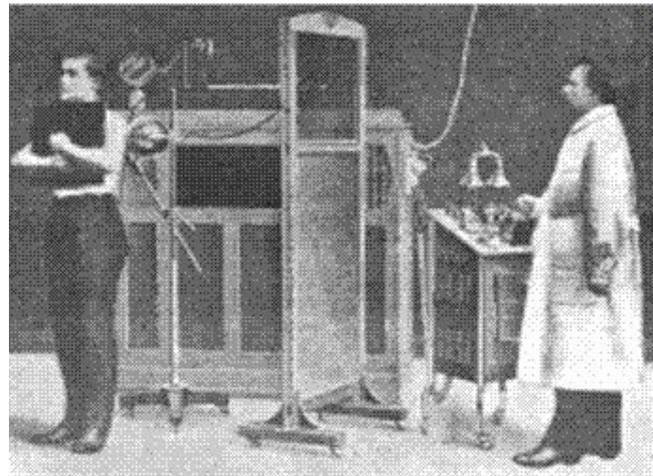


# Контроль качества в рентгенодиагностике



**ТОЛЬКО ДЛЯ**  
**ИСПОЛЬЗОВАНИЯ**  
**В УЧЕБНЫХ**  
**ЦЕЛЯХ!!!!!!!**



***Ярына Д.В.***

**+7(903) 748-00-15**

## ПЕРВООТКРЫВАТЕЛИ...



*W. C. Röntgen*

**Вильгельм К. Рентген**

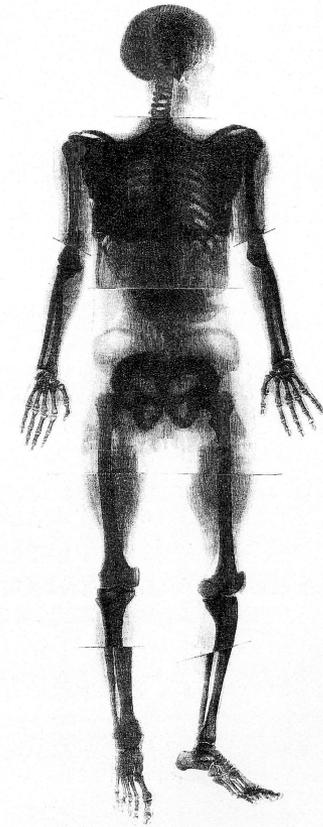
( 27.03( 27.03.1845 - 10.02.1923 года)

немецкий физик, удостоенный в 1901 г. Нобелевской премии по физике за открытие лучей, названных его именем

Снимок руки Фрау Берты Рентген 22.12.1895 (слева) и снимок профессора von Kölliker am 23.1.1896 (справа) сделаны в Физическом институте Университета Вюрцбурга



Hand des Anatomen Geheimrath von Kölliker in Würzburg.  
Im Physikalischen Institut der Universität Würzburg  
am 23. Januar 1896 mit X-Strahlen aufgenommen  
Professor Dr. W. C. Röntgen.



Die Durchdringung eines Menschen mittels Röntgen-Strahlen.  
Die abgebildete Person ist ein Mann, der sich in Würzburg befindet.

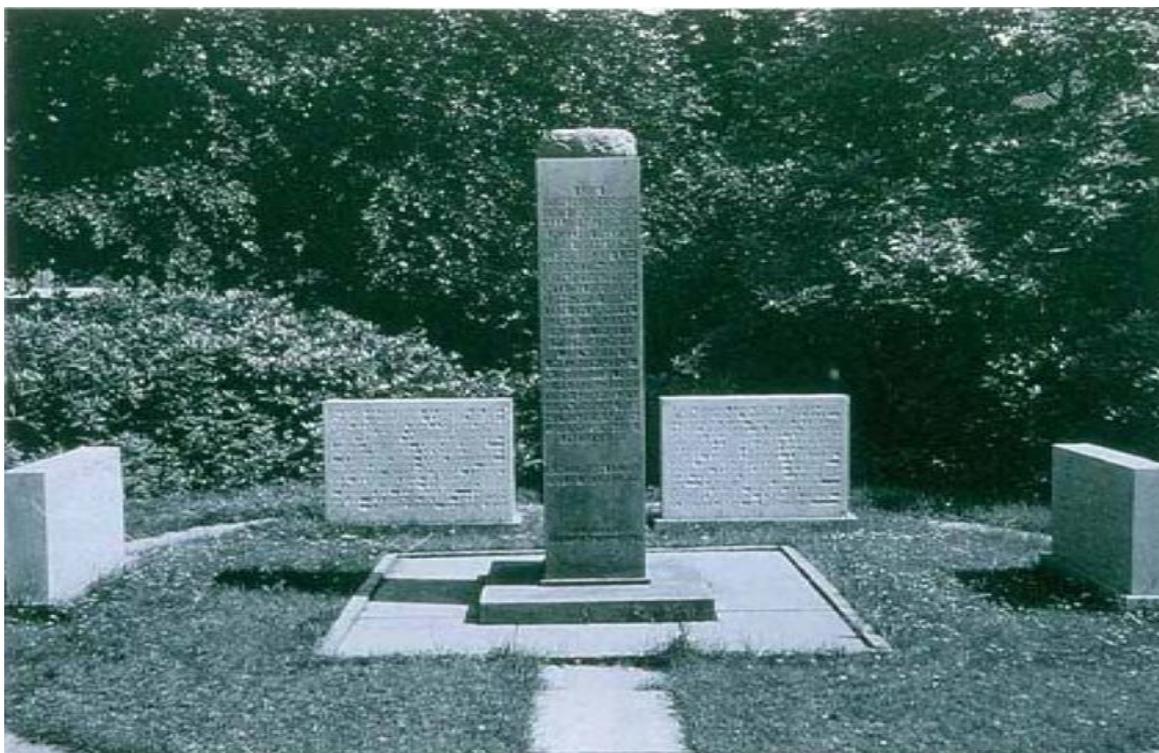


Рентгеновский снимок пациента, Zehnder 1896 год

# Итог:

В 1936 году в больнице Св. Георга в Гамбурге установлен памятник с именами 159 врачей и ученых отдавших свою жизнь исследованиям рентгеновских лучей и радиоактивных элементов

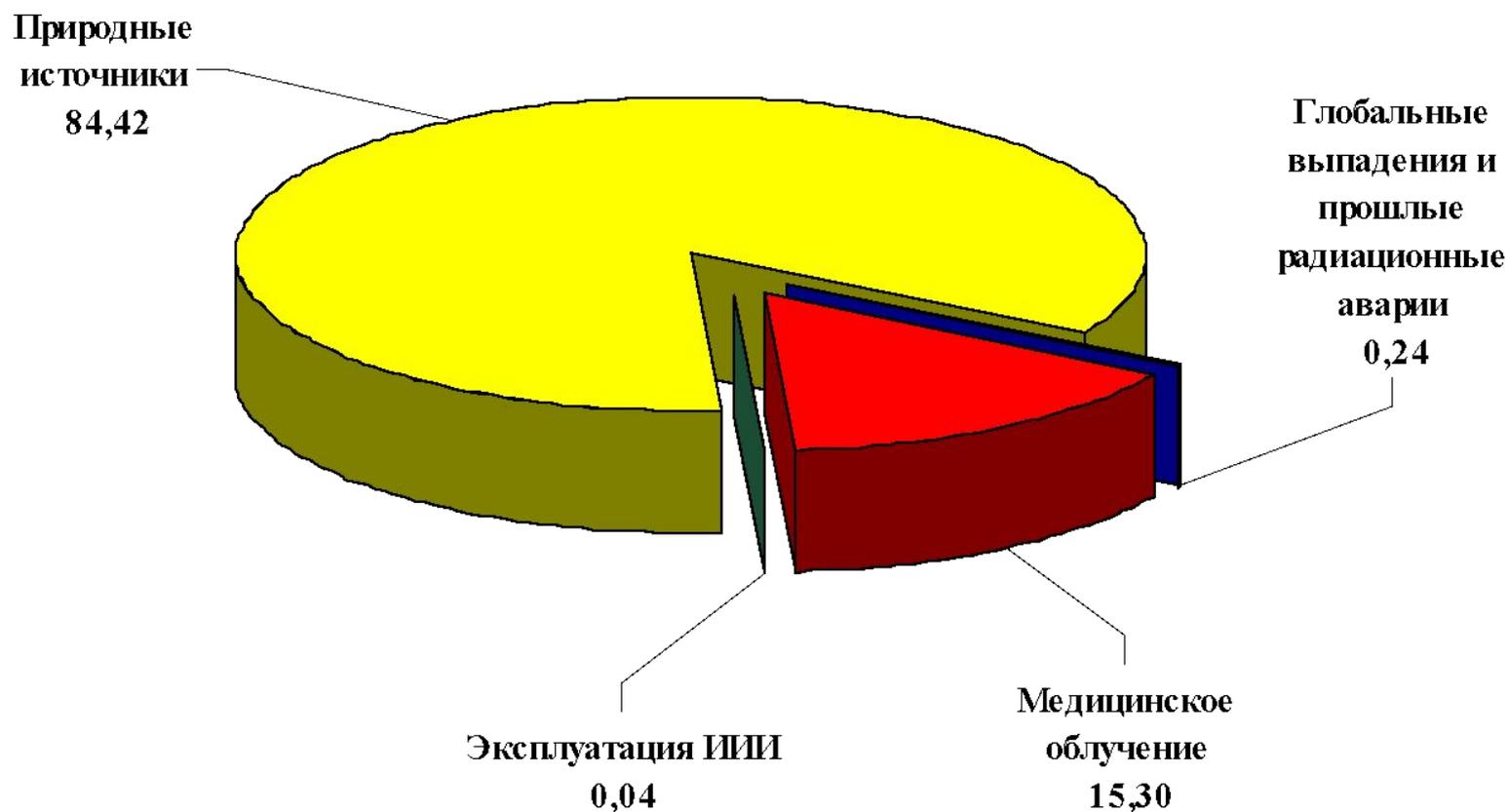
Denkmal aus dem Jahr 1936 am St. Georgs Krankenhaus in Hamburg mit den Namen von 159 Ärzten, Wissenschaftlern und anderen, die aufgrund des Umgangs mit Röntgenstrahlung und Radium ihr Leben ließen.



# Вклад различных видов облучения населения Российской Федерации в коллективную дозу

( по данным ЕСКИД )

(%):



**Общепризнанно, что именно медицинское облучение располагает наибольшими резервами оправданного снижения индивидуальных, коллективных и популяционных доз.**

**Эксперты ООН подсчитали, что уменьшение доз медицинского облучения всего на 10%, что вполне реально, по своему эффекту равносильно полной ликвидации всех других искусственных источников радиационного воздействия на население, включая атомную энергетику.**

**Для сравнения можно отметить, что доза облучения для населения страны от Чернобыльской аварии за 50 лет оценивается величиной не более 150 тысяч человеко-Зв, то есть равной годовой дозе медицинского облучения.**

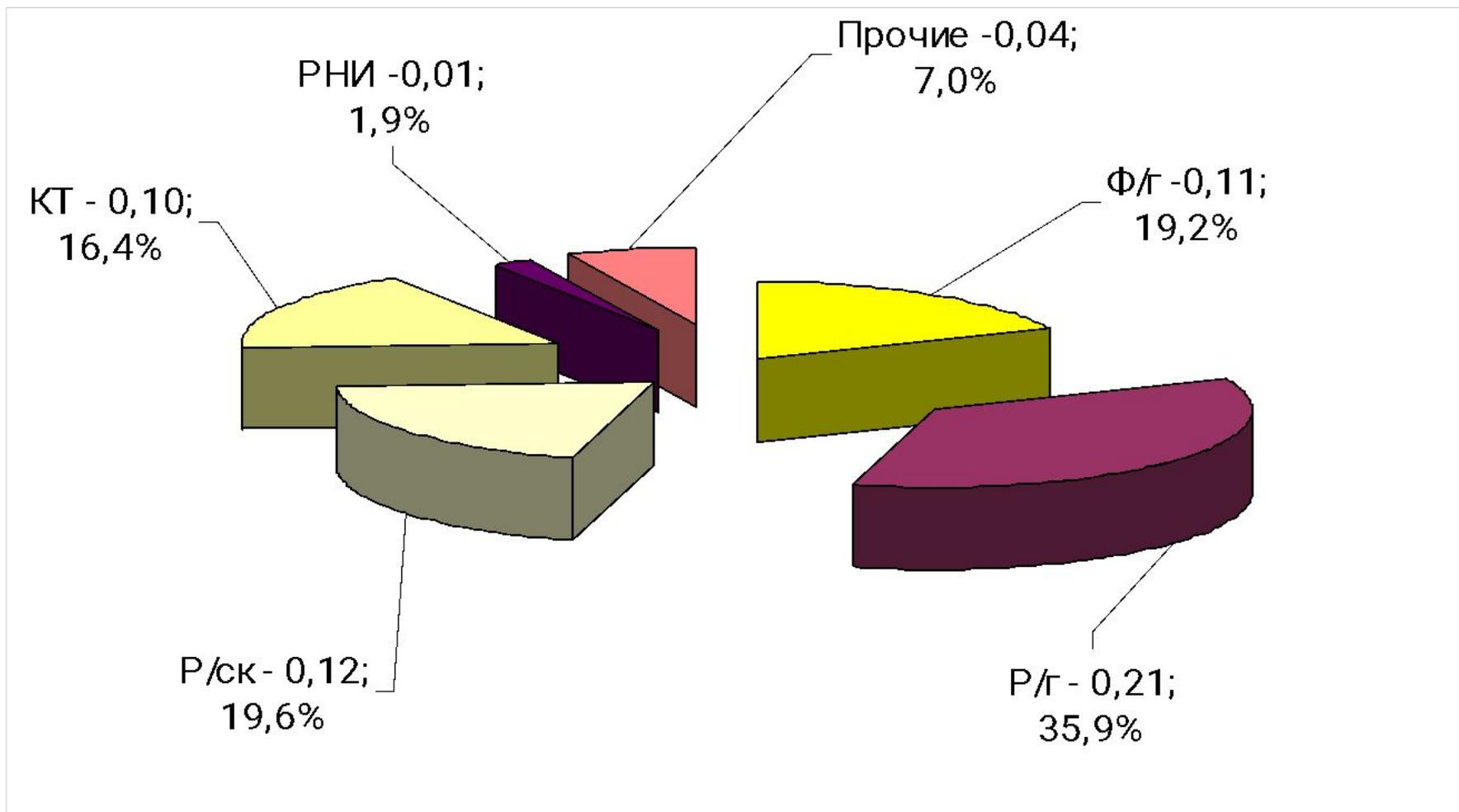
**Да. Польза от лучевых методов исследования несомненна.**

**Но так ли безобидны эти исследования?**

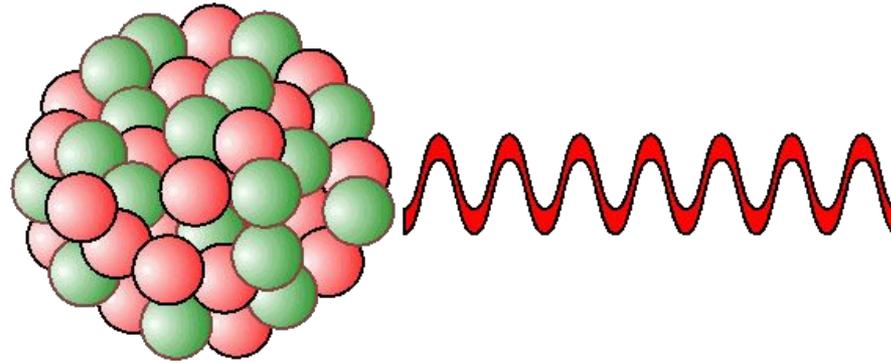
- **Если следовать общепринятой линейной концепции биологического действия ионизирующей радиации на организм человека, то полученные за 2005 год дозы облучения населения России могут привести в последующие годы жизни облученных к возникновению онкологических заболеваний:**
  - **За счет всех предыдущих радиационных аварий, в том числе Чернобыльской – 112 случаев;**
  - **За счет эксплуатации всех техногенных источников ионизирующего излучения – около 14 случаев;**
  - **От медицинского облучения - около 18 тысяч дополнительных случаев раковых заболеваний.**
  - **Причем около 41,1% (7,5 тысяч) от этого числа приходится на дозу облучения за счет флюорографических исследований.**

# Структура распределения доз медицинского облучения населения России

(по данным ЕСКИД - форм гос. стат. наблюдения № 3-ДОЗ) (мЗВ,%):



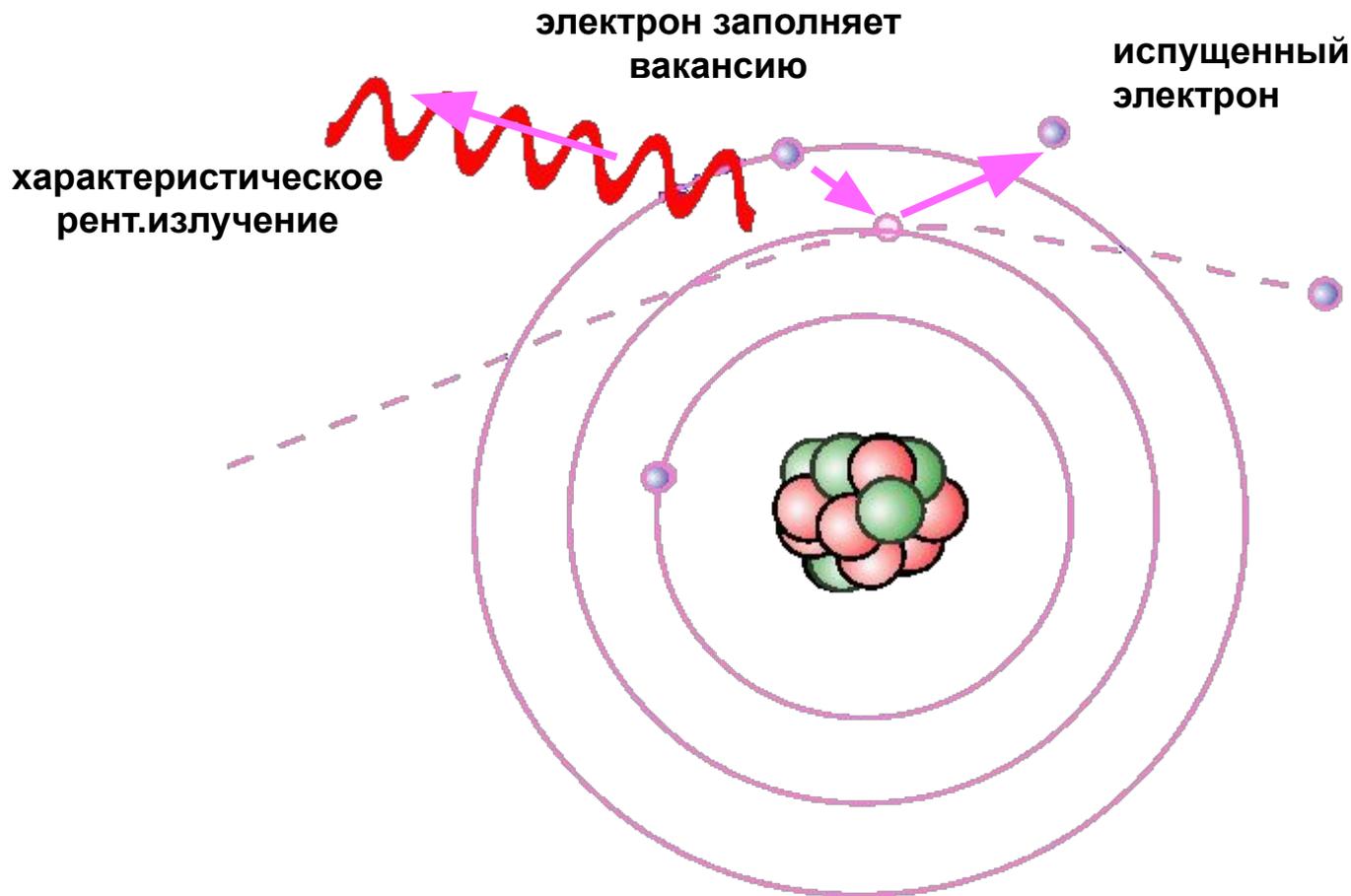
# Гамма-излучение

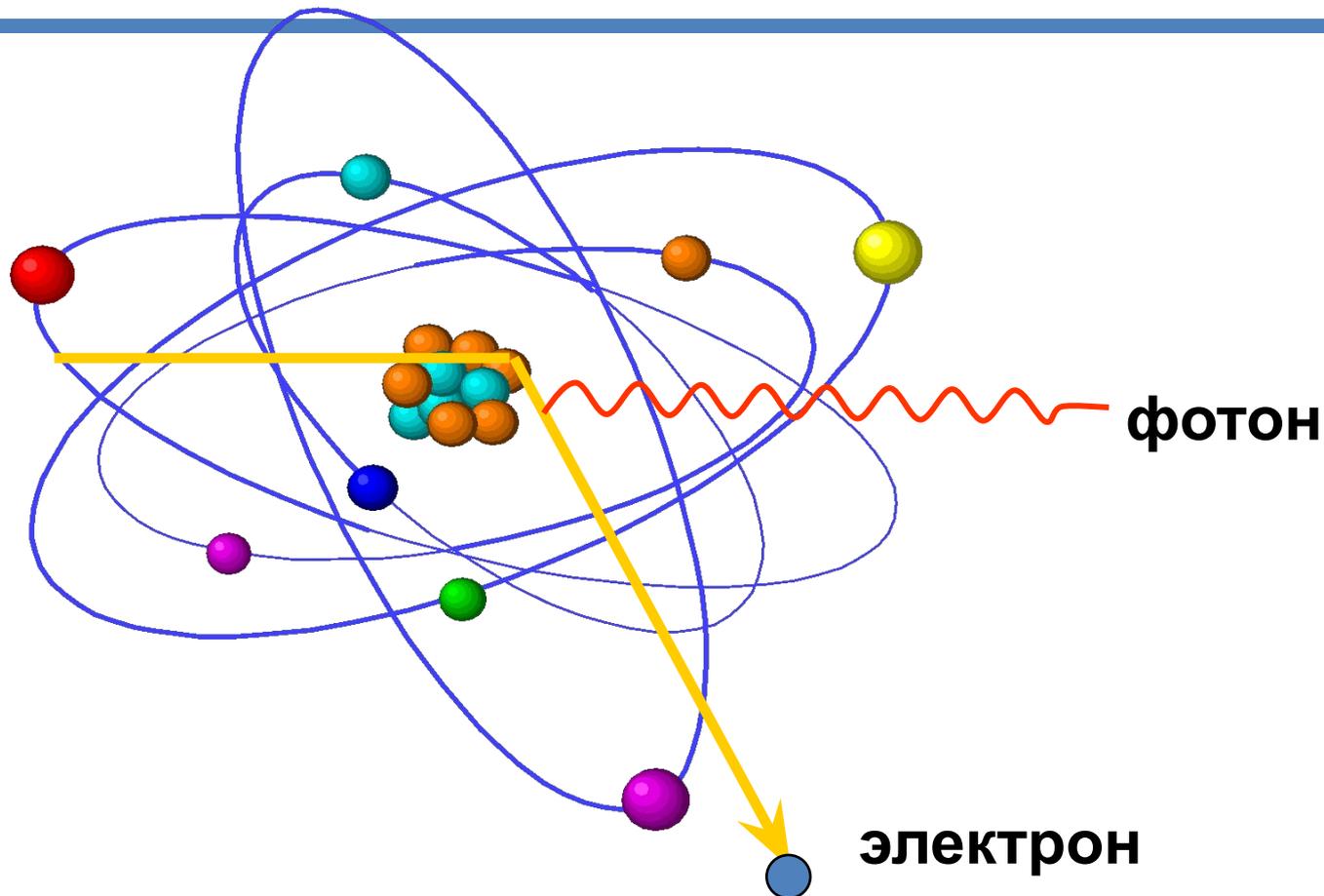


- **Моноэнергетическое гамма-излучение испускается ядрами возбужденных атомов при радиоактивном распаде**
- **Освобождает ядра от избыточной энергии**
- **Имеет характерные энергии которые могут быть использованы для идентификации радионуклидов**

# Рентгеновское излучение

- Каждый атом имеет характерный только для него набор энергетических уровней, и, таким образом, спектр рентгеновского излучения, возникающего вследствие образования вакансии, является характеристикой атома, а рентгеновское излучение называют **характеристическим рентгеновским излучением**

