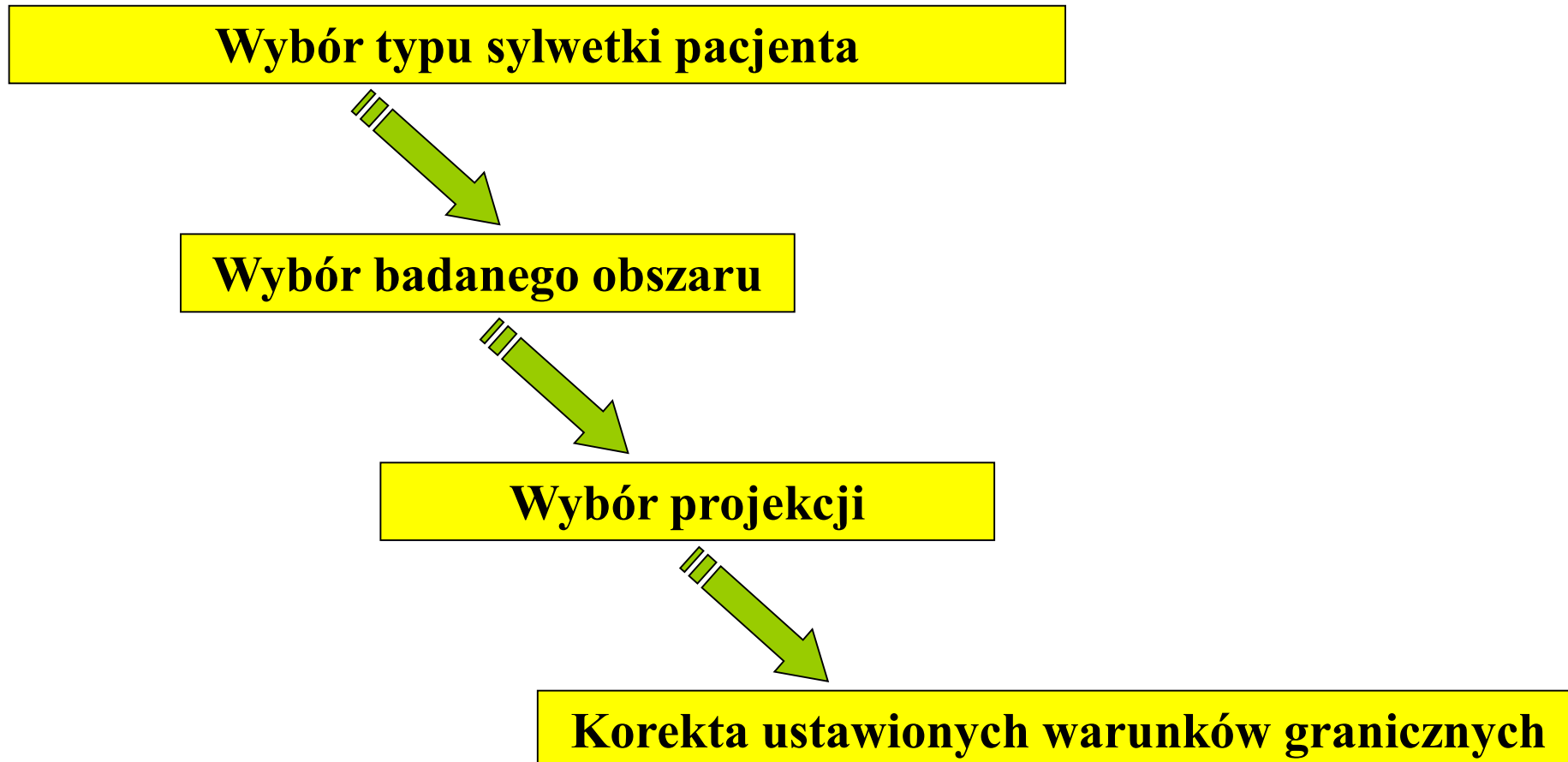


Automatyczna kontrola ekspozycji (AEC) / jasności (ABC)

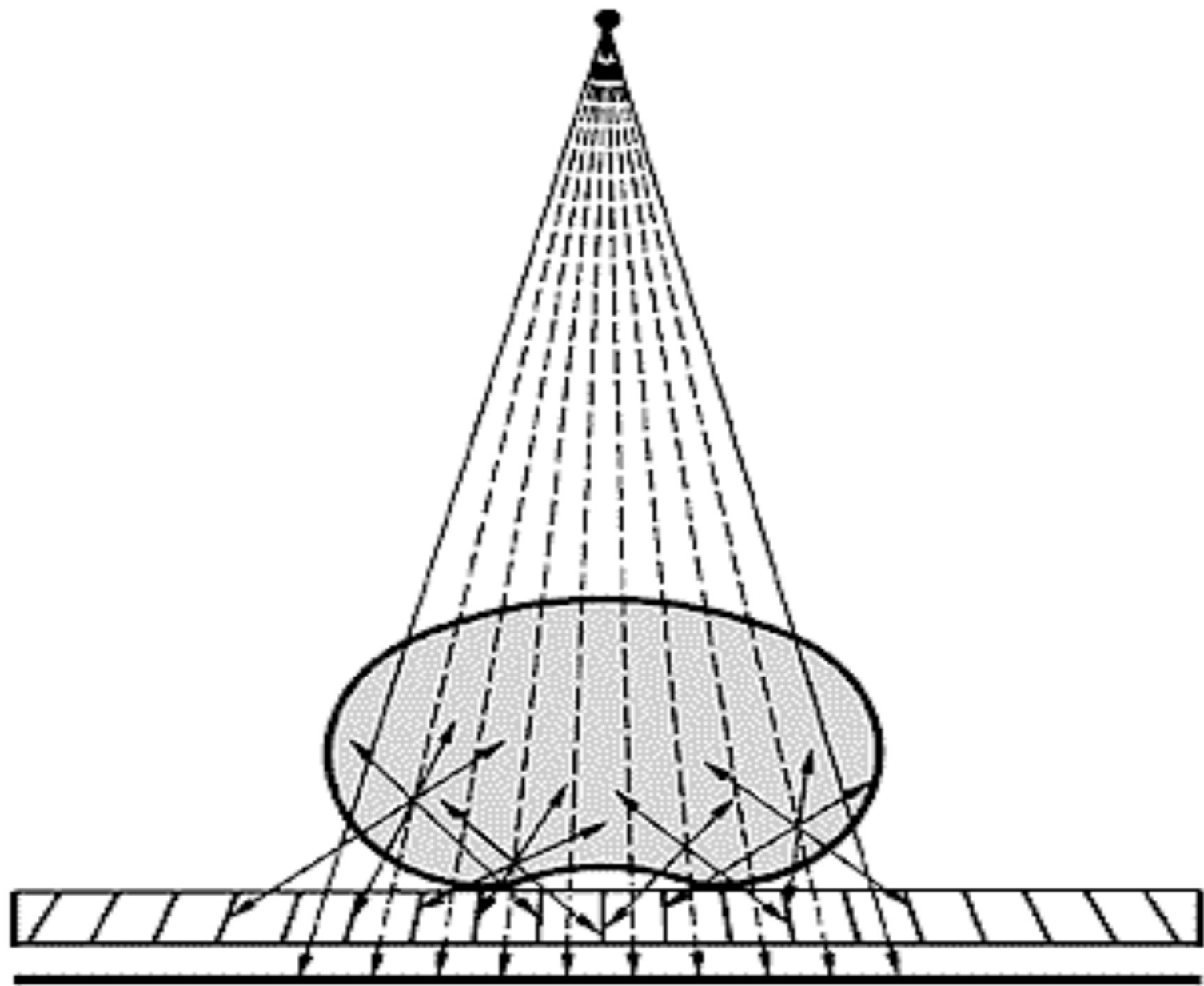
- **bez automatyki**
(kV, mA – dobierane ręcznie)
- **automatyka prosta**
(kV – ręcznie; mA - ustawia automat)
- **automatyka pełna I**
(dobór kV i mA automatycznie z analizy obrazu)
- **automatyka pełna II**
(dobór kV i mA automatycznie z analizy obrazu ze zmiennym współczynnikiem dawki)

Programy anatomiczne

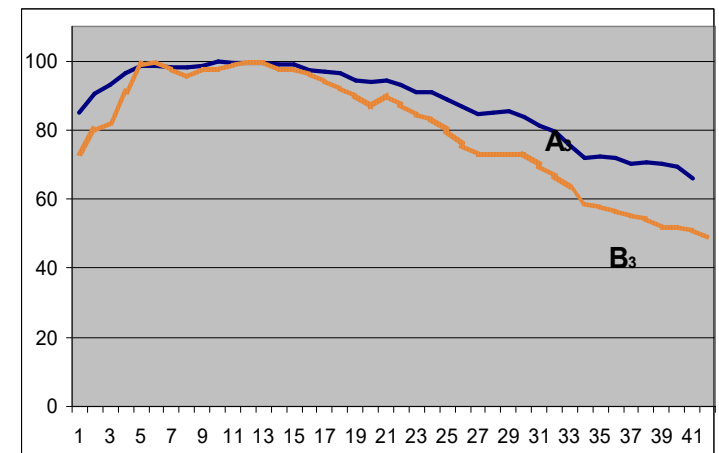
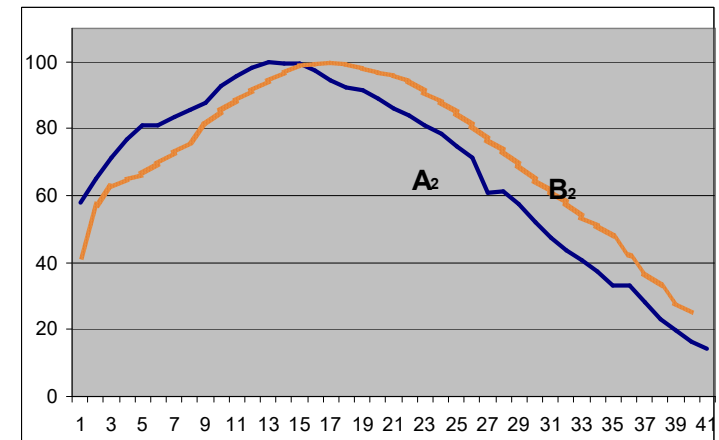
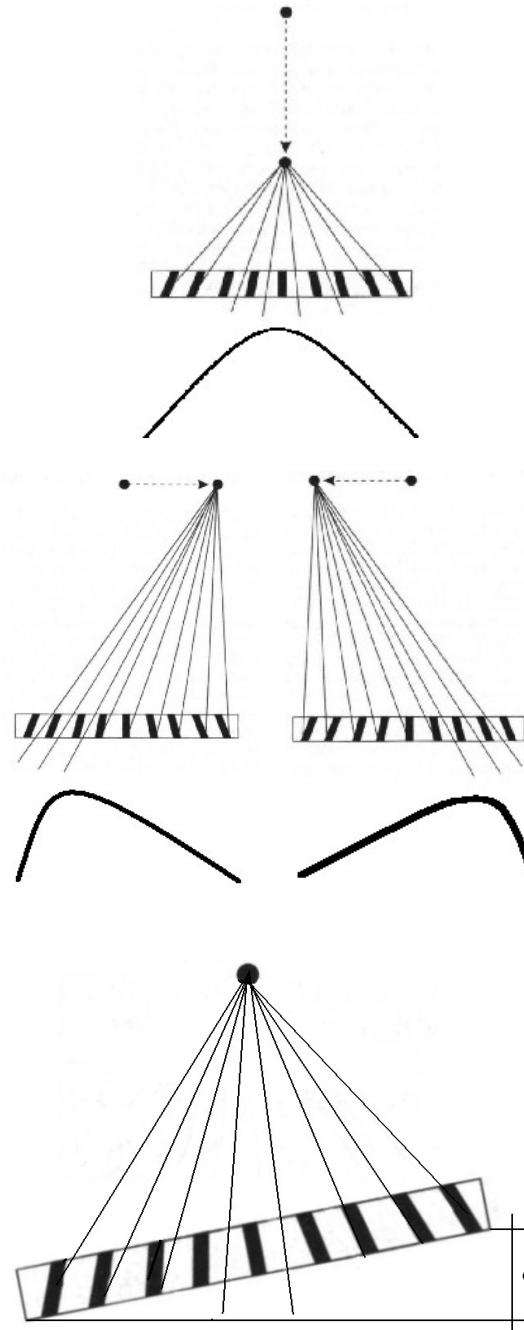
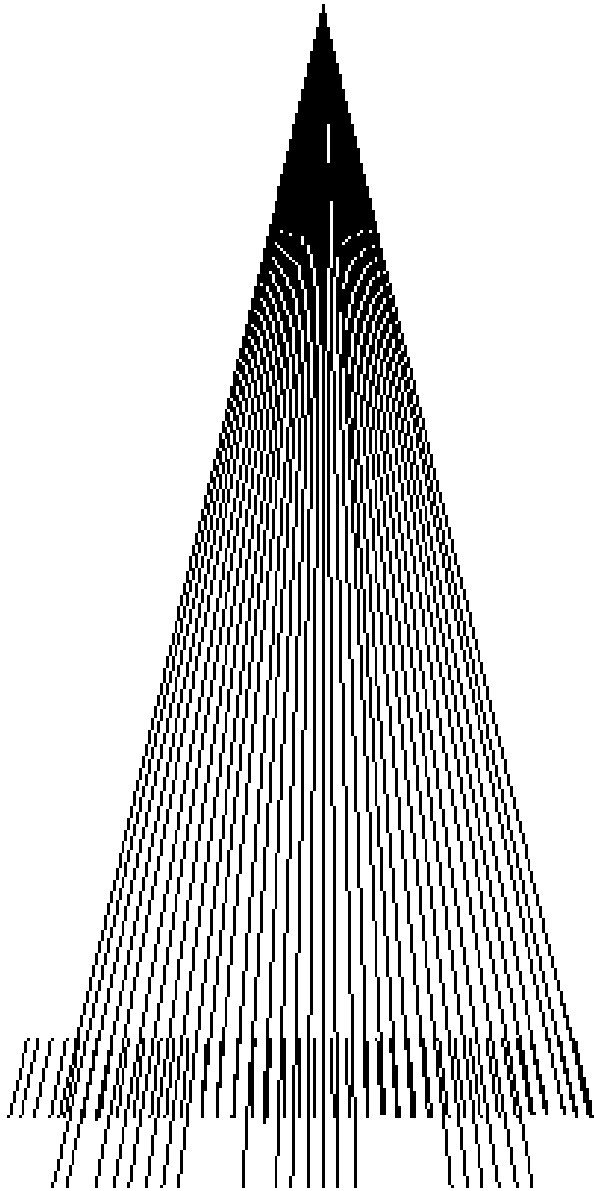
Zaprogramowanie warunków granicznych (kV, mAs, ogniska, komory automatyki ekspozycji)

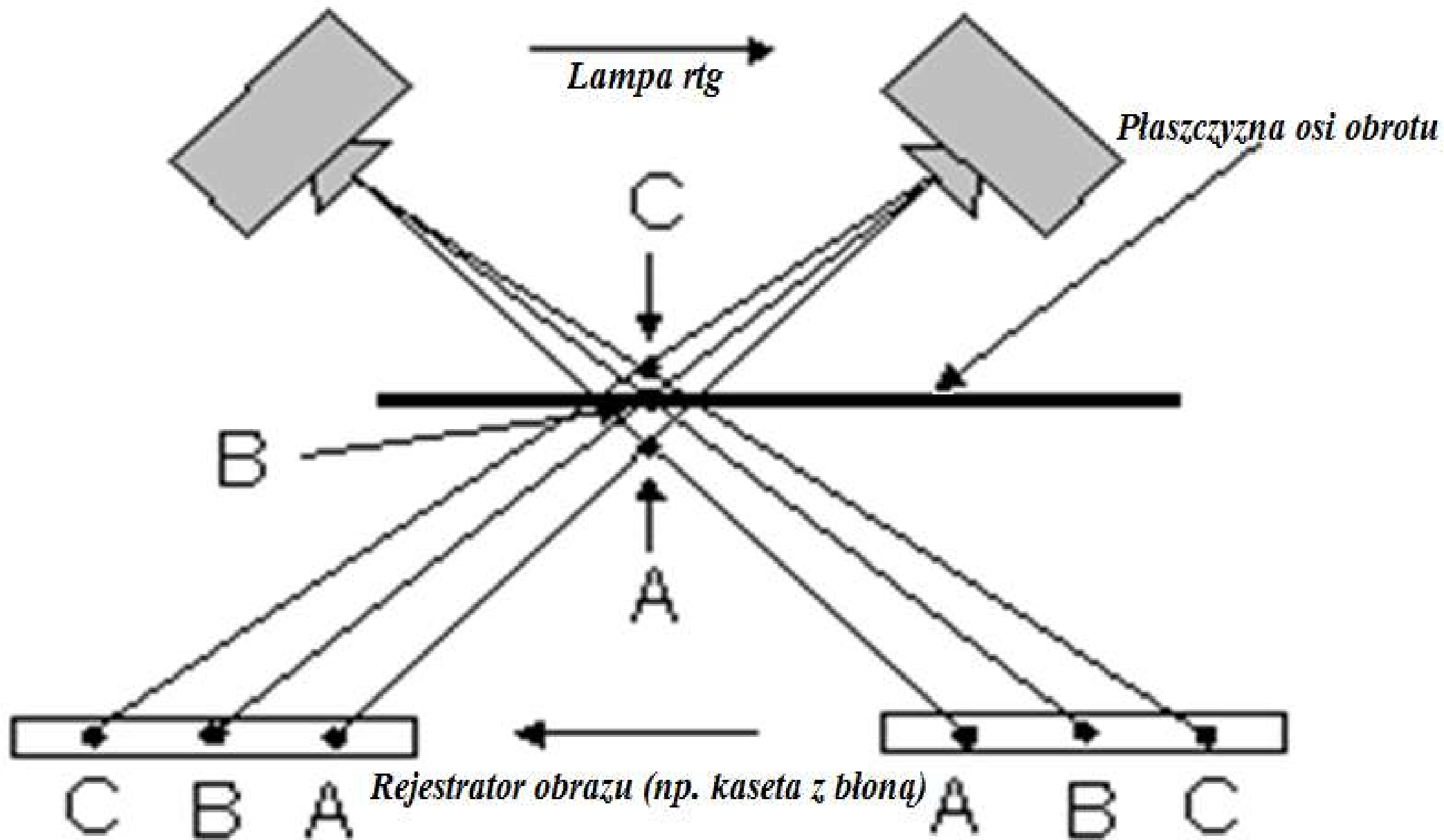


Kratka przeciwrozproszeniowa



Kratka przeciwrozproszeniowa





Mammografia

Specyfika

Odmienne wyposażenie z uwagi na specyficzne zastosowanie

Odmienny zakres energii promieniowania

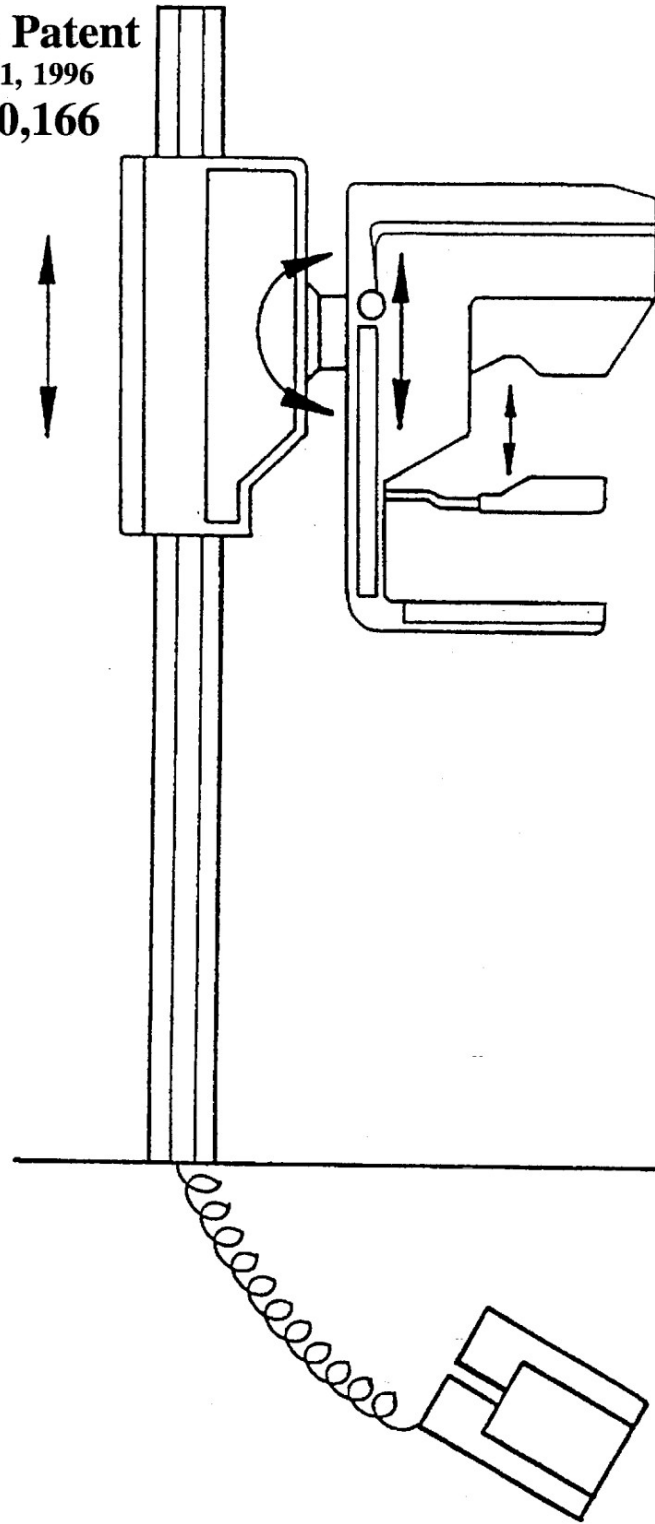
Ujednolicony obszar badania

Bardzo duża podatność na błędy

Specyficzna, trudna interpretacja obrazów

Budowa mammografu

U.S. Patent
Dec. 31, 1996
5,590,166



Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

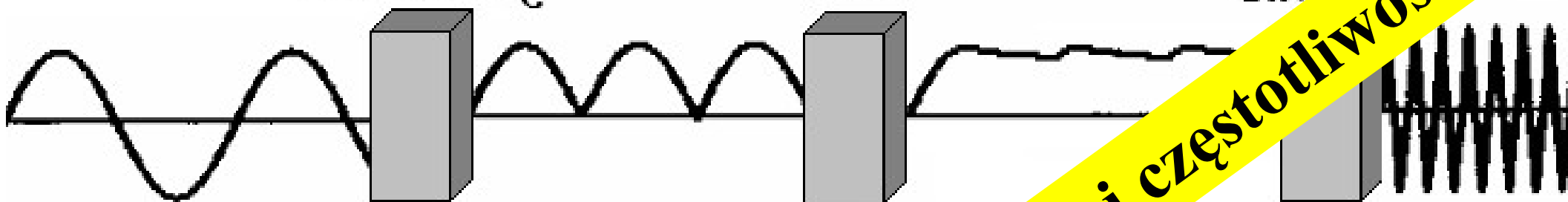
4. Rejestrator obrazu

Wysoką częstotliwość

Prostownik

Filtr

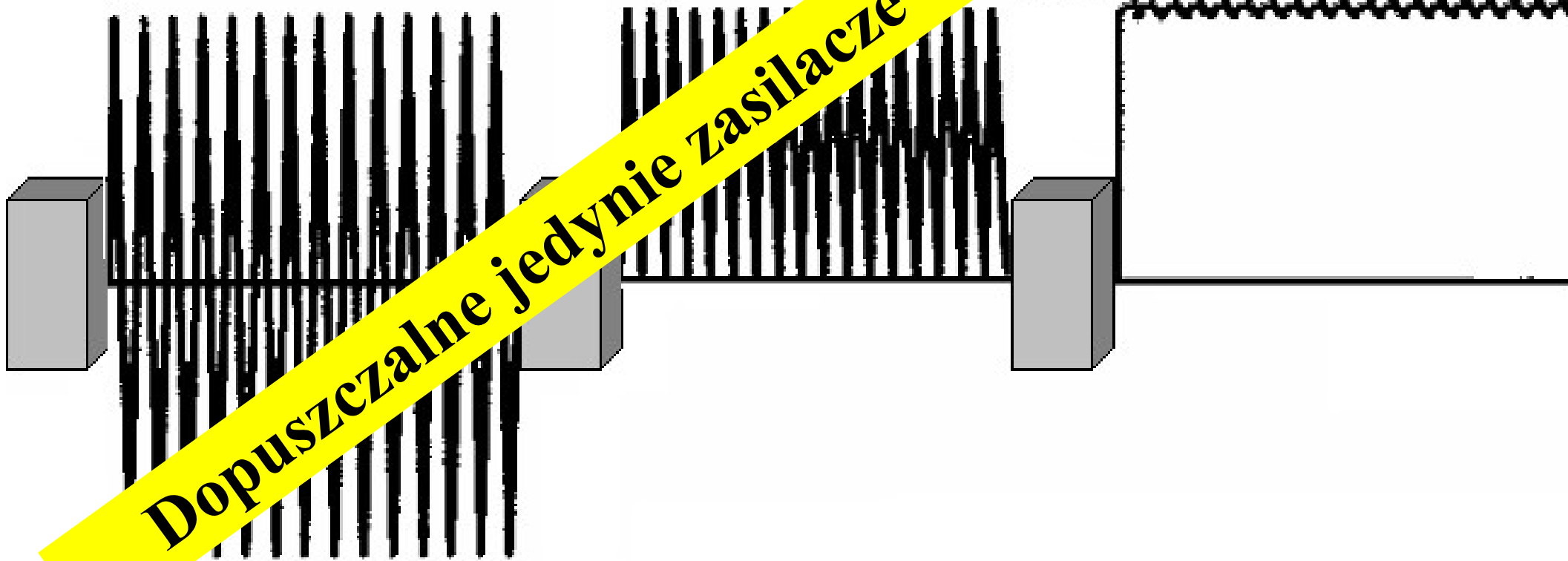
Inwerter



Transformator

Prostownik

Filtr



Dopuszczalne jedynie zasilacze wysokiej częstotliwości

Podstawowe elementy składowe

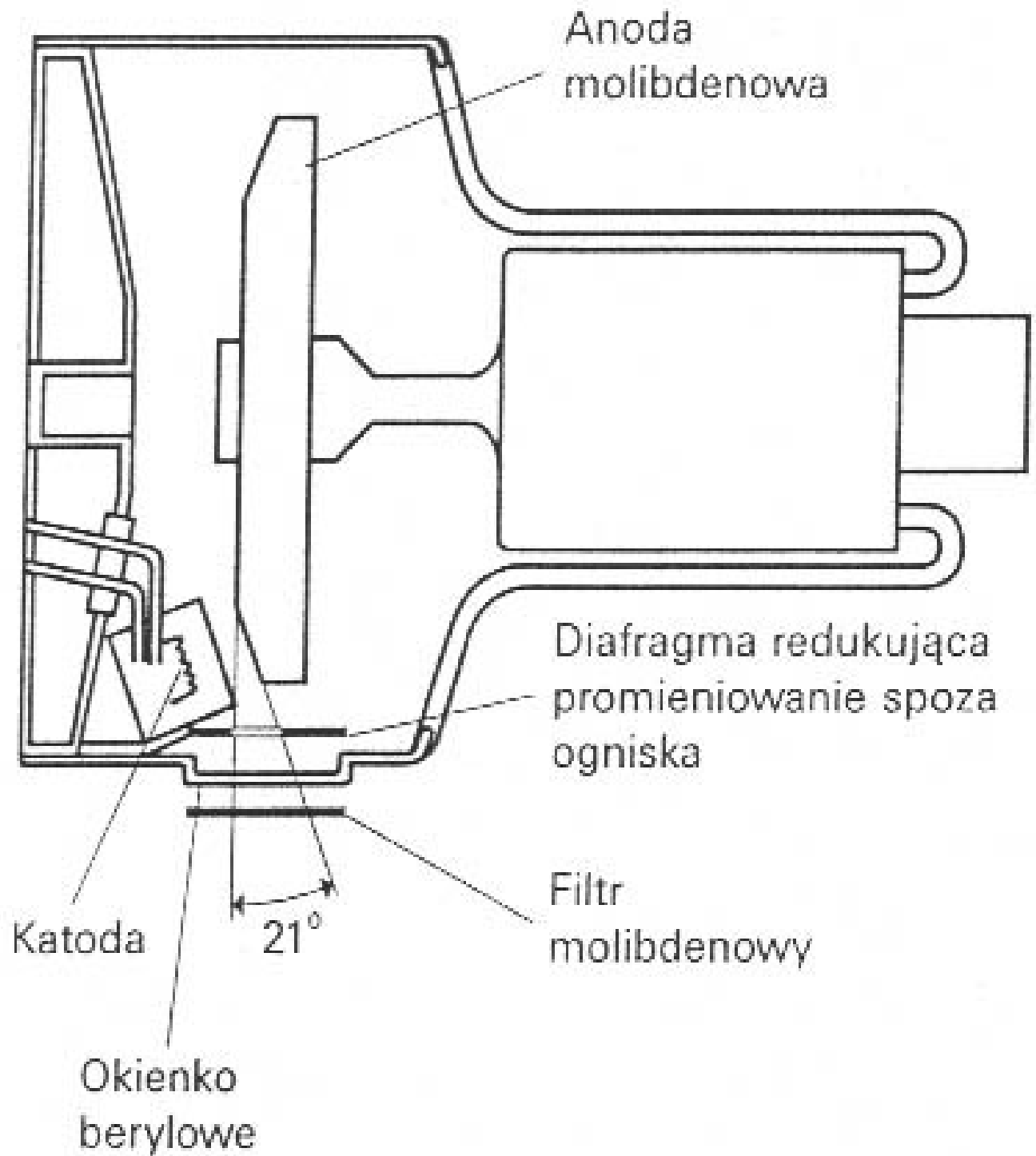
1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