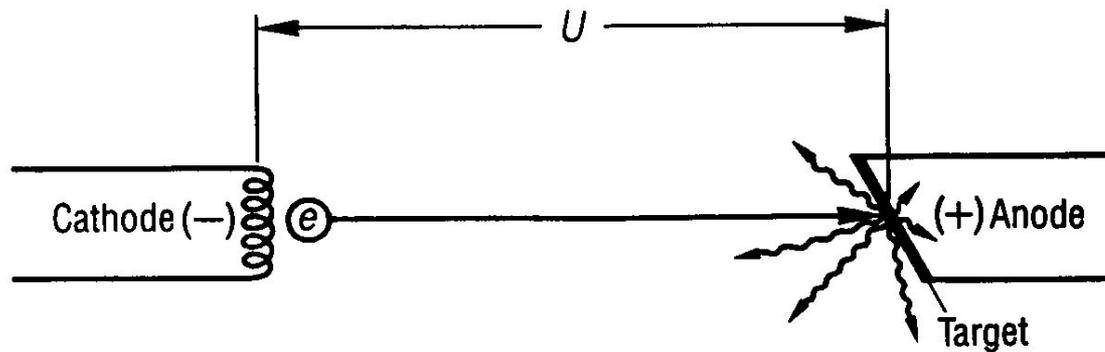




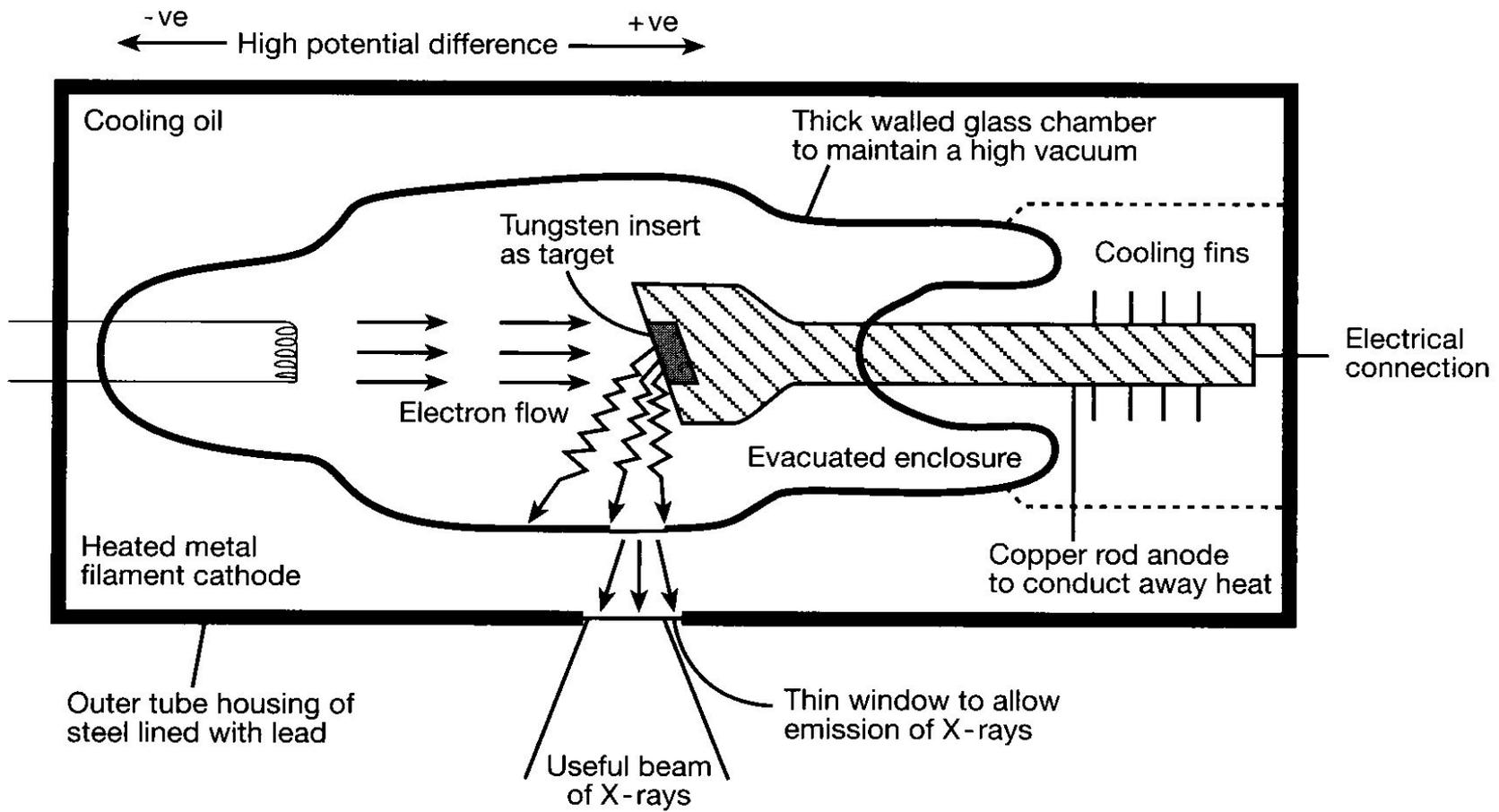
**Электрон проходя близко к ядру  
ускоряется (тормозится) и меняет  
направление движения, в результате чего  
испускается тормозное рентгновское  
излучение**

# Физические аспекты

- Электроны испускаются катодом
- Электроны ускоряются в электромагнитном поле
- Взаимодействие в мишени
  - Тормозное излучение
  - Характеристические линии (линейный спектр)
  - Эффективность менее 5% (95% в тепло)



# Рентгеновский излучатель



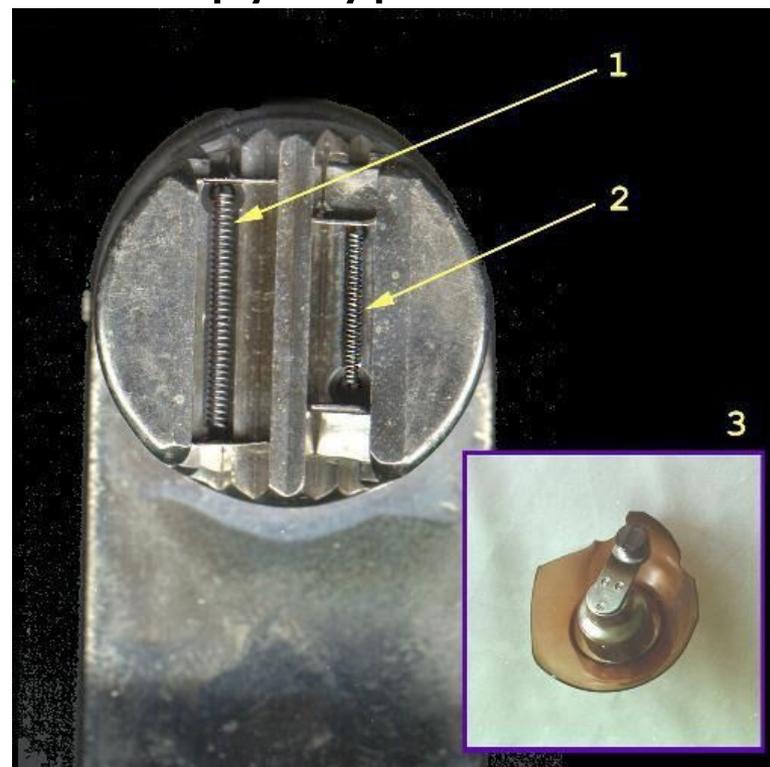
# Основные компоненты:

## Корпус



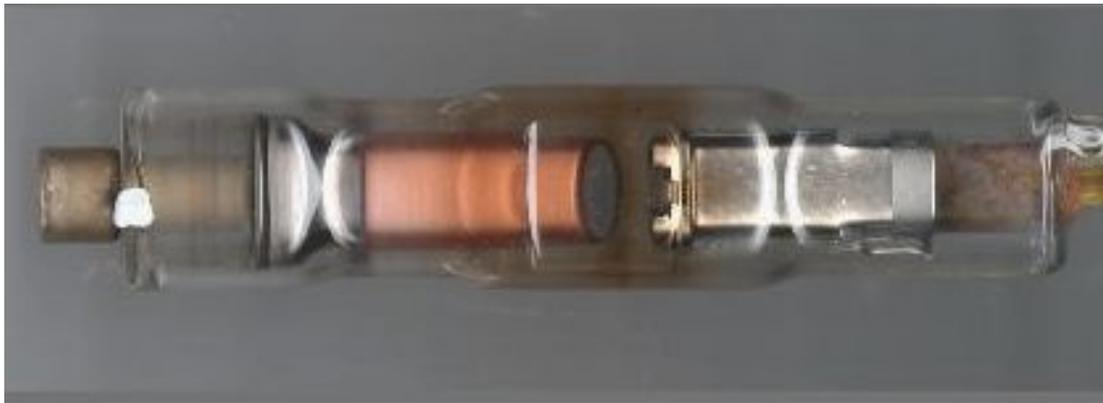
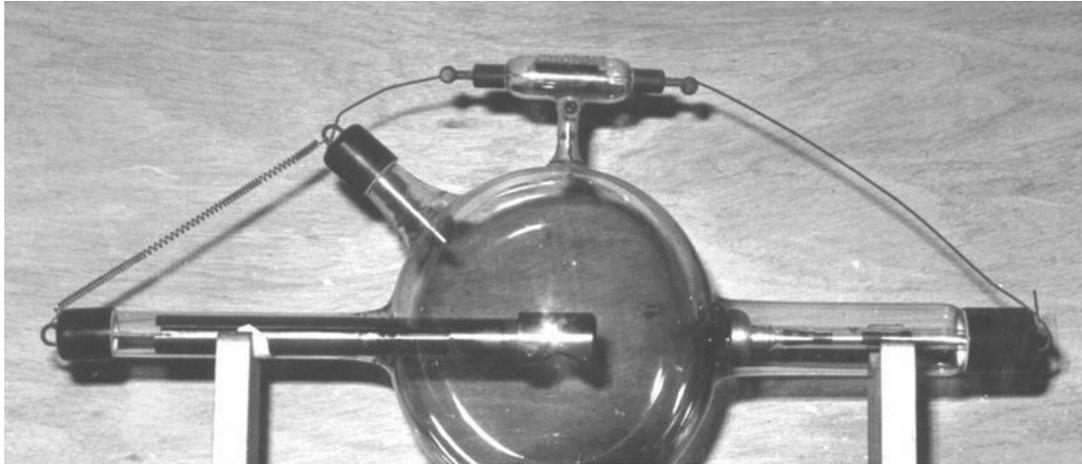
1: фокальное пятно

## Структура катода



1 : длинная W нить  
2 : короткая W нить  
3 : катод

# Трубки



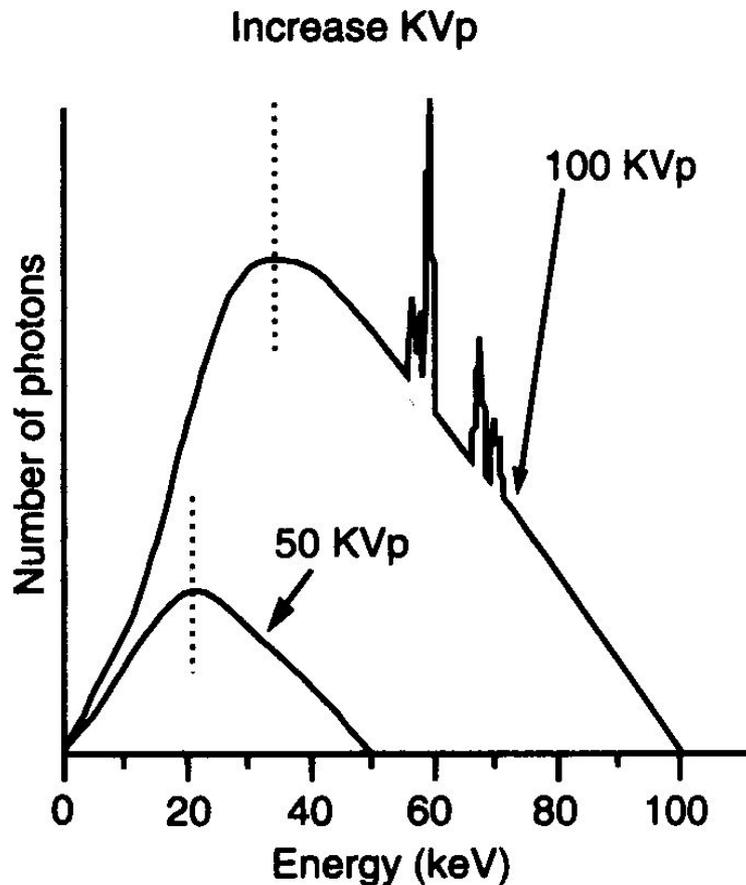
# Зависимость дозы от параметров генерирования излучения

Поглощенная доза в воздухе на расстоянии  $r$  от фокуса рентгеновской трубки :

$$D \approx i \cdot t \cdot u^n \cdot z / r^2, \text{ мГр}$$

- $i$  - сила анодного тока, мА;
- $t$  - длительность экспозиции, с;
- $U^n$  - анодное напряжение, кВ;
- $Z$  - атомный номер материала анода.
  
- Произведение  $i$  на  $t$  называется количество электричества  
 $Q = i \cdot t, \text{ мАс}$
- Поглощенная доза  $D$  линейно зависит от  $Q$  и нелинейно от величины анодного напряжения  $u^n$
  
- Показатель степени  $n$  может принимать значение от 2-х до 5-и в зависимости от фильтрации и формы анодного напряжения

# Эффект изменения $kV_p$

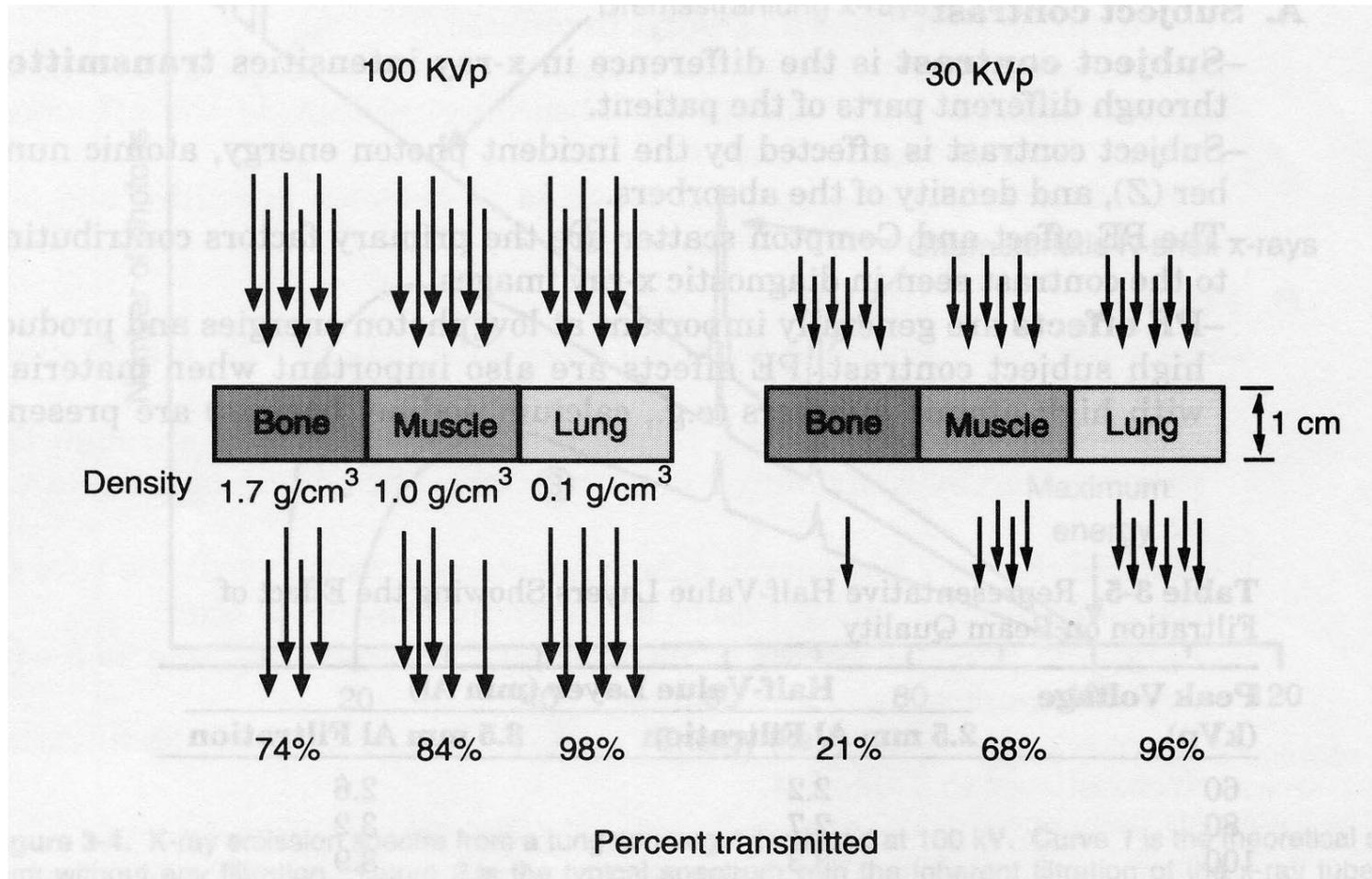


КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ  
изменения и  
КАЧЕСТВЕННЫЕ  
изменения

- смещение спектра в  
сторону более высоких  
энергий

- появление  
характеристических линии

# Рентгеновское излучение в человеческом теле



# Важность правильного выбора kV

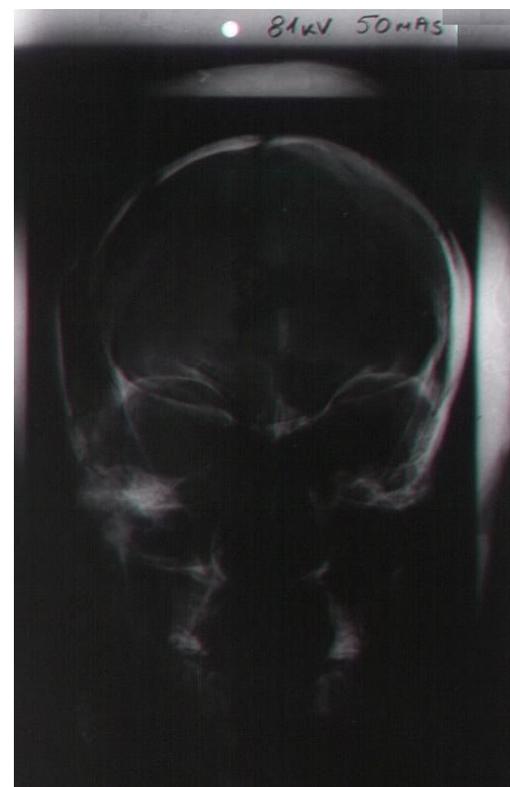
**60 kV - 50 mAs**



**70 kV - 50 mAs**



**80 kV - 50 mAs**



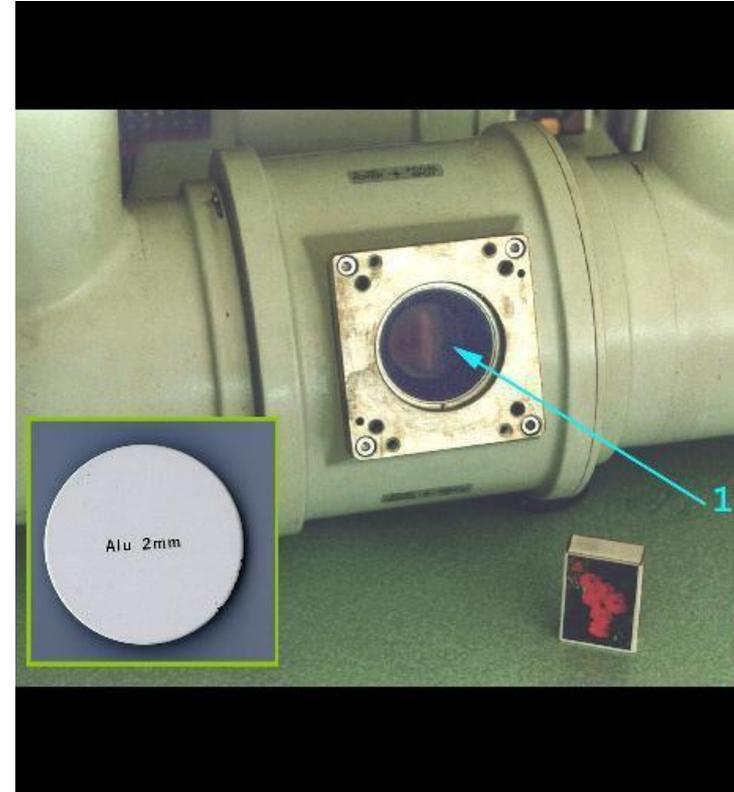
Одинаковые mAs при различных kV :  
от хорошего к плохим снимкам

# Внутренняя фильтрация

Собственная фильтрация:

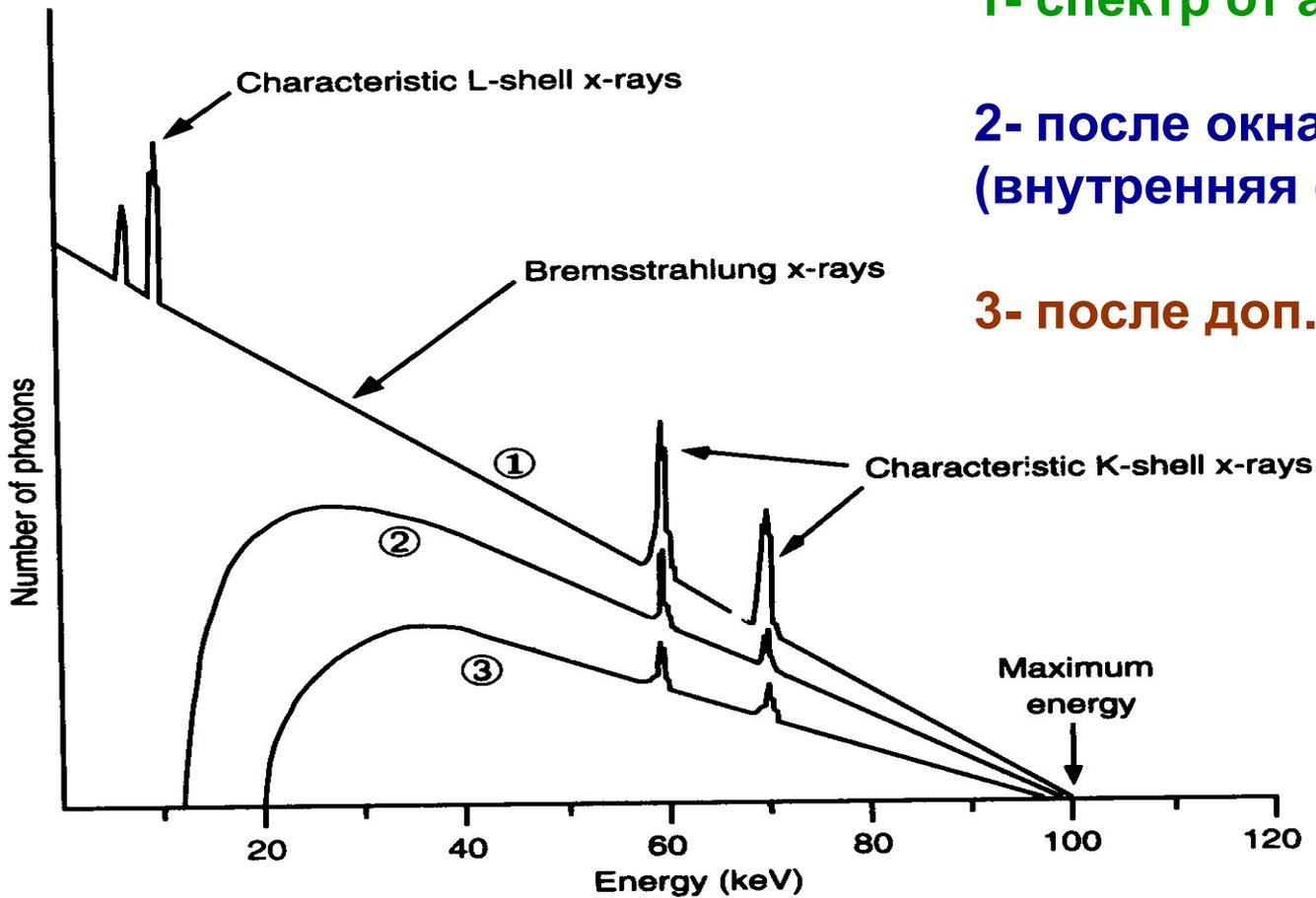
- стеклянная колба
- охлаждающее масло
- выходное окно

Фильтрация, выражается в эквивалентной толщине Al (мм Al)



*1- выходное окно на корпусе трубки*

# Фильтрация

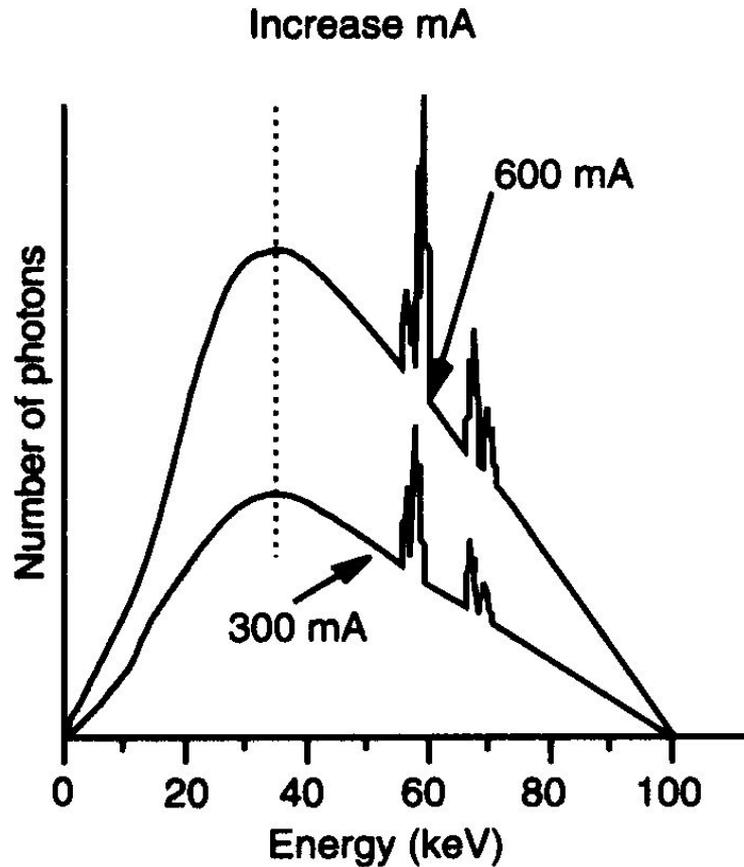


1- спектр от анода

2- после окна трубки  
(внутренняя фильтрация)

3- после доп. фильтрации

# Изменение тока



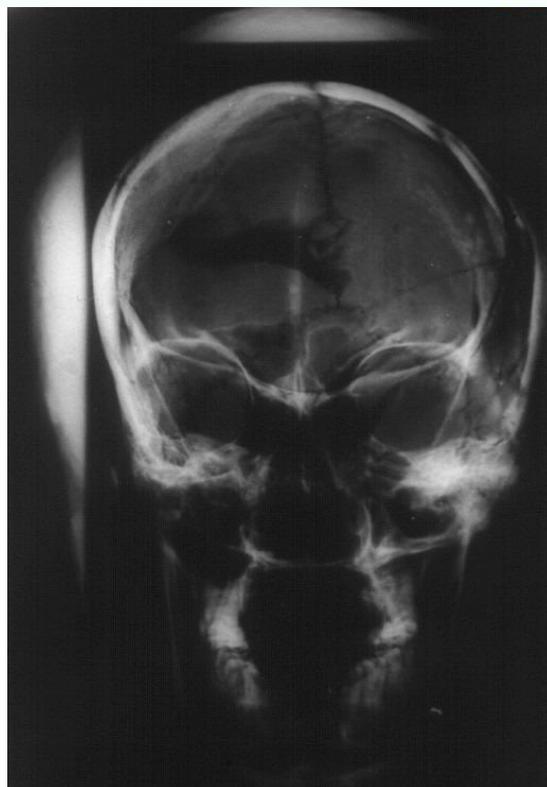
**КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ** изменения  
не приводит  
к изменению **КАЧЕСТВА** пучка

**Еэфф. не меняется**

# Изменение экспозиции



70 kV- 50 mAs



70 kV- 80 mAs



70 kV- 25 mAs

Экспозиция в рентгенологии –

это количество электричества, прошедшее через рентгеновскую трубку за время снимка.

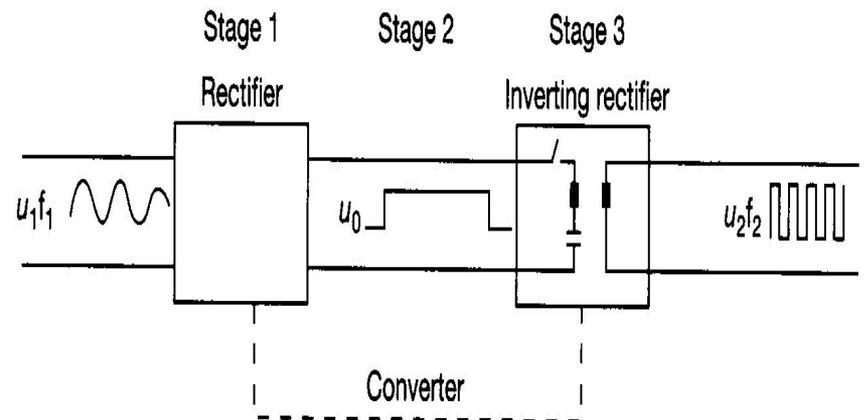
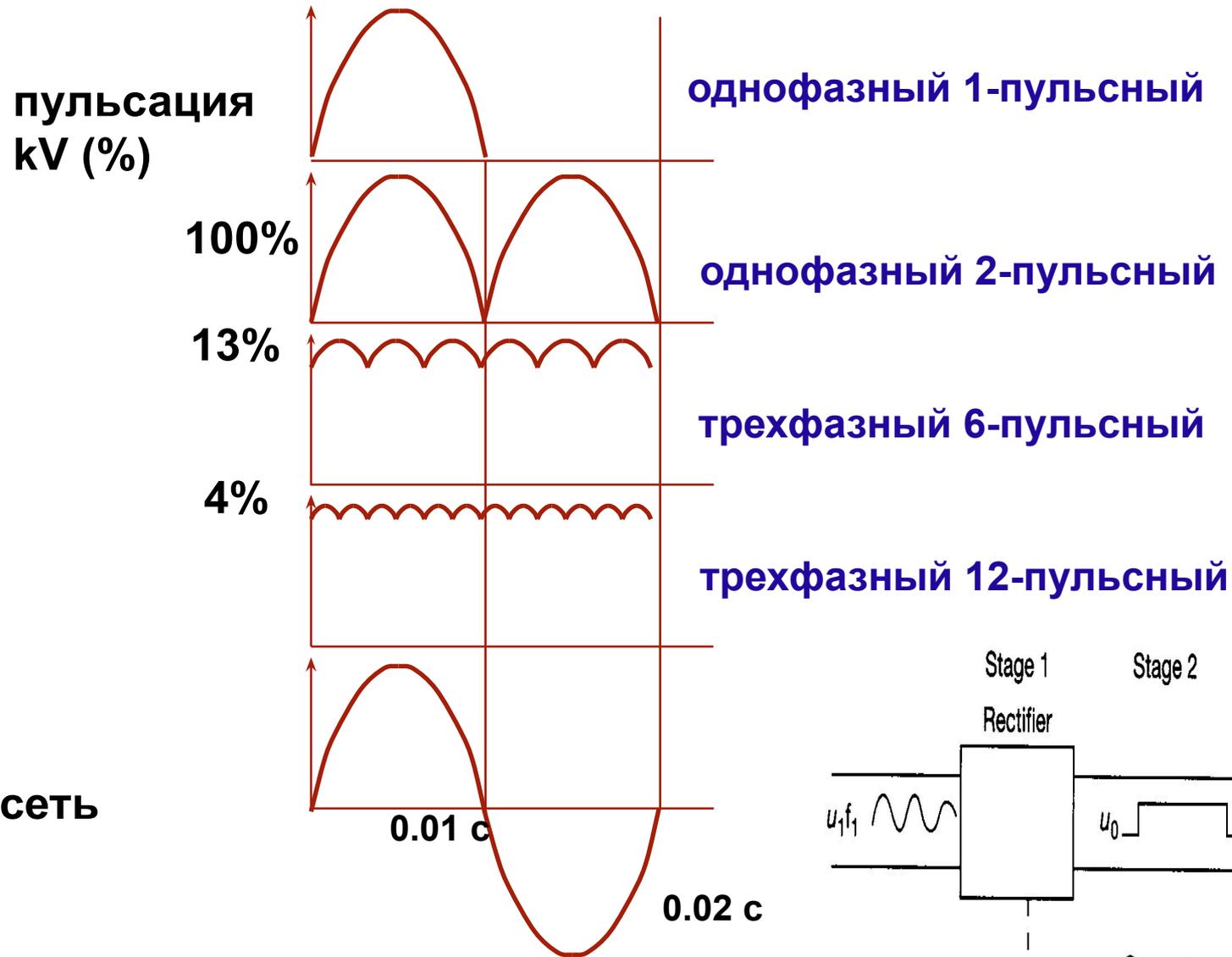
Одна и та же экспозиция может быть создана при различных сочетаниях значений силы тока и времени.

Увеличение экспозиции приводит к росту лучевой нагрузки.

# **Влияние формы сигнала или пульсации**

- **Чем больше пульсаций, тем больше фотонов низкой энергии**
- **Низкоэнергетические фотоны:**
  - **поглощаются в теле пациента или рассеиваются**
  - **доза, получаемая пациентом, увеличивается**
  - **не достигают приемника изображений**
- **Многоимпульсные генераторы снижают дозу, получаемую пациентом и обеспечивают изображения с меньшими помехами (меньше рентгеновские шумы)**

# Форма сигнала генератора

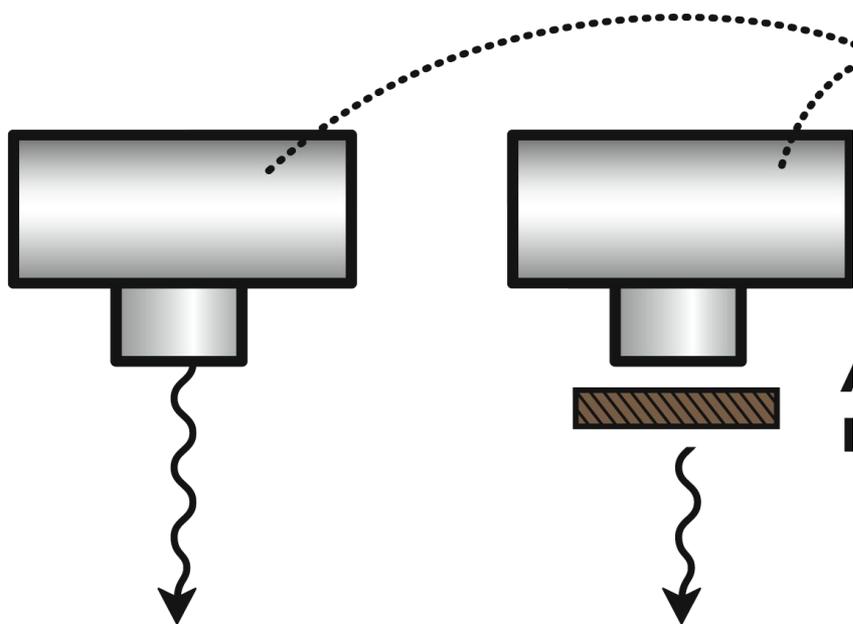


## **Пульсация увеличивает шумы**



**Левый снимок – старый генератор(с высокой пульсацией).  
Шумы ведут к потерям деталей по сравнению с совр.оборудованием**

# Слой половинного ослабления



**СПО: толщина эталонного материала, ослабляющая мощность дозы излучения на 50 %**

**СПО зависит от материала анода и энергии фотонов**

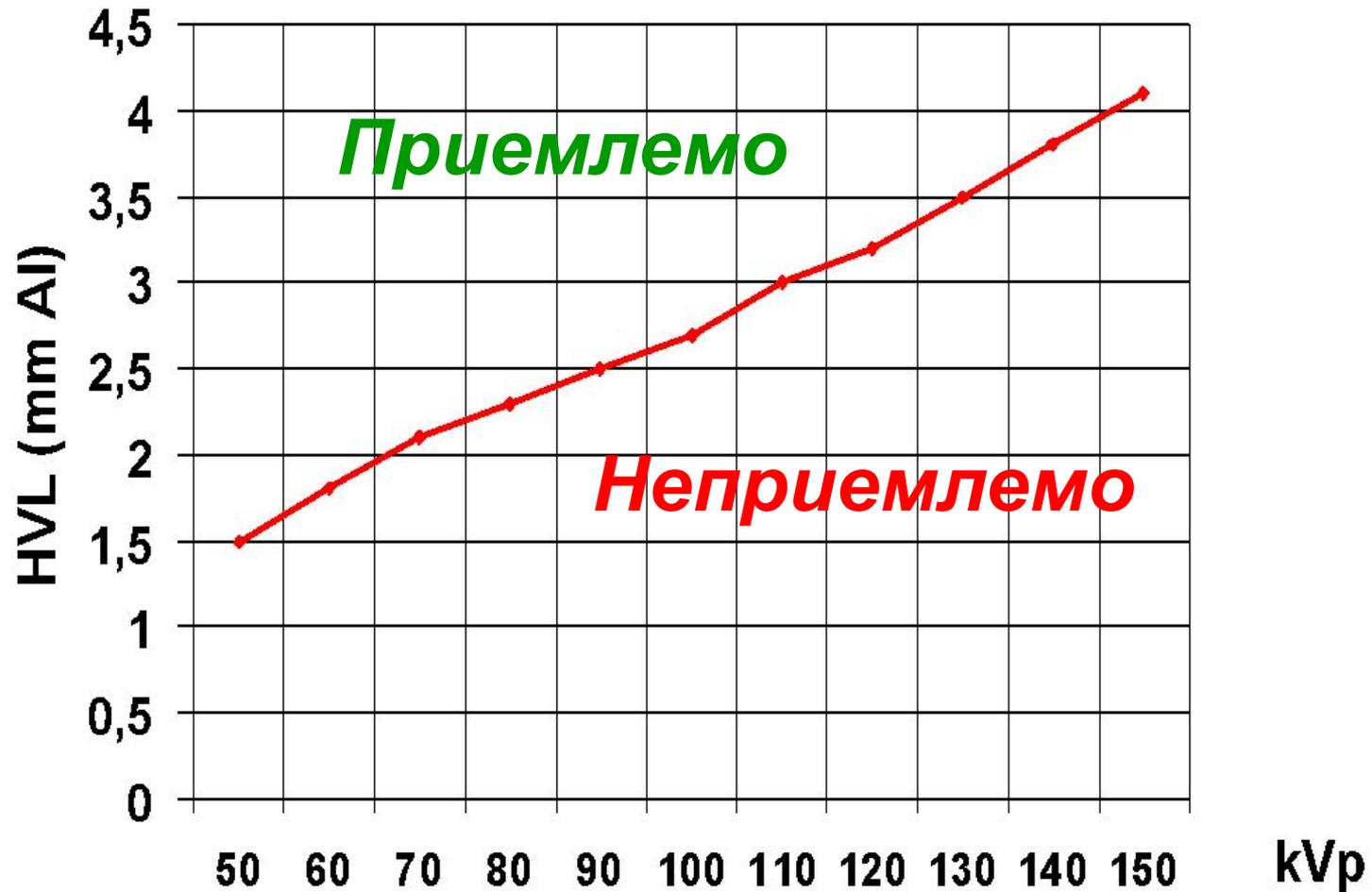
**СПО характеризует качество пучка (спектр)**

100%D

50%D

# НОРМИРУЕМЫЕ ЗНАЧЕНИЯ СПО

ГОСТ Р 50267.0.3-99 (МЭК 60601-1-2-93)



## Оценка эффективной энергии по первичному СПО для $W_0$ анода

Первый слой половинного ослабления, мм Al	Значение эффективной энергии, кэВ
1,38	25,1
2,19	30,1
5,61	41,0
7,7	51,4

# рентгенография легких у детей различного возраста, в России и Швеции

(по данным НИИ радиационной гигиены им. Рамзаева)

Проекция	Размер поля, см x см	Фокусное расстояние, см	Напряжение на трубке, кВ	мАс	Е, мкЗв
Возраст пациента 1 месяц					
Россия					
Б	13x18	100	63	10	170
Швеция					
Б	10x8	100	77	1,25	11
Возраст пациента 5 лет					
Россия					
ЗП	18x24	100	57	10	44
Б	18x24	100	63	15	100
Швеция					
ЗП	17x17	150	77	0,65	3
Б	15x17	150	77	2,0	5
Возраст пациента 15 лет					
Россия					
ЗП	30x40	100	63	10	70
Б	30x40	100	69	24	180
Швеция					
ЗП	29x29	150	120	0,9	12
Б	20x29	150	120	2,5	20

# Нормирование медицинского облучения

- Принципы ограничения радиационных воздействий в медицине основаны на получении необходимой и полезной диагностической информации или терапевтического эффекта при минимально возможных уровнях облучения
- При этом не устанавливаются ПД, но используются принципы обоснования назначения радиологических медицинских процедур и оптимизация мер защиты пациента

# **ФЗ «О радиационной безопасности населения»**

**Ст. 2. Правовое регулирование в области обеспечения радиационной безопасности**

**Ст. 9. Государственное нормирование в области обеспечения радиационной безопасности**

**Ст. 10. Лицензирование деятельности в области обращения с ИИИ**

**Ст. 11. Производственный контроль за обеспечением радиационной безопасности**

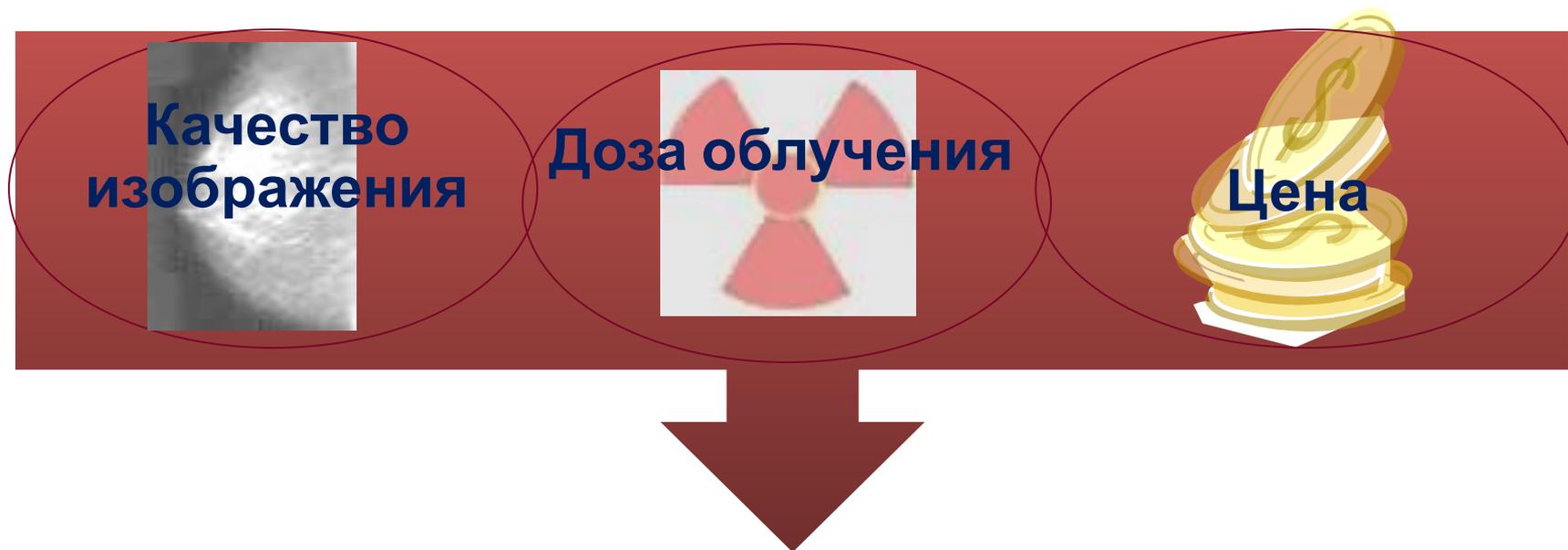
**Ст. 13. Оценка состояния радиационной безопасности (радиационно-гигиенический паспорт организации, территории)**

**Ст. 14. Требования к обеспечению радиационной безопасности при обращении с ИИИ**

**Ст. 17. Обеспечение радиационной безопасности граждан при проведении медицинских рентгенорадиологических процедур**

**Ст. 18. Контроль и учет индивидуальных доз облучения**

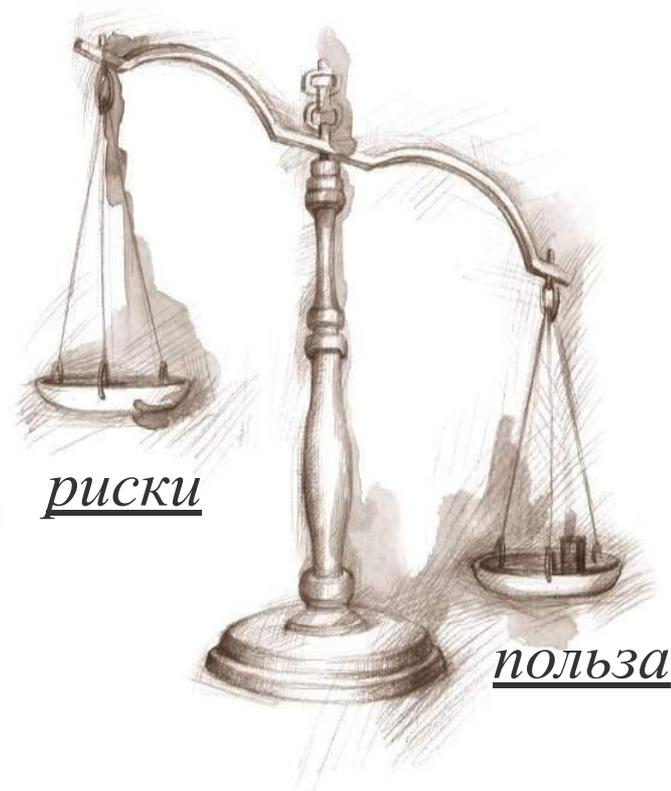
# Качество в рентгендиагностике



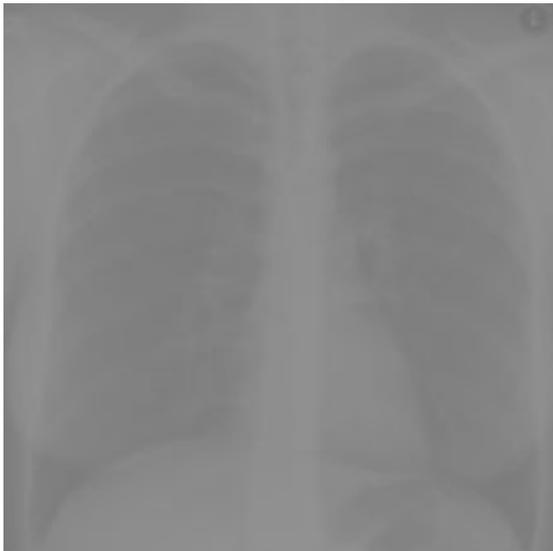
**СИСТЕМА ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА**

## Контроль качества

– это методы и деятельность оперативного характера, используемые для удовлетворения требований предъявляемых к качеству и направленные на обеспечение безопасного применения медицинской техники с достижением максимального эффекта от её использования при минимальном воздействии на человека.



**Обеспечение качества** – это комплекс планируемых и систематических мероприятий, проводимых с целью гарантированного получения ожидаемого клинического эффекта от использования медицинской техники с применением соответствующих медицинских стандартов при минимальных материальных и временных затратах и минимально возможном негативном воздействии на пациента и персонал.



# Программа контроля качества

- документ, регламентирующий конкретные меры по обеспечению контроля качества отдельных типов оборудования и методов его применения, включая административные мероприятия и технику проведения контроля качества.

Обеспечение качества рентгенологических процедур напрямую влияет на дозы облучения пациентов и является важной составляющей в обеспечении радиационной безопасности.

В настоящее время на территории РФ функционирует программа контроля качества исключительно в области радиационной безопасности и только при проведении рентгенодиагностических процедур (СанПиН 2.6.1.1192-03).

## Программа контроля качества оборудования должна включать в себя:

- контроль за медицинским оборудованием на этапе производства
- контроль качества оборудования на этапе регистрации и декларирования (испытания в производственных условиях)
- контроль на этапе ввода в эксплуатацию или внесения значительных изменений в оборудование в процессе эксплуатации (приемочные испытания)
- контроль за правильностью функционирования оборудования в конкретный момент времени (периодические испытания)
- текущий контроль за оборудованием с целью подтверждения соответствия его функциональных характеристик установленным пределам, проводимый для раннего выявления изменения потребительских свойств оборудования (испытания на постоянство параметров)

## **Руководство по безопасности МАГАТЭ №RS-G-1.5**

содержит требования:

«Оценка доз пациентов может проводиться постепенно и ее следует всегда предпринимать параллельно с оценками качества изображения»,

что соответствует принципу оптимизации радиационной защиты пациентов при проведении медицинского облучения

**(As Low As Reasonably Achievable - ALARA)**



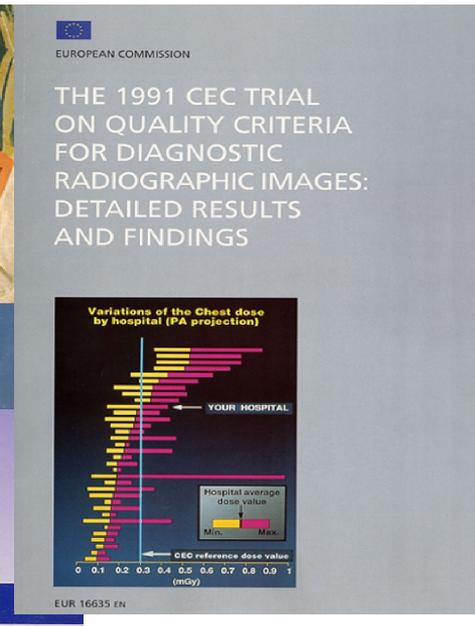
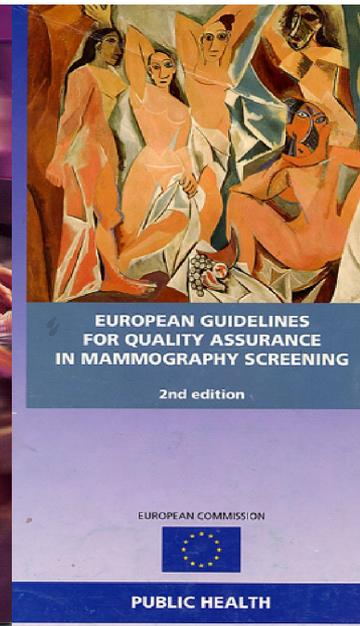
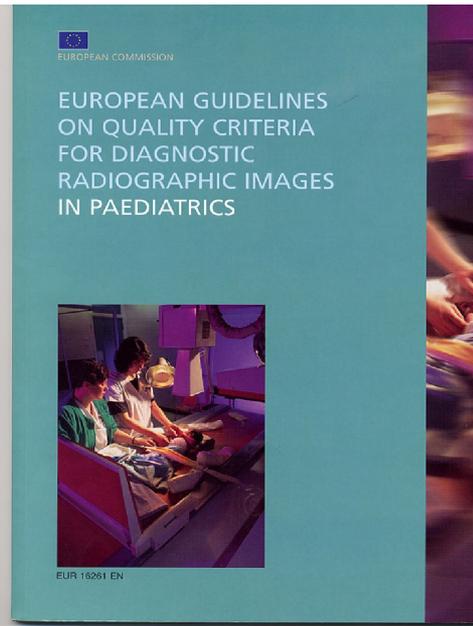
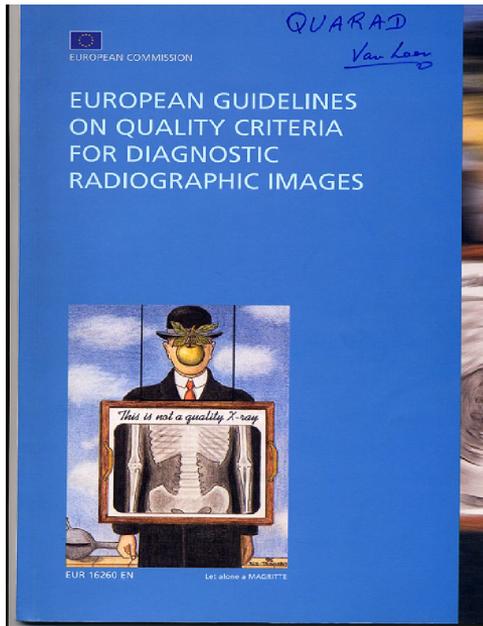
Данное условие может быть достигнуто при соблюдении электрических, механических, геометрических, радиационных, фотохимических параметров рентгенологического исследования.