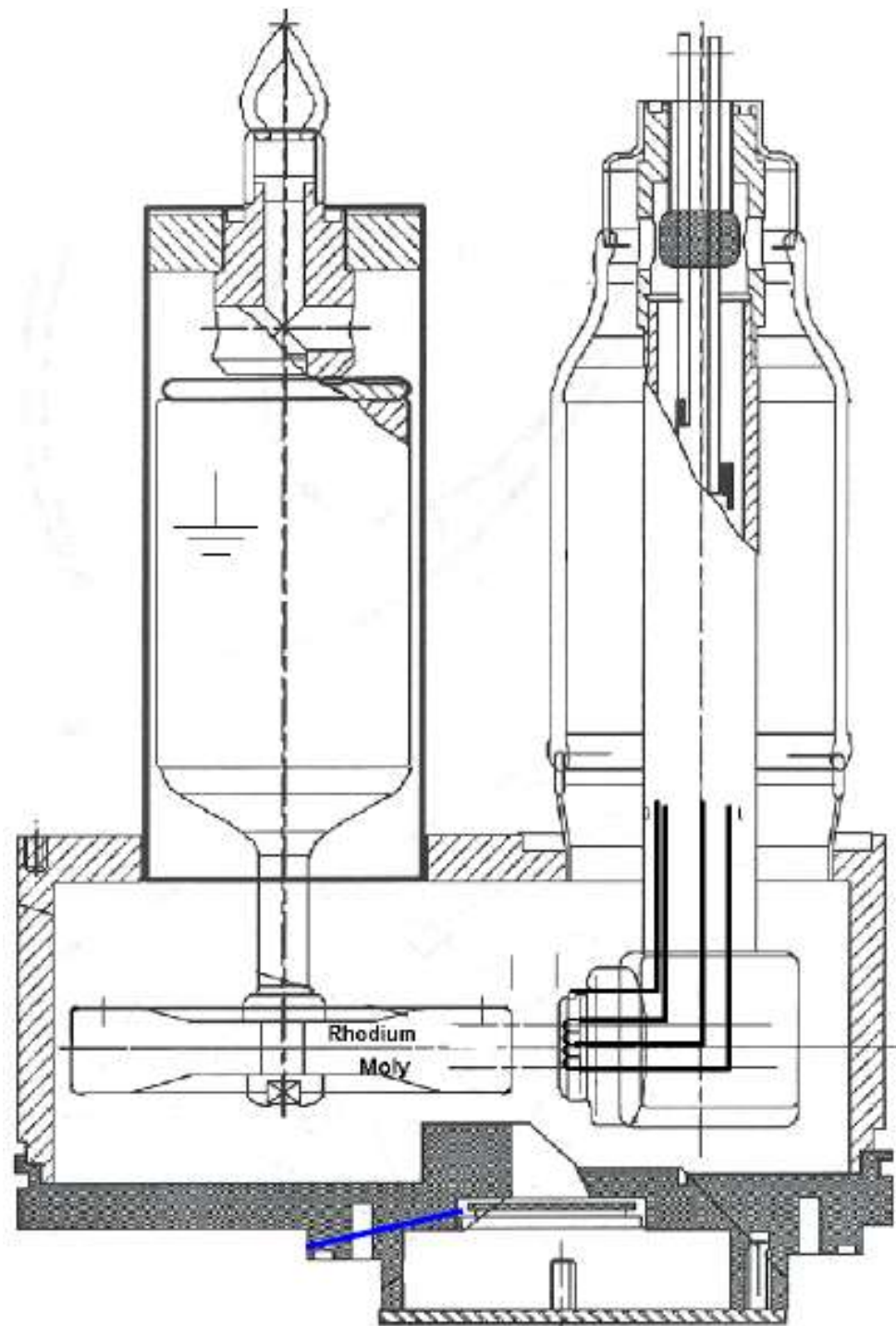
3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestратор obrazu

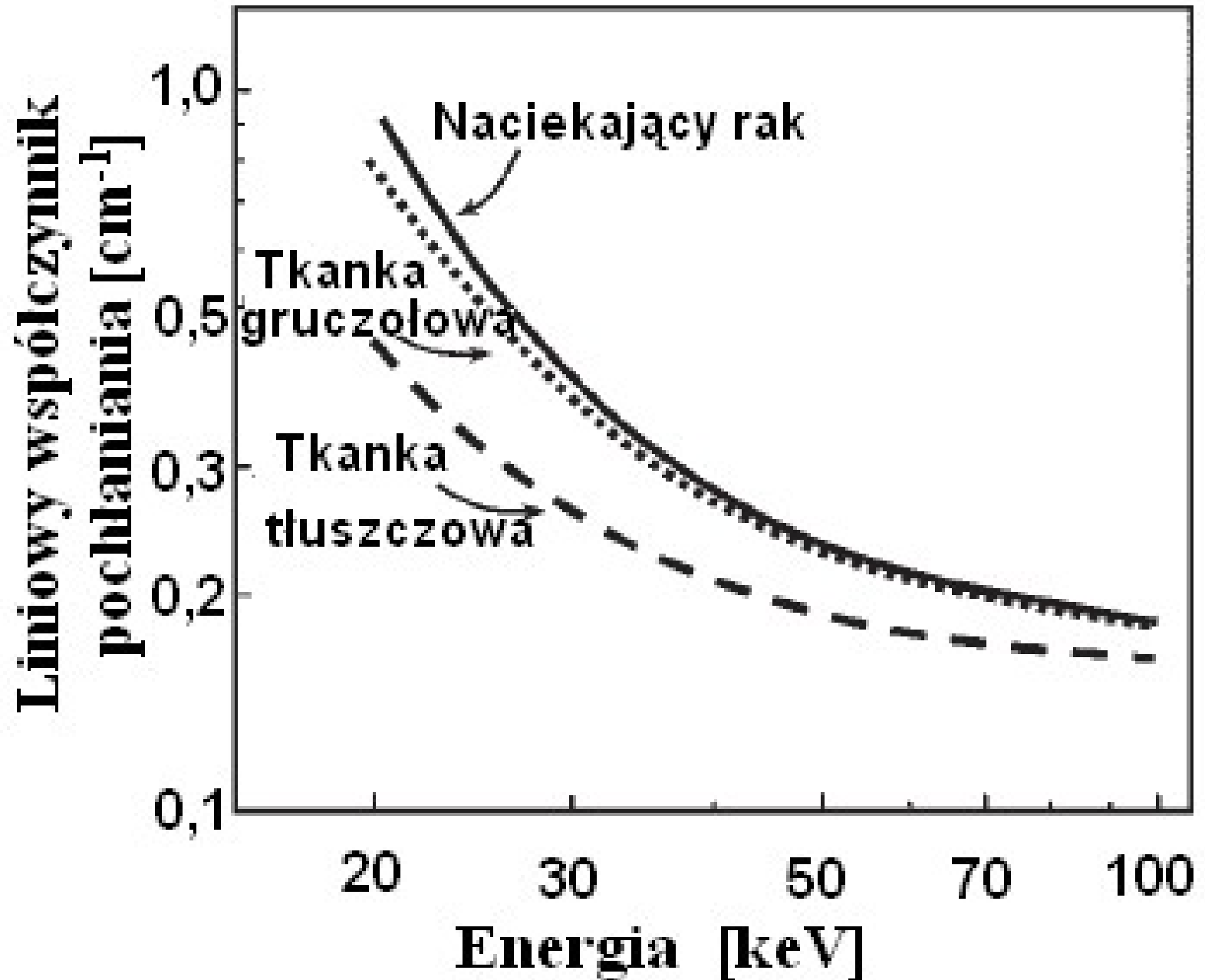
Źródło promieniowania



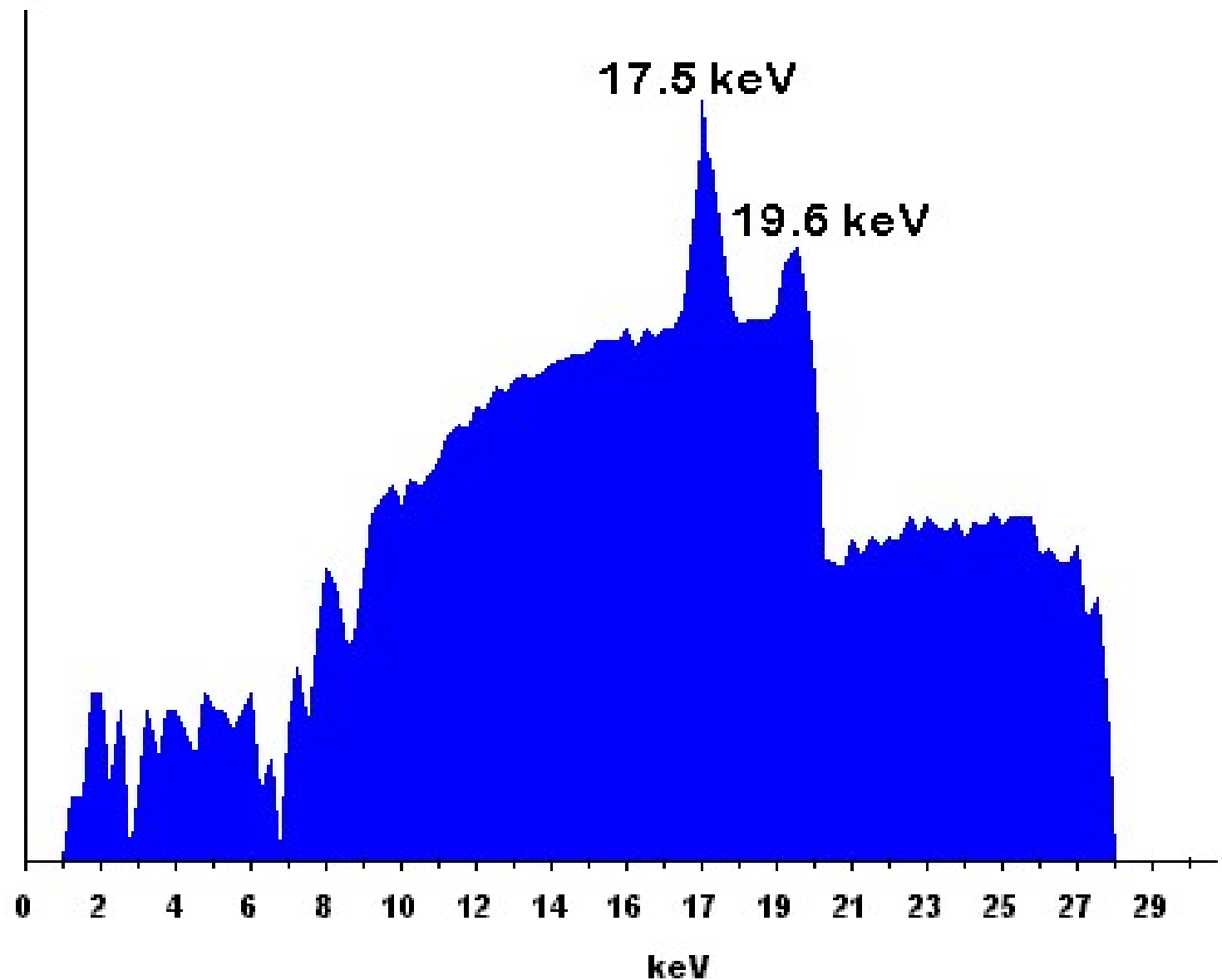
Źródło promieniowania



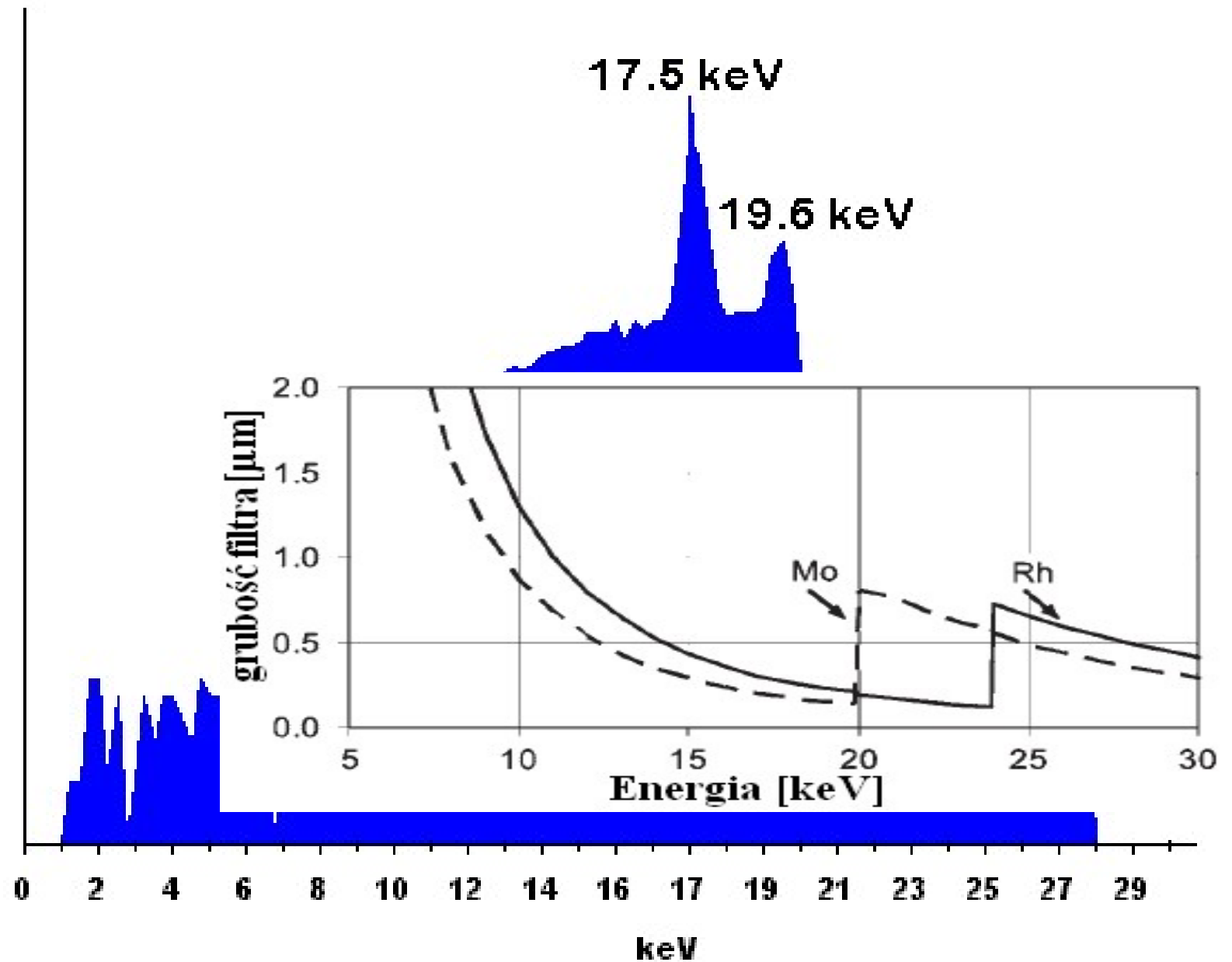
Material anody



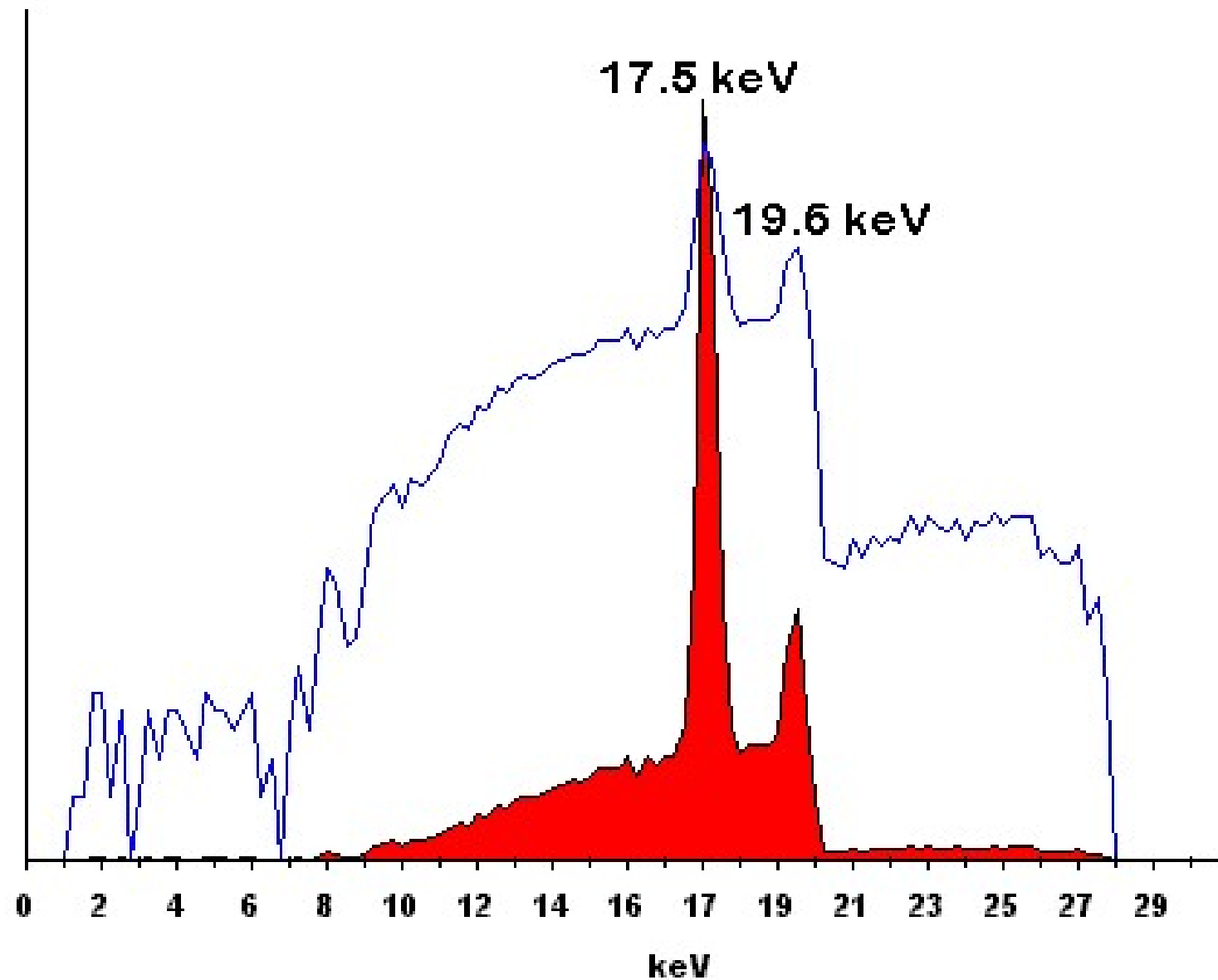
Material anody i filtra



Material anody i filtra

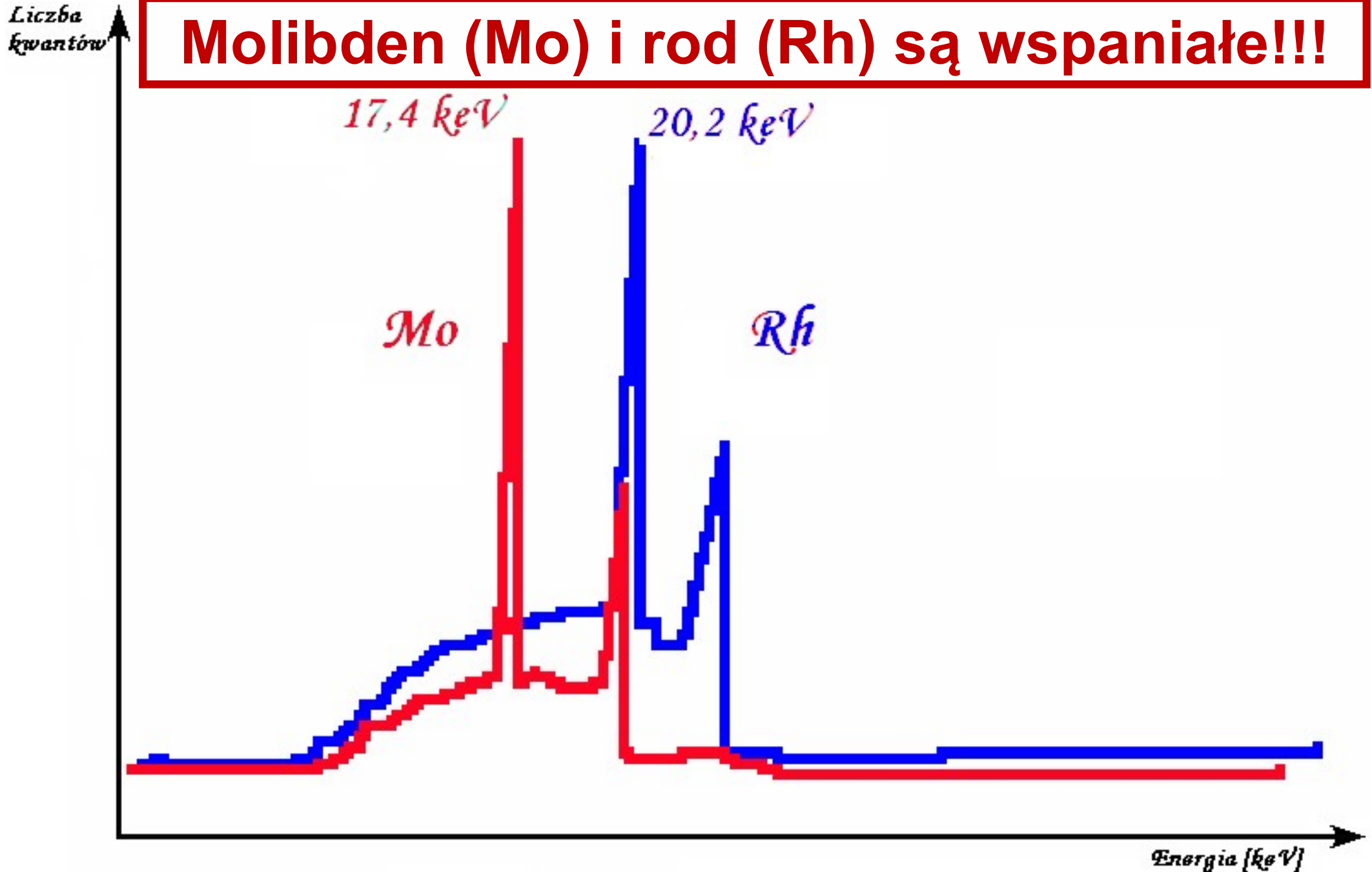


Material anody i filtra



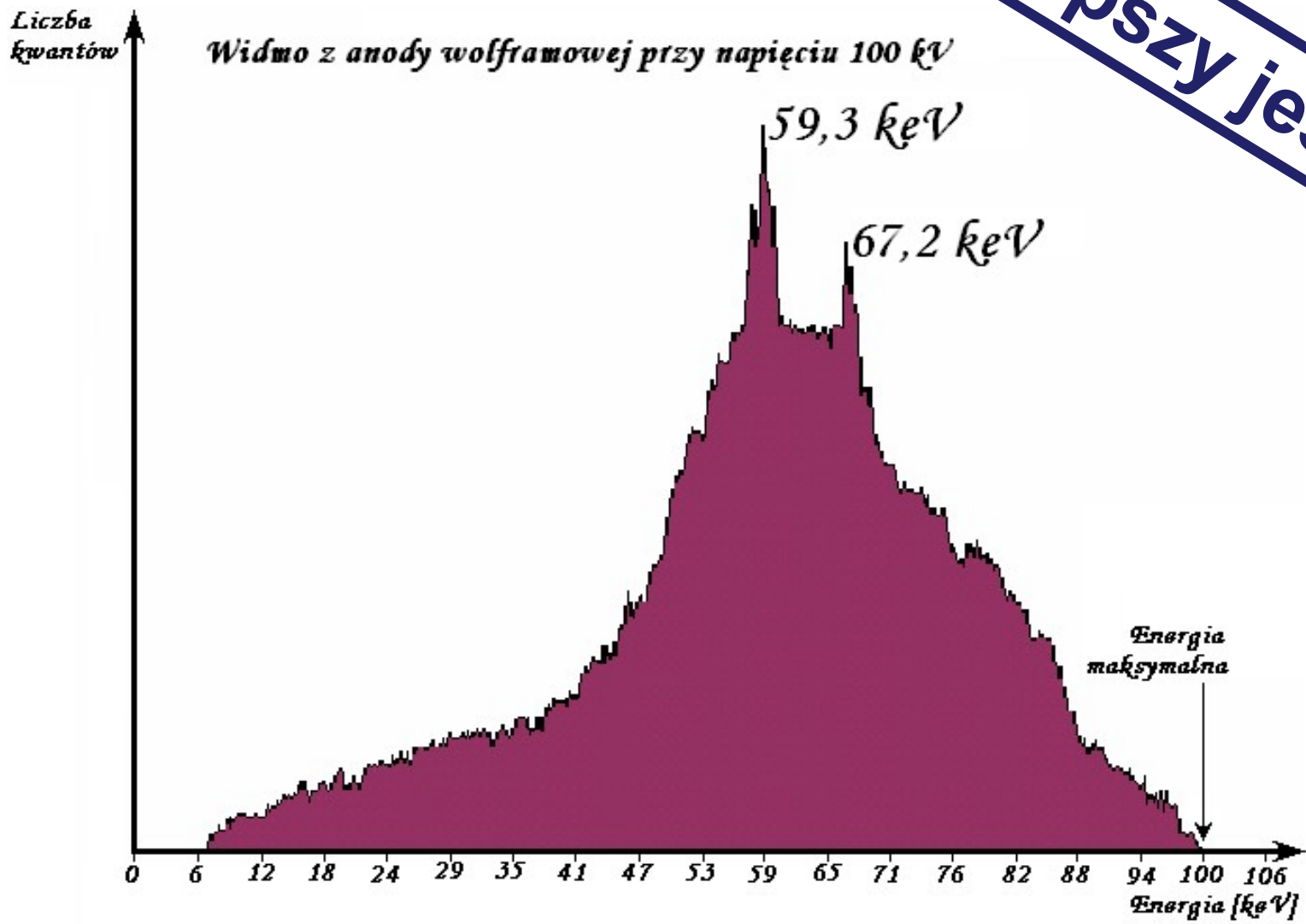
Material anody i filtra

Molibden (Mo) i rod (Rh) są wspaniałe!!!

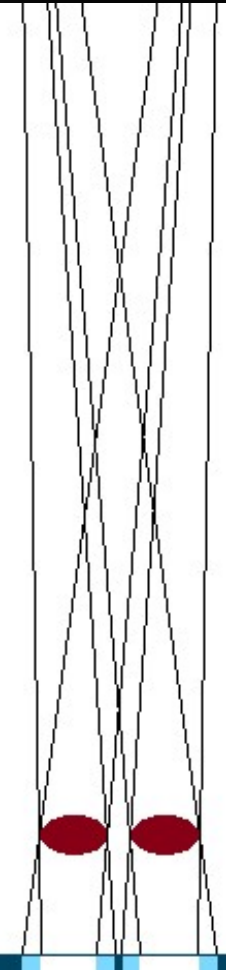
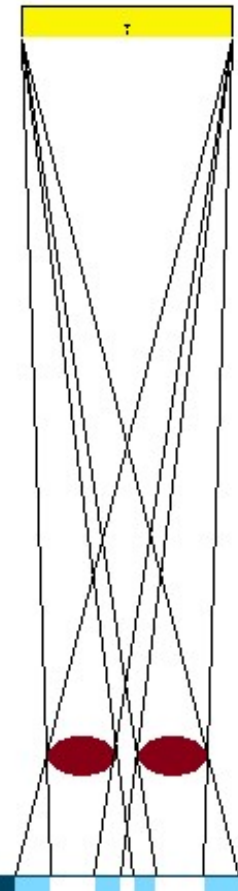
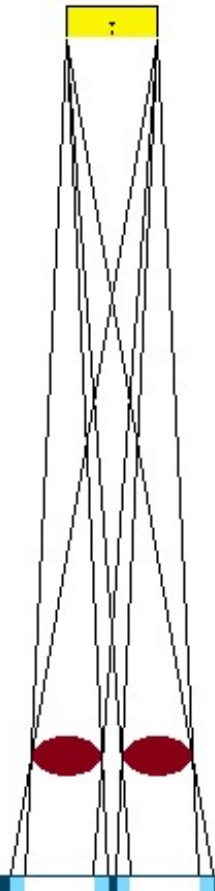
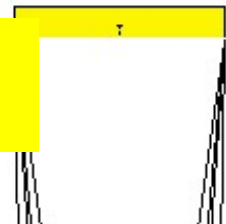


Material anody

Ale czasami lepszy jest wolfram!!!



Małe FFD – małe ognisko



Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu

Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu

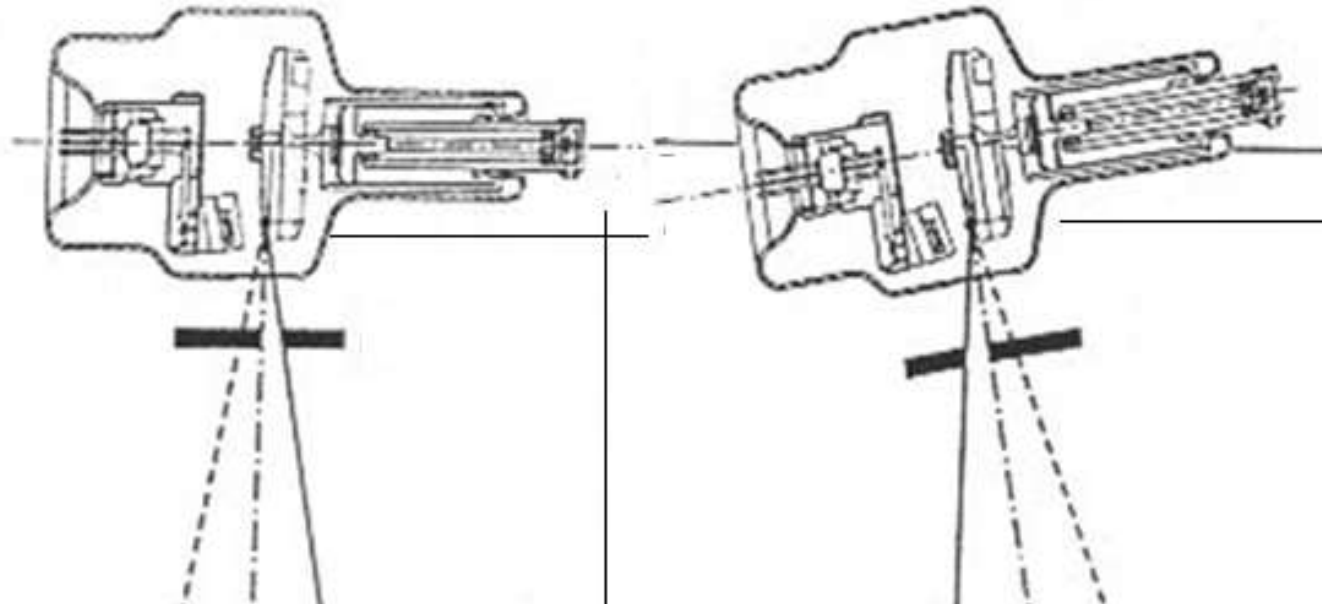
Rejestratory obrazu w mammografii

- ❑ Błony (18 x 24 lub 24 x 30 cm) z jednostronną emulsją w kasetach z folią wamacniającą.
- ❑ Płyty pamięciowe (CR) (18 x 24 lub 24 x 30 cm) o bardzo dużej rozdzielczości.
- ❑ Detektory bezpośrednie (DDR) o bardzo dużej rozdzielczości.
- ❑ Liczniki fotonów

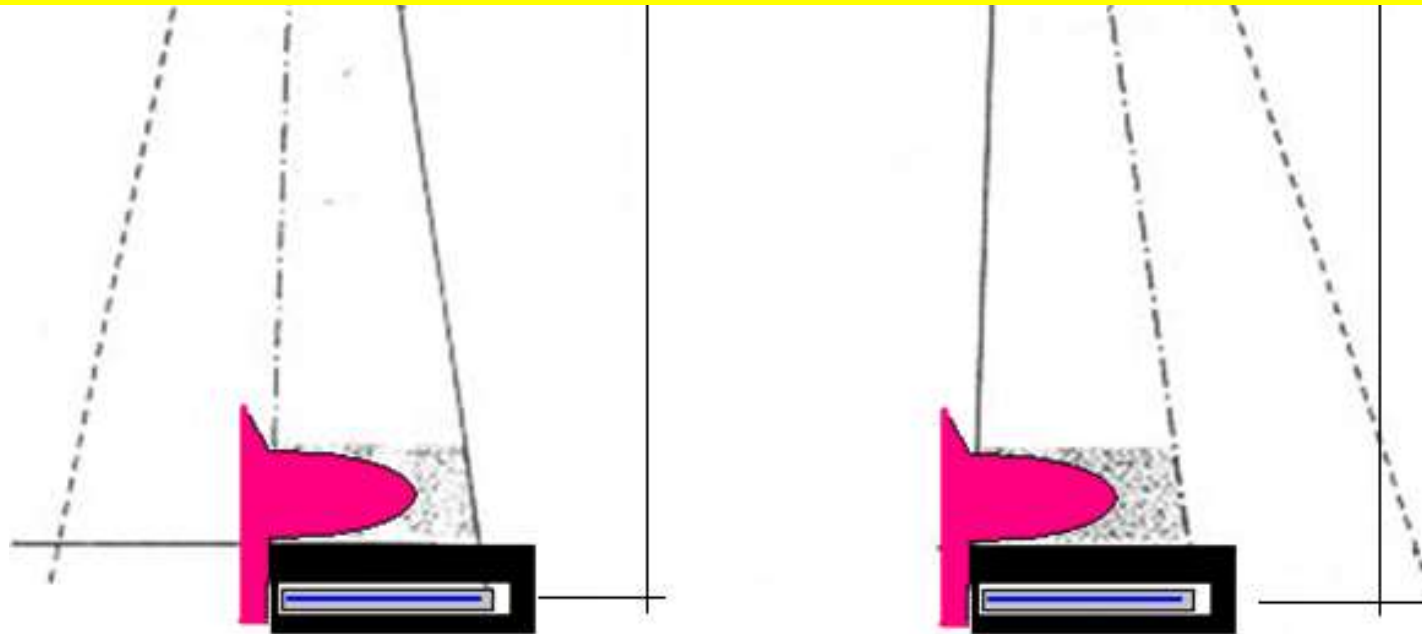


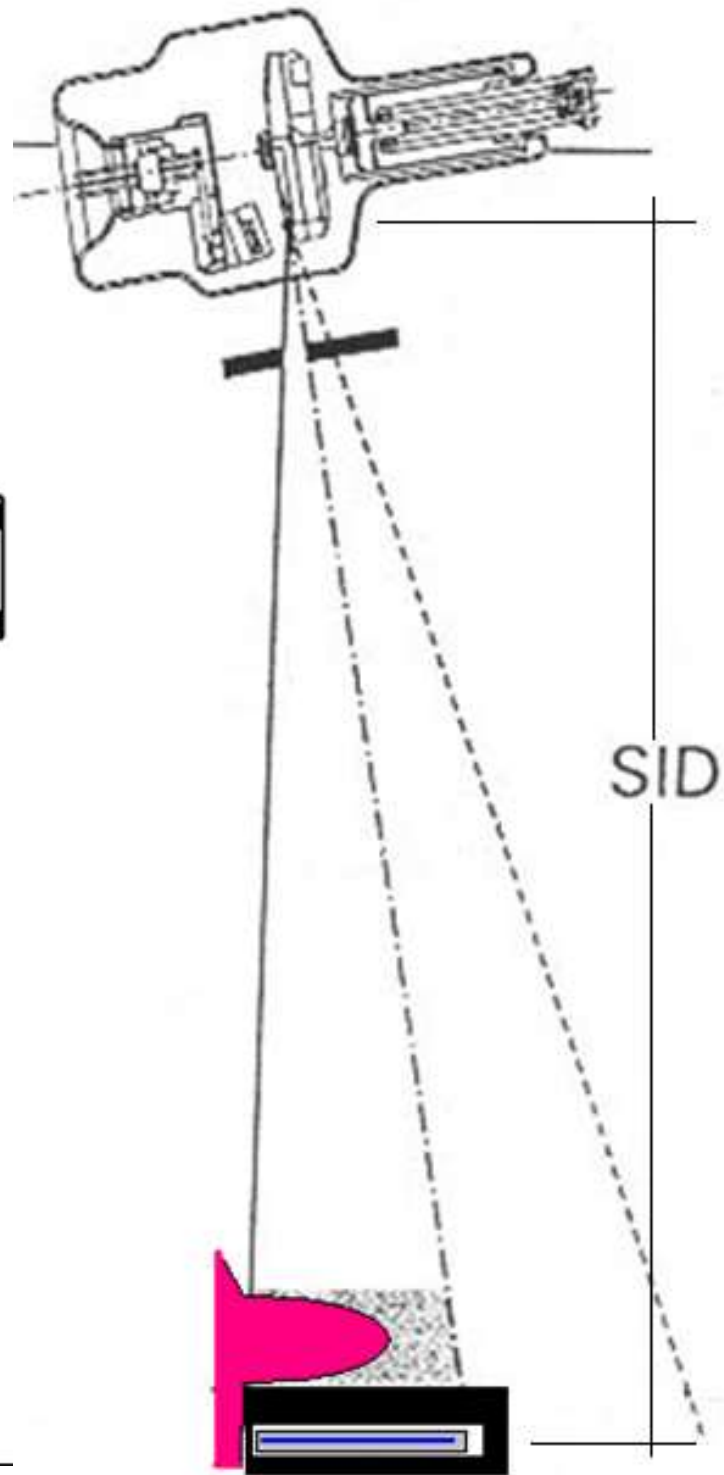
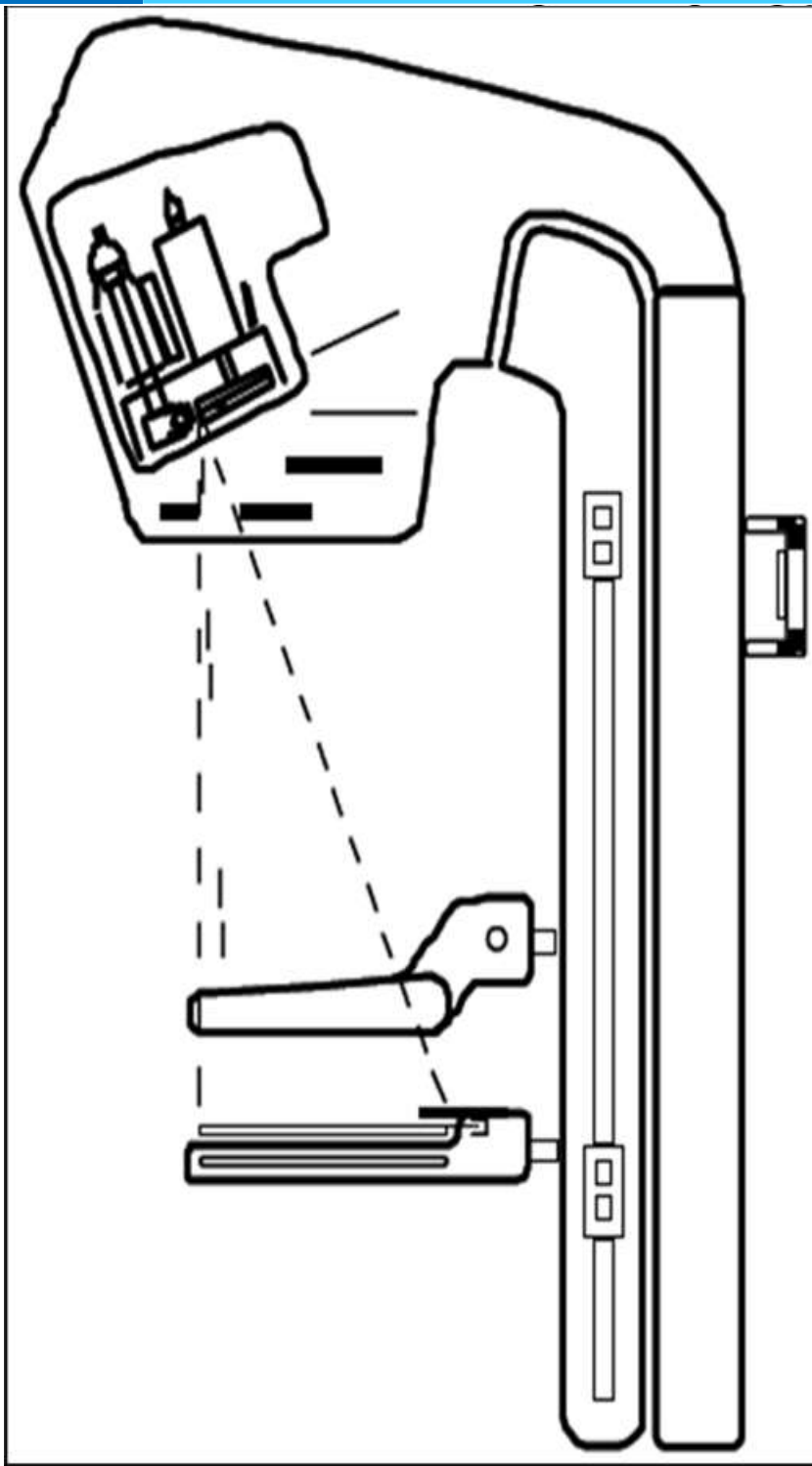


nia



Obiekt o stałym rozkładzie grubości – specjalne dopasowanie wiązki



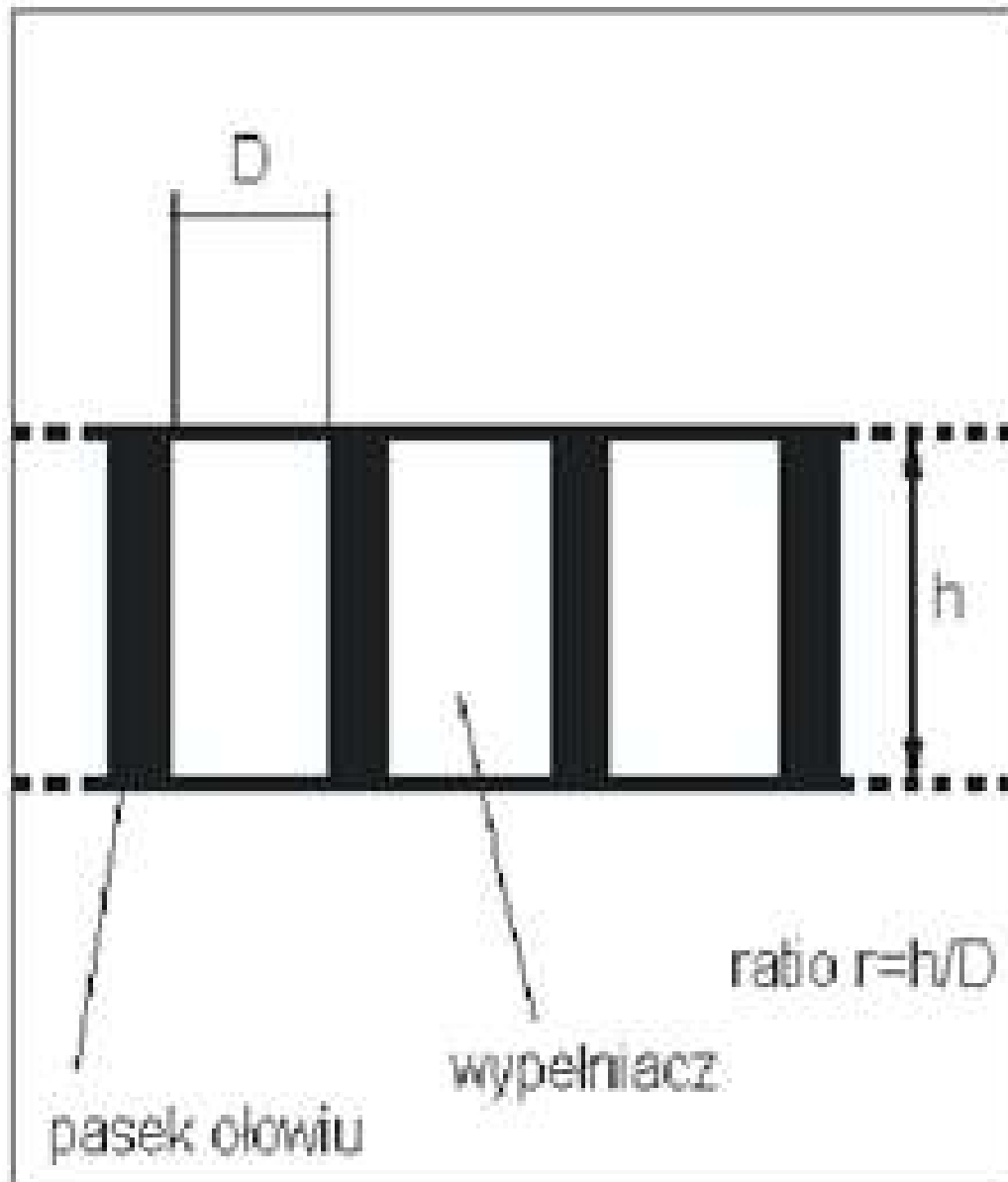


- **bez automatyki**
(*kV, mA, czas, anoda lub filtr ustawiane ręcznie*)
- **automatyka prosta**
(*kV – ręcznie; mAs - ustawia automat*)
- **automatyka pełna I**
(*dobór napięcia i anody / filtru pośredni – z grubości obiektu*)
- **automatyka pełna II**
(*dobór napięcia i anody lub filtra w wyniku analizy ekspozycji próbki*)

**Automatyczny wybór obszaru detektora
automatyki**

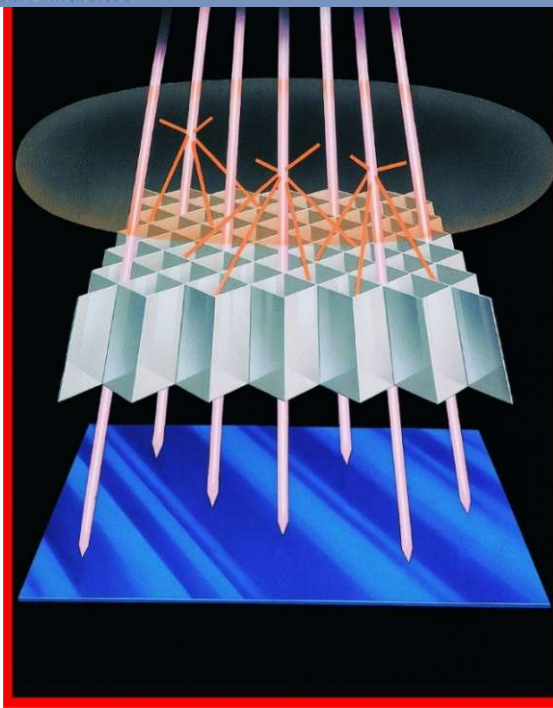
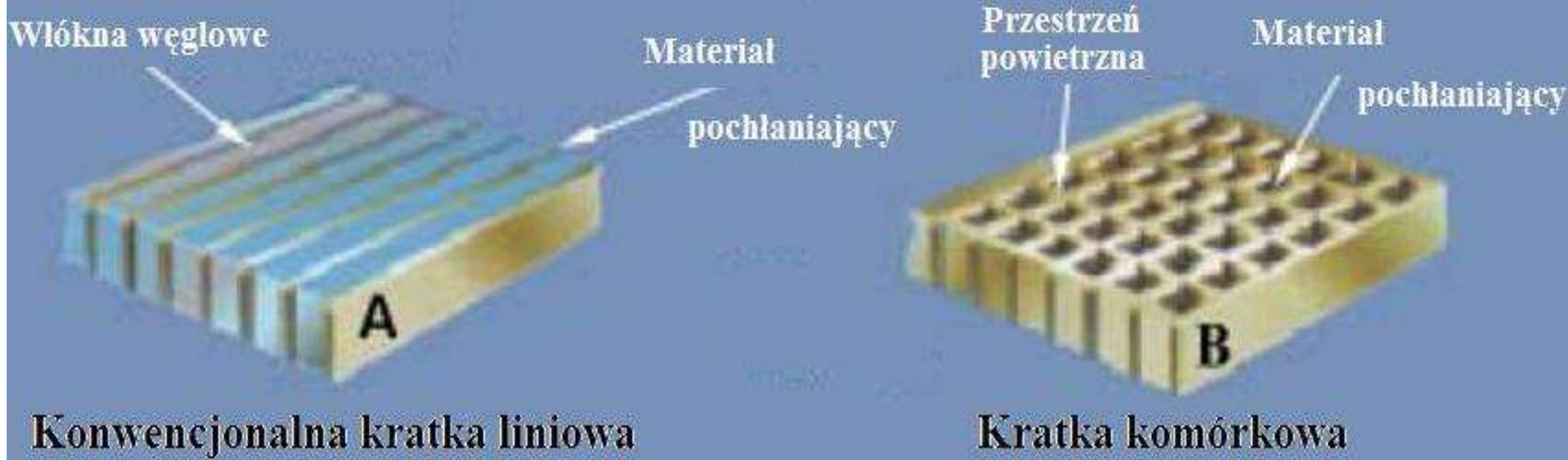
Kratka w mammografii

Niska pochłalność promieniowania użytecznego



Kratka w mammografii

Precyzywne ustawienie z uwagi na niskie napięcie



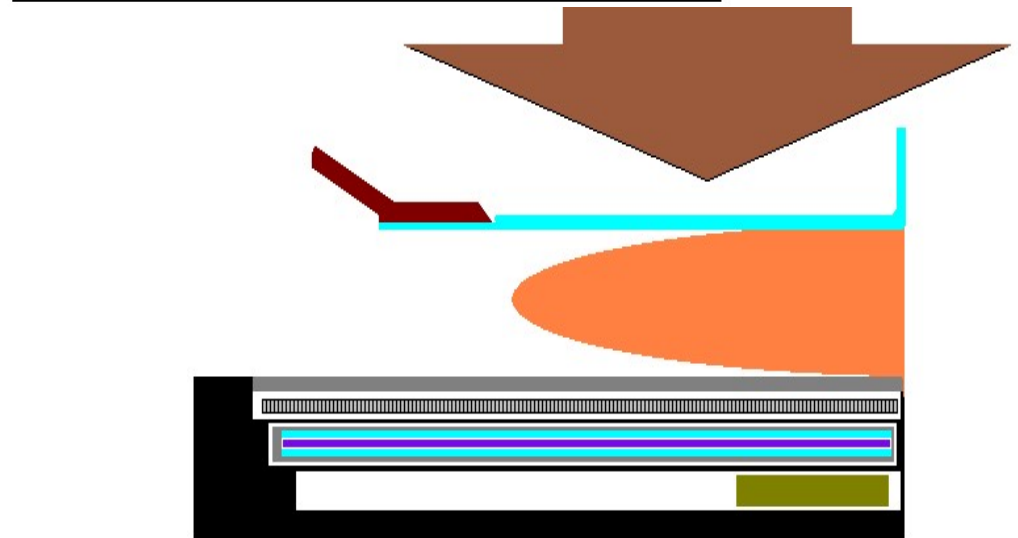
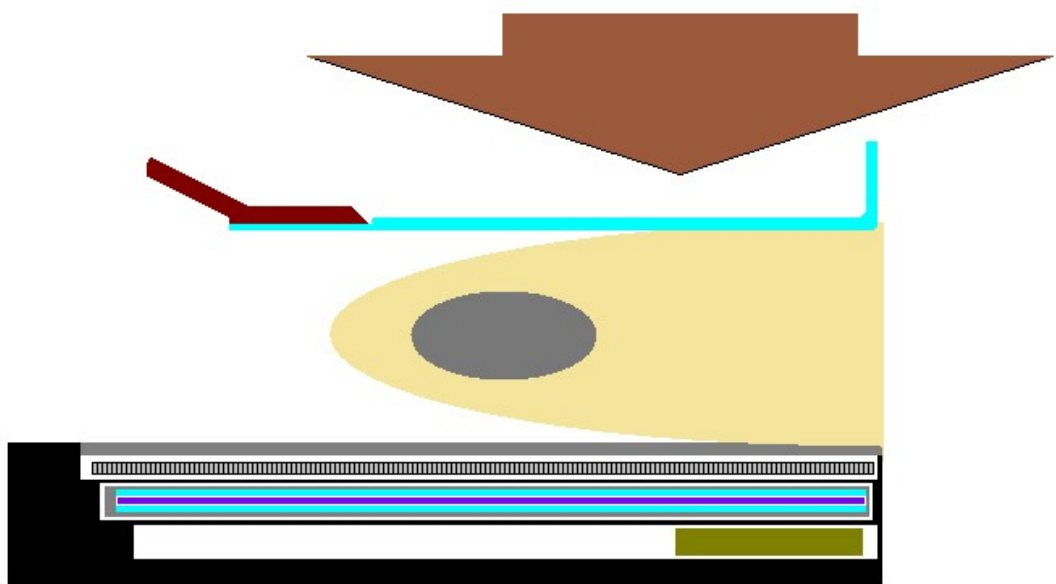
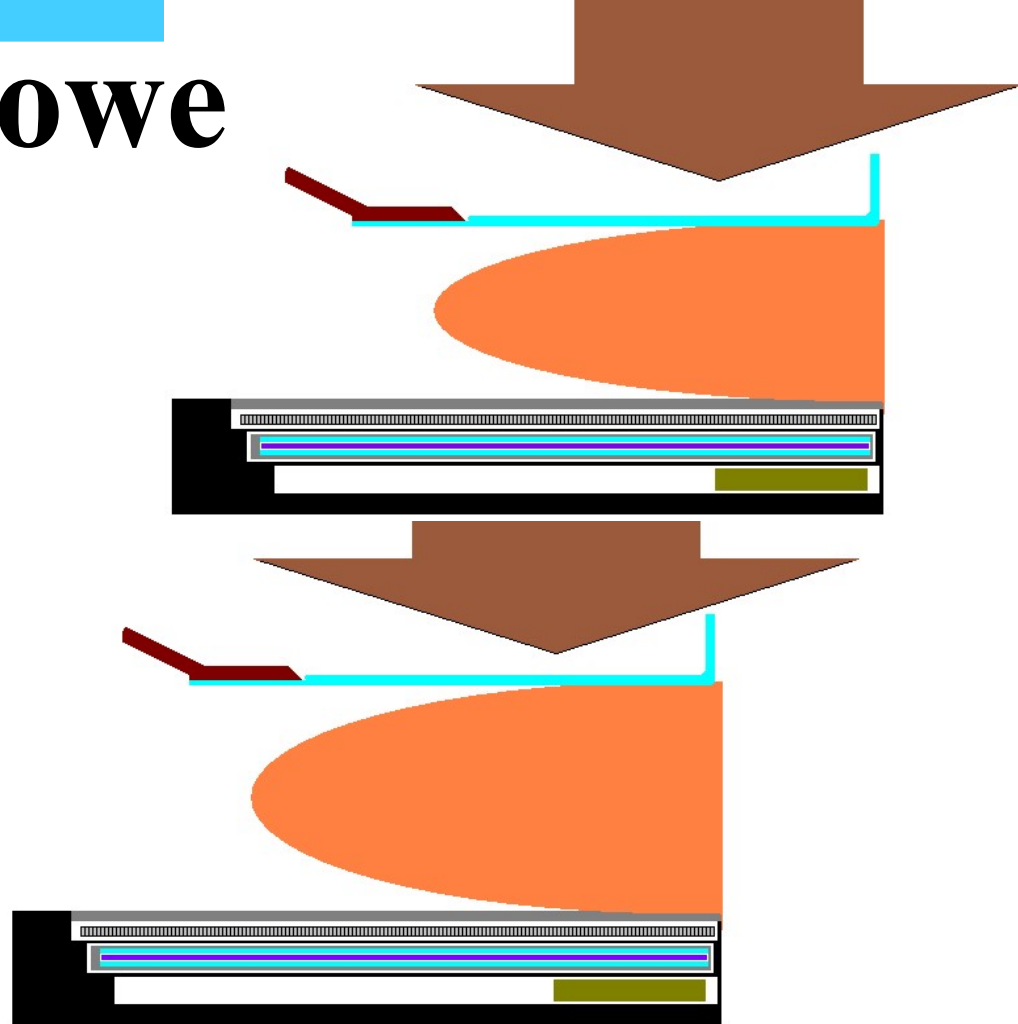
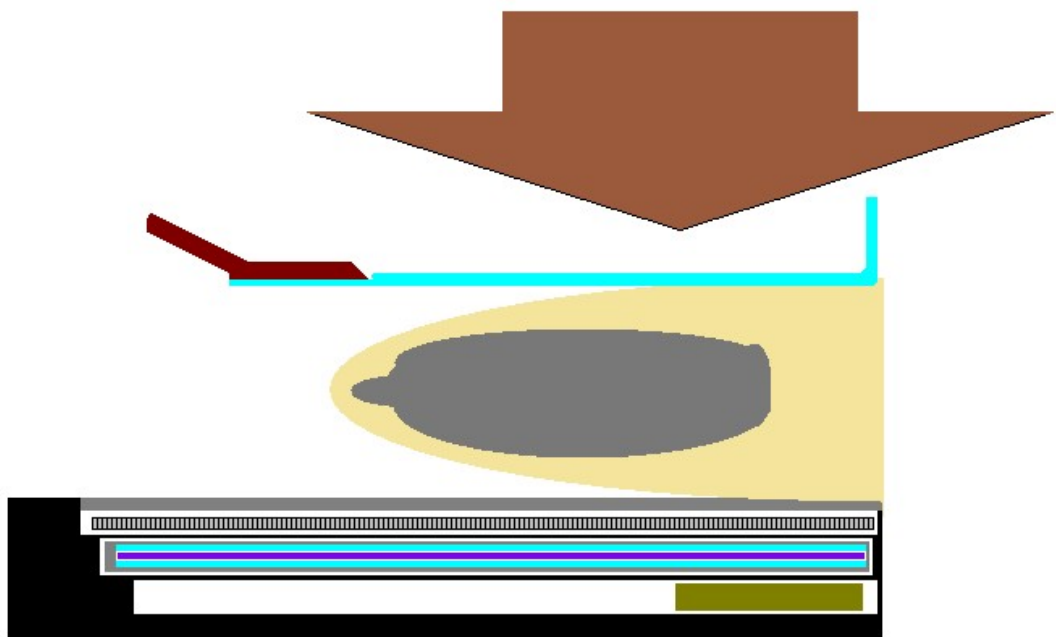
Na dawkę (poza parametrami ekspozycji) wpływa:
- grubość obiektu