Методом оптимизации радиационной защиты при медицинском облучении пациентов является разработка программ обеспечения качества в диагностической радиологии, ядерной медицине и радиационной терапии.

При разработке программ необходимо учитывать, что условия облучения пациентов и получение изображений у различных типов РДА существенно различаются, соответственно, различаются и средства по их контролю. В связи с этим, необходимо для каждого типа РДА, регламентировать процедуры обеспечения качества и формализовать требования к средствам и методам для его проведения, а также к применяемым специализированным тест-объектам и фантомам.

## Программа контроля качества должна учитывать требования и принципы международных организаций – ВОЗ, МАГАТЭ и других:

- В 1950-х годах Панамериканская организация здравоохранения (ПАОЗ) обратилась к проблеме эффективности и безопасности в радиологии при выполнении исследований и разработке программы контроля качества.
- Всемирная Организация здравоохранения (ВОЗ) в 1970 году, в целях гармонизации статистических данных, установила единые критерии для обеспечения качества в рентгенологии.



- **Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics, Report EUR 16261, 1996.**
- **Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262, 1999.**
- **The 1991 CEC trial on quality control for diagnostic radiographic images , Report EUR 16635**
- **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Report EUR 16260, 1996.**
- **European guidelines on quality criteria in mammography screening, 2nd Edition**

**Контролируемые в РФ параметры оборудования**  
**прямо или косвенно влияющие на дозу облучения пациента**  
**СанПиН 2.6.1.1192-03 (Приложение 10)**

<i><b>Электрические параметры</b></i>	<i><b>Геометрические параметры пучка</b></i>	<i><b>Параметры изображения</b></i>
<b>Форма фазовой кривой</b>	<b>Совмещение оптического и рентгеновского полей</b>	<b>Разрешающая способность</b>
<b>Воспроизводимость дозы</b>	<b>Отклонение оси пучка</b>	<b>Пороговый контраст</b>
<b>Уставки анодного напряжения</b>	<b>Отклонение угла качания</b>	<b>Геометрические искажения</b>
<b>Уставки силы анодного тока</b>	<b>Отклонение высоты среза</b>	
<b>Уставки длительности экспозиции</b>	<b>Уход рабочего поля</b>	
<b>Линейность дозы</b>	<b>Размер рабочего поля</b>	
<b>Радиационный выход</b>		
<p><b>Доза (мощность дозы) рентгеновского излучения в плоскости приёмника излучения при заданных значениях порогового контраста и разрешающей способности. »»» Квантовая эффективность приёмника изображения</b></p>		

- **Радиационный контроль (РК):**
- Радиационные измерения, выполняемые для контролируемого объекта с целью определения степени соблюдения нормативных требований или с целью наблюдения за состоянием объекта.
- **Цель метрологического обеспечения РК:**
- Получение результатов контроля, взаимно признаваемых всеми заинтересованными сторонами и сводящими к допустимому уровню риск принятия неправильного решения о состоянии объекта.

# РАДИАЦИОННЫЙ КОНТРОЛЬ

Радиационный контроль, как и другие виды измерений до принятия технических регламентов, может проводиться только в соответствии с Методическими указаниями утверждёнными и внесёнными в Реестр ФА Росстандарт или методикам указанным в НД-ГОСТах. (Федеральный закон «О техническом регулировании» №184-ФЗ). Применение других методов контроля является прямым нарушением ФЗ №184.

Методикам контроля качества рентгеновской аппаратуры посвящена деятельность МЭК (Международная электротехническая комиссия IEC, подкомитет 62B) и ИСО (ISO- Международная организация по стандартизации, подкомитет 42).

Технический комитет ТК 411 «Аппараты и оборудование для лучевой диагностики, терапии и дозиметрии» занимается разработкой Российских стандартов по медицинской и радиационной технике гармонизированных с соответствующими документами МЭК

Рабочая группа подкомитета 62B комитета ТК62 называющийся «Изделия медицинские электрические», разрабатывает рекомендации по контролю технических параметров рентгеновской аппаратуры в условиях эксплуатации - «quality assurance».

## **НОРМАТИВНАЯ БАЗА**

### **Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики**

#### ***Серия ГОСТ Р МЭК 61223-3 Приемочные испытания*** Характеристики изображений рентгеновских аппаратов

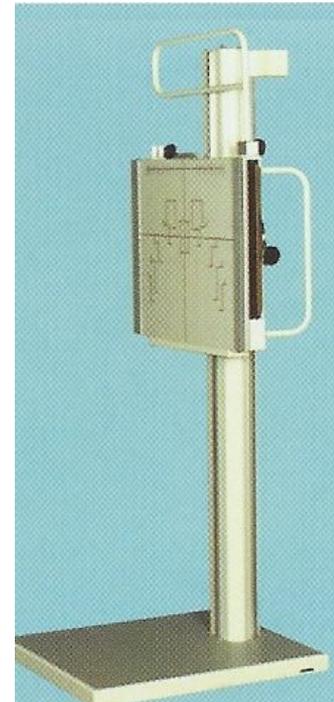
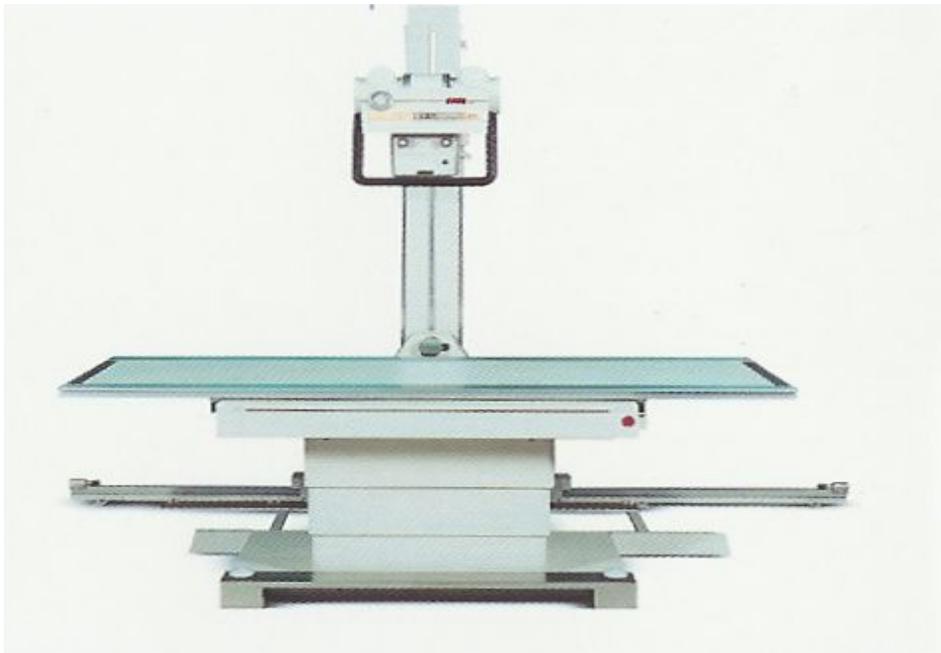
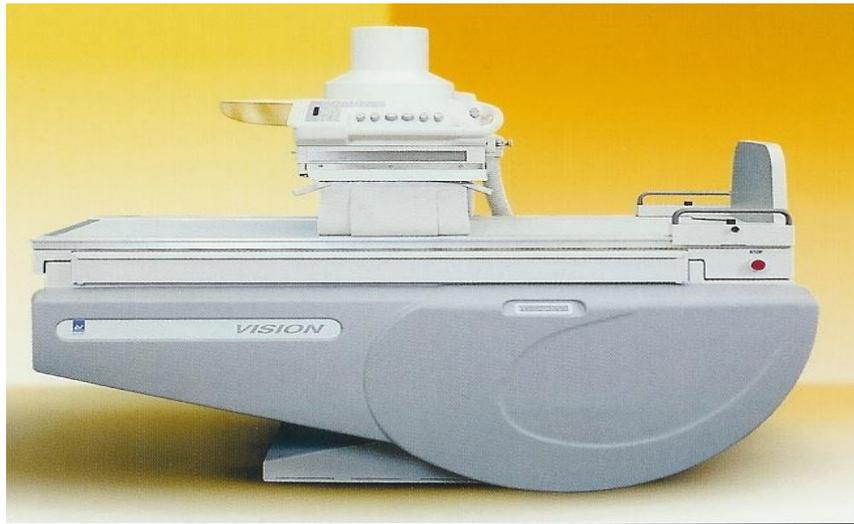
- Часть 3-1. для рентгенографии и рентгеноскопии
- Часть 3-2. для маммографии
- Часть 3-3. для цифровой субтракционной ангиографии (ЦСА)
- Часть 3-4. для дентальных
- Часть 3-5 для рентгеновской компьютерной томографии

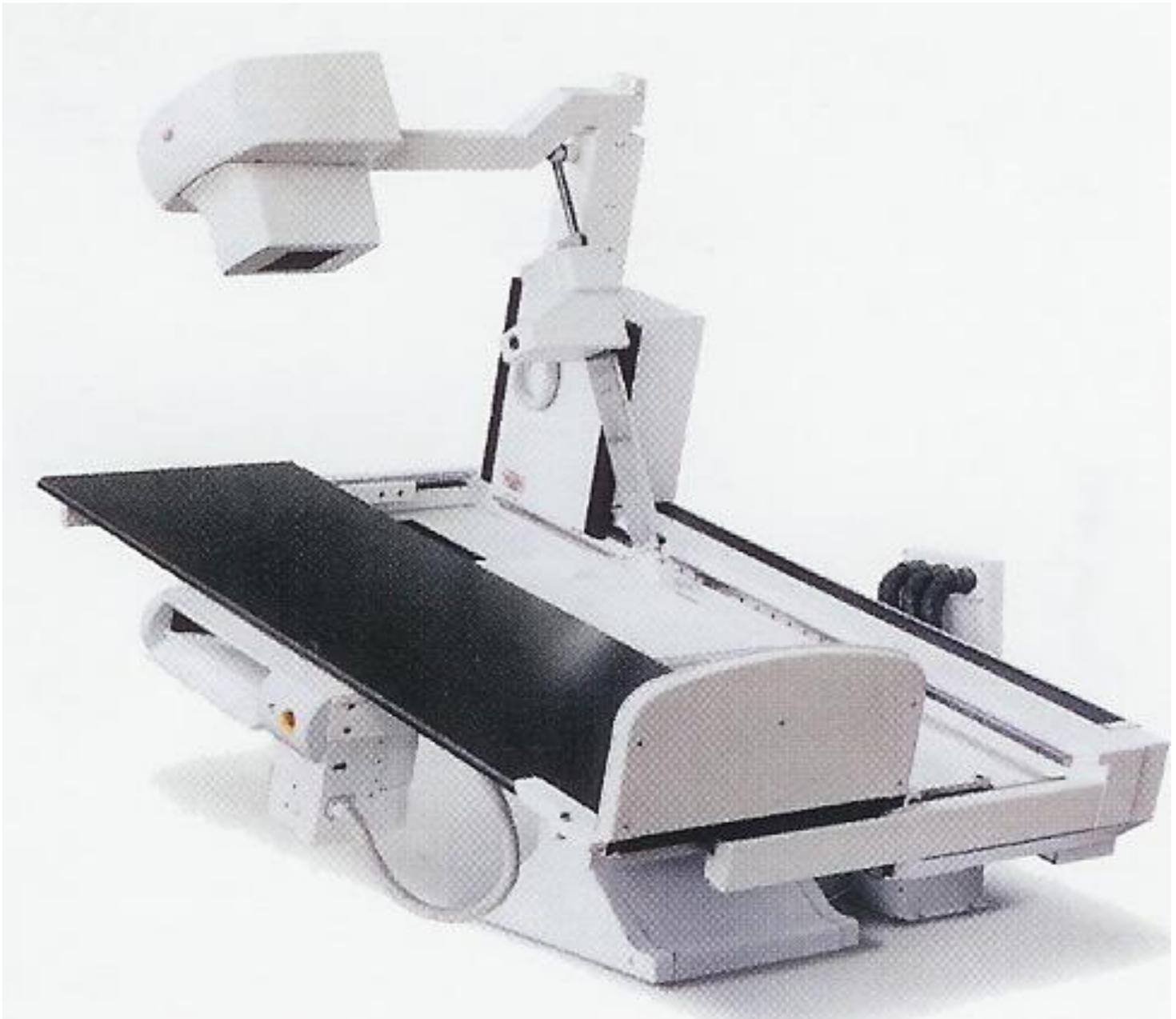
#### ***Серия ГОСТ Р МЭК 61223-2 Периодические испытания*** Испытания на постоянство параметров аппаратов

- Часть 2-6. для рентгеновской компьютерной томографии.
- Часть 2-7. для интраоральной дентальной рентгенографии.
- Часть 2-9. для не прямой рентгеноскопии и не прямой рентгенографии.
- Часть 2-10. для маммографии.
- Часть 2-11. для общей прямой рентгенографии.

В рентгенодиагностике применяются различные типы рентгеновских аппаратов (РДА), различающиеся областями применения:

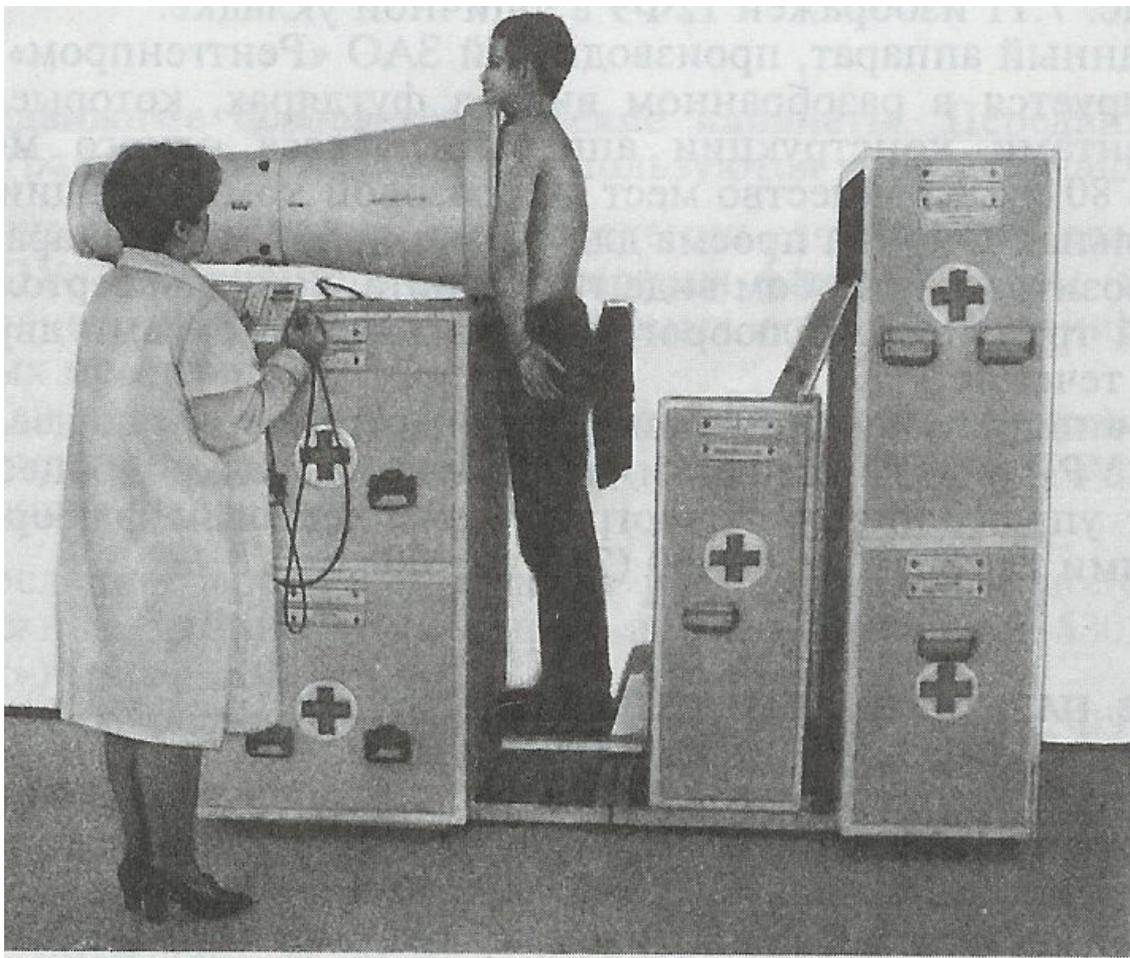
- РДА для общей рентгенологии (для просвечиваний и снимков диапазон напряжений 40-150 кВ);
- РДА для флюорографии (диапазон напряжений 60-125 кВ);
- РДА для маммологии (диапазон напряжений 20-50 кВ);
- РДА для стоматологии (диапазон напряжений: прицельные 40-75 кВ; панорамные 60-125 кВ);
- РДА для ангиографии (диапазон напряжений 40-150 кВ);
- РДА для хирургии –С дуга (диапазон напряжений 40-125 кВ).