**Im silniejszy ucisk, tym większy dyskomfort
pacjentki**

**Im mniejsza grubość badanego obszaru, tym lepszy
obraz i mniejsza dawka**

- skład tkankowy obiektu

Urządzenie uciskowe



Fluoroskopia

Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu

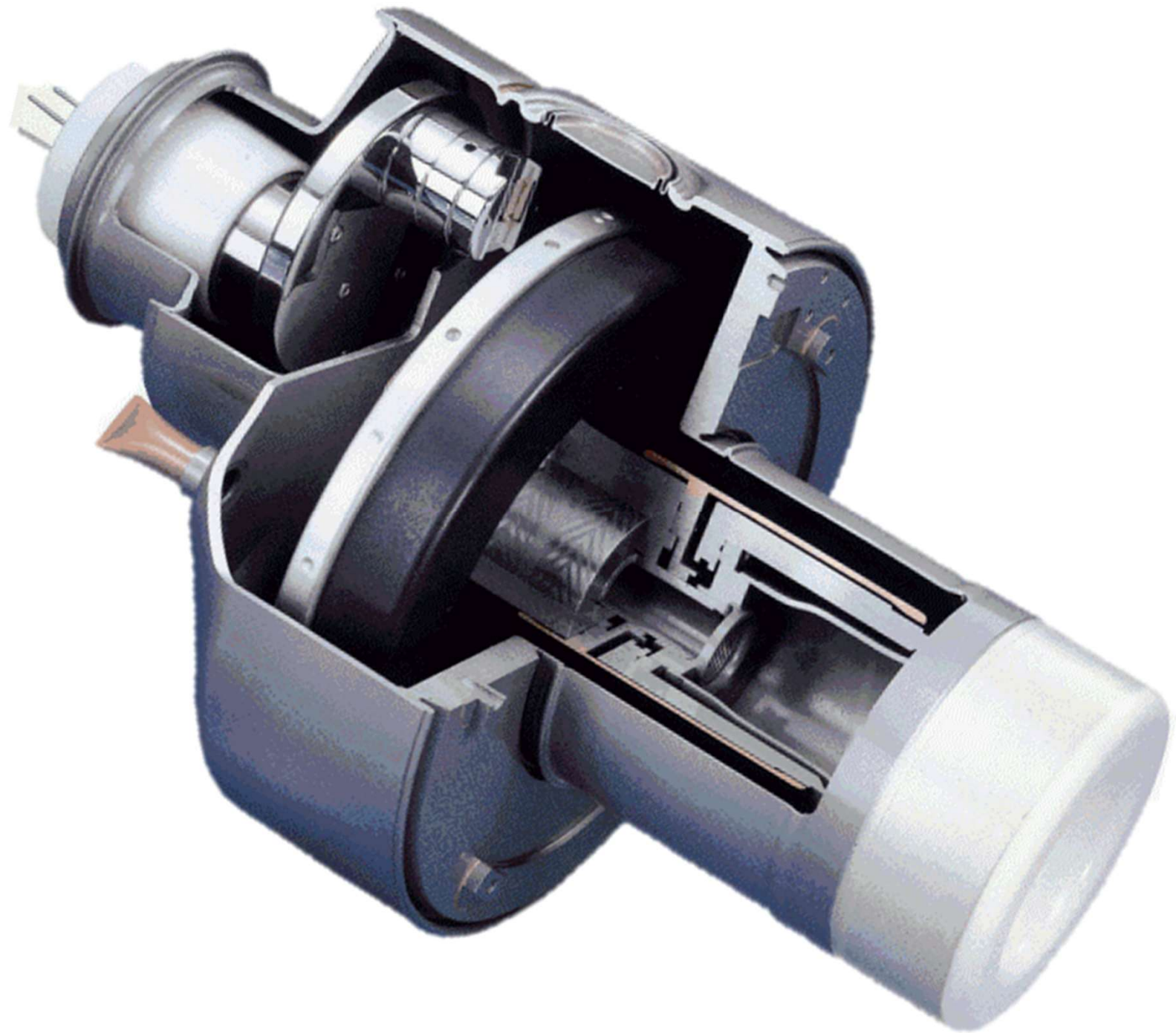
Podstawowe elementy składowe

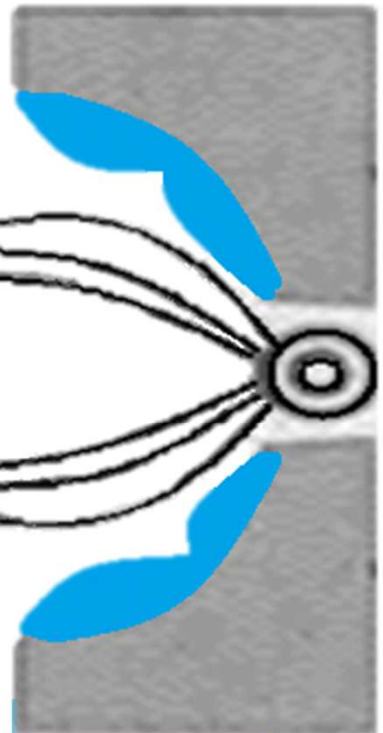
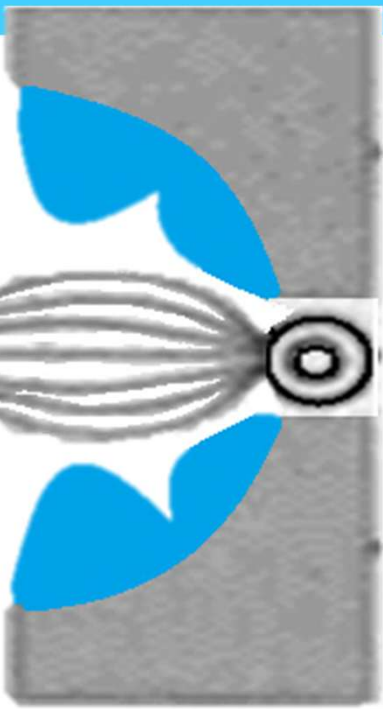
1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

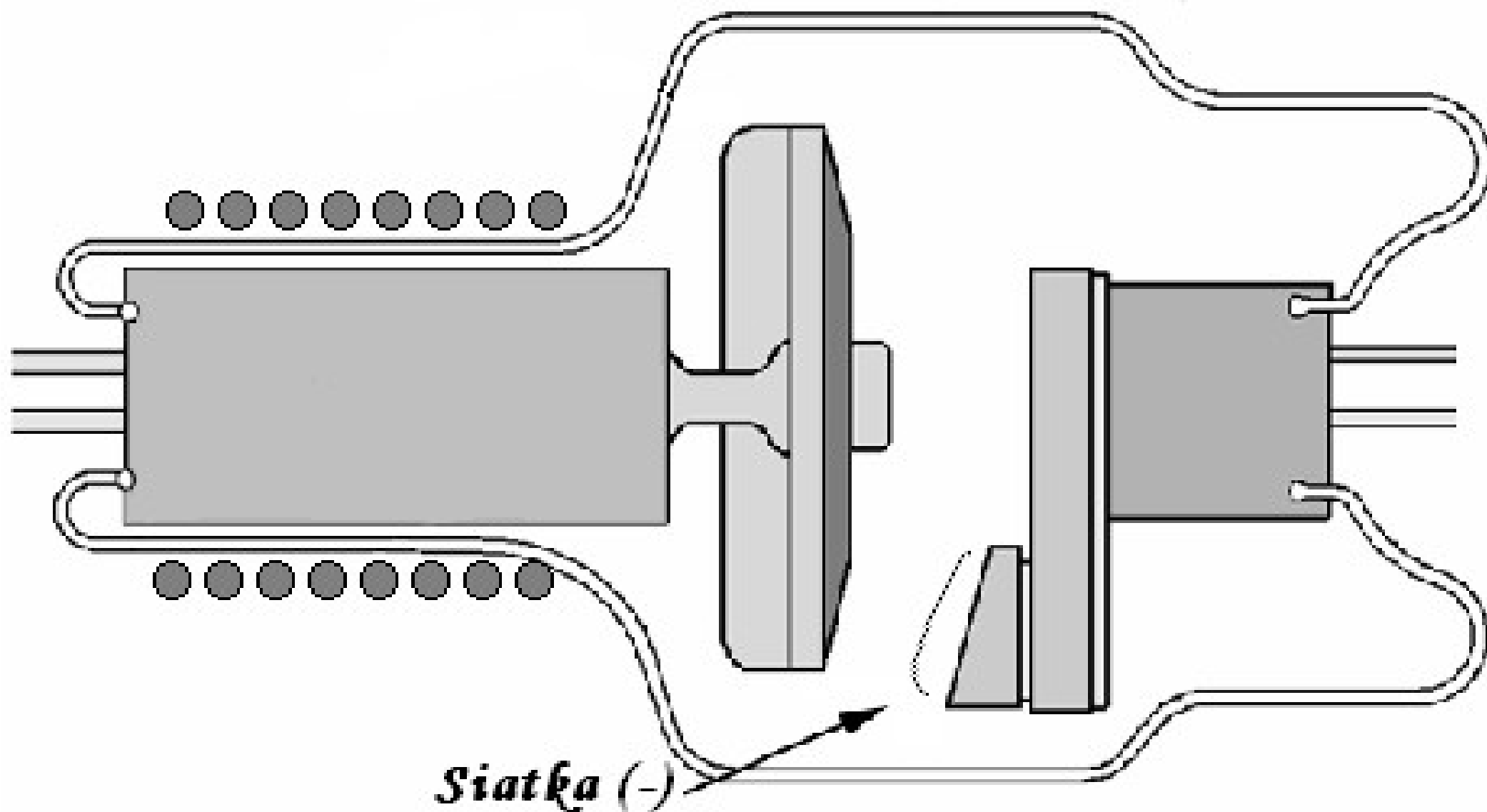
3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu

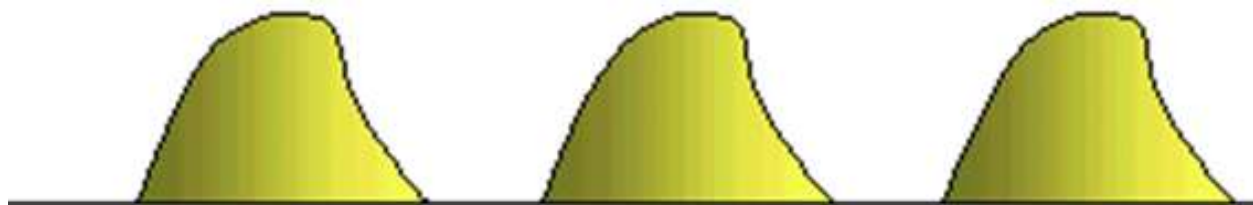




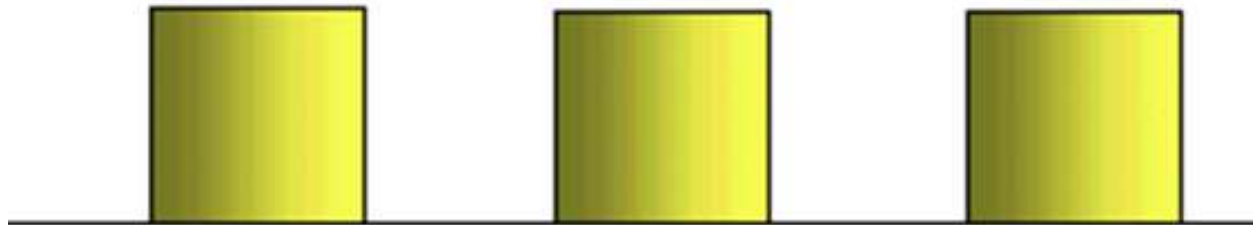
Dodatkowe elektrody w lampie



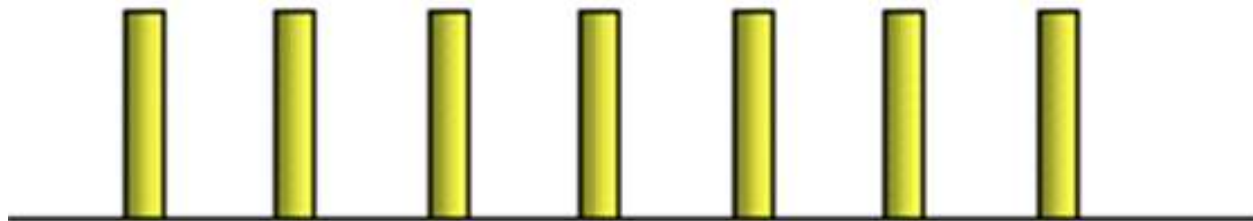
Dodatkowe elektrody w lampie



Pulsacyjna fluoroskopia sterowana generatorem



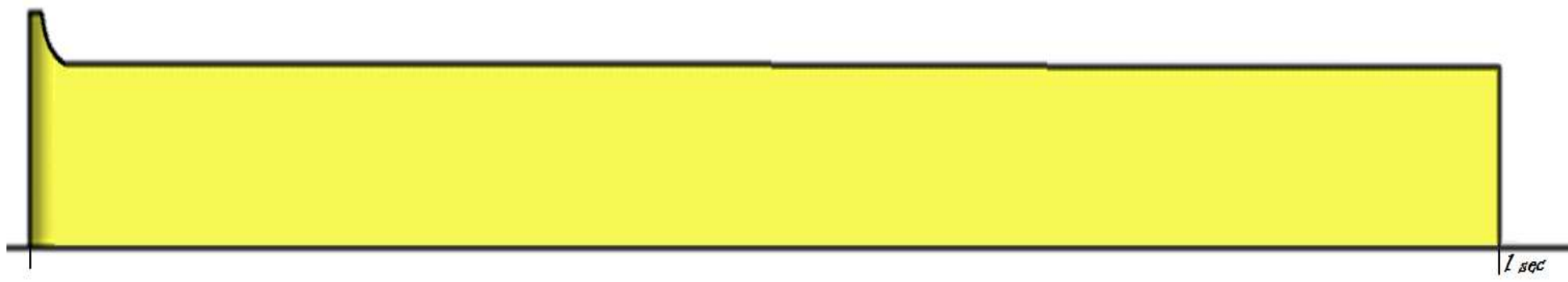
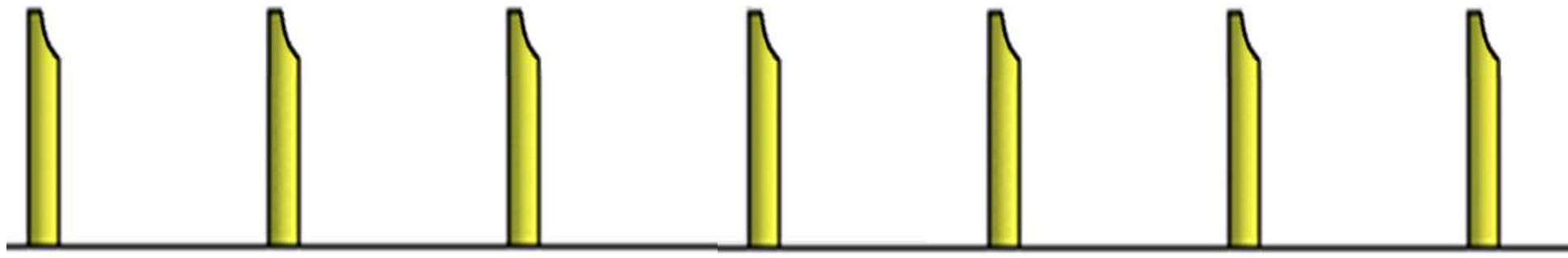
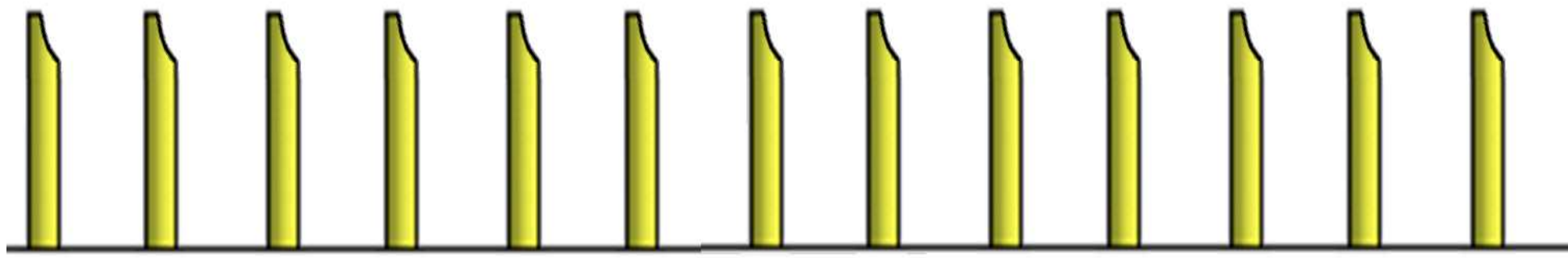
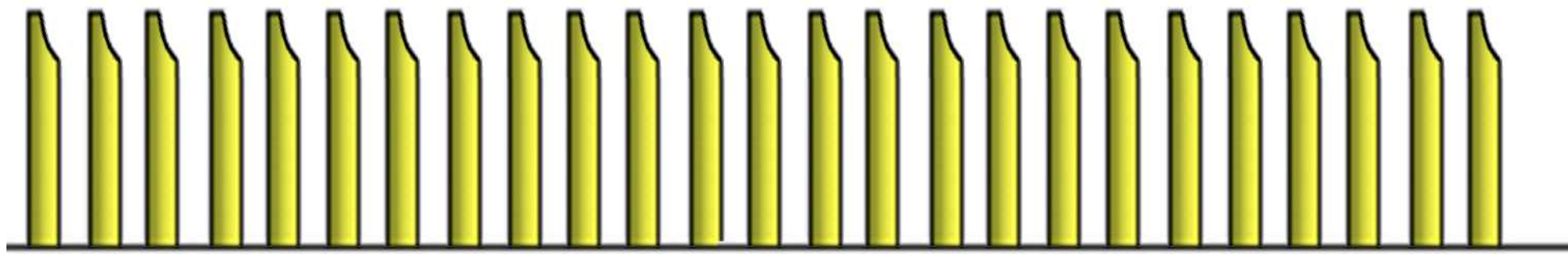
Pulsacyjna fluoroskopia sterowana siatką



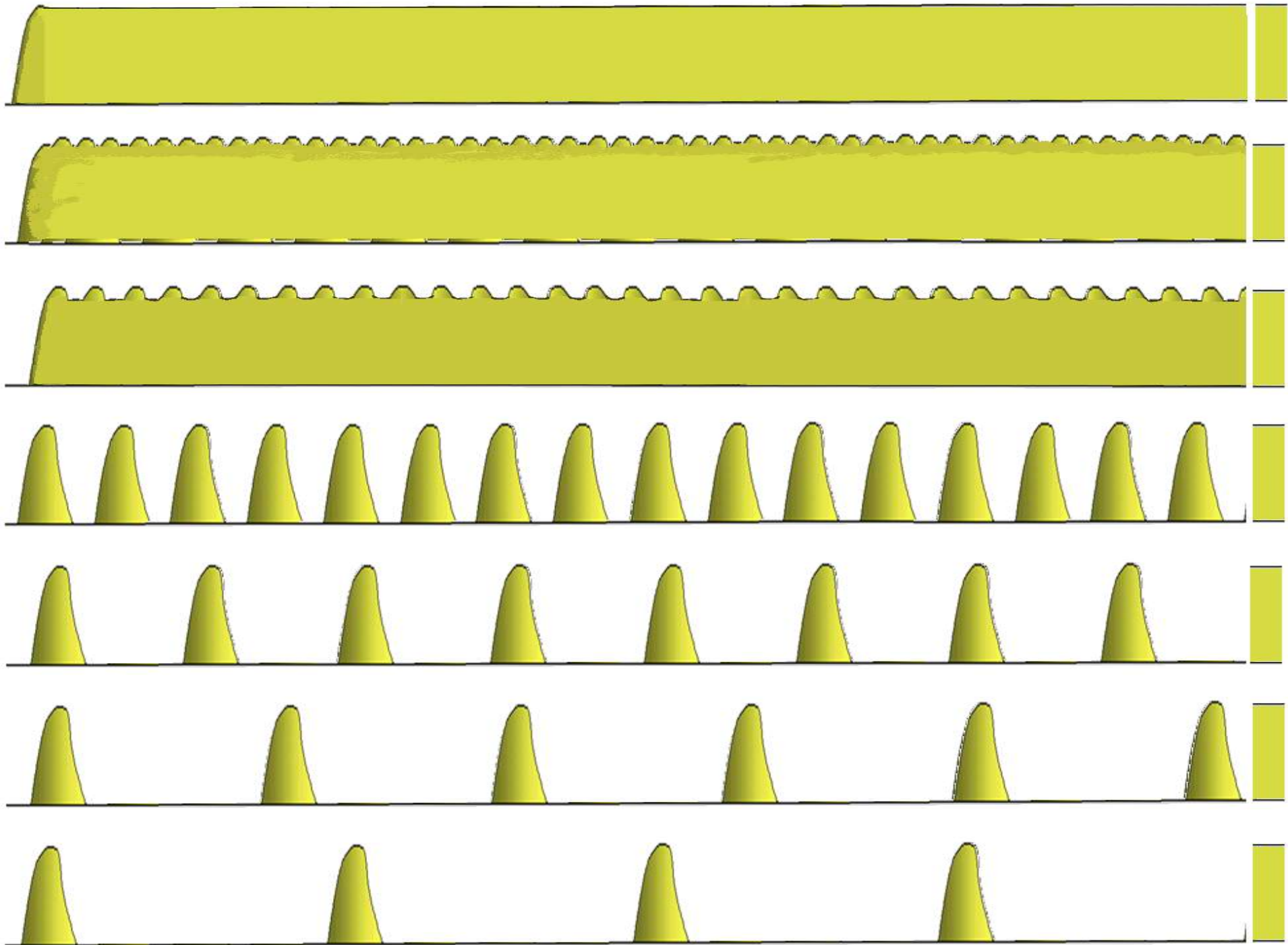
Pulsacyjna fluoroskopia - sterowanie częstotliwością



Pulsacyjna fluoroskopia - sterowanie szerokością



1 sec



Gy

skopia pulsacyjna

skopia ciągła

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25

puls/s



Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

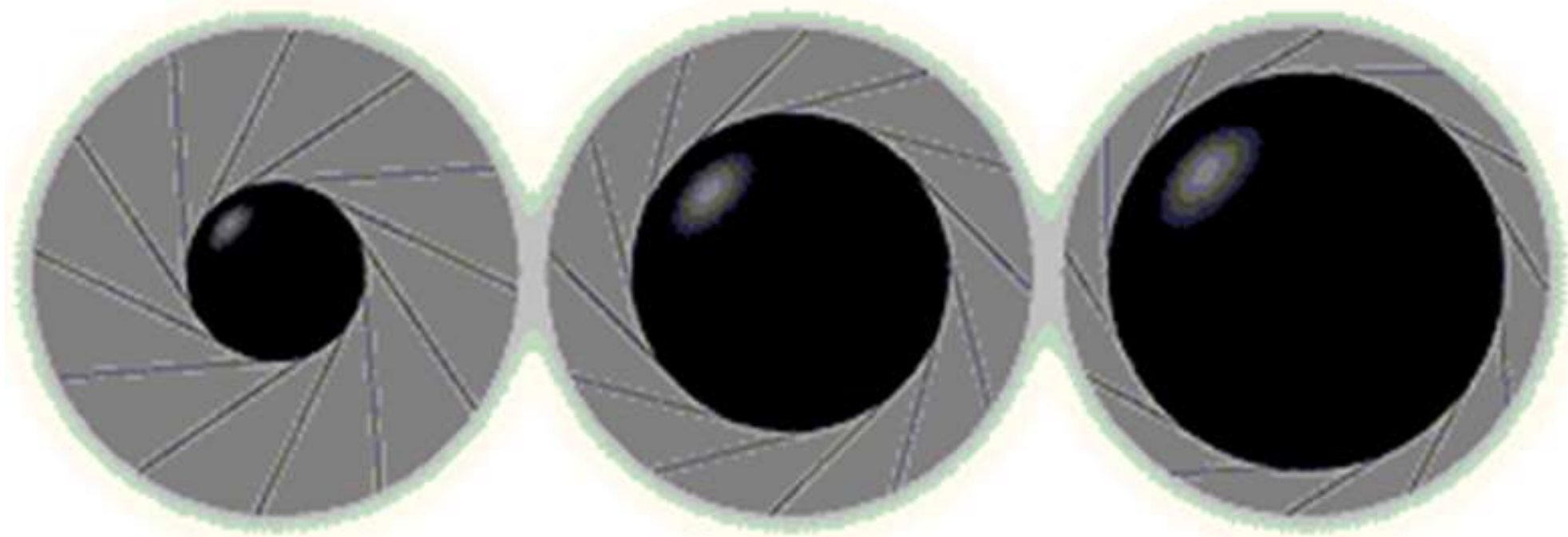
2. Źródło promieniowania

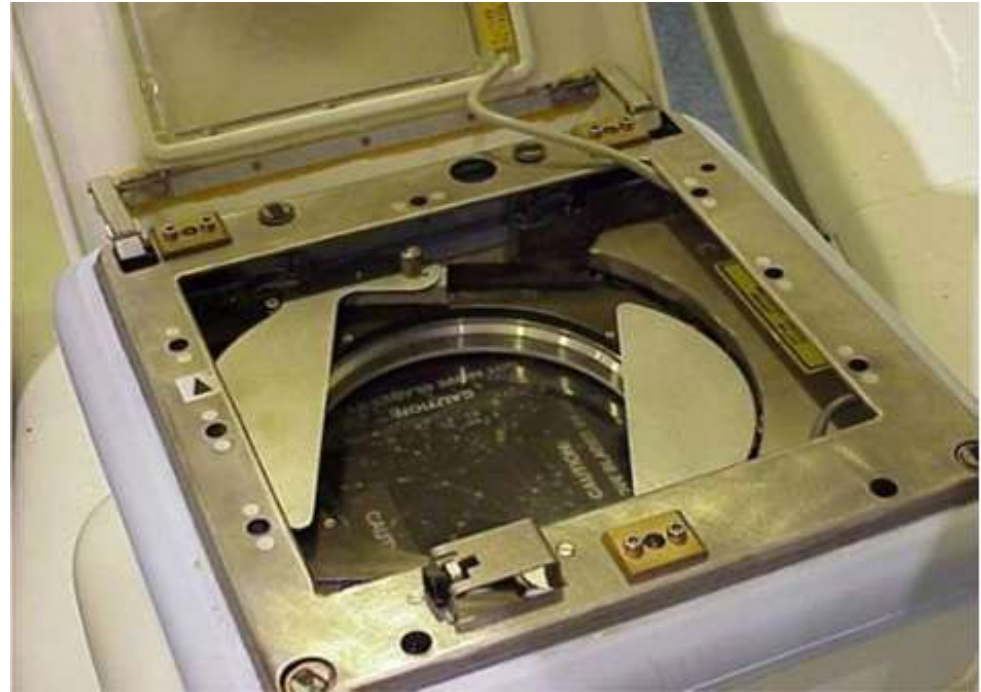
3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu



Kolimacja „irysowa” (jak w diafragmie fotograficznej) pozwala dobrze dopasować kształt pola wiązki do kształtu pola widzenia rejestratora obrazu.





Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem

2. Źródło promieniowania

3. Układ ograniczający wiązkę

4. Rejestrator obrazu





RÖNTGEN X-RAY LABORATORY of the
MEDICO-CHIRURGICAL COLL. & HOSP. (PHILA. Pa. USA)

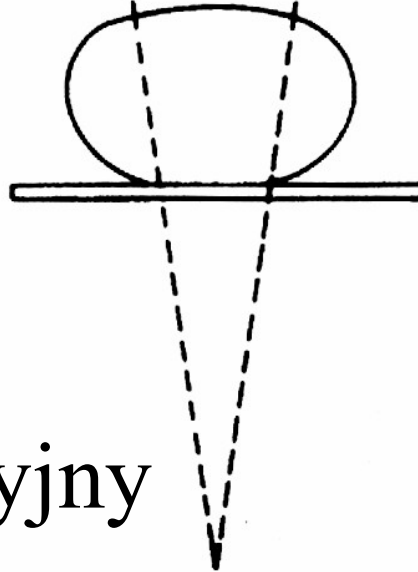
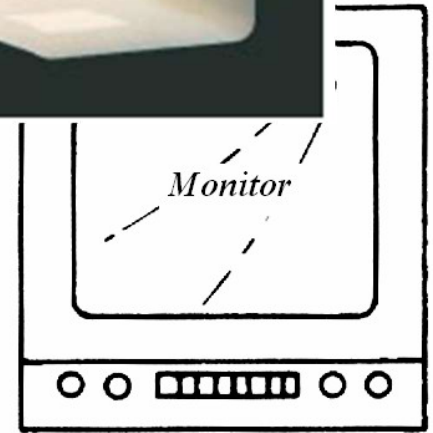
DR. M. K. KASSABIAN





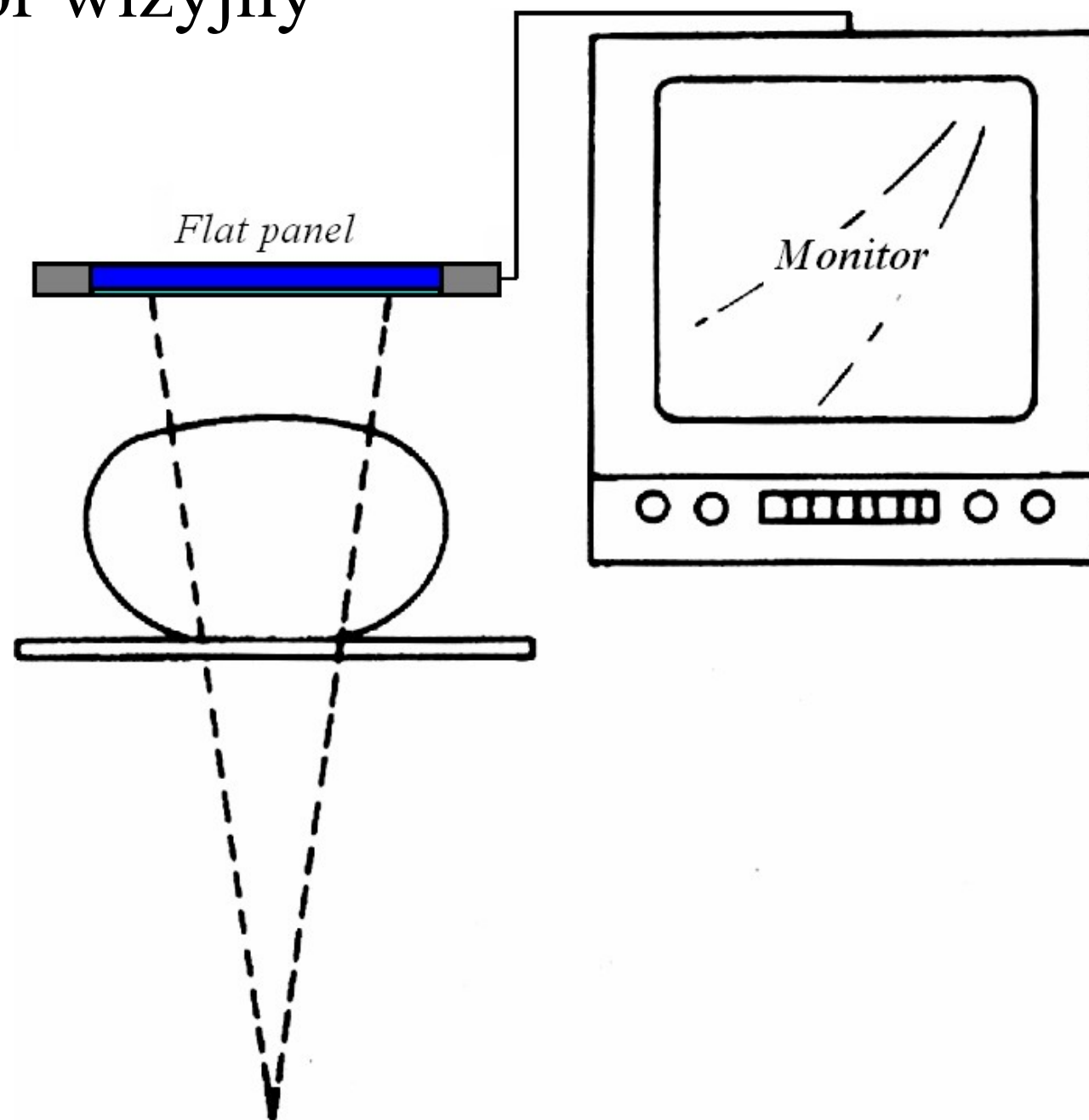
Rozdzielacz obrazu
Układ optyczny

Wzmacniacz obrazu

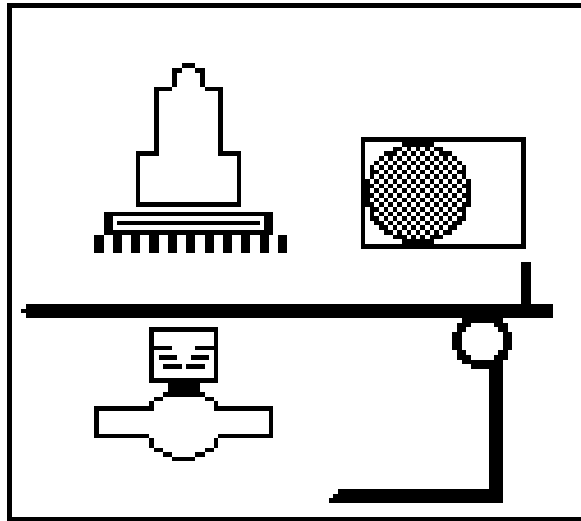


Rentgenowski tor wizyjny

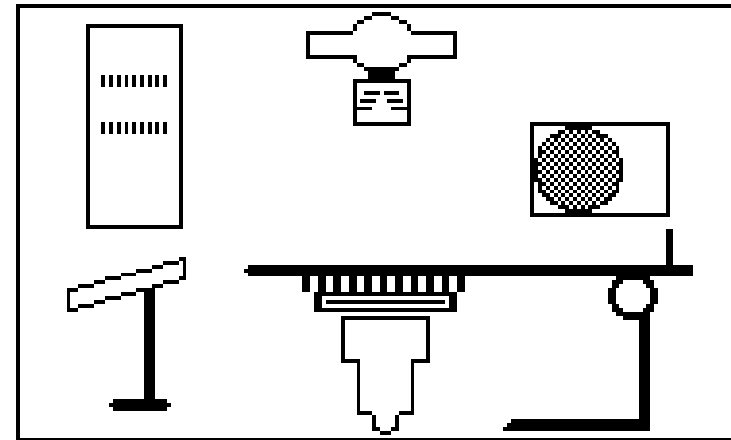
Rentgenowski tor wizyjny



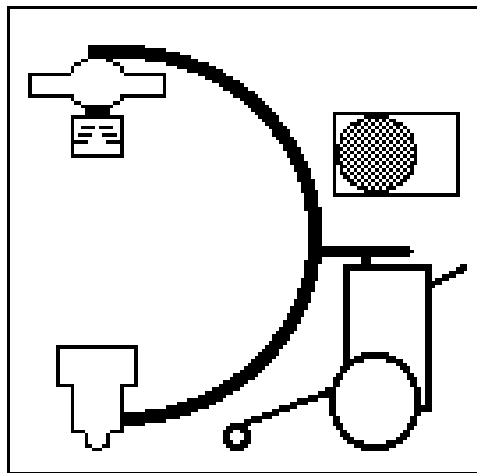
Podstawowe typy aparatury i zastosowania



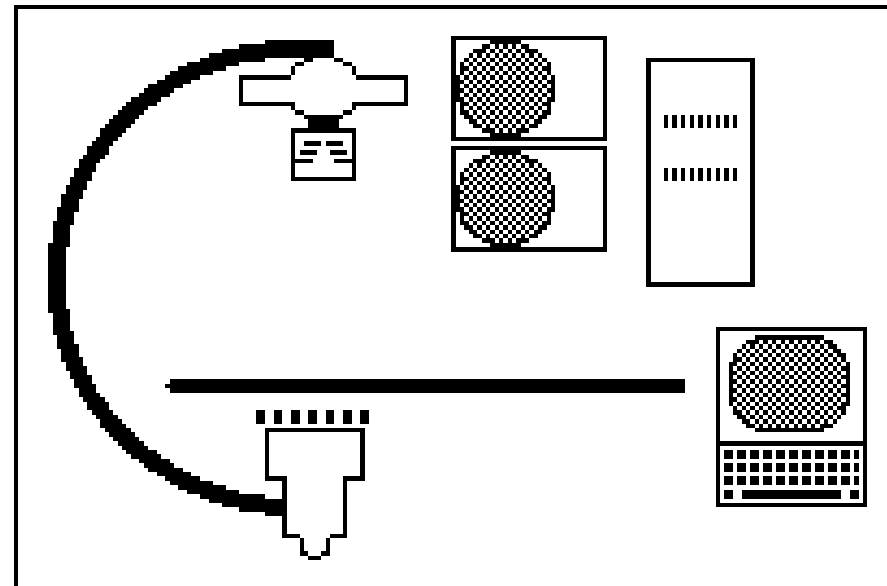
1



2

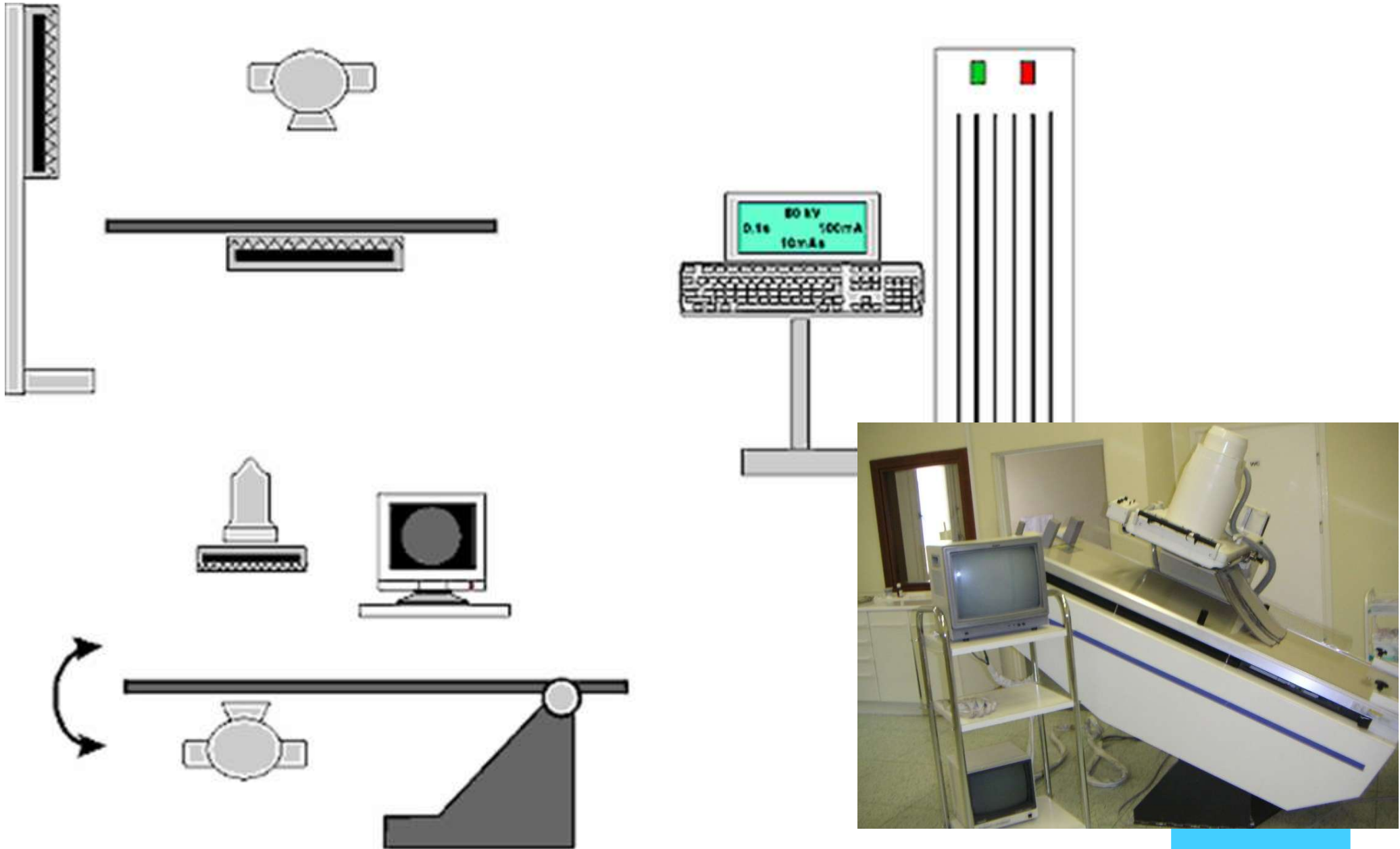


3

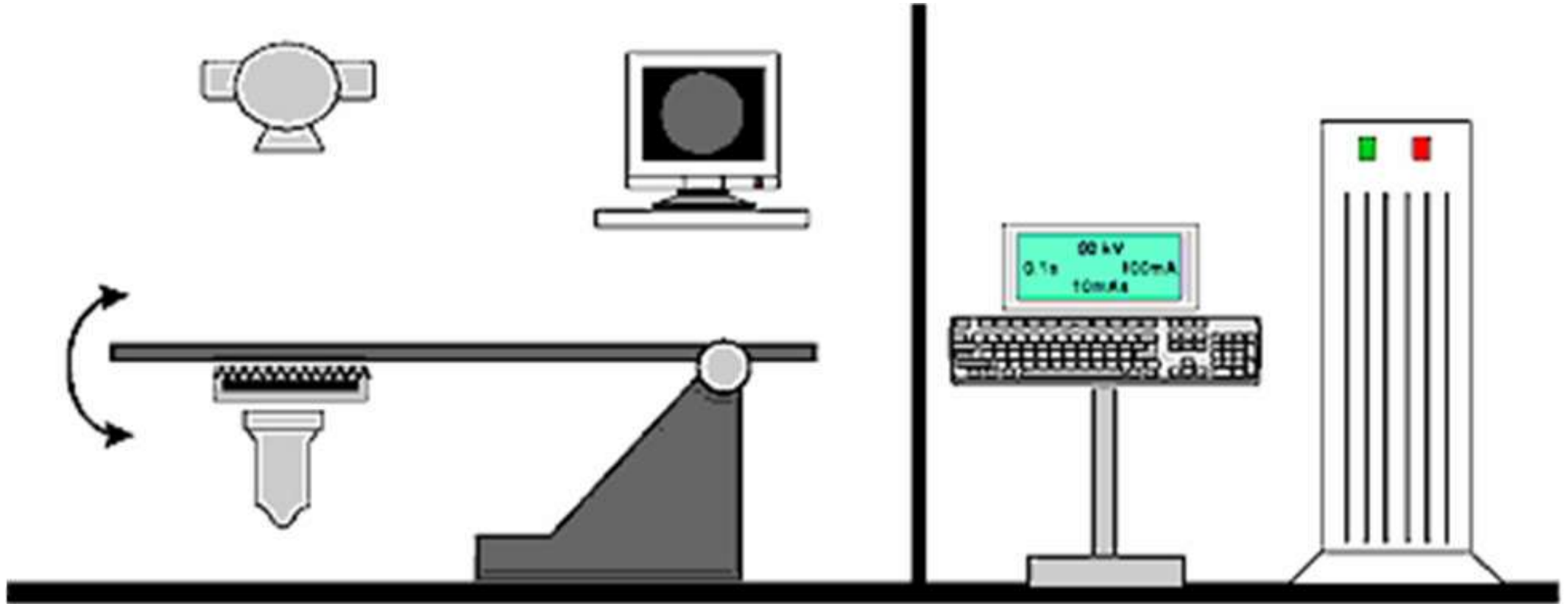


4

Podstawowe typy aparatury i zastosowania



Podstawowe typy aparatury i zastosowania



Podstawowe typy aparatury i zastosowania

- żołądek i dwunastnica
 - wlew doodbytniczy
 - przetyk
 - inne

Fluoroskopia diagnostyczna ???



Fluoroskopia diagnostyczna ???



Fluoroskopia diagnostyczna ???



Podstawowe typy aparatury i zastosowania

Kardiochirurgia

Ortopedia

Gastrologia

Neurochirurgia

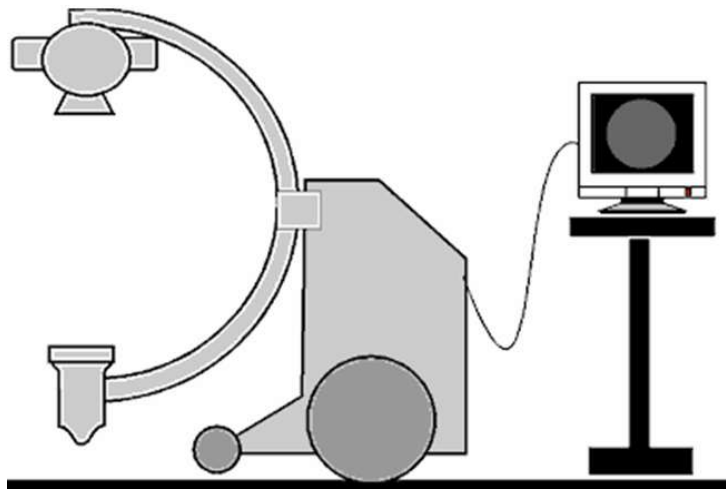
Chirurgia onkologiczna

Urologia

Chirurgia naczyniowa

Chirurgia ogólna

Podstawowe typy aparatury i zastosowania

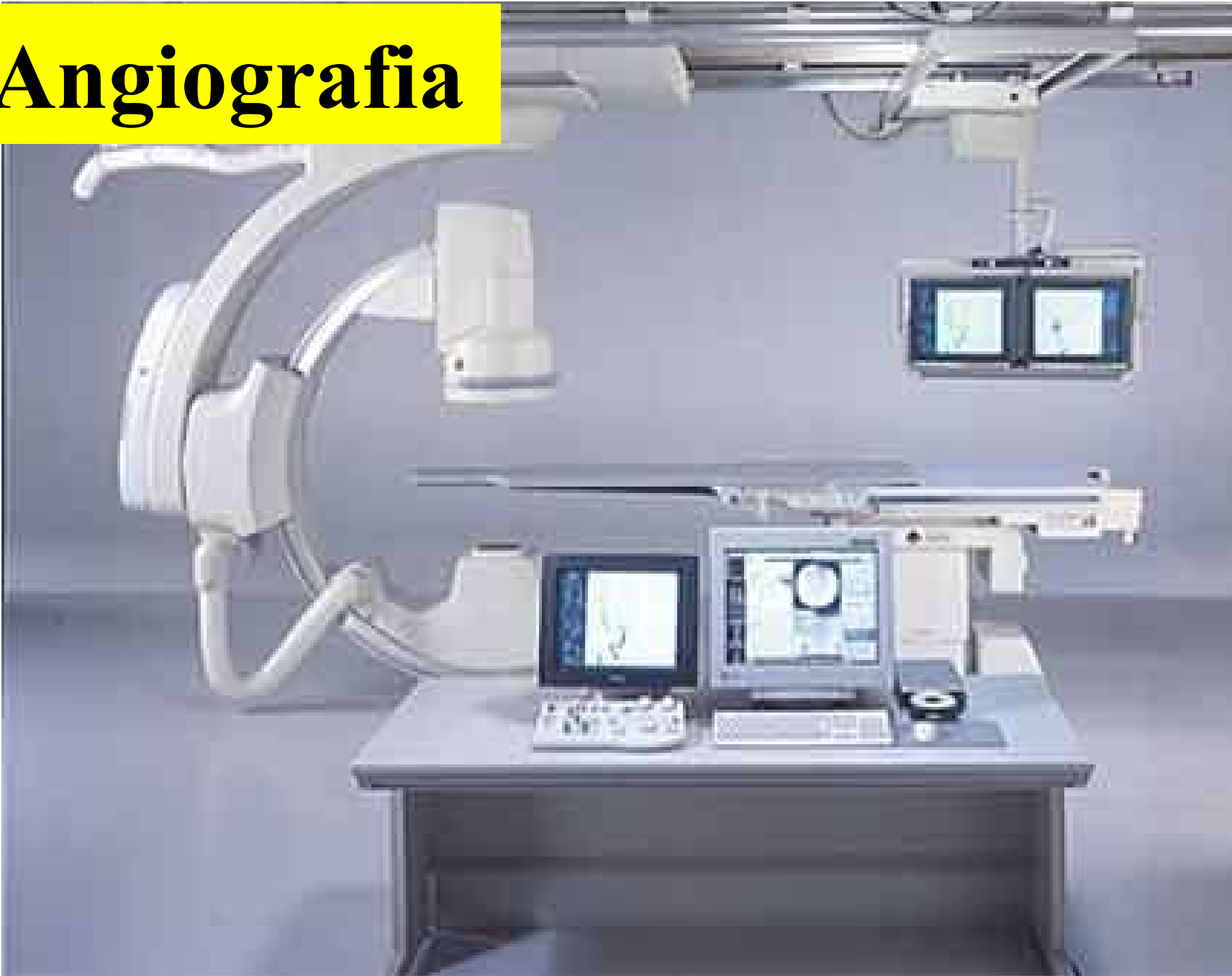


Aparat jezdne



Podstawowe typy aparatury i zastosowania

Angiografia

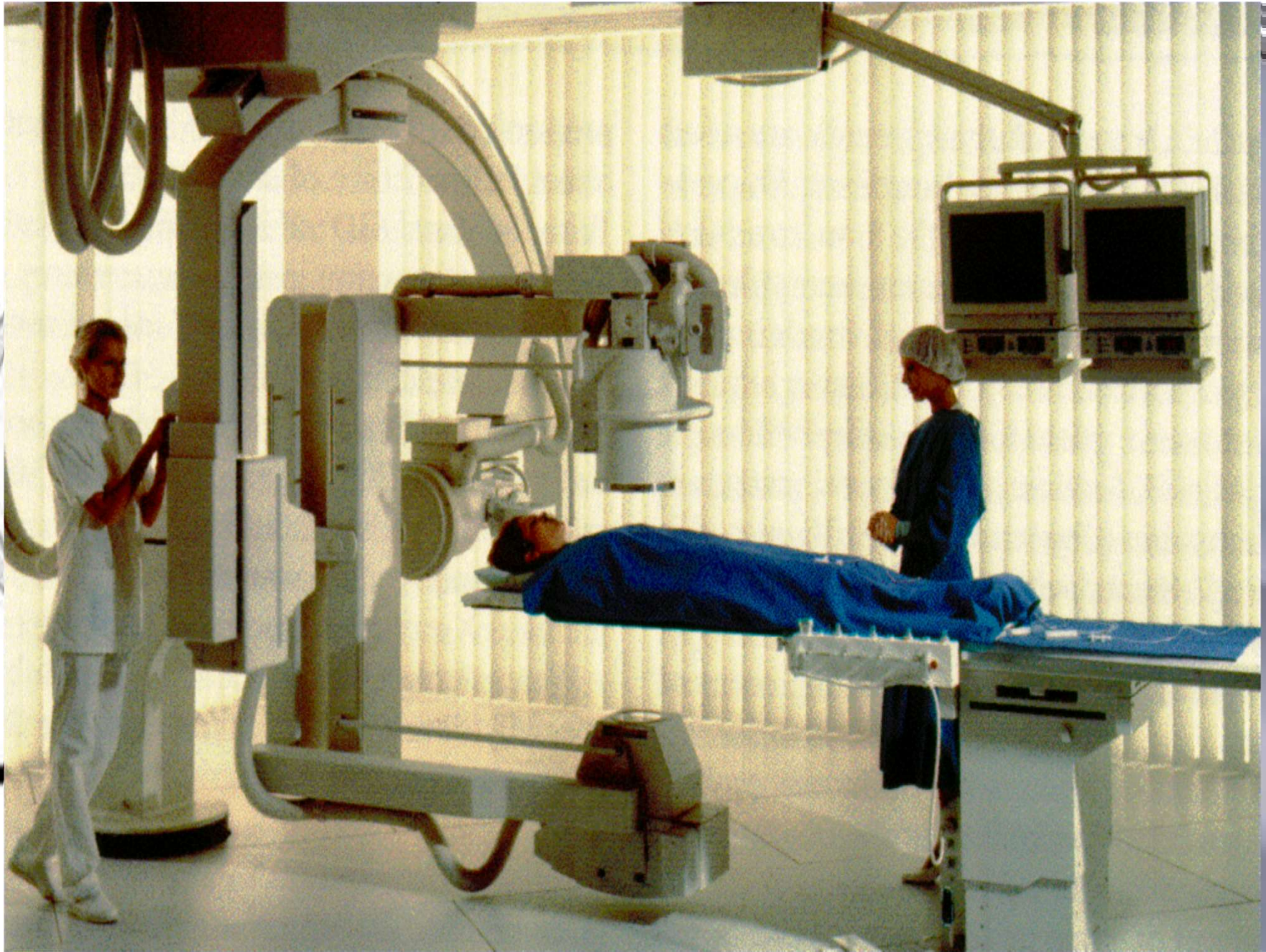


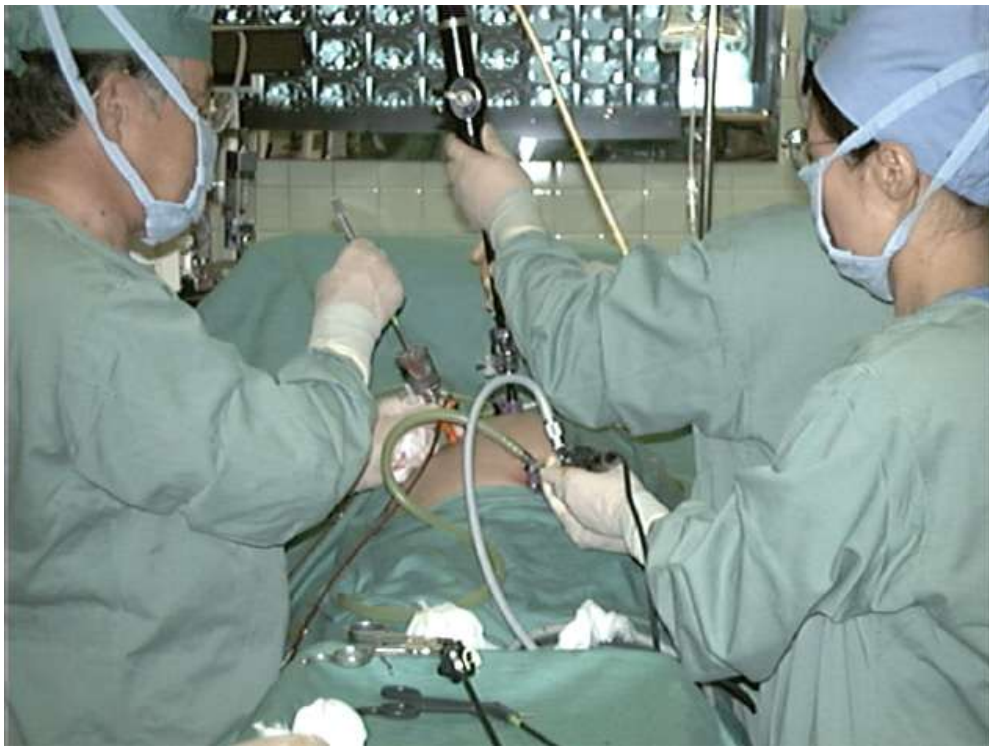
Podstawowe typy aparatury i zastosowania

Angiografia



Podstawowe typy aparatury i zastosowania





Tomografia komputerowa

Filozofia

TOMOGRAFIA

obraz przekroju (warstwy) trójwymiarowego obiektu

Johann Radon w 1917 roku udowodnił, że obraz trójwymiarowego obiektu można w sposób zupełny (oddający wszystkie szczegóły) odtworzyć z nieskończonej ilości rzutów (czyli „spojrzeń” z różnych stron) tego obiektu.