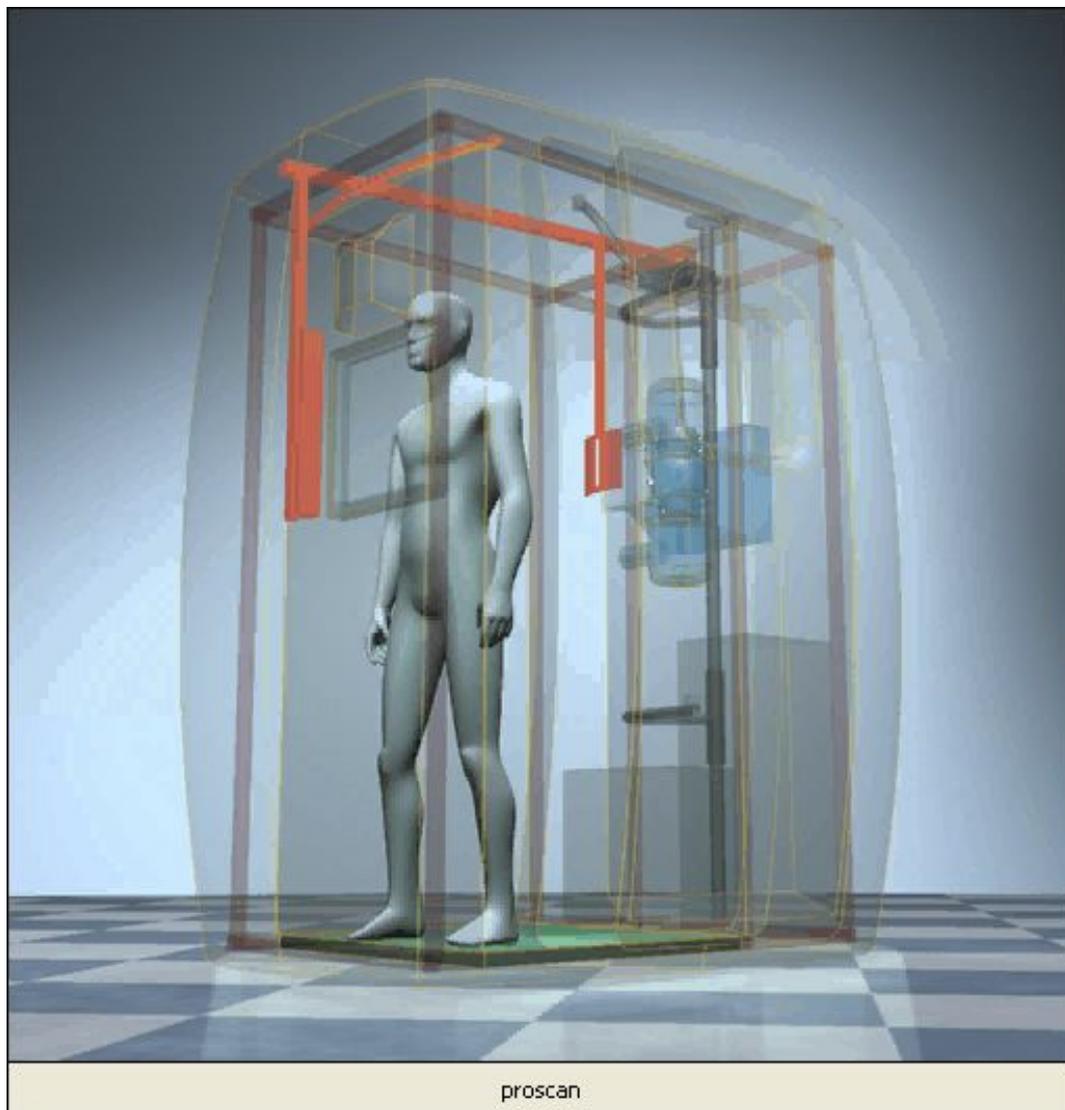


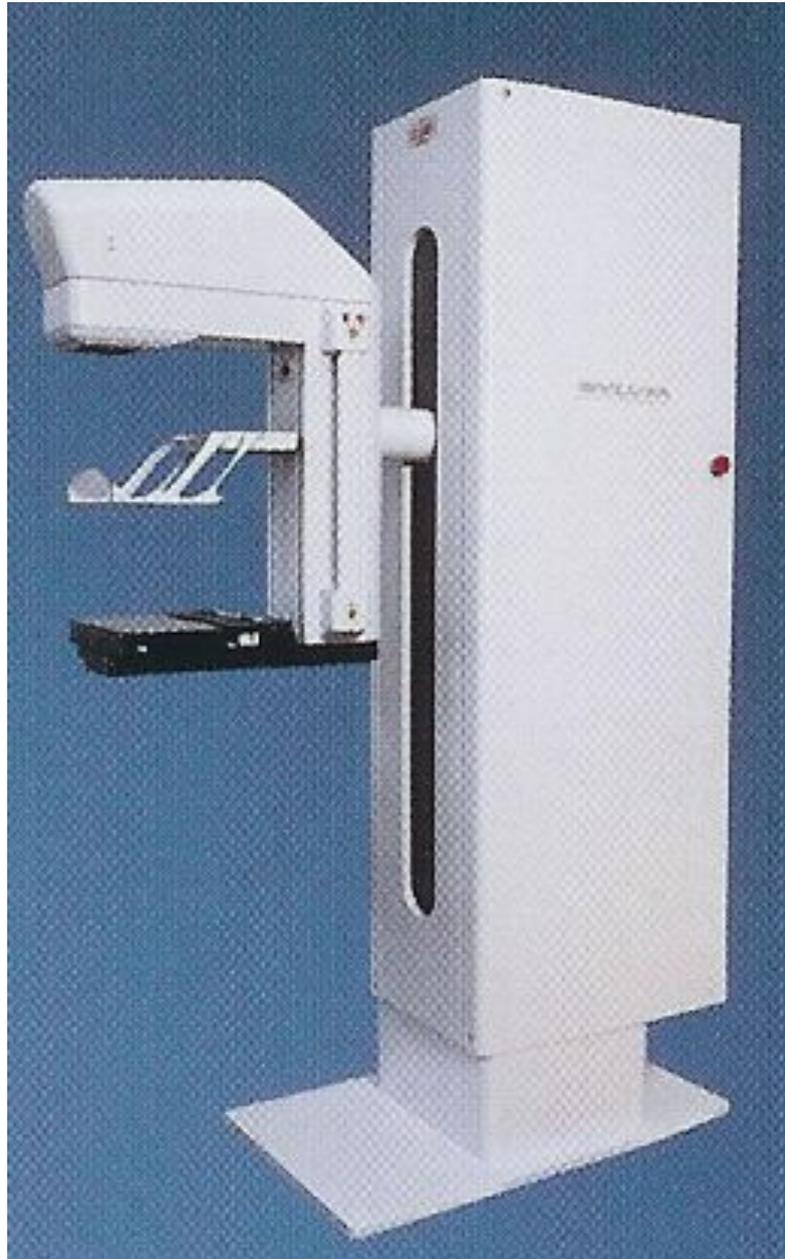


# Флюорографический разборный

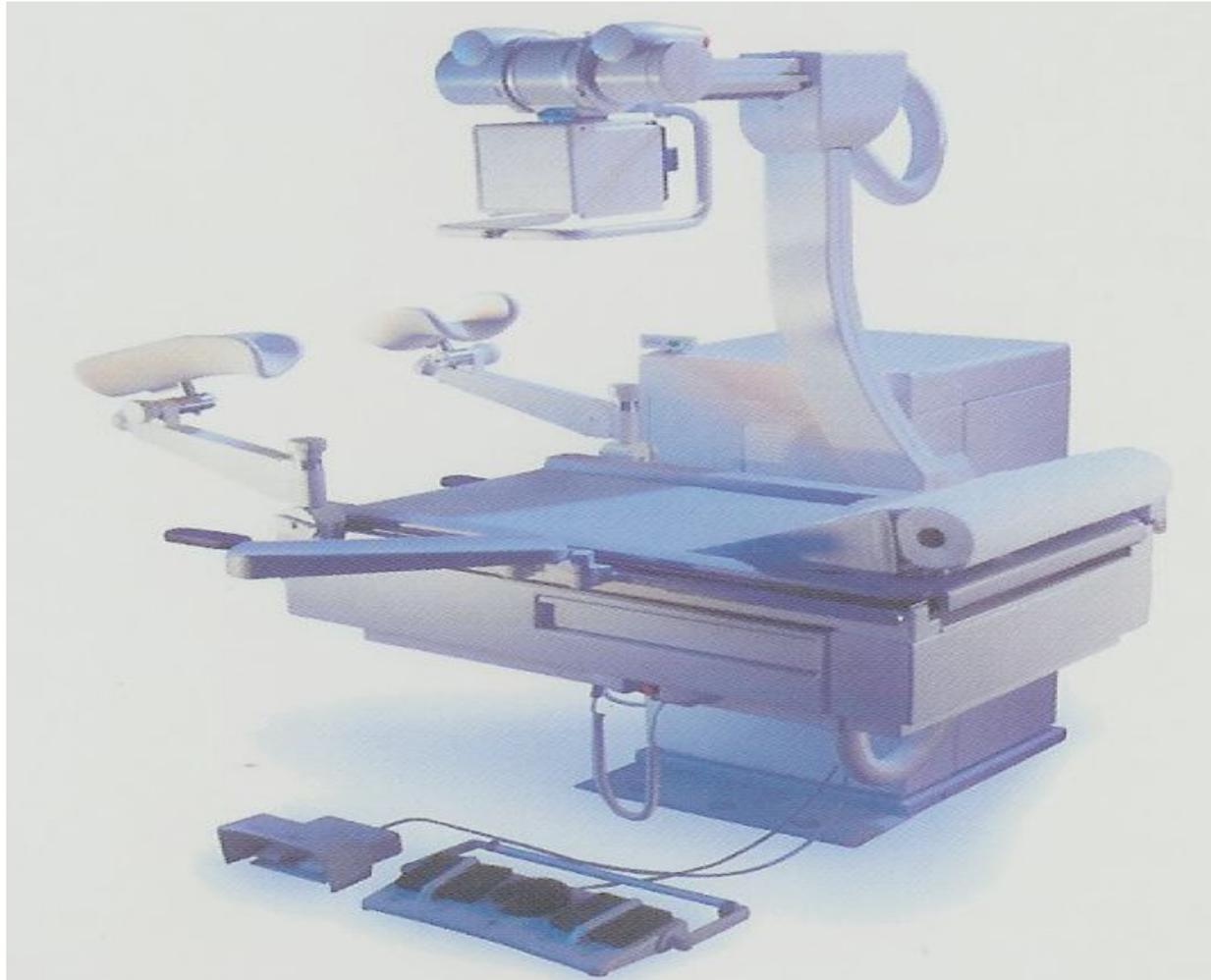


# *Сканирующие системы*





# Урологический









# FAN BEAM Multiple Detectors

**Multiple Detector Array**

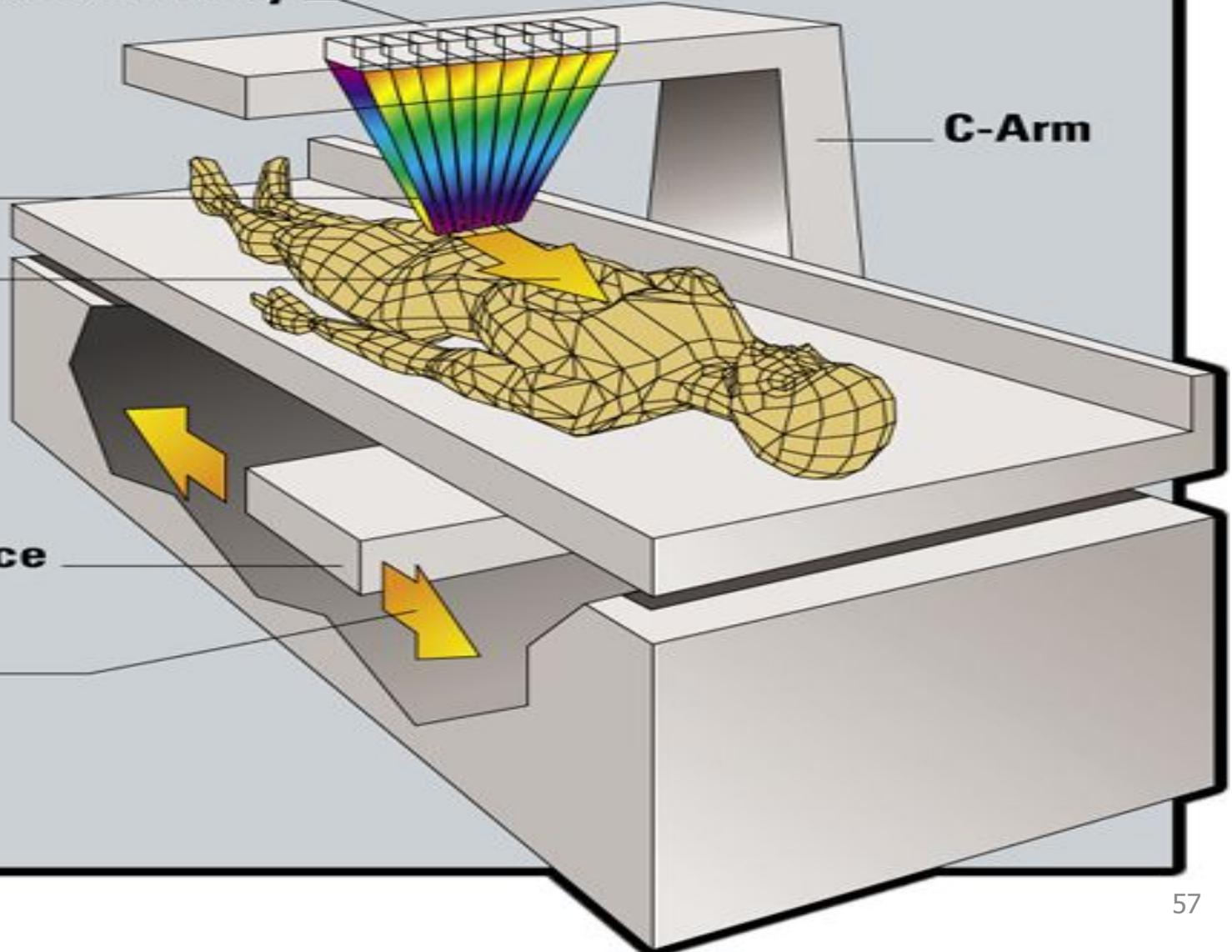
**X-Ray  
Fan  
Beam**

**Linear  
Scan  
Path**

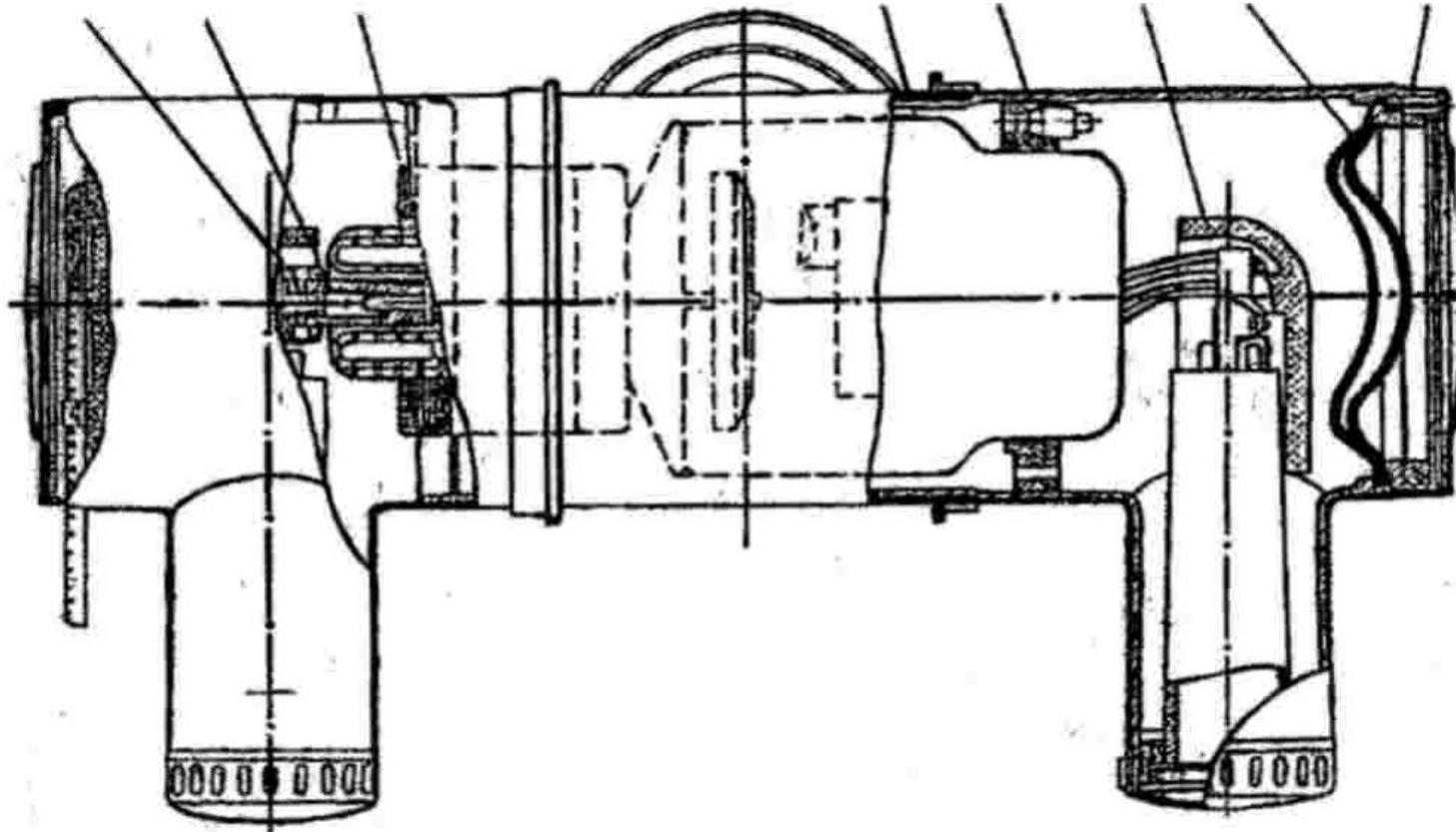
**X-Ray Source**

**Y Drive**

**C-Arm**

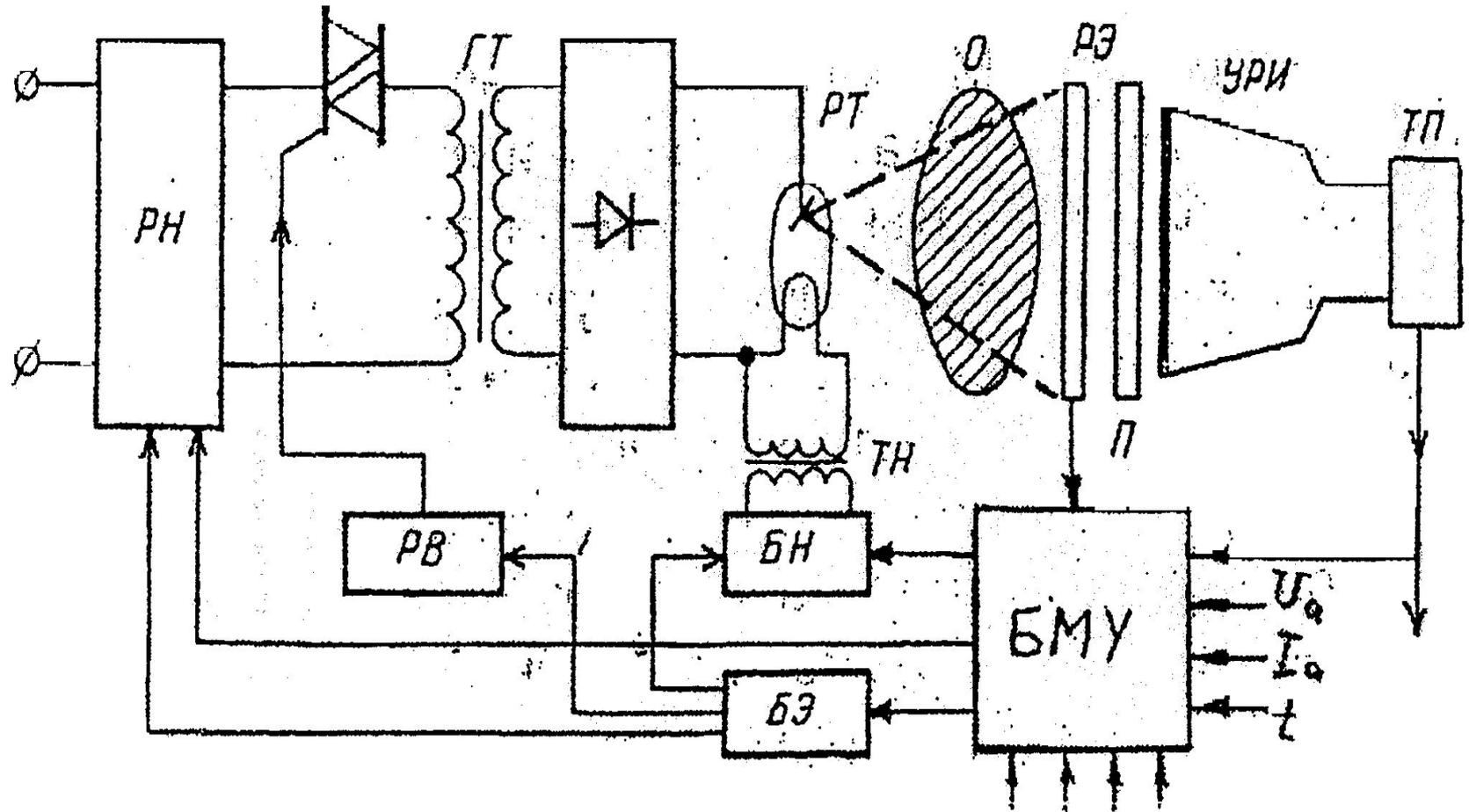


# ИЗЛУЧАТЕЛЬ



1 и 12 -крышка; 2- держатель анода; 3- винт фиксации; 4- стартор; 5- анод; 6- катод; 7-стеклянный балон рентгеновской трубки; 8- кольцо; 9- экран; 10- маслорасширитель; 11- гайка; 13- катодный стакан

# Генератор



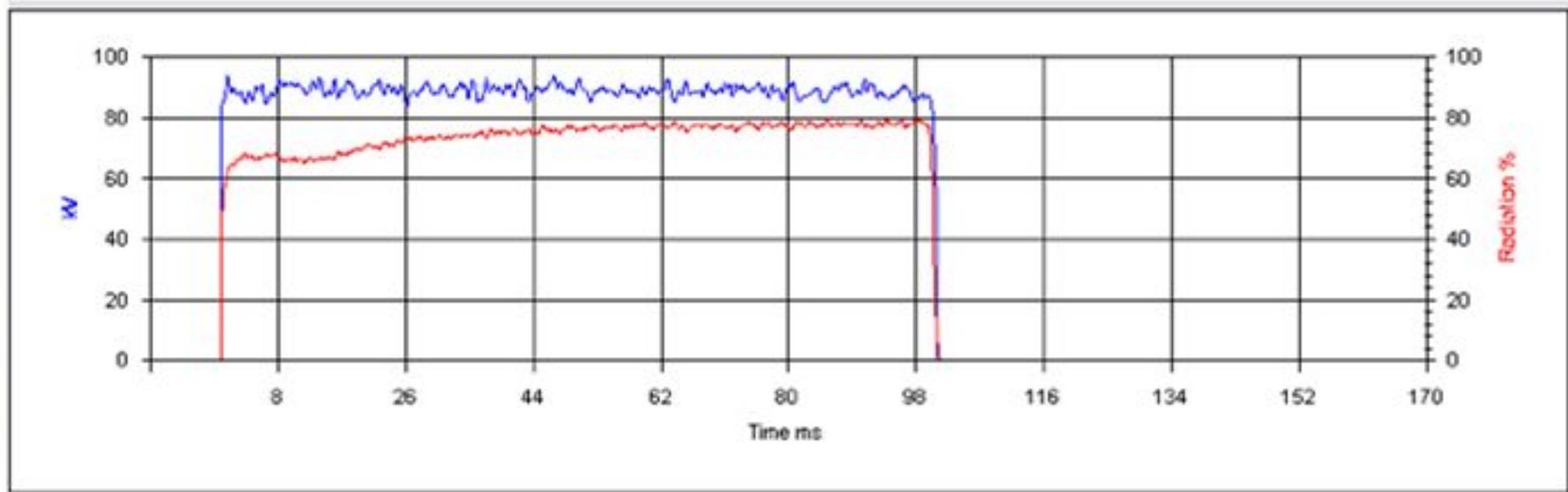
РН- регулятор напряжения (или инвертор); Т- тиристорный коммутатор; ГТ- главный повышающий тр-т; В- выпрямители (селеновые или кремниевые диоды); РТ- рентгеновская трубка; РВ- реле времени; ТН- трансформатор накала; БН- блок задания тока накала; БЭ- блок экспонетра; РЭ- камера эксп.; П- приёмник; ТП- телевизионная камера; БМУ- блок микропроцессорного управления.

# Измерение напряжения (kVp)

## **Задача:**

- Качество изображения и доза на пациента зависит от изменений напряжения в генераторе рентгеновского оборудования (kV).  
Следовательно требуется точная установка kV.
- Необходимо провести неинвазивный контроль напряжения на трубке **во всем диапазоне используемых напряжений**
- **Оборудование :**
  - Электронный мультиметр измеряющий: напряжение, время экспозиции, дозу

KV	89.09 kVp
Dose	2.971 mGy
Dose rate	29.25 mGy/s
Dose per frame	2.971 mGy/ff
HVL	3.12 mmAl
Exposure time	101.6 ms
Pulse	1 pulse



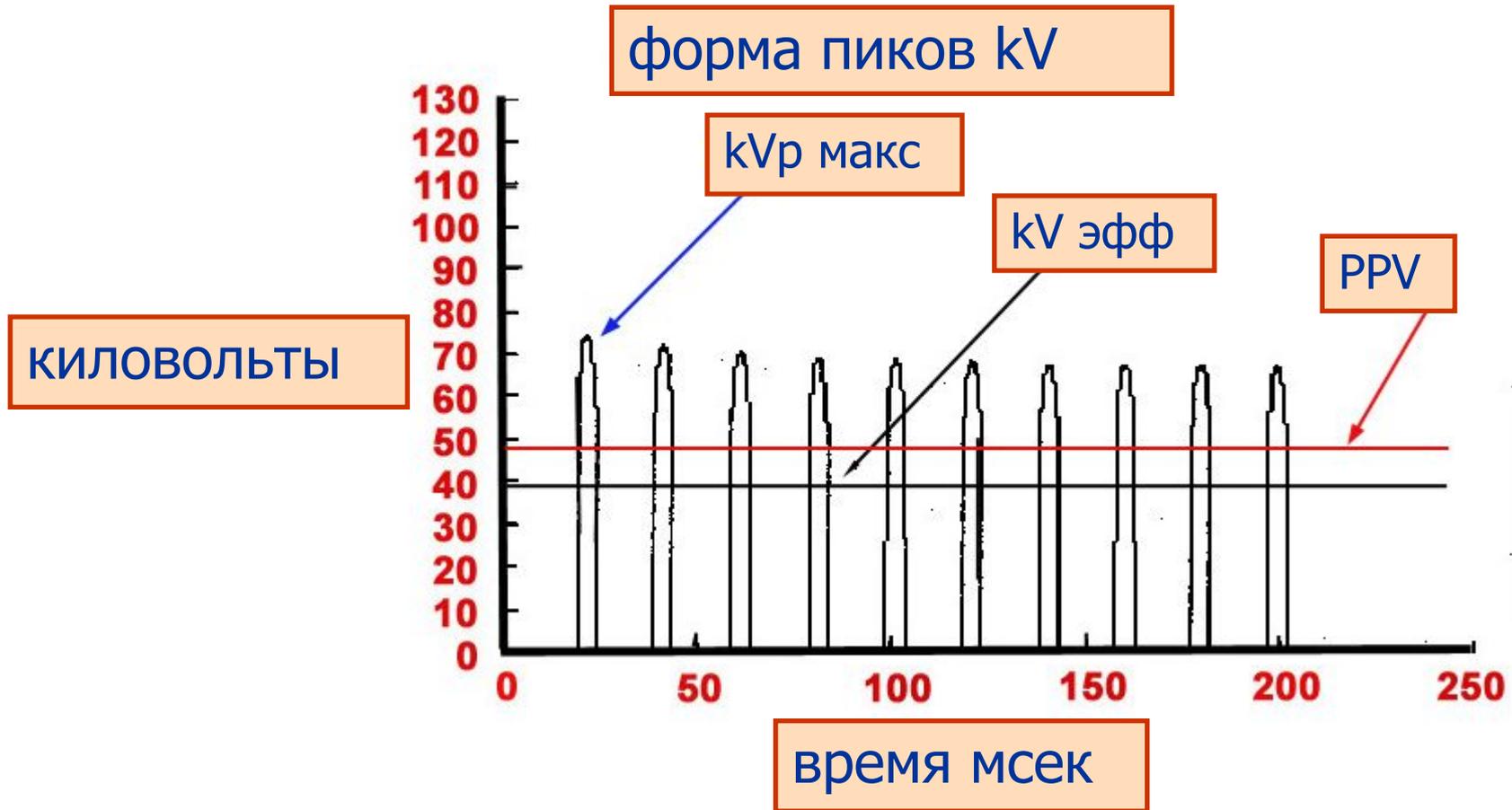
Copy chart to Excel

# Точность установки kVp

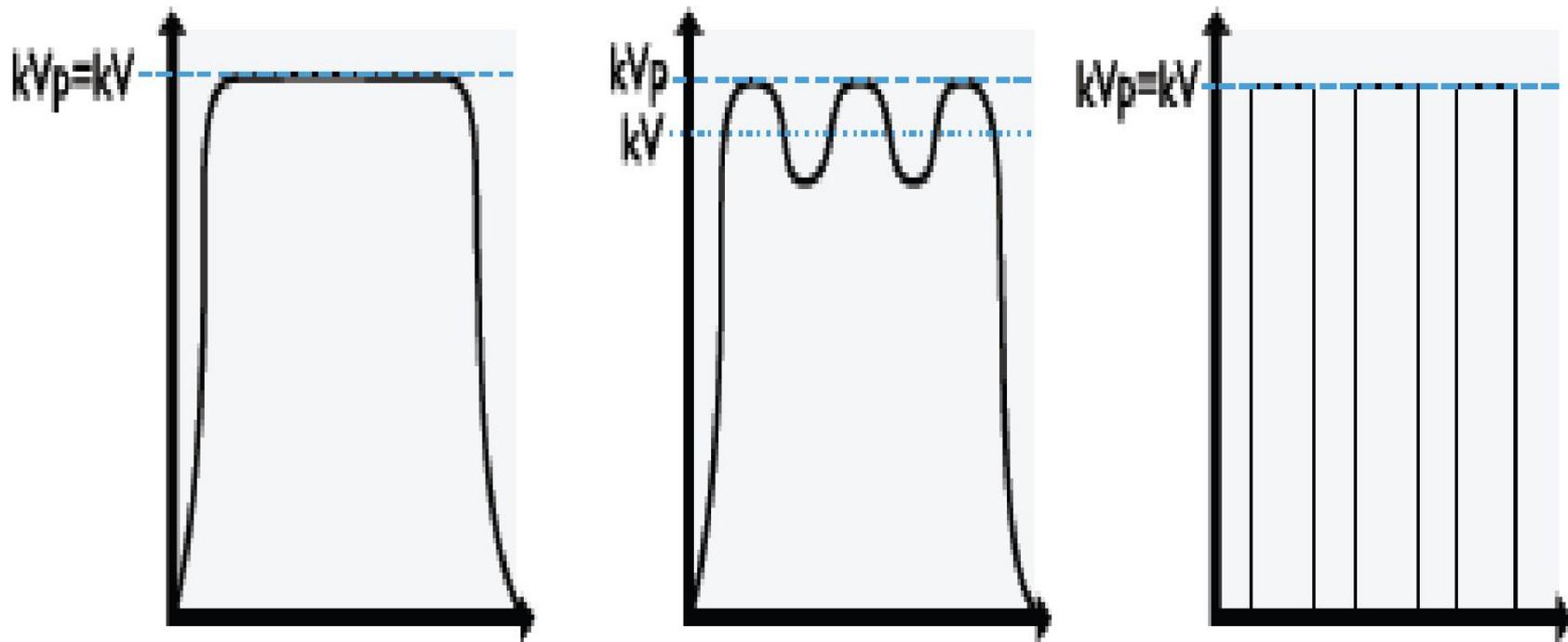
## **Метод:**

- установить детектор на расстоянии  $\sim 60$  см от фокуса (или указанном в описании расстоянии)
- установить около  $\sim 20$  mAs
- измерить kVp в диапазоне 60 - 120 kVp (напр. 60, 70, 80, 100, 120)
- вычислить разницу между установленными и измеренными величинами

# Определение kVp



# Возможность измерения как среднепикового, так и действительного значения анодного напряжения



**ГОСТ IEC 60601-2-7-2011 (МЭК 60601-2-7: 1998)**

$$\Delta = |U_{уст} - U_{изм}| / U_{уст} \cdot 100\%$$

*где  $\Delta$  - рассчитанное отклонение в %,  $U_{уст}$  - значение анодного напряжения установленного на пульте управления,  $U_{изм}$  - измеренное значение анодного напряжения.*

## **Анализ:**

- Разница между установленным и измеренным значение должна быть не больше  **$\pm 10\%$**

# Проверка времени экспозиции

## **Оборудование:**

Мультиметр, измеряющий:

- время экспозиции
- mA

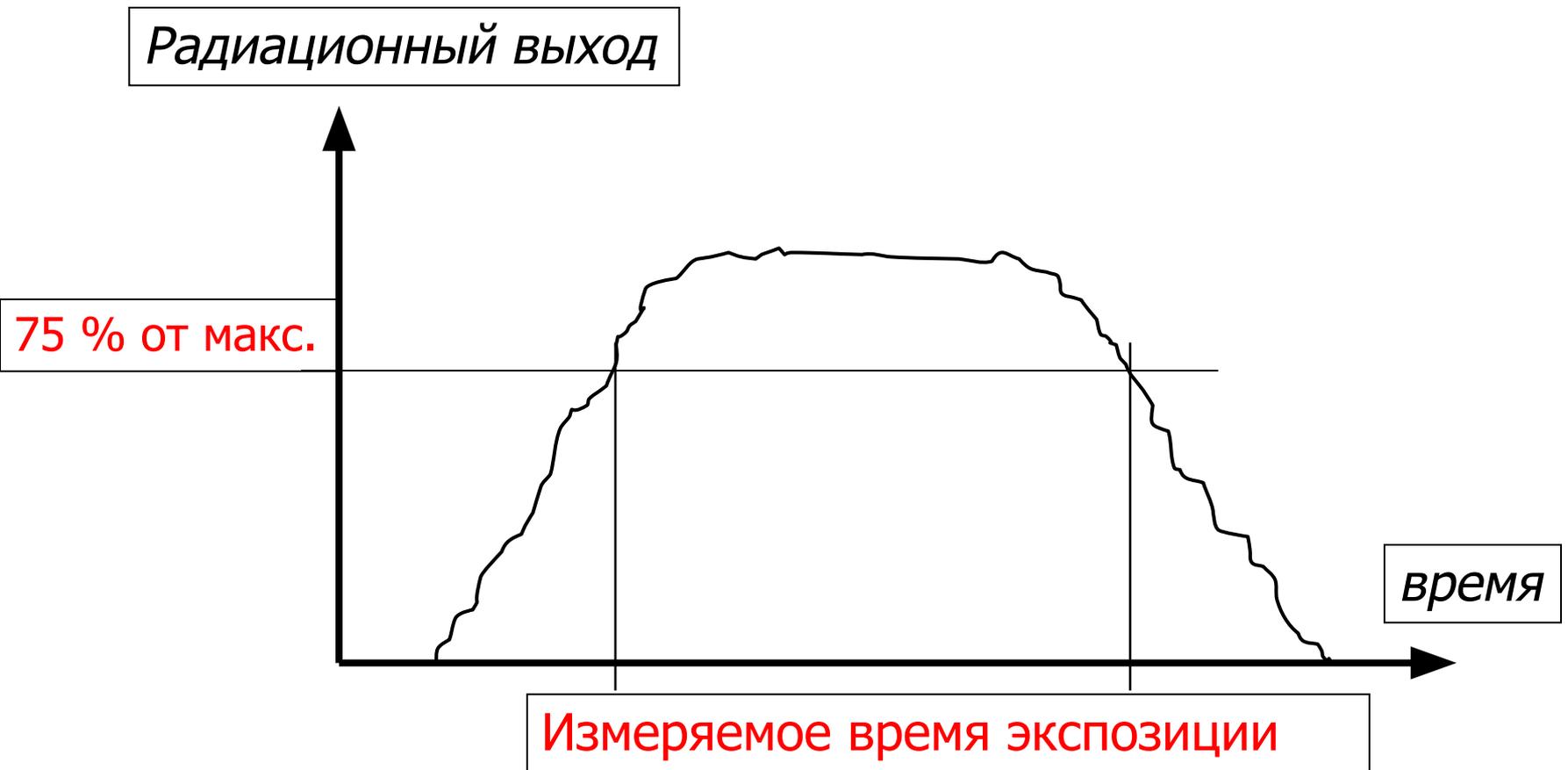
## **Метод:**

- Установить прибл. 70 kVp, 200 mA
- Измерить время экспозиции при всех **обычно используемых** уставках (от 100мс до 1500мс)
- Вычислить разницу между установленными и действительными значениями

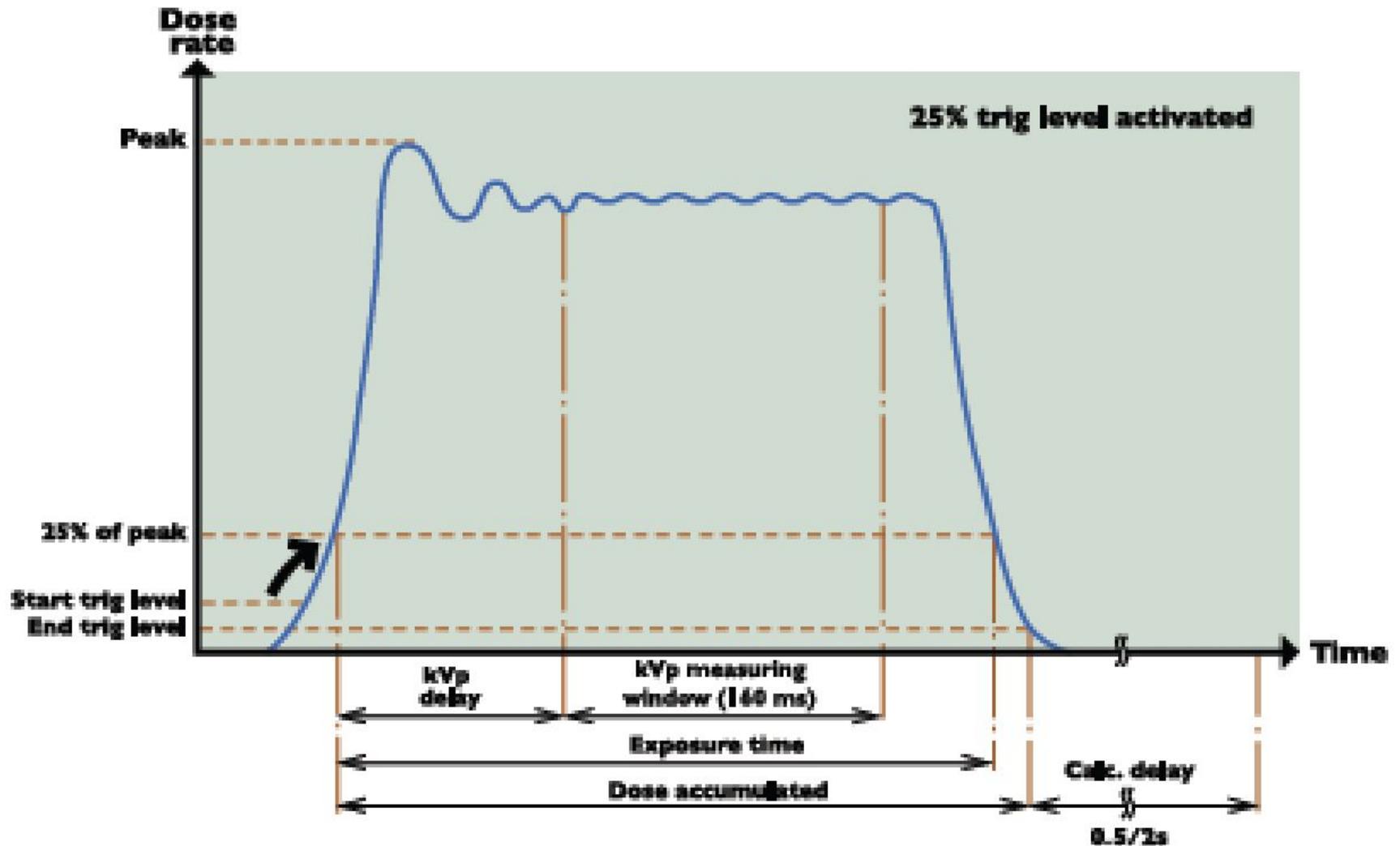
# Время экспозиции

- Время экспозиции измеряется от того момента, когда радиационный выход достигает 75 % от максимума и до того момента, когда он падает до 75 % от максимума
- Это усложняет задачу измерения в случаях когда радиационный выход растёт и падает медленно

# Время экспозиции



# Возможность настройки под любой тип питающего устройства



ГОСТ IEC 60601-2-7-2011(МЭК 60601-2-7: 1998)

$$\Delta = |T_{уст} - T_{изм}| / T_{уст} \cdot 100 \%,$$

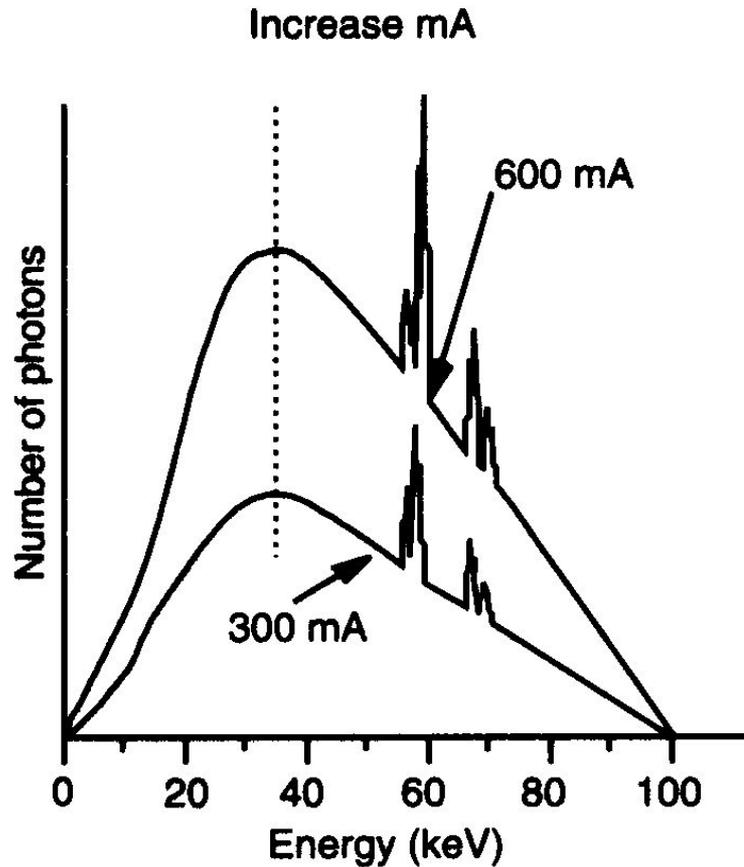
*где  $\Delta$  - рассчитанное отклонение в %,  $T_{уст}$  - значение установленной на пульте экспозиции,  $T_{изм}$  - измеренное значение экспозиции.*

## **Анализ :**

- Действительное время может отличаться от установленного на  $\pm 10\%$  ИЛИ на  $\pm 1$  импульс (однофазный, малая экспозиция)

# Контроль анодного тока

ГОСТ IEC 60601-2-7-2011(МЭК 60601-2-7: 1998)



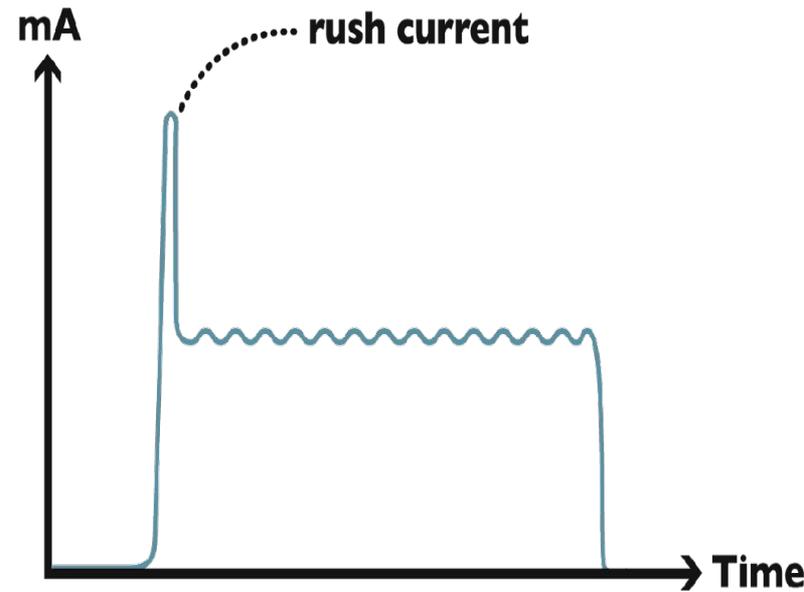
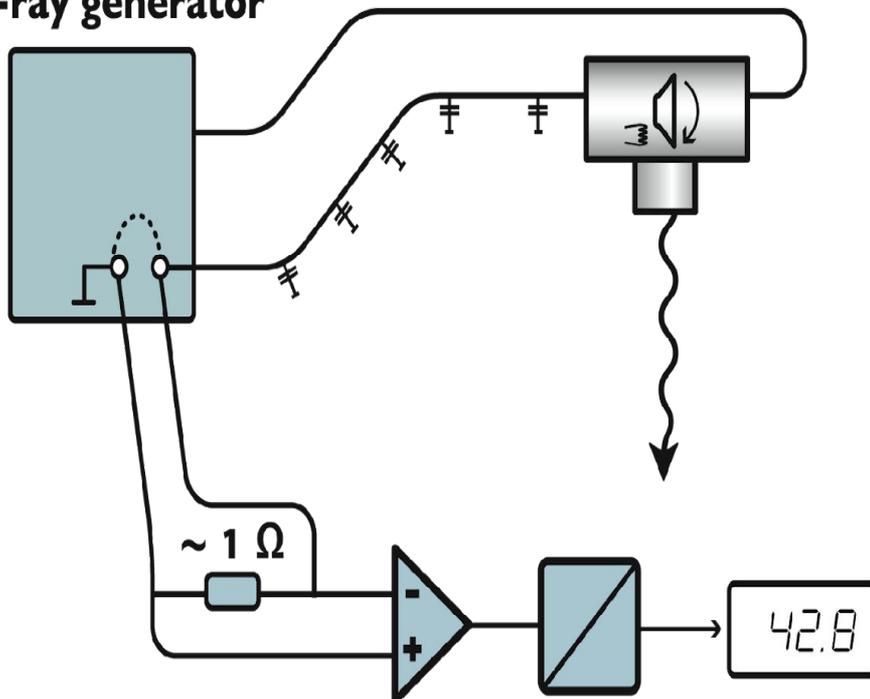
Изменяется количество  
(плотность)  
потока фотонов  
Эфф. не  
меняется

# Контроль анодного тока

ГОСТ Р МЭК 60601-2-7-2006 (МЭК 60601-2-7: 1998)

проводится методом непосредственного подключения в цепь генератора  
– в разрыв точки «0»

X-ray generator



При этом одновременно контролируются: mA; мАс;

мС

# Воспроизводимость

- ***Метод:***

- все установки те же, что и при проверке точности, но при фиксированном 70 kVp
- произвести 5 экспозиции

# Линейность радиационного выхода

## **Метод :**

- Установить детектор в  $\sim 60$  см от фокуса трубки
- Положить какой-нибудь просвинцованную ткань под детектор для создания стандартных условия обратного рассеяния
- Измерения проводить при фиксированных kVp (70) и времени экспозиции ( $\sim 100$  ms)
- Измерить дозы при **всех используемых значениях mA**, одновременно измеряя kVp

## **Анализ:**

$$| K_i / Q_i - K_r / Q_r | \leq 0,2 K_r / Q_r$$

**или**

$$| K_i / (I_i \cdot T_i) - K_r / (I_r \cdot T_r) | \leq 0,2 K_r / (I_r \cdot T_r),$$

Где:  $K$  - среднее значение воздушный кермы (доза, измеренная камерой),

$Q$  – количество электричества (произведение тока на время),

$I$  – анодный ток,  $T$  – длительность экспозиции,

$i$  - каждое измеренное значение,  $r$  - опорное значение.

Величина **должна быть < 0.2**

Если  $> 0.2$ , проверь значения kVp: высокие значения Доза/mAs должны быть при высоких kVp

Если трубка имеет установки большого и малого фокусов проверить линейность для каждого **отдельно**

# Слой половинного ослабления

- Один из важных критериев качества
- Проверяется достаточно ли фильтрация для удаления опасной низкоэнергетической части излучения

# Слой половинного ослабления (СПО)

## **Оборудование:**

- прибор измеряющий дозу
- пластинки алюминия высокой чистоты (обычный алюминий имеет примеси с высоким атомным числом) или меди

# Инструменты для измерения СПО (медная, свинцовая пластинки)



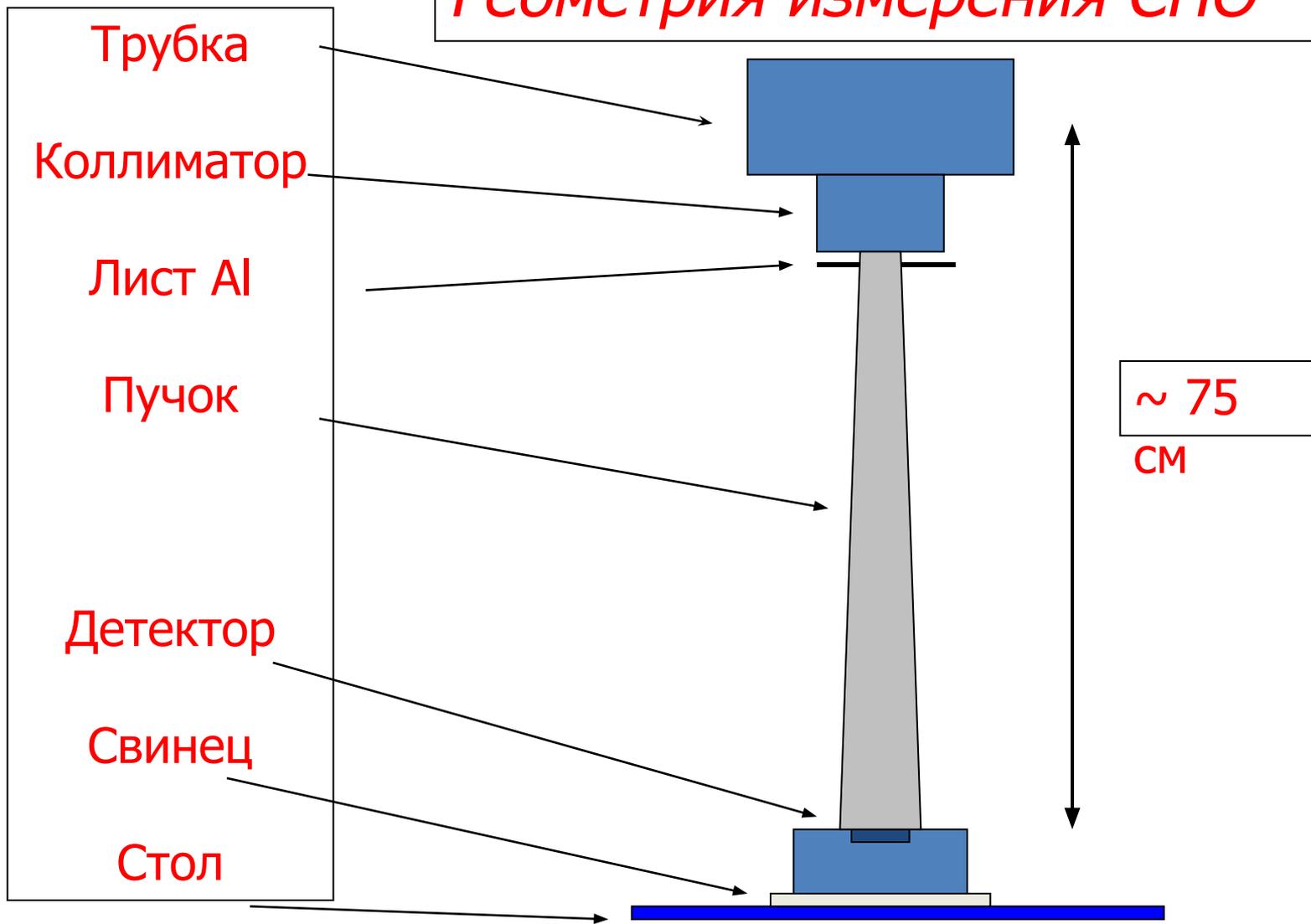
# Инструменты для измерения СПО (рулетка, уровень)



# Измерение СПО

- Метод:
- Разместить детектор при  $\sim 75$  см от фокуса, просвинцованную ткань (для создания стандартных условия обратного рассеяния)
- Установить 80 kVp, фиксированный mAs (например, 50 mAs)
- Коллимировать пучок к размеру детектора
- Измерить дозу три раза

# Геометрия измерения СПО



# Измерение СПО

- Поставить 1 мм Al под пучок (лучше к коллиматору) и измерить дозу
- Добавить еще 1 мм Al, измерить снова и повторять до тех пор, пока доза не уменьшится до 50% от первоначальной (неослабленного пучка)
- Убрать все листы и провести три измерения

# Измерение СПО

## **Анализ:**

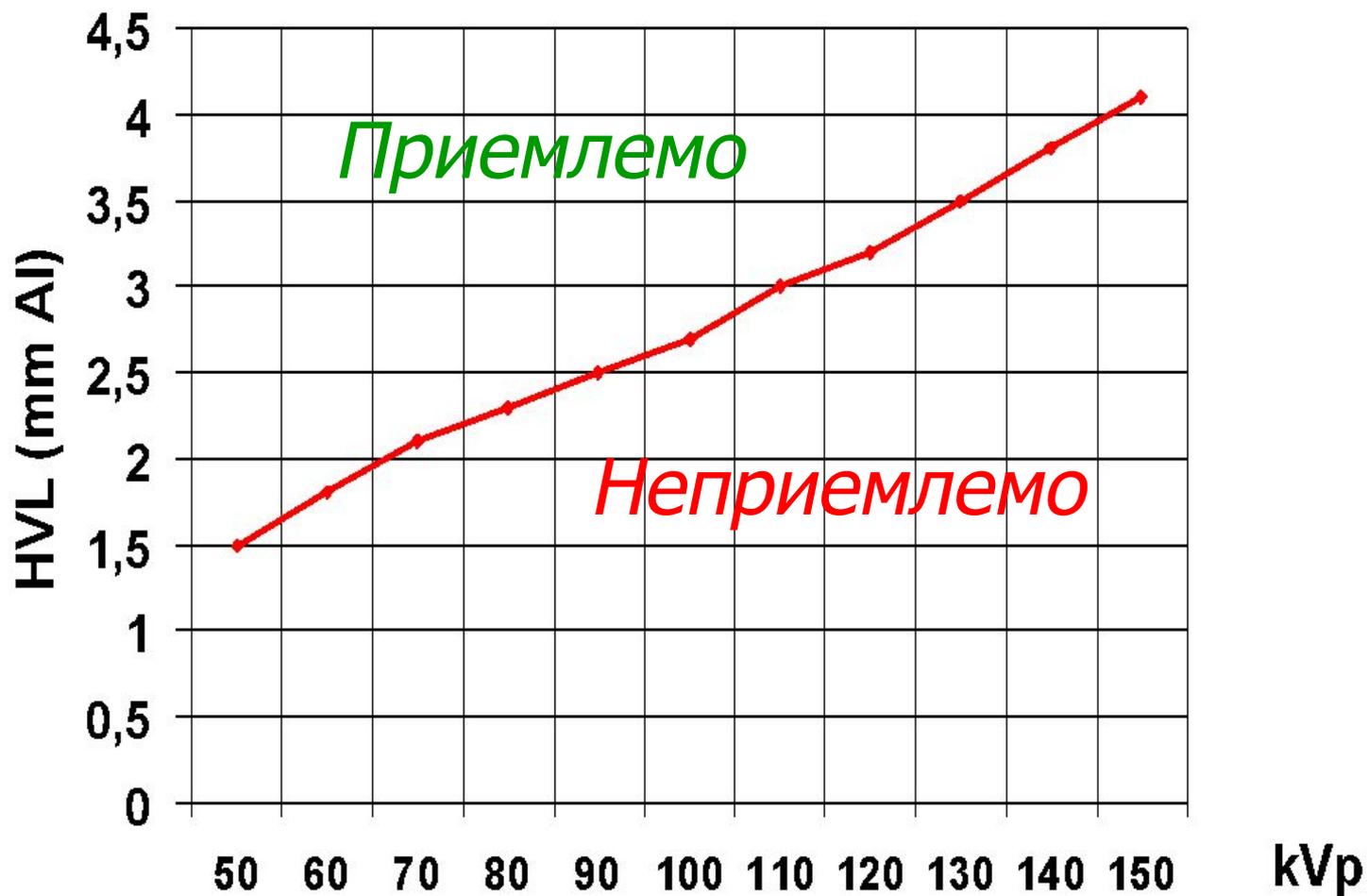
- Усреднить все значения доз «без Al»
- Нарисовать график результатов (в полулогарифмическом виде)
- Найти из графика толщину Al требуемую для ослабления начальной дозы до 50% - это СПО
- СПО должен соответствовать установленным стандартам, например 2.1 мм Al при 70 kVp