Filozofia

Odtworzenie zupełne daje nieskończoną rozdzielczość. Mniej rzutów, niż nieskończona ilość, da nam mniejszą rozdzielczość. Tym mniejszą, im mniej rzutów.

Im więcej rzutów tym lepiej!

Nieskończona liczba rzutów to nieskończona dawka. Im mniej rzutów, tym mniejsza dawka.

Im mniej rzutów tym lepiej!

Filozofia

Im mniej, tym lepiej!
Im więcej, tym lepiej!

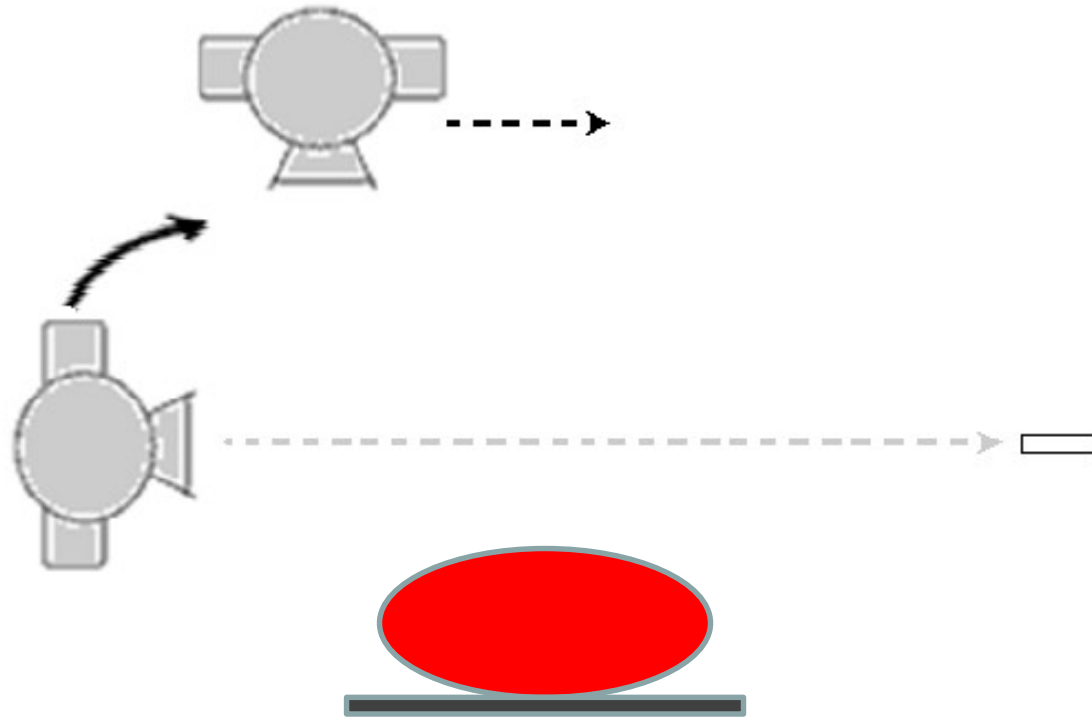
?

Filozofia i historia

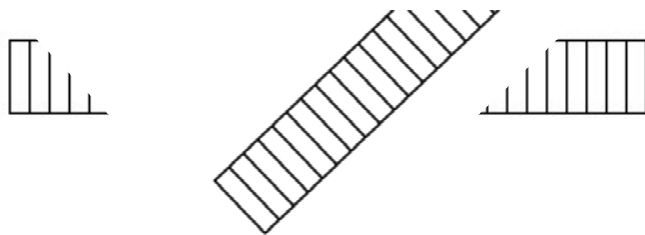
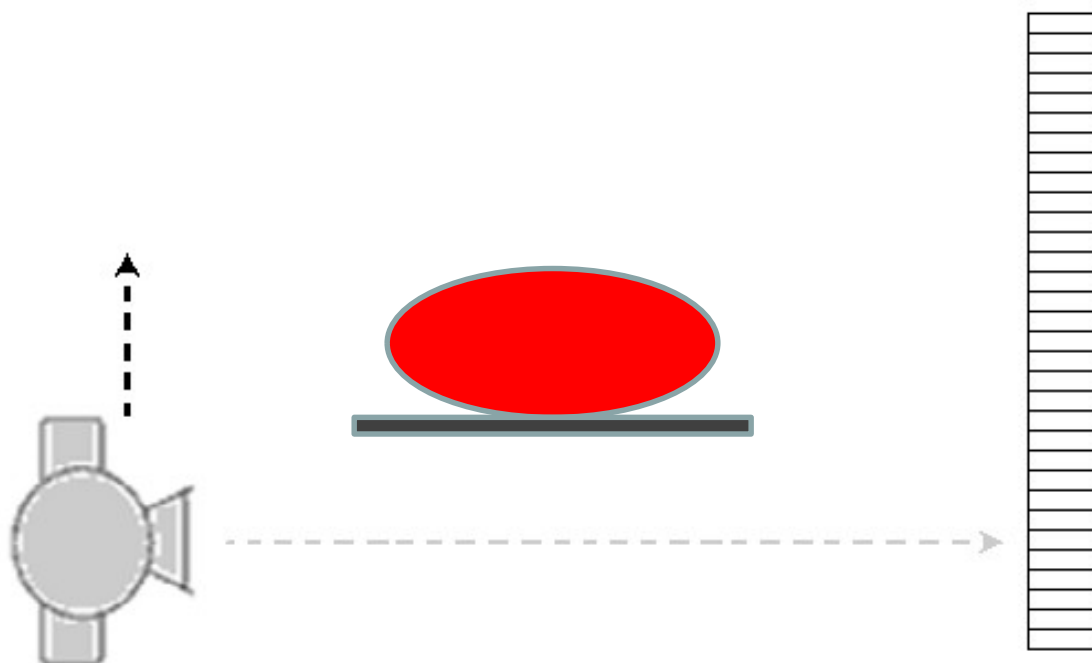
1963 Alan Cormack - matematyczne podstawy, wykorzystujące teorię Radona (Afryka Południowa)

1971 Godfrey Hounsfield - pierwszy skaner kliniczny (Centrum Badawcze EMI, Wielka Brytania)

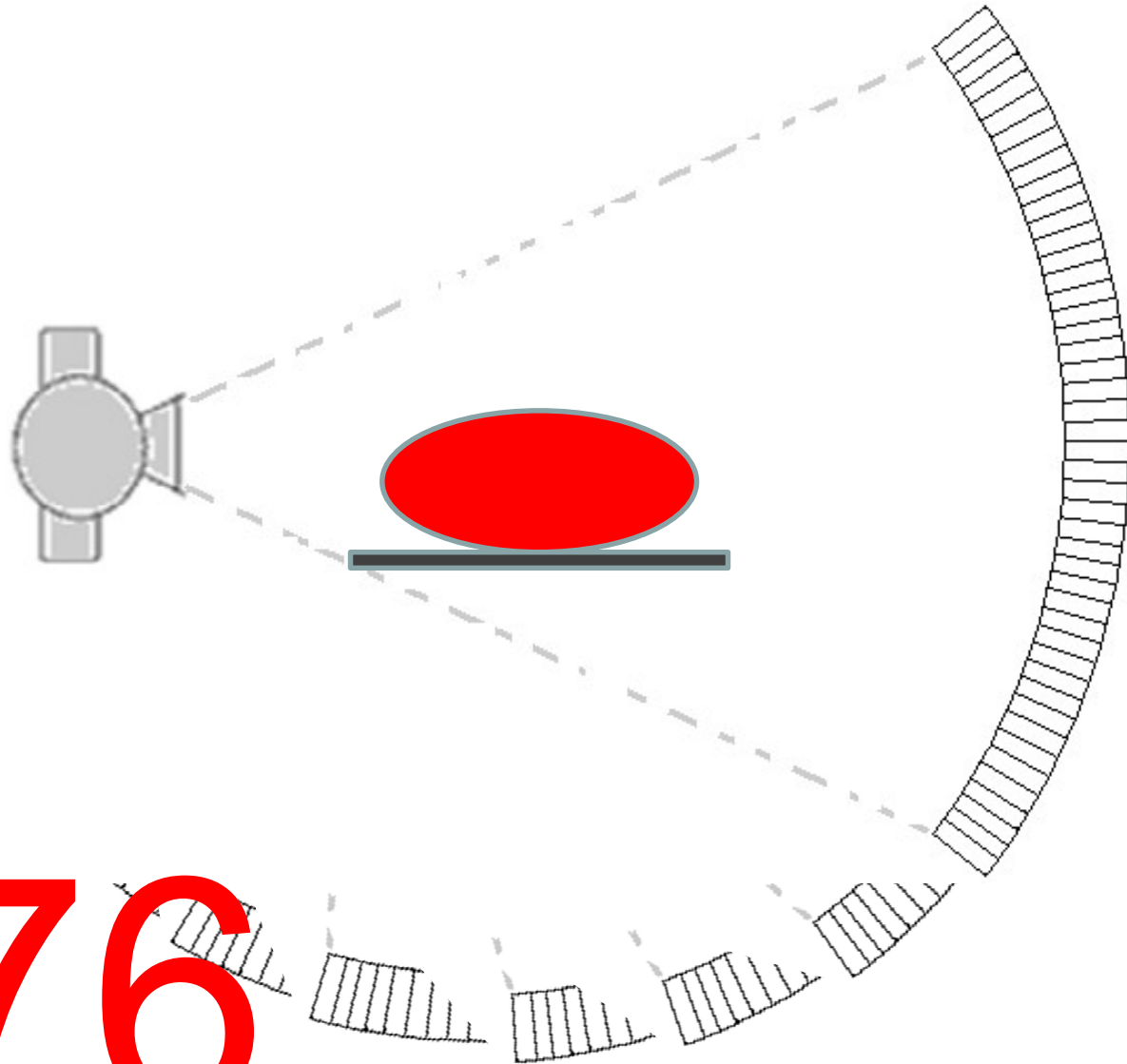
1979 Alan Cormack i Godfrey Hounsfield otrzymują nagrodę Nobla



1971  



1973



1976

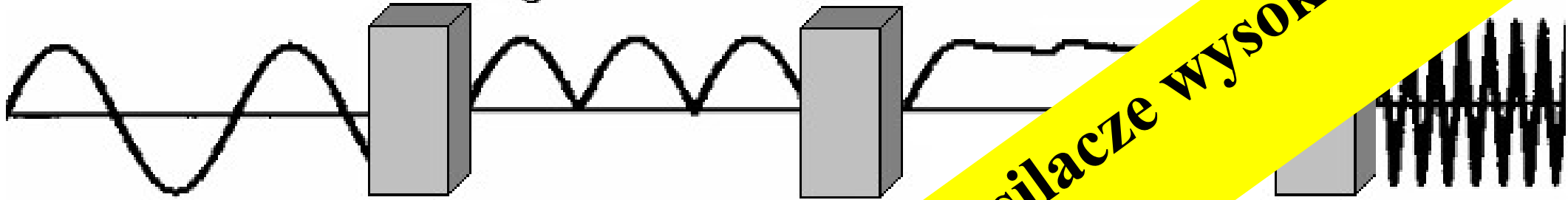
Podstawowe elementy składowe

- 1. Zasilacz ze sterownikiem**
2. Źródło promieniowania
3. Układ ograniczający wiązkę
4. Rejestrator obrazu

Wysoką częstotliwość

Prostownik

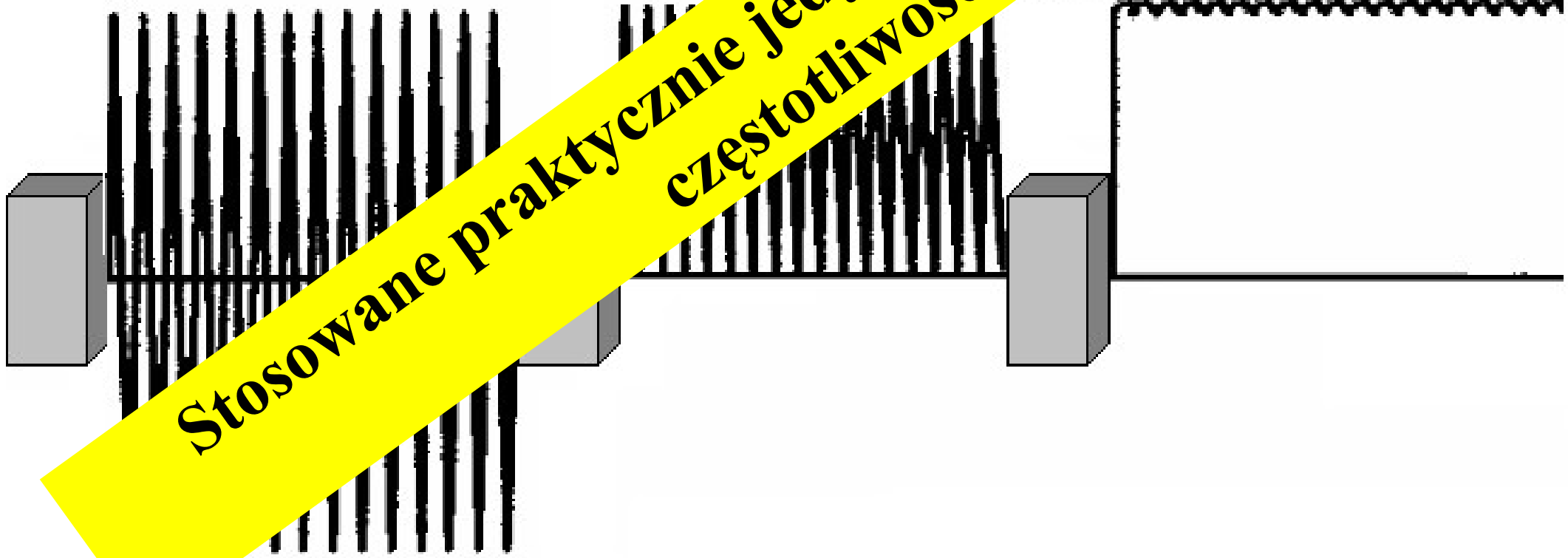
Filtr



Transformator

Prostownik

Filtr



Stosowane praktycznie jedynie zasilacze wysokiej częstotliwości

Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem
- 2. Źródło promieniowania**
3. Układ ograniczający wiązkę
4. Rejestrator obrazu



5.0 MHU/min



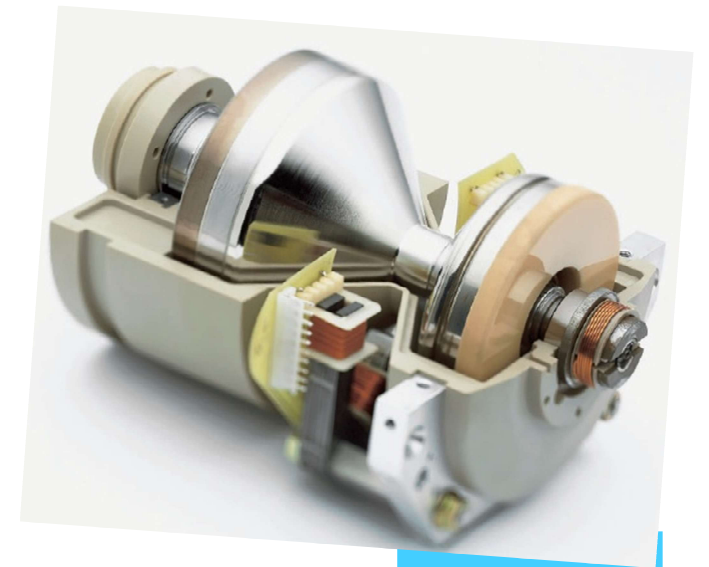
1.7 MHU/min



1.6 MHU/min

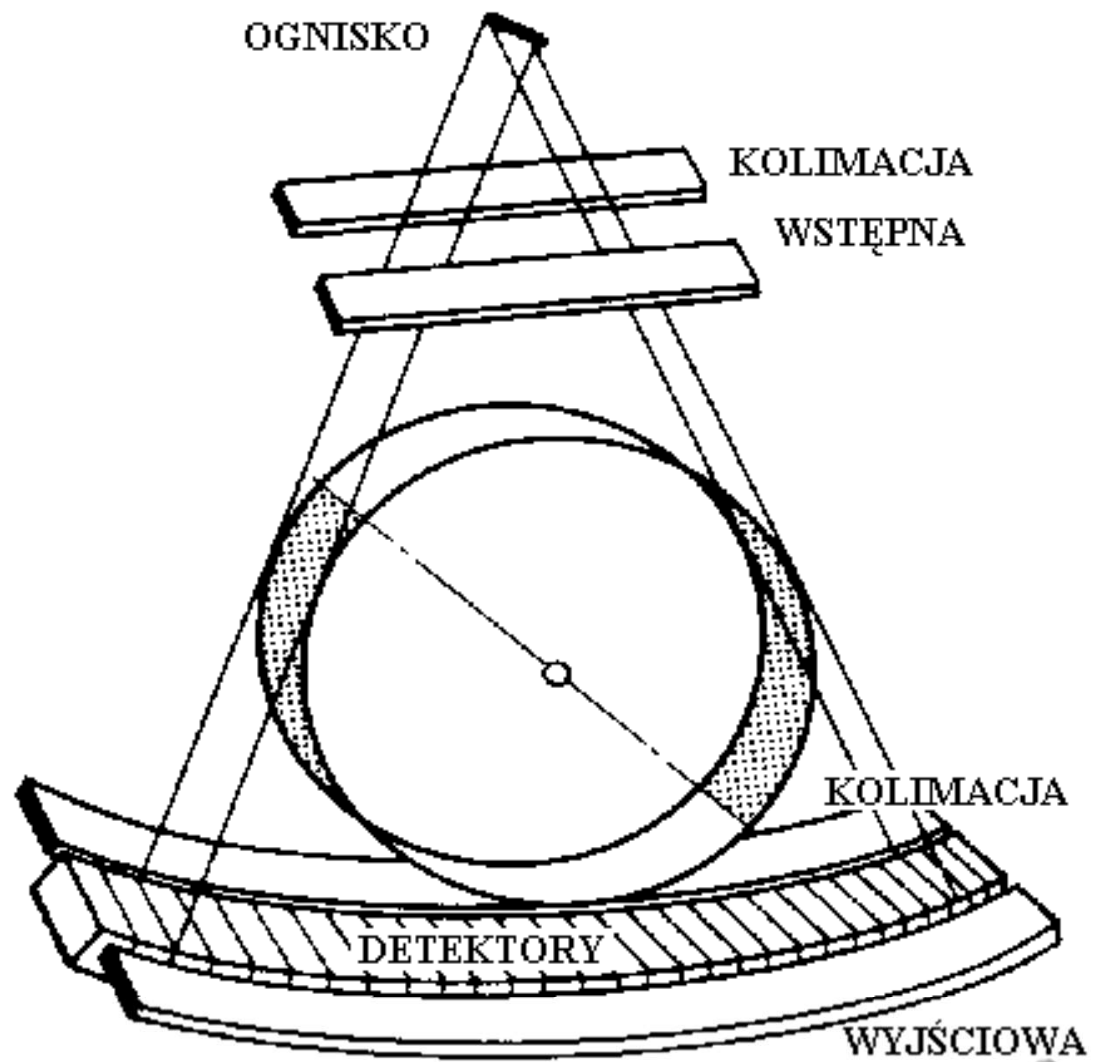


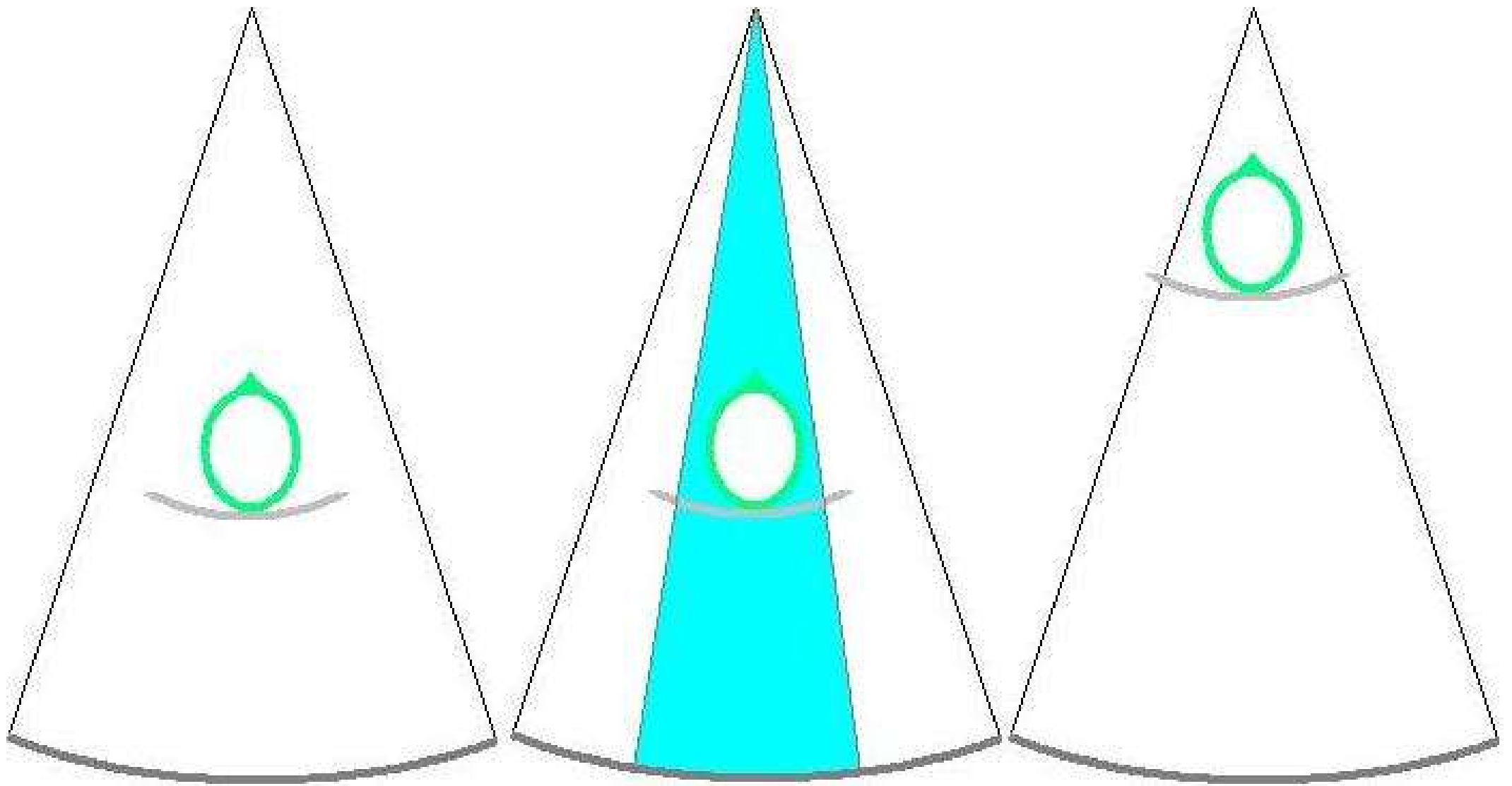
1.4 MHU/min

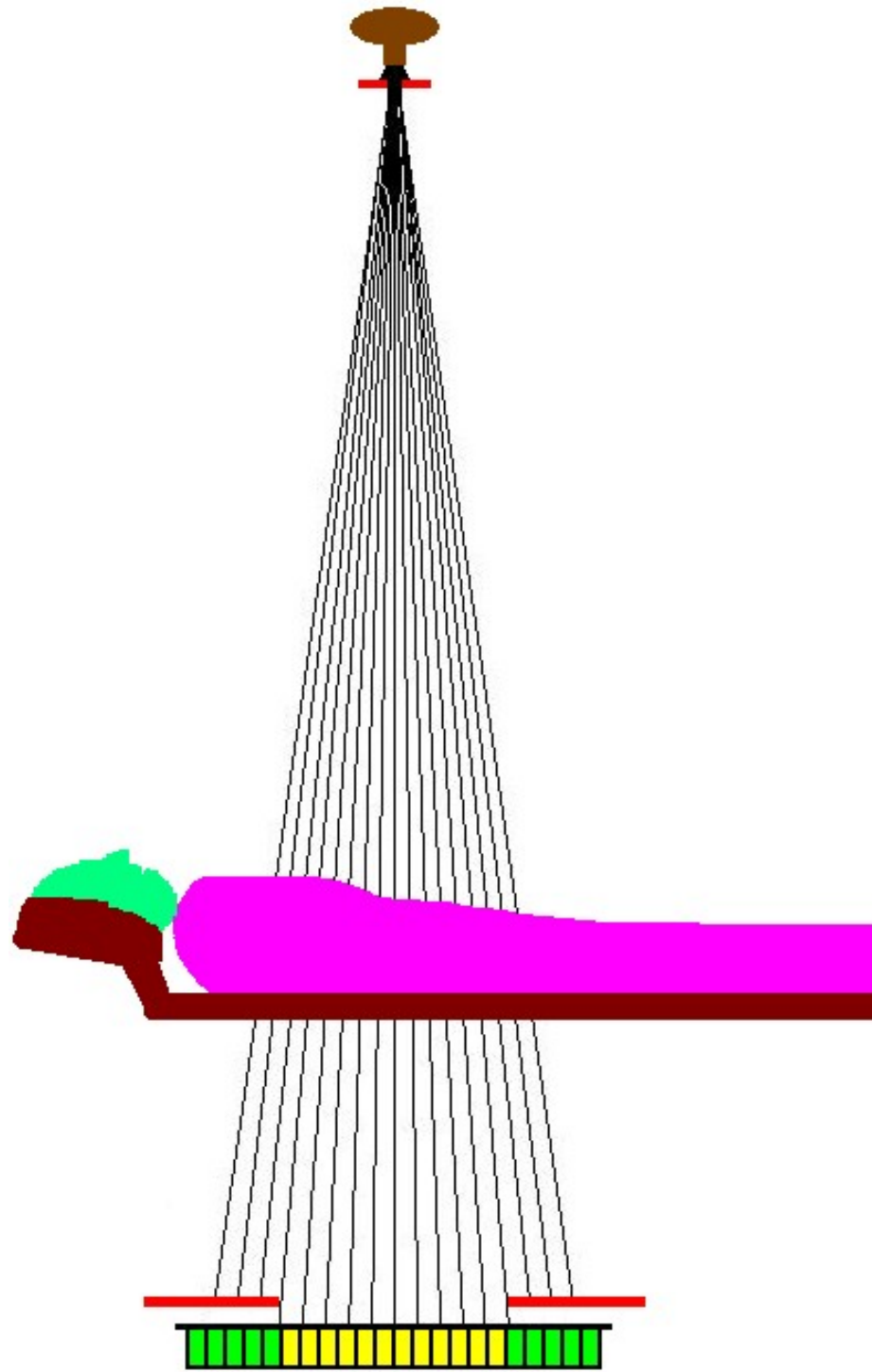
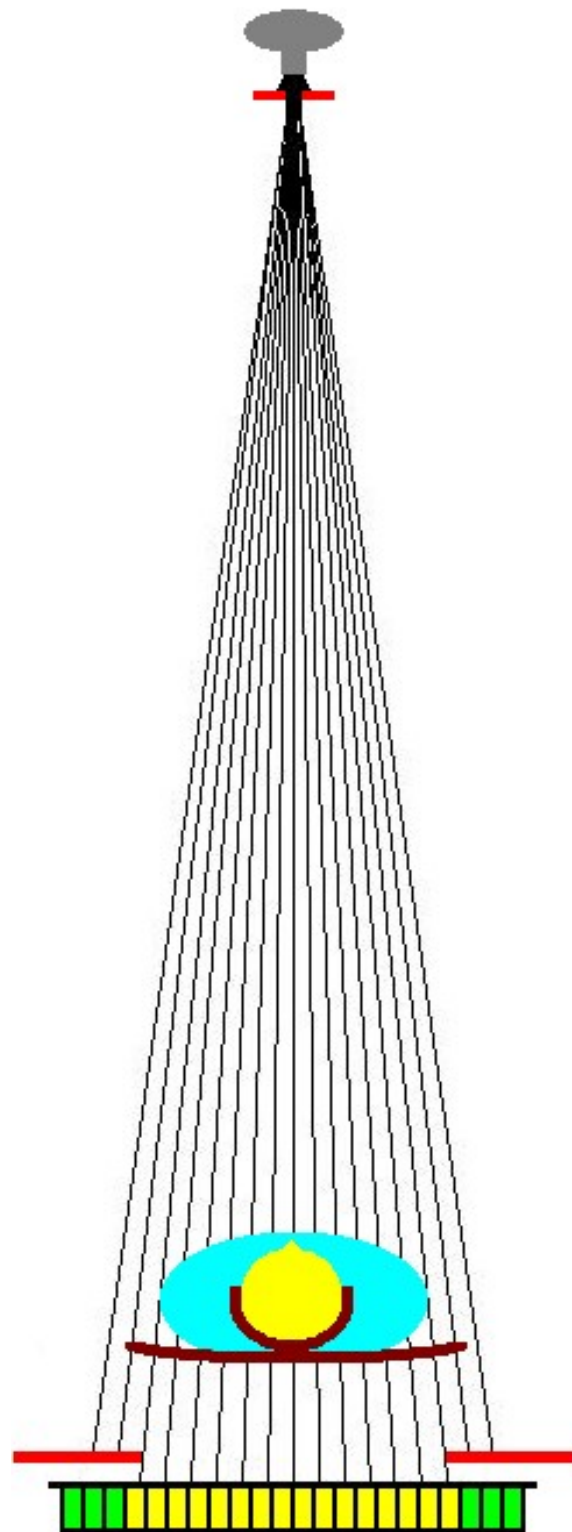