# НОРМИРУЕМЫЕ ЗНАЧЕНИЯ СПО

ГОСТ Р 50267.0.3-99 (МЭК 60601-1-2-93)

Анодное напряжение, кВ	Минимально допустимый первый СПО, мм Al
50	1,5
60	1,8
70	2,1
80	2,3
90	2,5
100	2,7

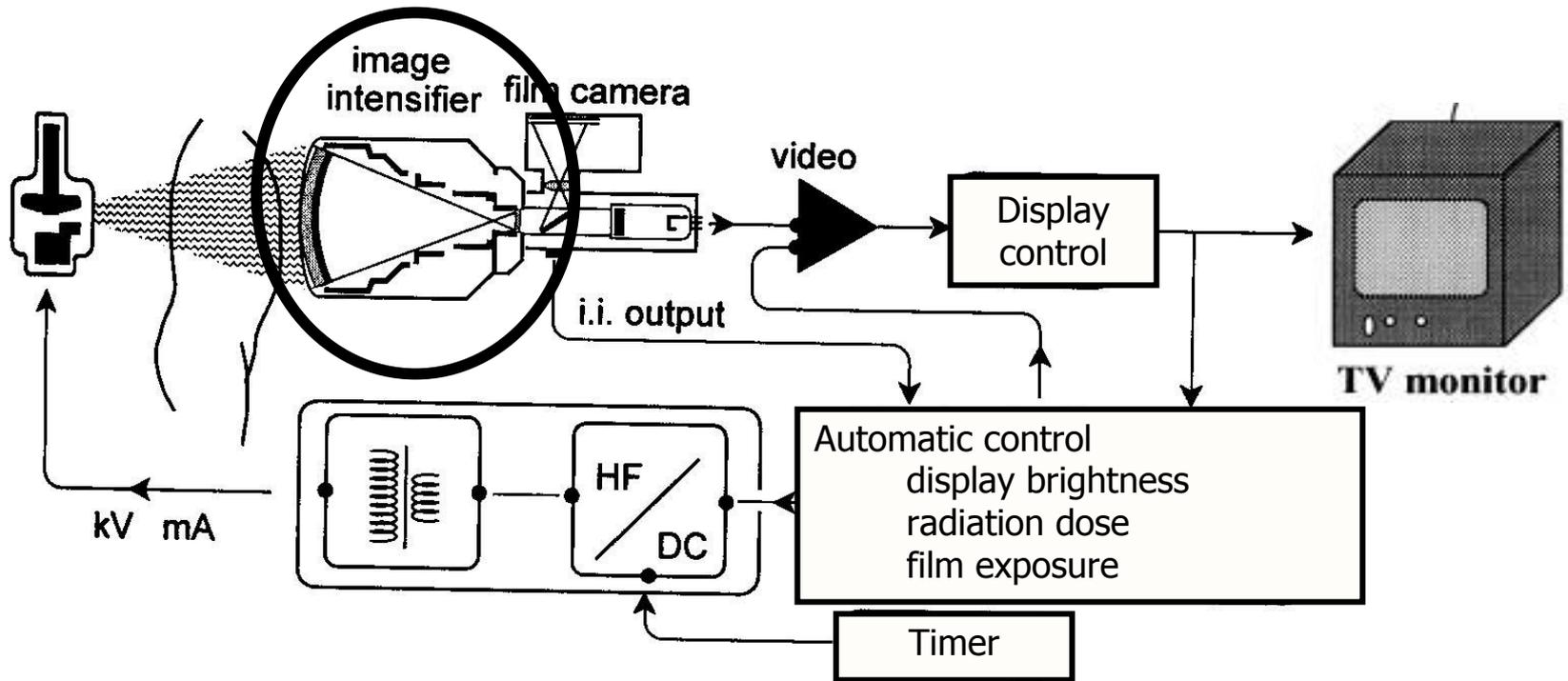
# Минимальные значения СПО (по МЭК)



## Оценка эффективной энергии по первичному СПО для $W_0$ анода

Первый слой половинного ослабления, мм Al	Значение эффективной энергии, кэВ
1,38	25,1
2,19	30,1
5,61	41,0
7,7	51,4

# Современные флюороскопическое оборудование с УРИ



# Электронно-оптический преобразователь (ЭОП)



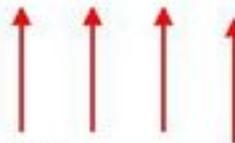
**Output Windows**



**Image Intensifier**



**Input Windows**

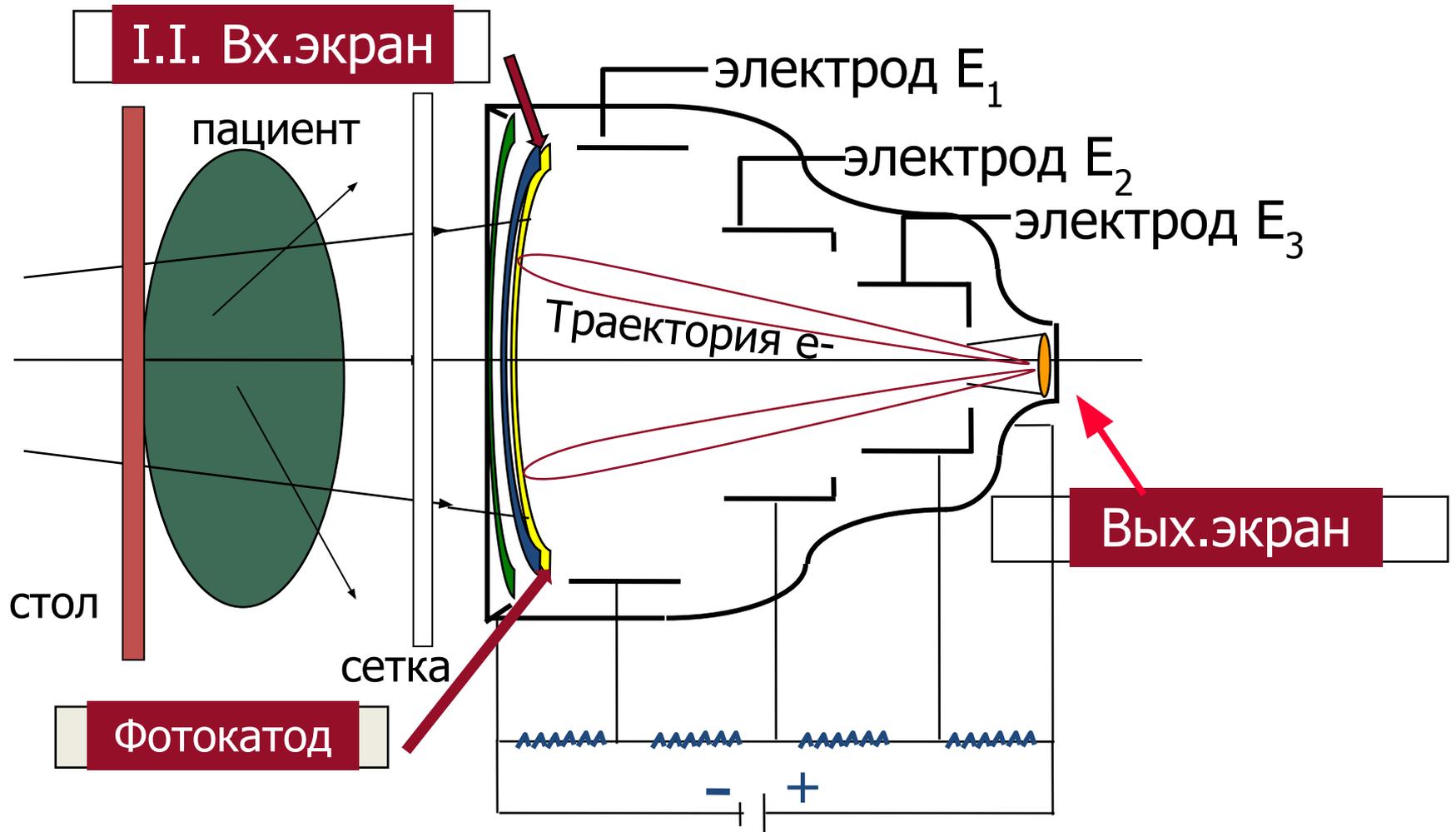


**X rays**

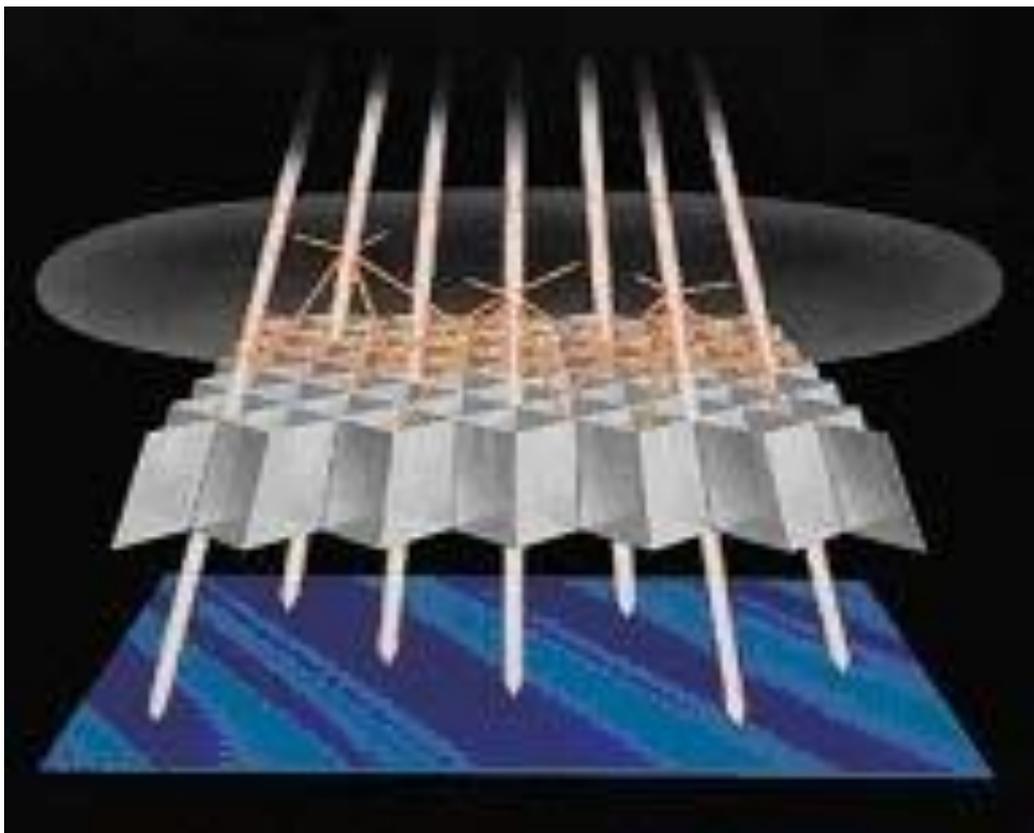
# Компоненты

- Входной экран: преобразование падающих рентгеновских фотонов в фотоны света (CsI)
  - 1 рент.фотон создает  $\approx 3000$  фотоны света
- Фотокатод: преобразование фотонов света в электроны
  - Только от 10 до 20% фотонов света превращаются в фотоэлектроны
- Электроды: фокусирование электронов на внешний экран
  - Электроды обеспечивают электронное усиление
- Внешний экран: преобразование ускоренных электронов в фотоны света

# Усилители изображений



*Ячеистая антирассеивающая  
решетка с высокой передачей*



# Важные характеристики усилителя

- Однородность:

$$\text{Однородность} = (\text{яркость(ц)} - \text{яркость(кр.)} \times 100) / \text{яркость(ц)}$$

- Геометрическое искажение:

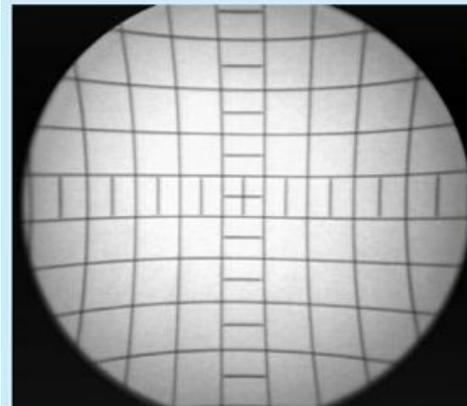
$$\Delta = \left| (D_{\text{макс}} / H_{\text{мин}} \sqrt{2}) - 1 \right| \times 100\%$$

где  $D_{\text{макс}}$  - значение наибольшей диагонали квадрата на выходном изображении, мм;

$H_{\text{мин}}$  - значение наименьшей высоты квадрата на выходном изображении, мм.

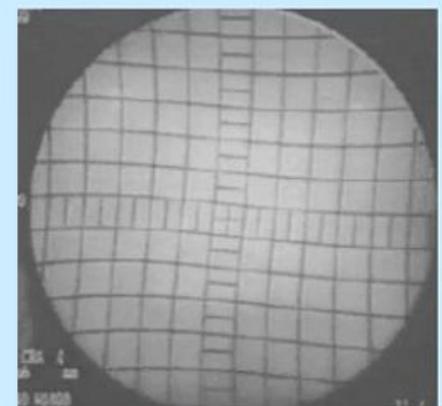
$$\Delta \leq 8\%$$

## Image distortion



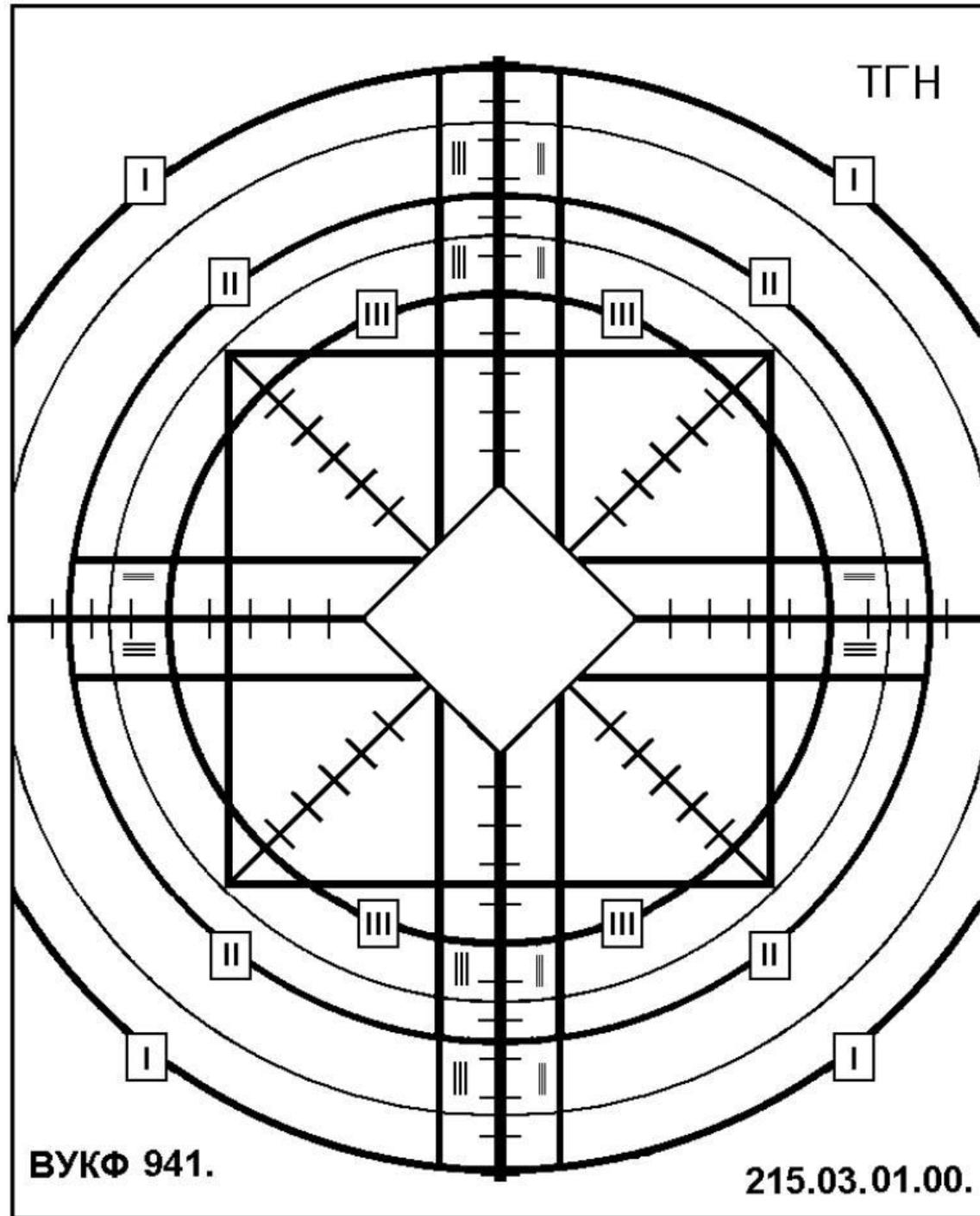
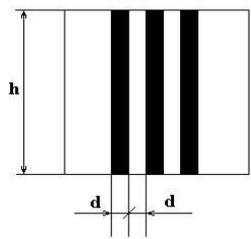
Pin-cushi

on

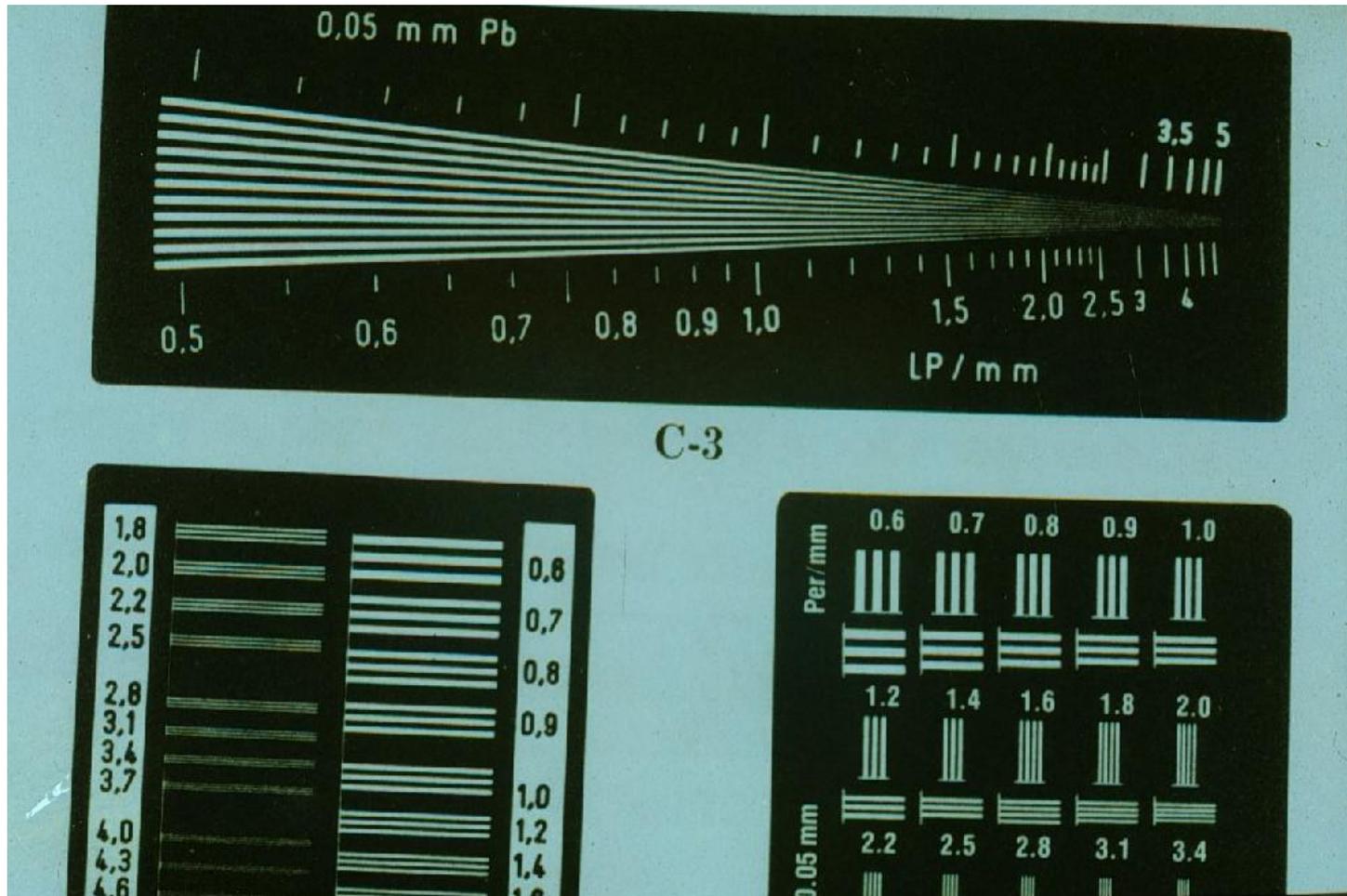


S-distorti

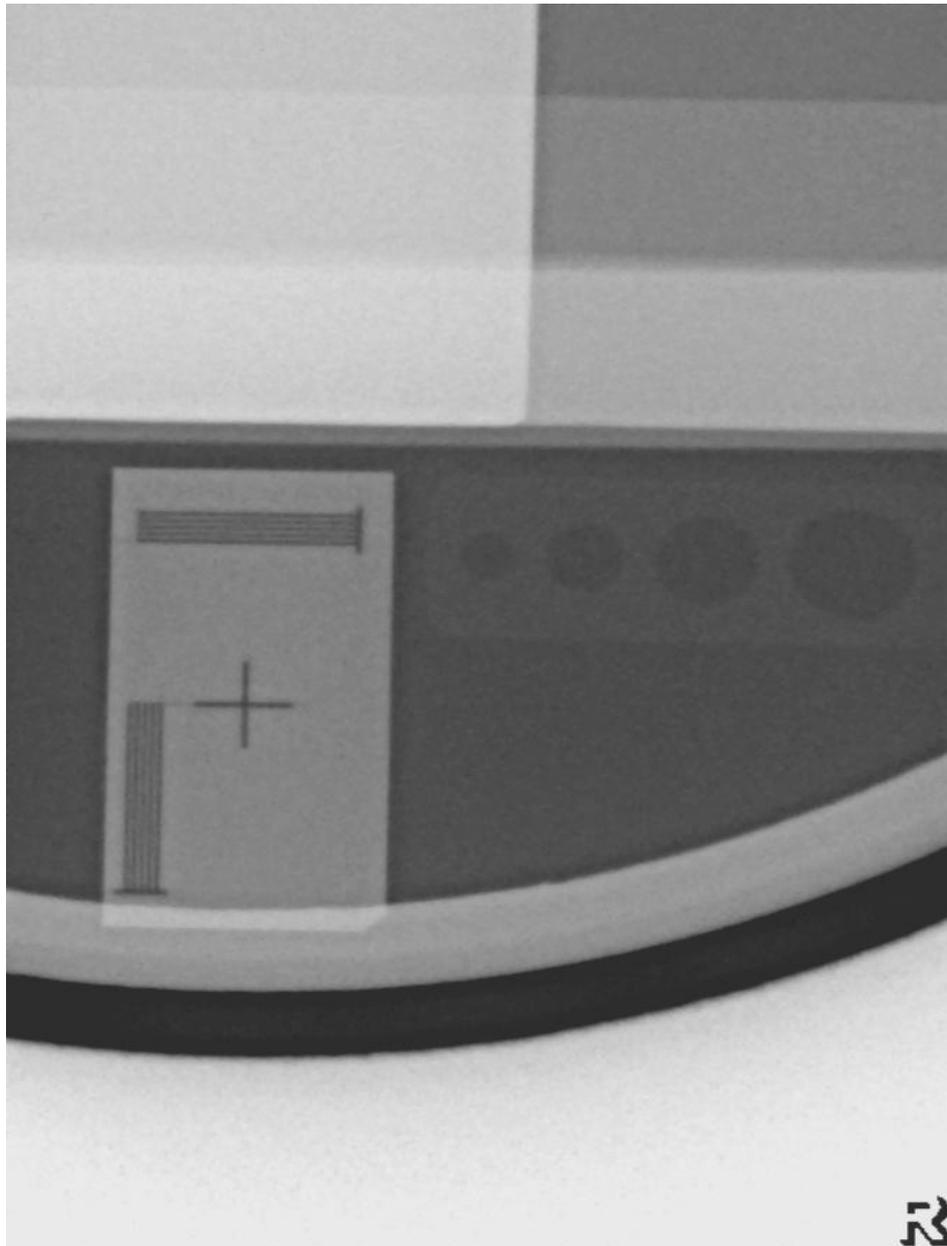
on



# Определение пространственного разрешения







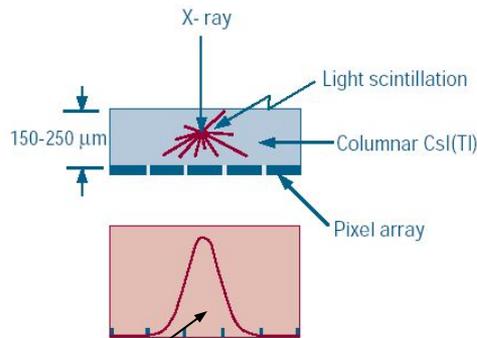
SIDEXIS 6.2 C . JPG 100



# НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ LORAD

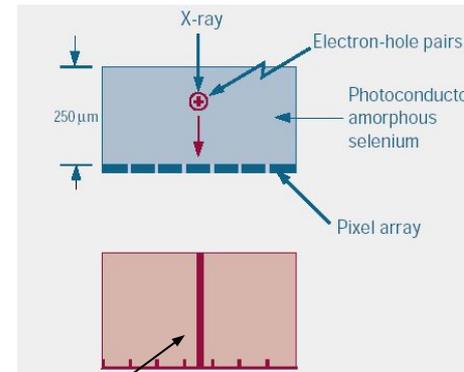
## Непрямое преобразование

Детекторы с непрямым преобразованием поглощают рентгеновские лучи и генерируют фотоны света, которые определяются блоком фотодиодов. Поскольку в процесс вовлечен свет, то его рассеивание является проблемой.