Podstawowe elementy składowe

1. Zasilacz ze sterownikiem
2. Źródło promieniowania
- 3. Układ ograniczający wiązkę**
4. Rejestrator obrazu

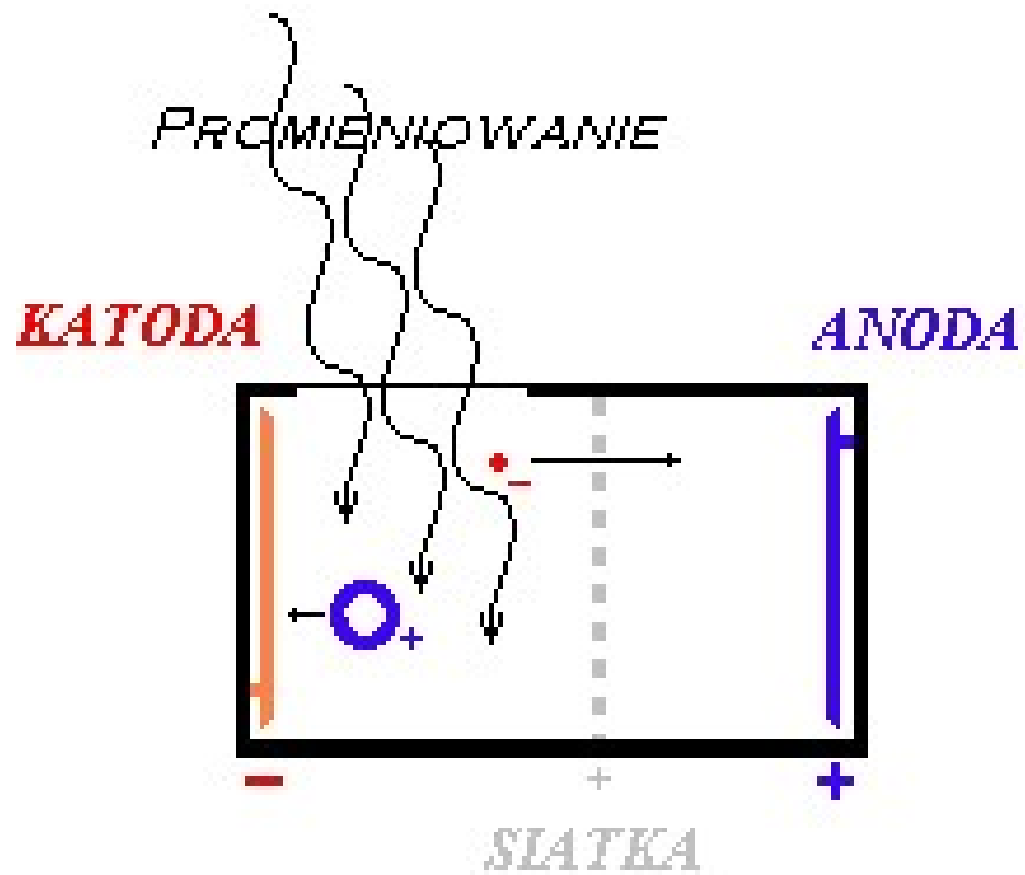




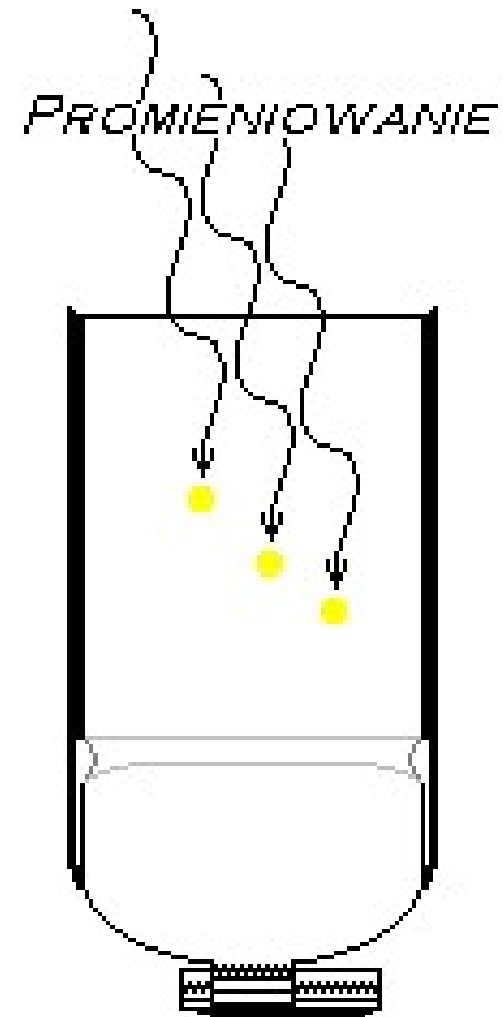


Podstawowe elementy składowe

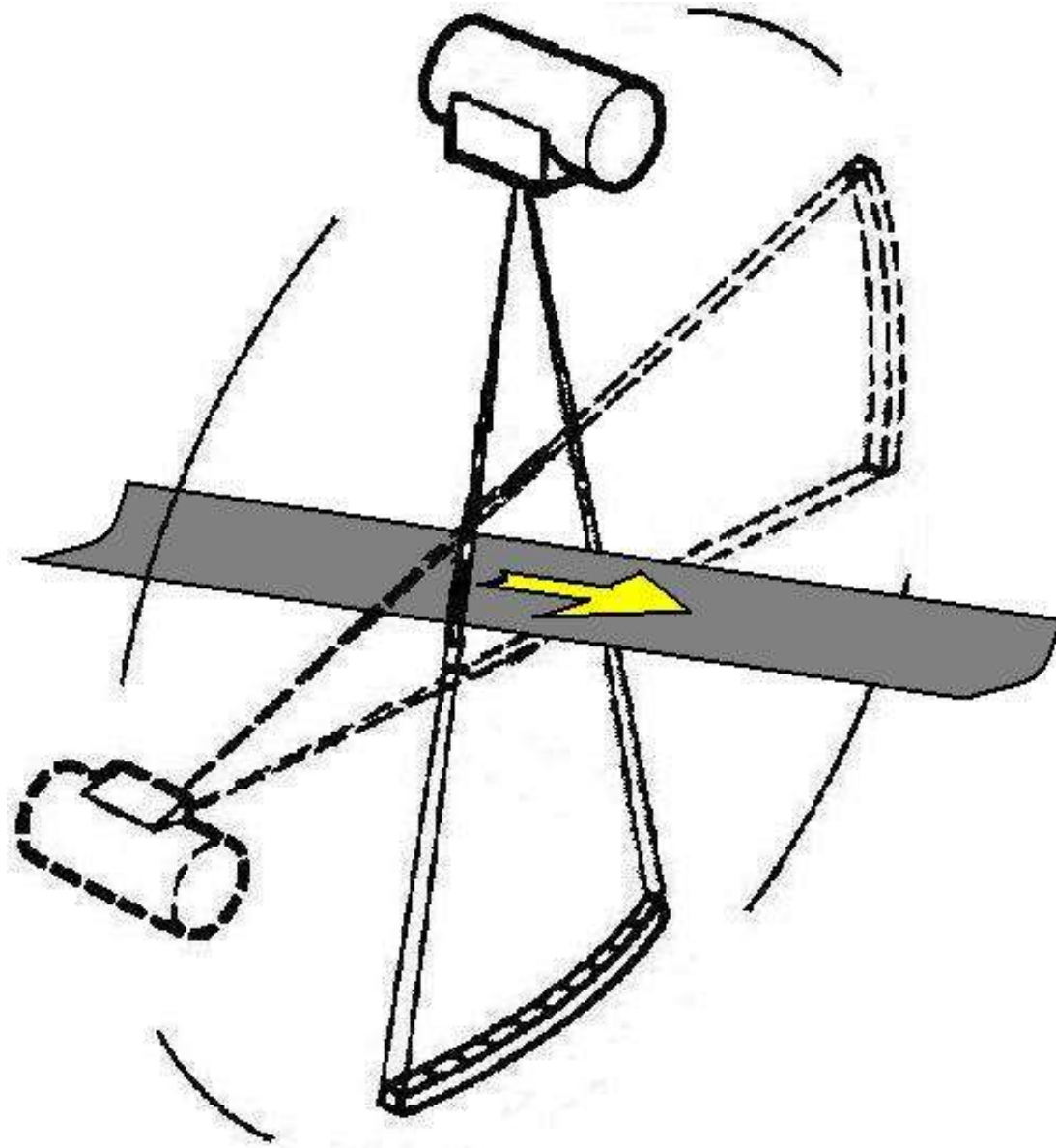
1. Zasilacz ze sterownikiem
2. Źródło promieniowania
3. Układ ograniczający wiązkę
4. **Rejestrator obrazu**



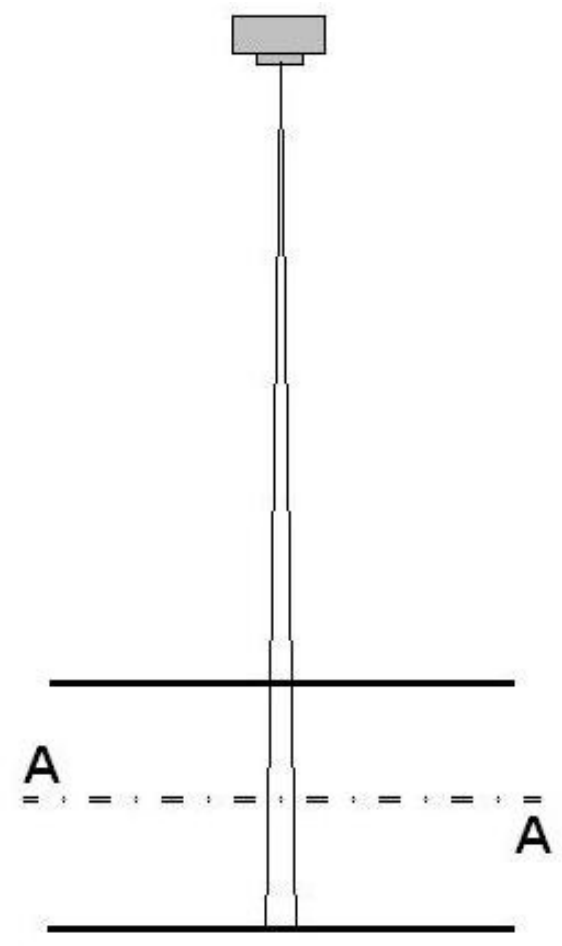
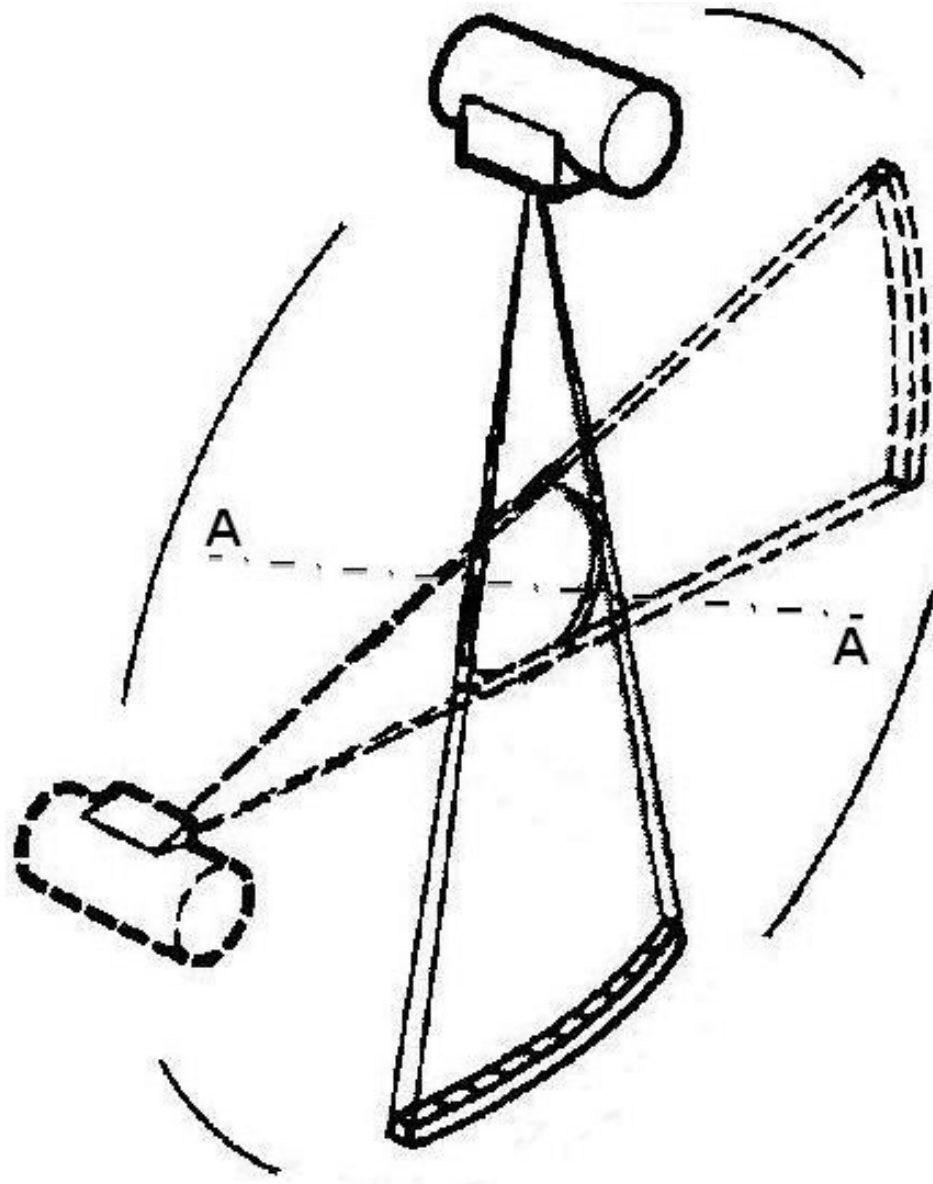
Komora jonizacyjna



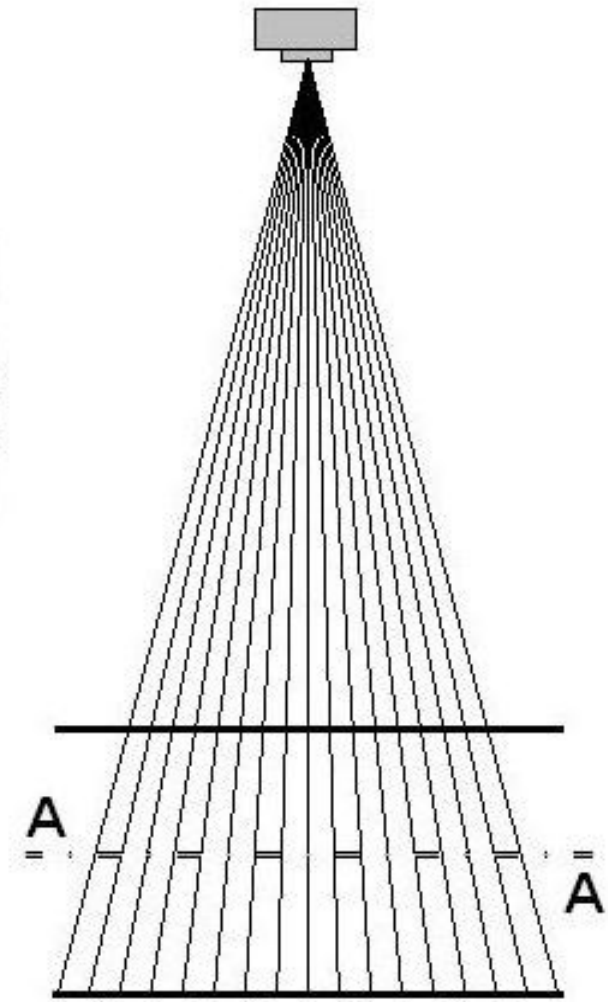
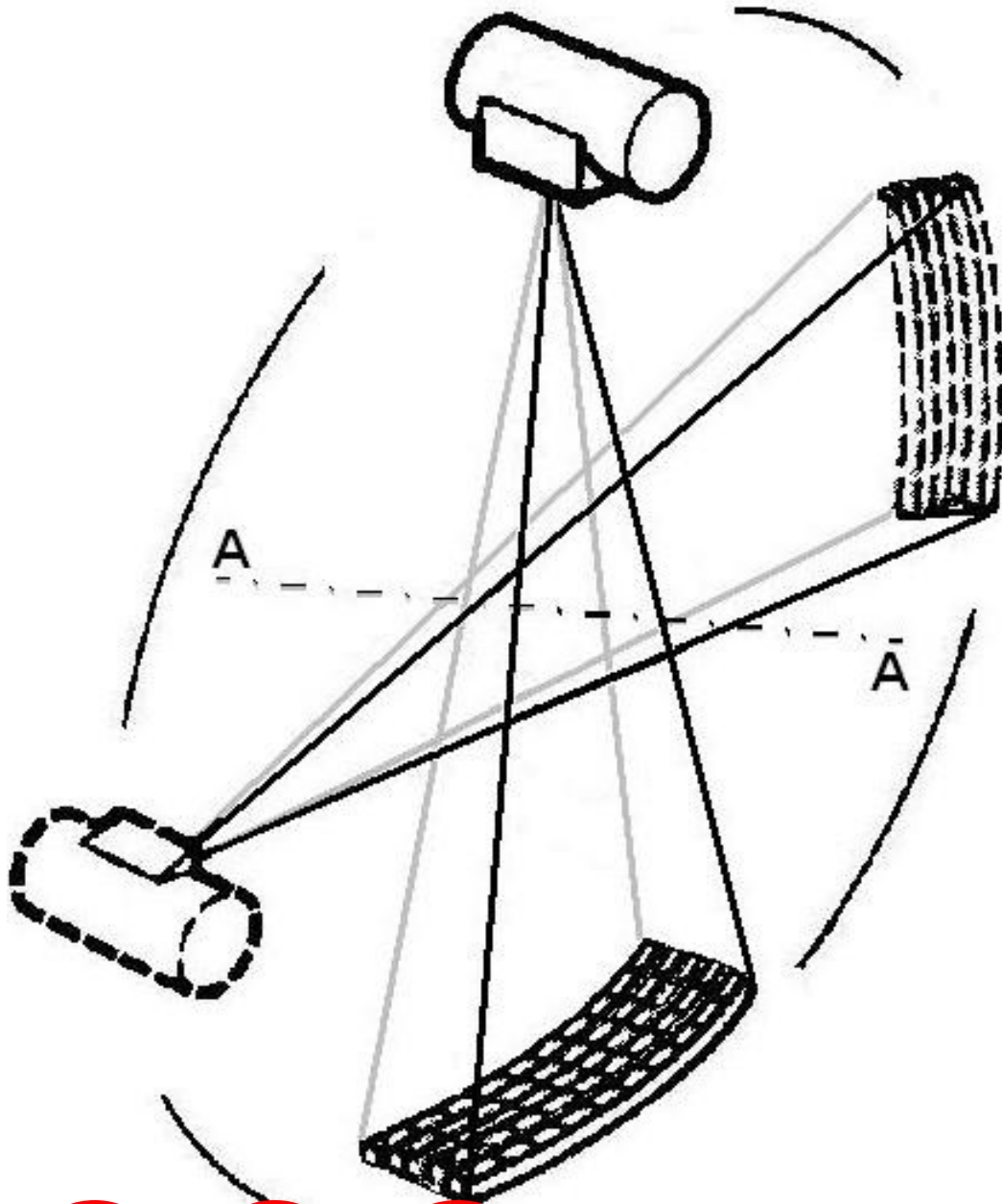
**Scyntylator +
detektor światła**



1989

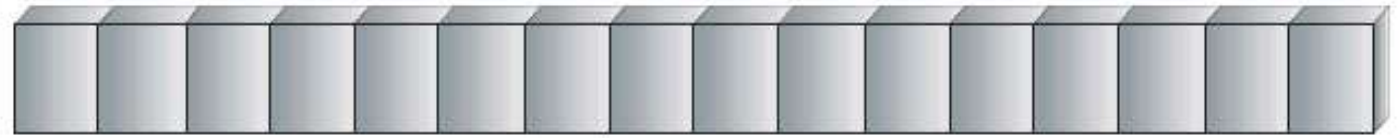
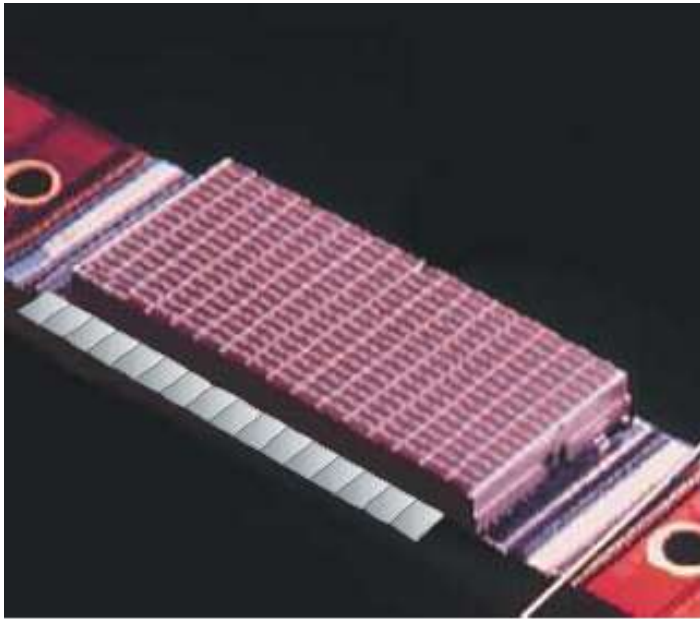


1998

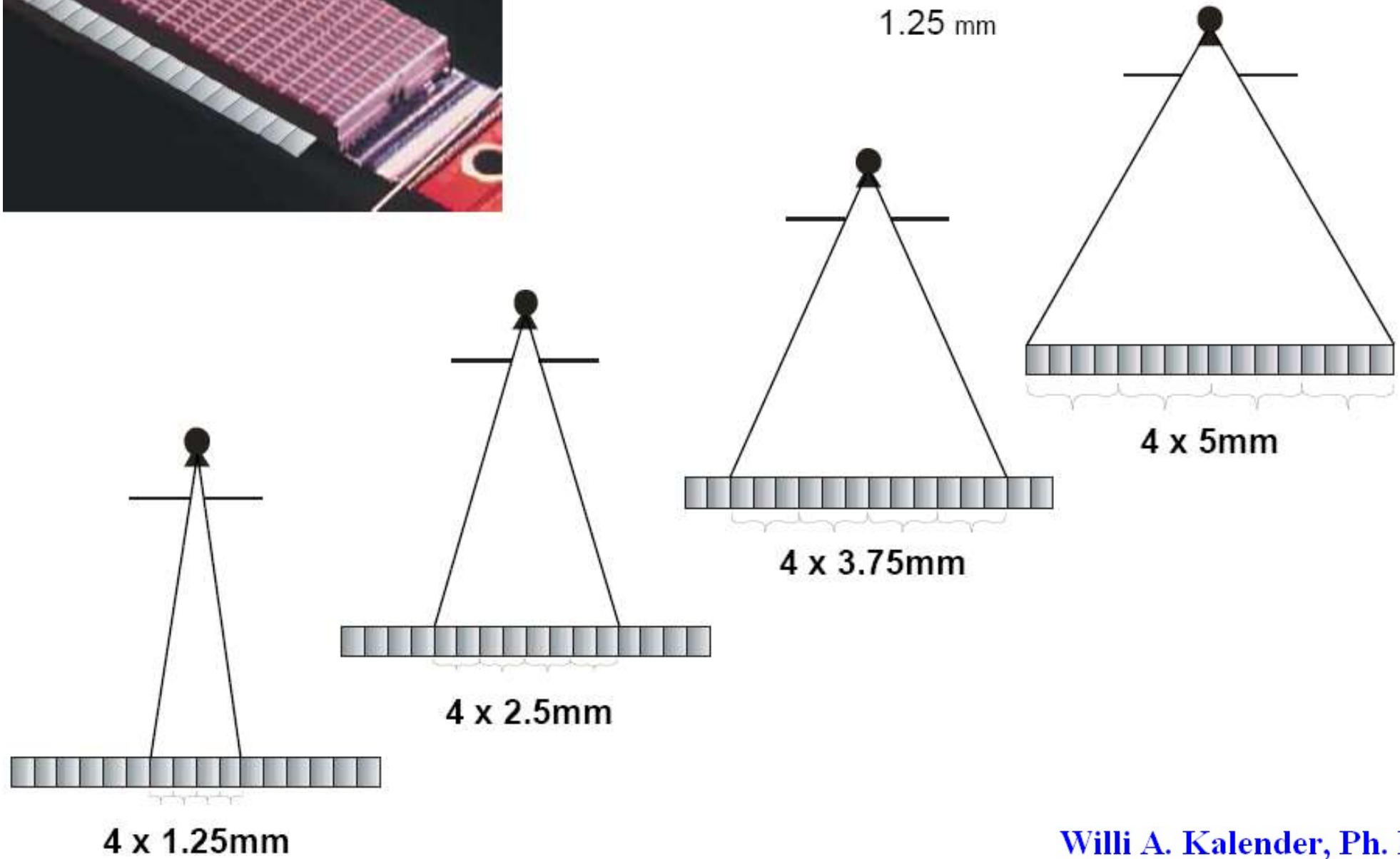


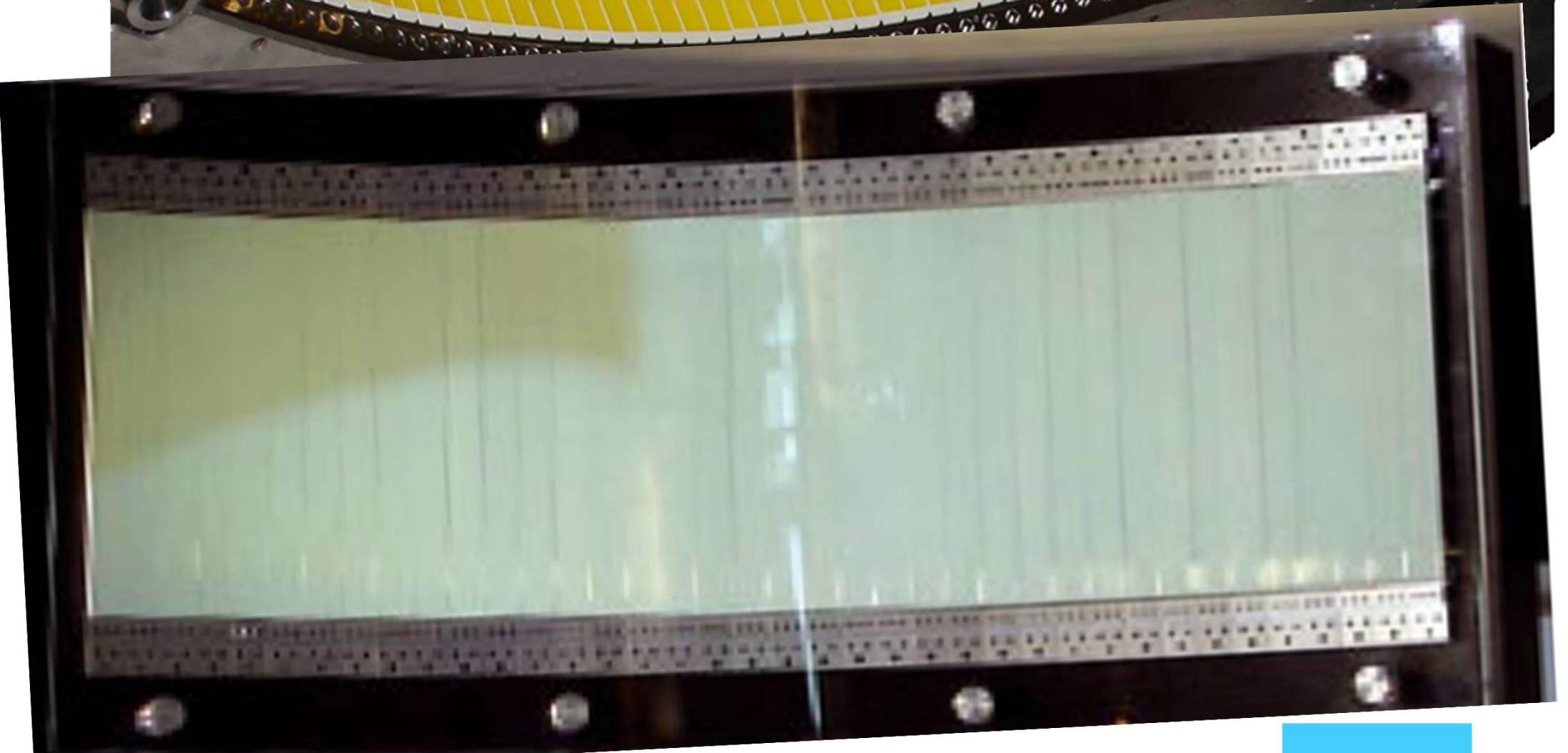
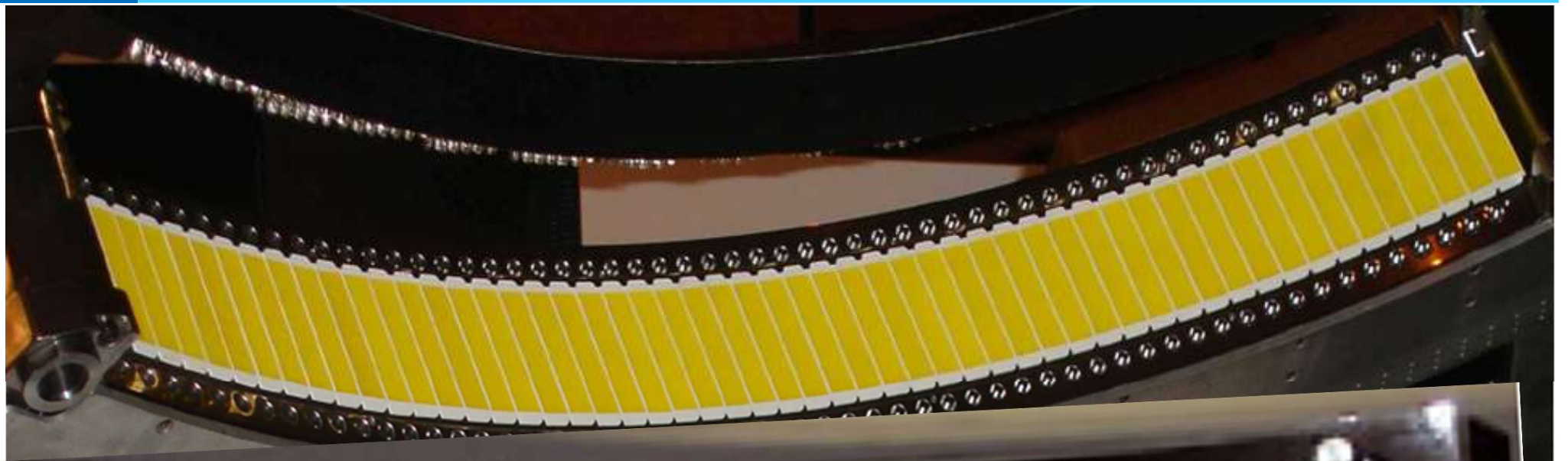
1998

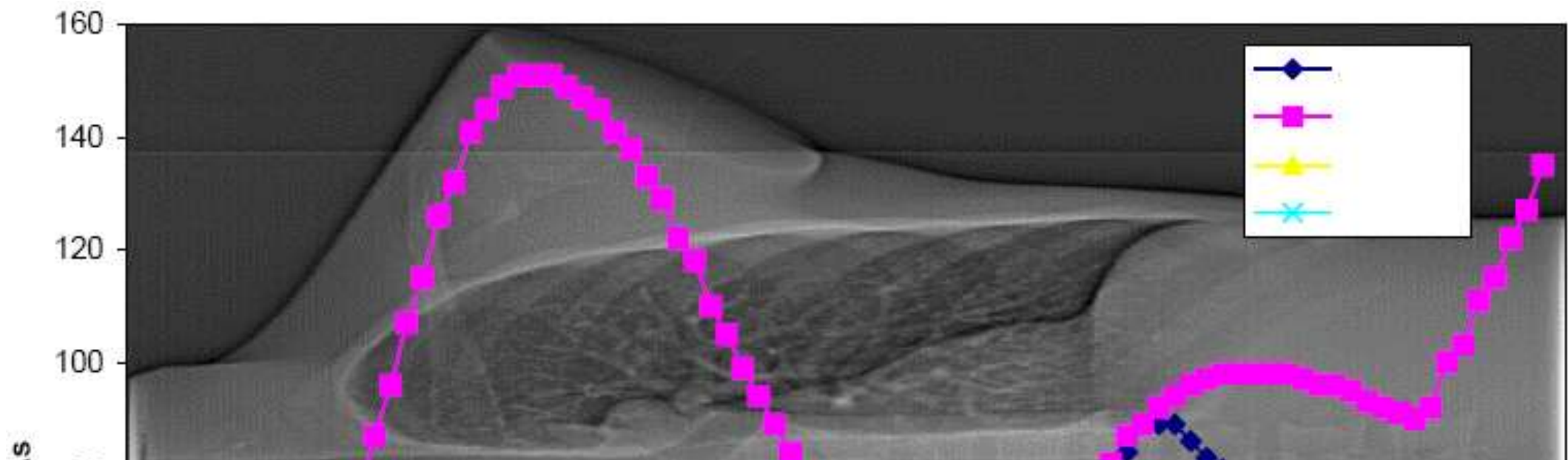
Detektory matrycove



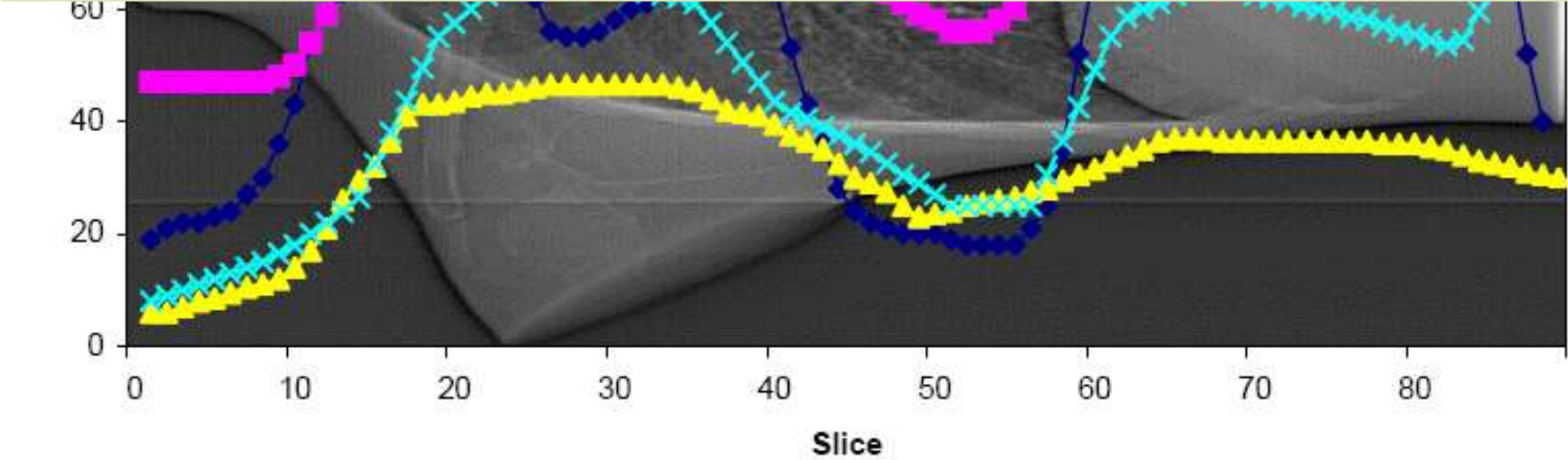
1.25 mm

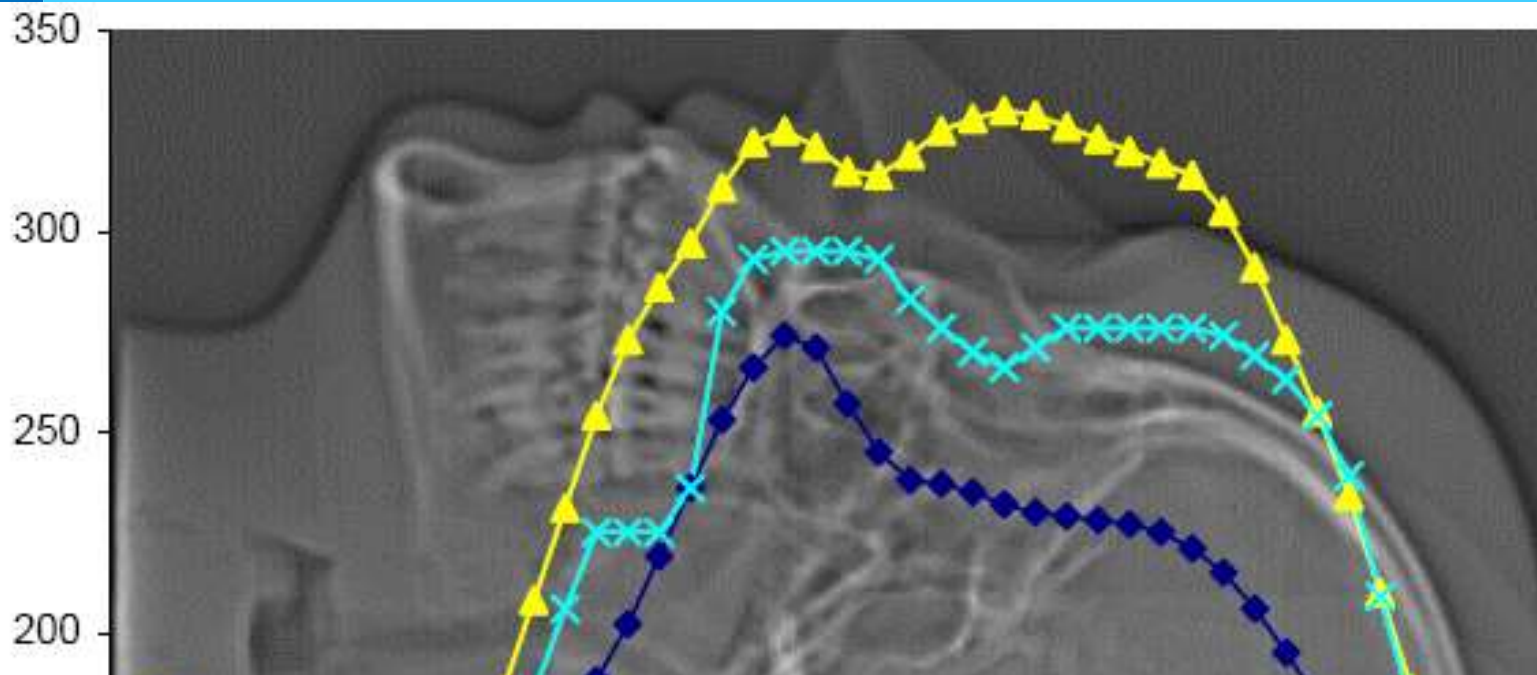




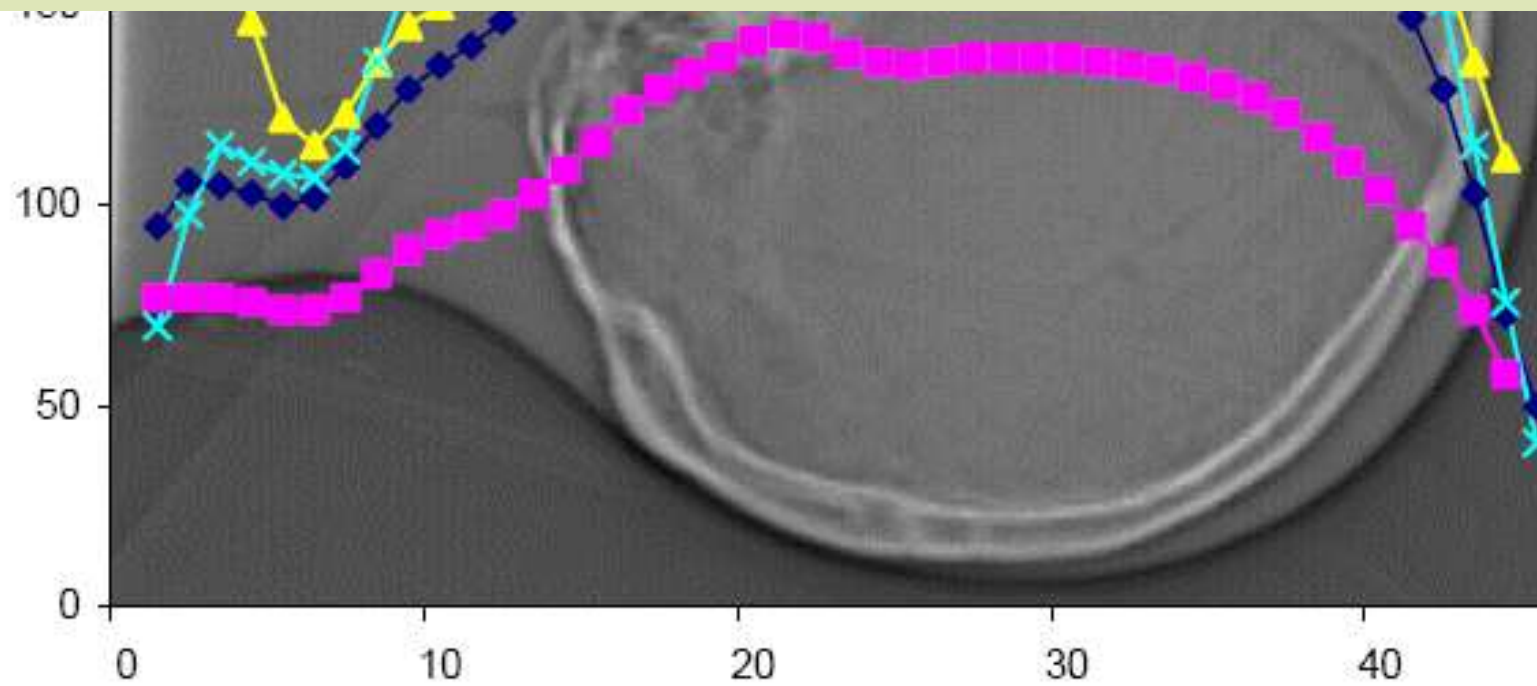


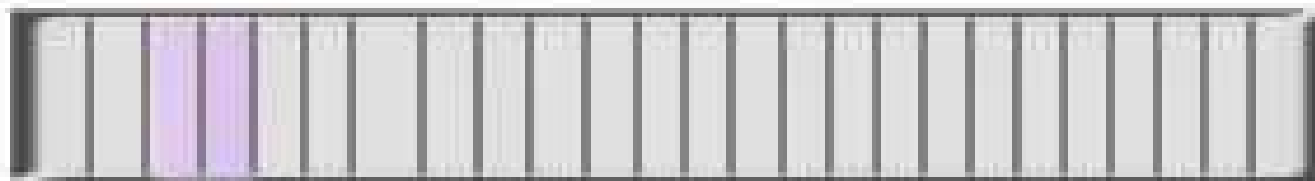
Automatyka ekspozycji wzdłuż osi długiej





Automatyka ekspozycji wzdłuż osi długiej

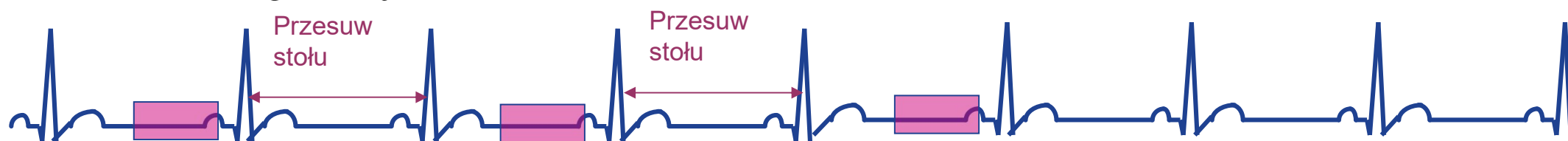




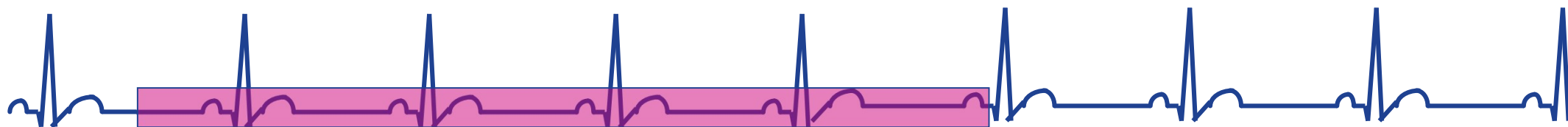
Low mA

High mA

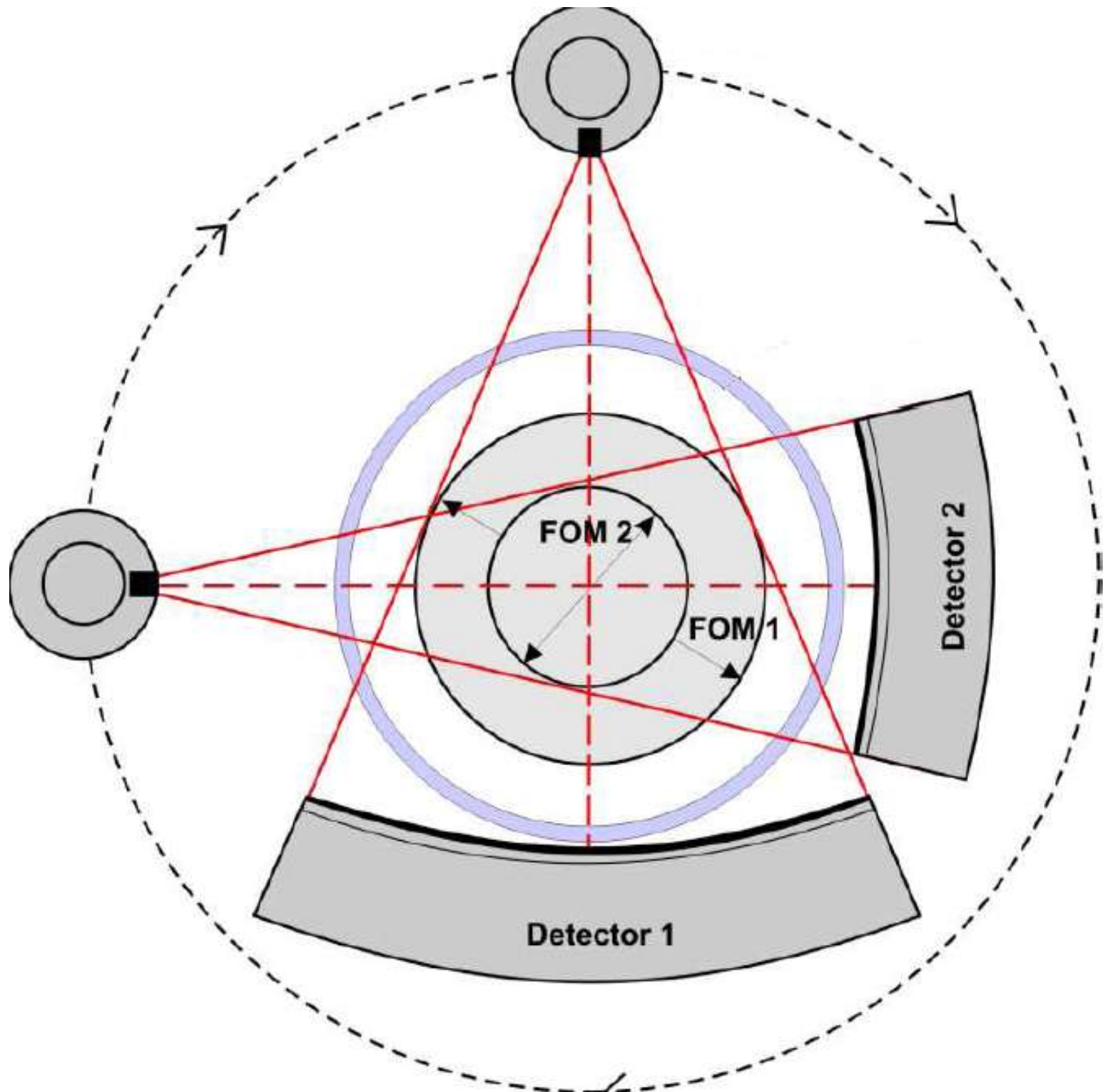
Skan aksjalny

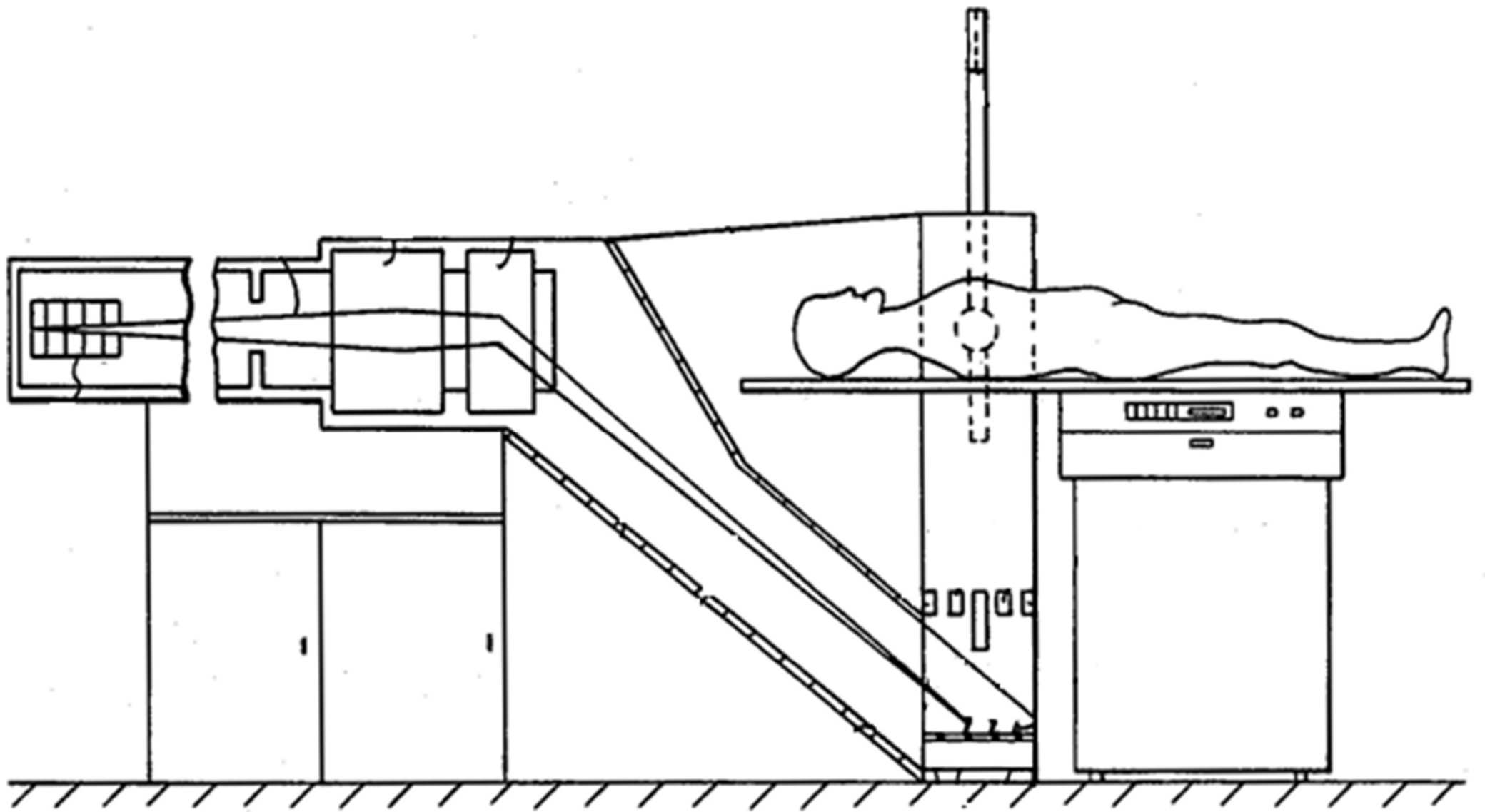


Standardowe skanowanie helikalne



Różnica w dawce ~ 70 %





Fundusze Europejskie



Fundusze Europejskie



Rzeczpospolita
Polska

Dofinansowane przez
Unię Europejską