Функция распределения энергии

## Прямое преобразование

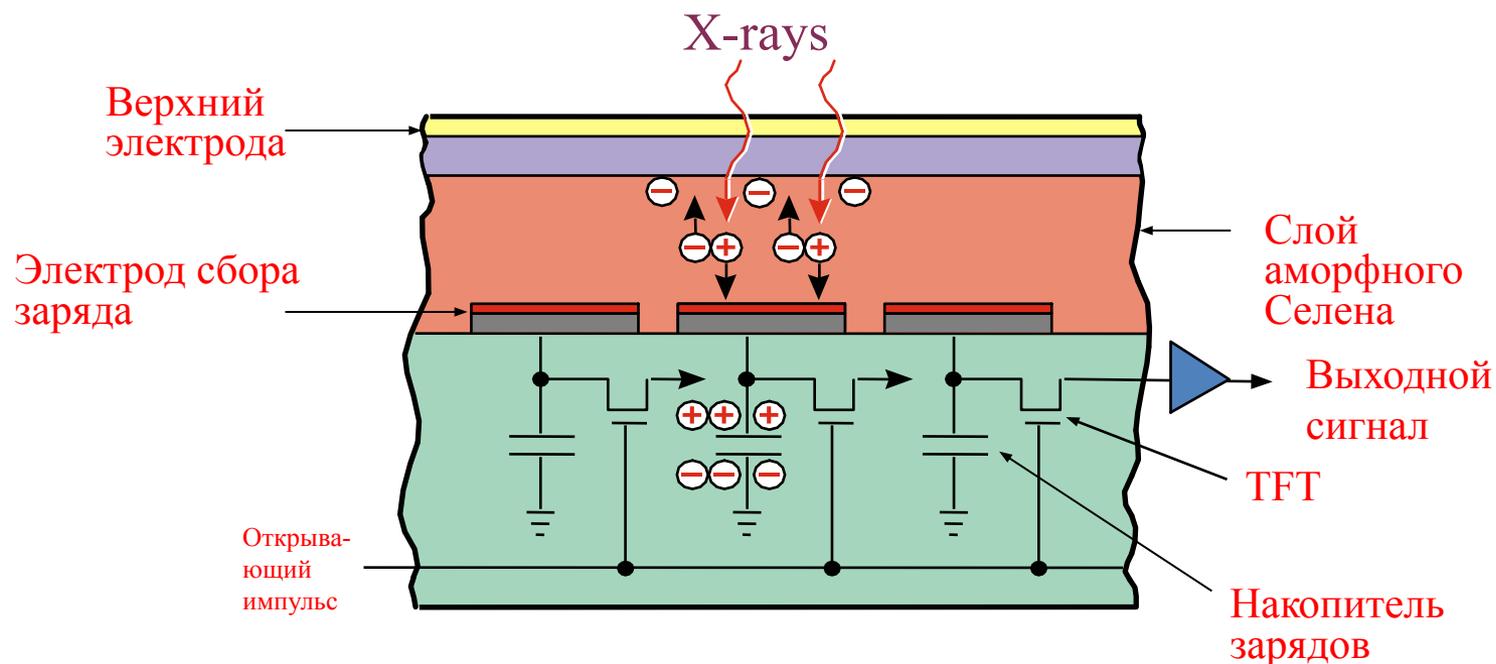


Функция распределения энергии

Детекторы Lorad поглощают рентгеновские лучи и напрямую генерируют электрический сигнал. Не требуются интенсифицирующие экраны, промежуточные процессы или дополнительные шаги.

## □ **Запатентованная технология прямого преобразования**

- В прямом конверсионном детекторе Selenia рентгеновские лучи поглощаются аморфным селеном с последующей генерацией положительных и отрицательных электрических импульсов.
- Под влиянием внешнего электрического поля электрические заряды направляются прямо к пиксельному электроду и собираются на пиксельную емкость.
- Поскольку электрические заряды идут вдоль линий электрического поля, то нет бокового движения зарядов и нет диффузии через пиксели.
- Результатом является исключительно резкое цифровое изображение.

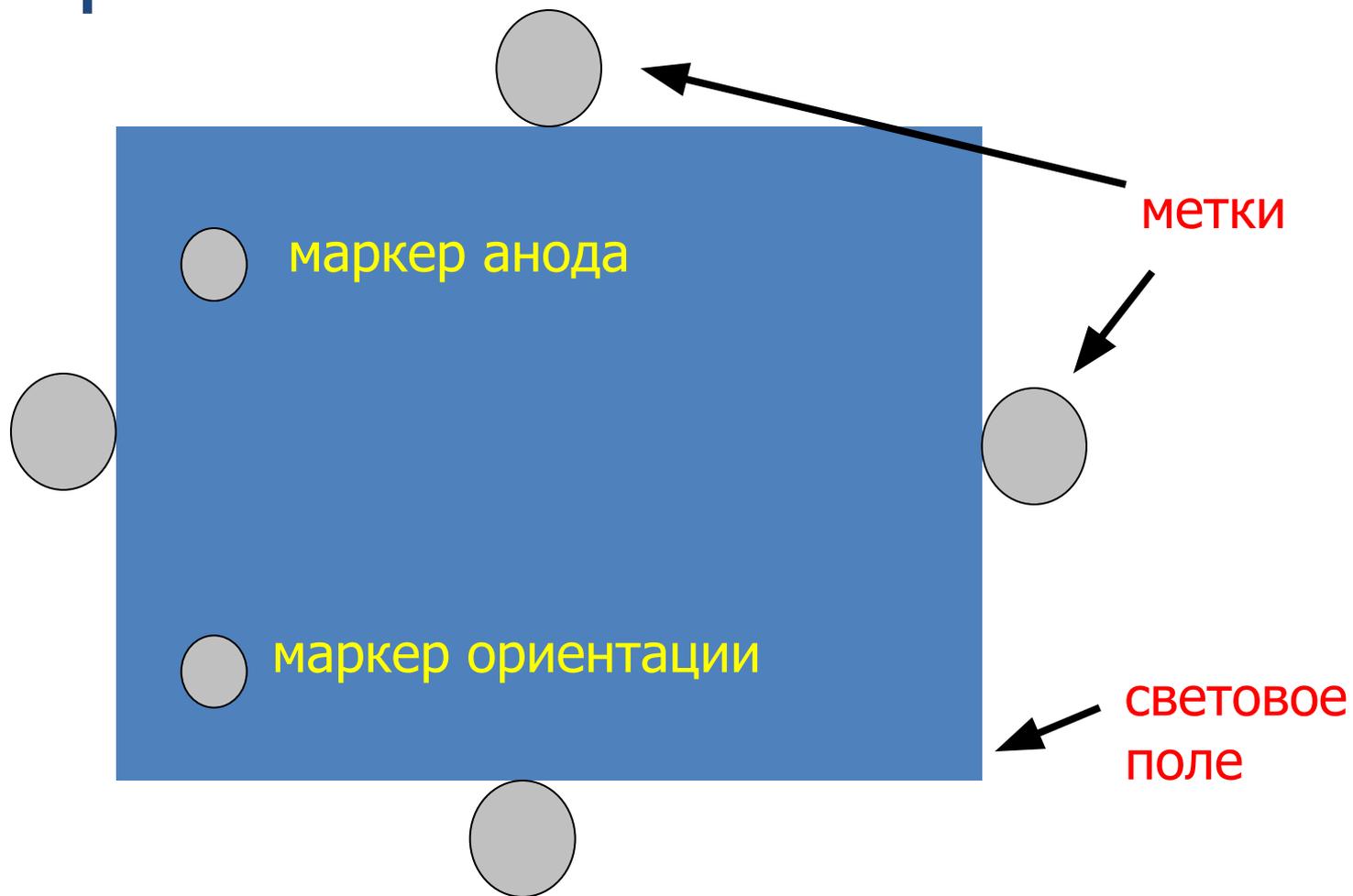


# Проверка совпадения светового и рентгеновского полей

## Метод:

- Разместить загруженную кассету на столе на расстоянии 100 см РФП (расстояние фокус-пленка)
- Установить размер светового поля приблизительно  $\sim 20 \times 20$  см
- Установить рентгеноконтрастные маркеры на каждой границе и один сверху поля (сейчас используется тестовое устройство)
- Установить экспозицию около  $\sim 5$  mAs при 70 kVp

# Совпадение светового и рентгеновского полей

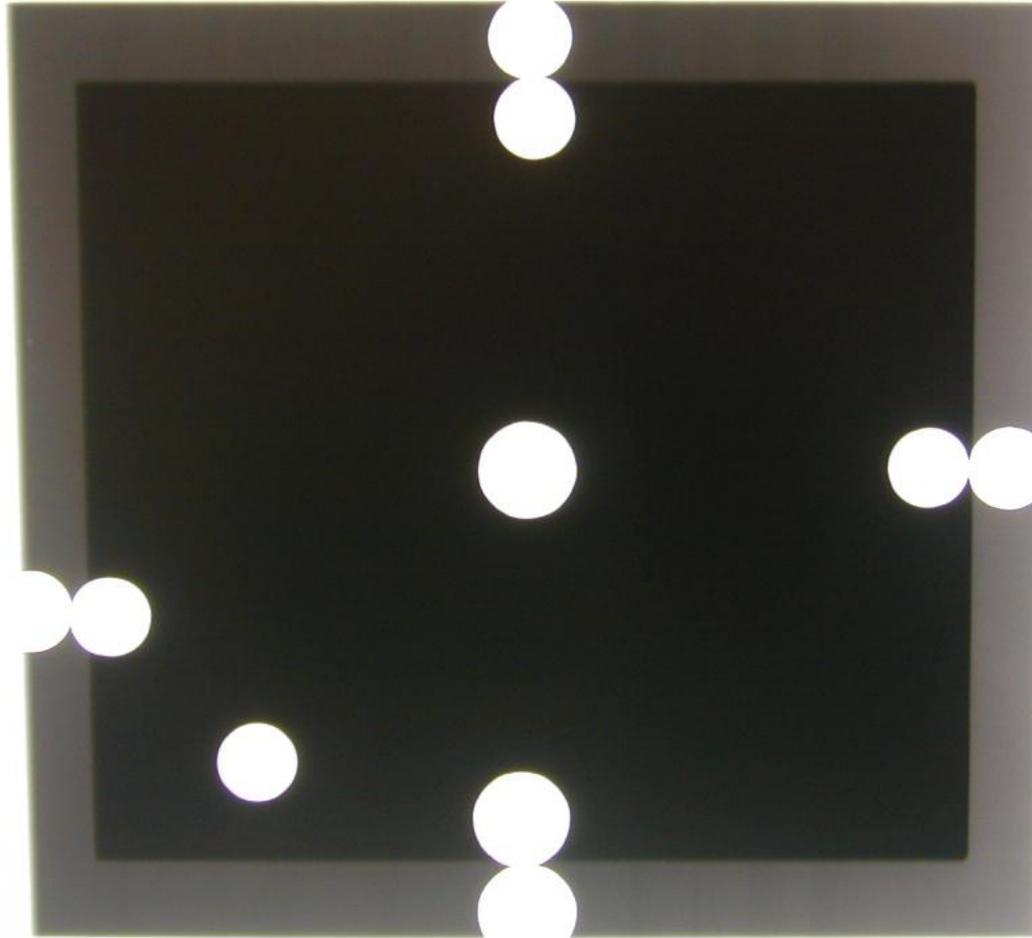


# Совпадение светового и рентгеновского полей

## Анализ :

- проявить пленку
- проверить видны ли все маркеры
- измерить расстояние между краем маркера и границей рентгеновского пучка

# Экспонированная пленка





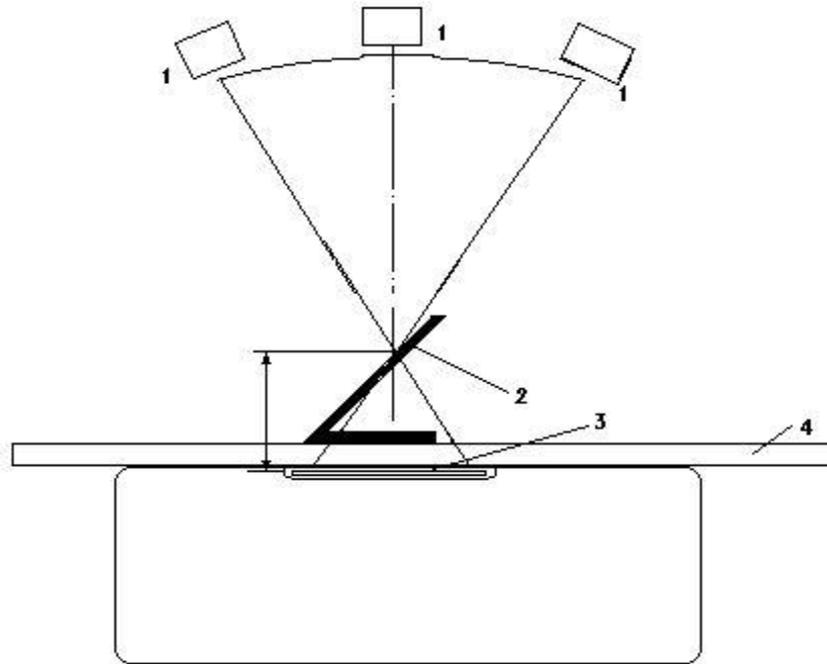
## Инструменты (рулетка, уровень)

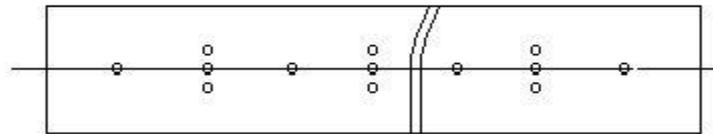
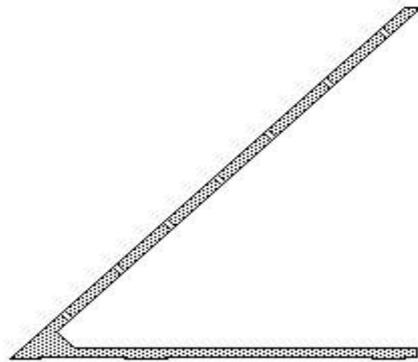


# **Эксплуатационные параметры при томографии.**

При линейной томографии эксплуатационными параметрами являются:

- глубина (высота) выделяемого среза;
- толщина выделяемого среза;
- угол томографии.





Глубина среза  $h$  составляет  $h = 0,71 \cdot L$ ,  
где  $L$  - расстояние отверстия на оси линейки от  
основания.

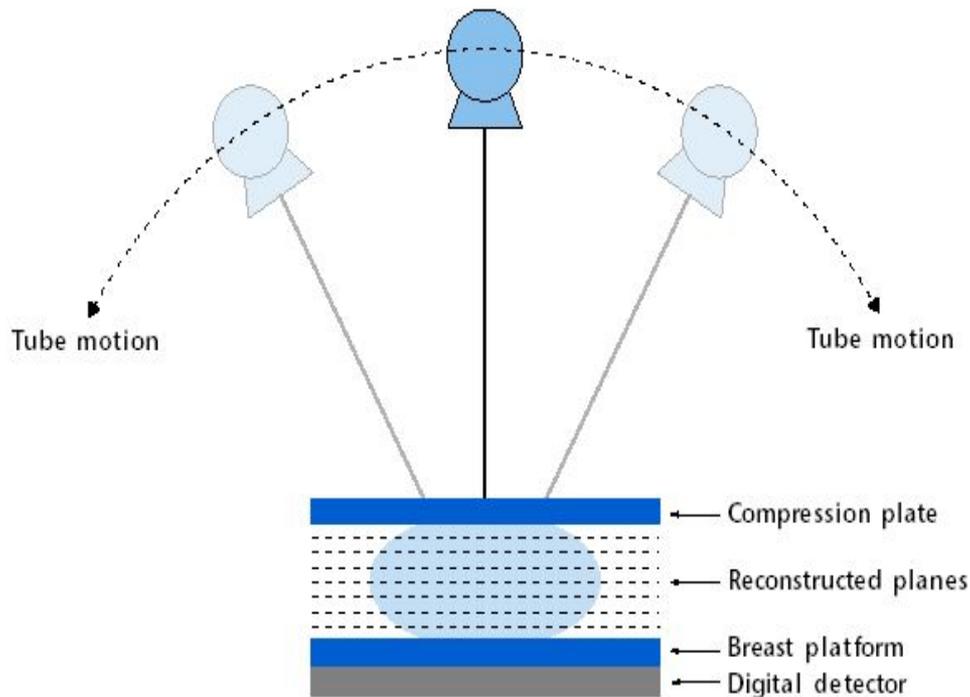


Угол томографии определяется по рентгенограмме при заданной глубине выделяемого среза томографии 5 см:

$$\varphi = 2 \operatorname{arctg} (L / 100) ,$$

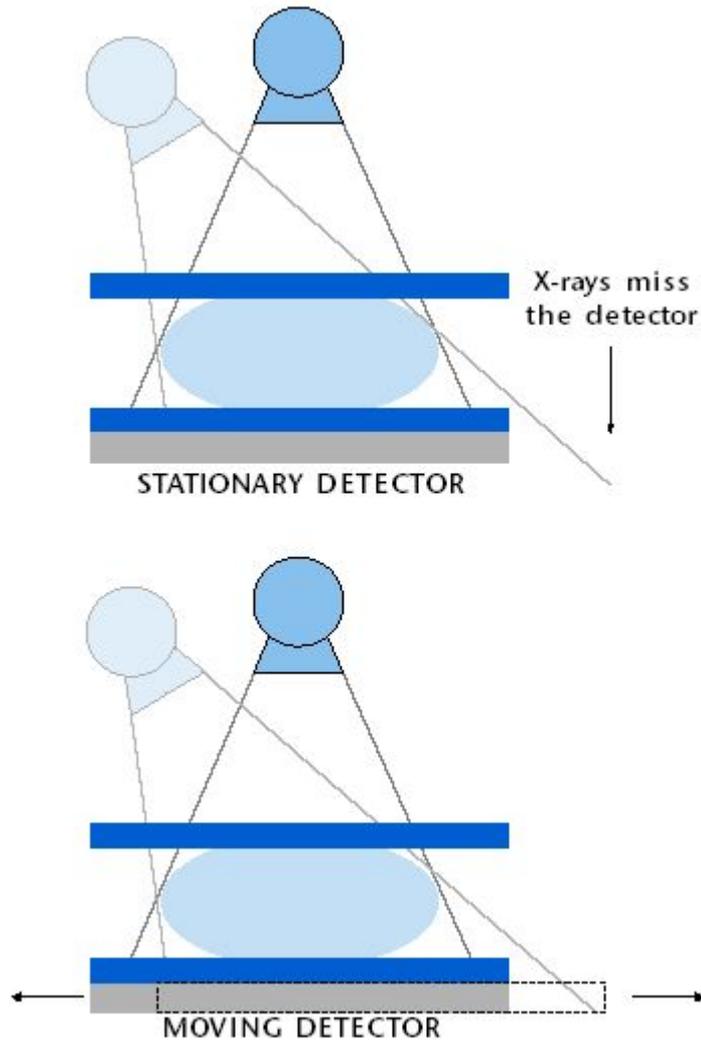
где  $L$ — длина отрезка следа центральной точки модуля в мм.

# Полноразмерный цифровой томосинтез



- Томосинтез молочной железы представляет из себя серию низкодозовых экспозиций, которые математически обрабатываются в серию срезов толщиной один миллиметр.
- Это дает возможность увидеть структуру ткани в трех направлениях.
- Таким образом, убирается пространственная неоднозначность и можно определить, является ли данная характеристика реальной, или нет.

# Полноразмерный цифровой томосинтез



- Томосинтез может осуществляться при двух геометриях сканирования: со стационарным или с перемещающимся детектором.
- Перемещающийся детектор дает большее поле обзора

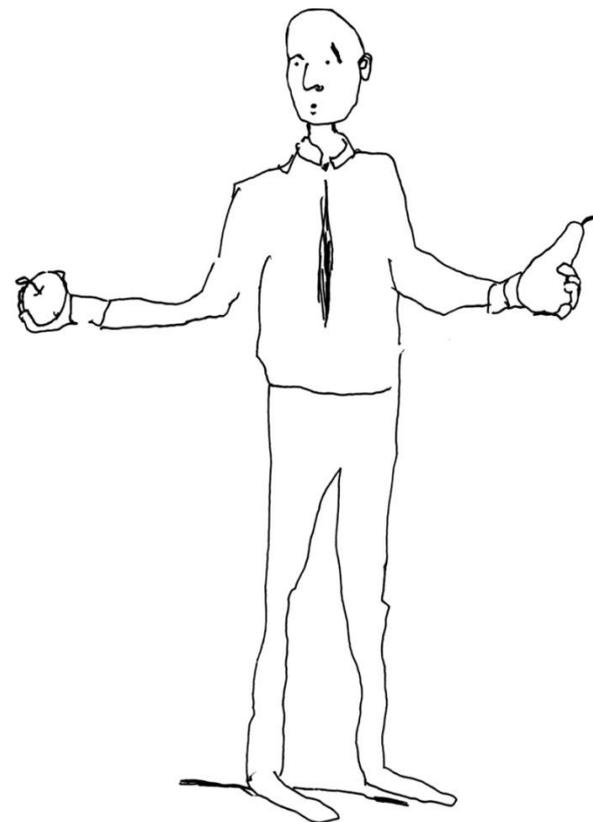
## ***Усилие перемещения подвижных частей экраноснимочного устройства аппарата.***

- При данном испытании проверяется функционирование тормозов (блокировка перемещений) и усилия перемещения при отключенных тормозах.
- Оценку функционирования тормозов выполняют с помощью динамометра (пружинного безмена) измерением усилия перемещения излучателя при выключенных тормозах (не более 40 Н) и при включенных тормозах (не менее 150 Н).
- Дополнительно оценивают уравновешенность излучателя на колонне снимков. При выключенных тормозах разность усилий его перемещения вверх и вниз должна быть не более 10 Н.

К сожалению, до настоящего времени процедуры контроля качества аппаратов лучевой диагностики, их объем и периодичность проведения детально не прописаны в регулирующих документах в РФ

Несмотря на то, что методы контроля и требования к применяемым средствам измерения и вспомогательному оборудованию определены для различных типов аппаратов в стандартах МЭК и ИСО, гармонизированных в ГОСТы,

в настоящее время отсутствует нормативный документ, предписывающий применение данных стандартов при проведении процедур контроля качества.

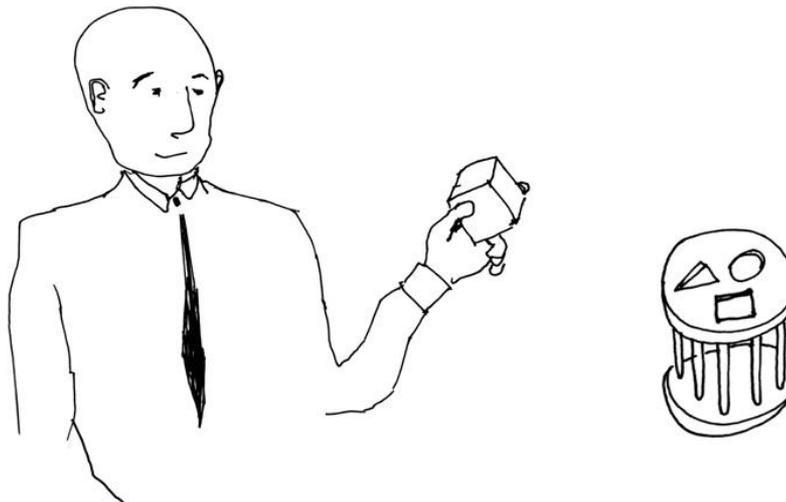


## Европейская Директива 97/43/Euratom (ст.8)

включает в себя следующие требования:

- компетентные органы должны принимать необходимые меры по поддержанию радиологических установок на уровне, обеспечивающем адекватную информативность;
- они также должны принять конкретные меры по исправлению выявленных дефектов оборудования, или, при невозможности устранения дефектов - выводу оборудования из эксплуатации;
- при разработке критериев оценки качества необходимо учитывать социально-экономические особенности государств, разрабатывающих данные критерии.

В РФ до сих пор не создан  
уполномоченный орган  
по контролю качества  
медицинского оборудования.



## **Технические средства контроля:**

**За последние двадцать лет созданы многочисленные приборы и тест-объекты для контроля и методы их проведения. За рубежом средства контроля производятся фирмами PTW-Freiburg, Victoreen, Unfors Instruments, RTI-Electronics и рядом других. В РФ производством такого оборудования занимается НПЦ МР и ЗАО «АМИКО».**

**Универсальный рентген тестер NOMEX 7723 фирмы PTW FREIBURG оснащён дистанционно удалённым детектором для измерения анодного напряжения и длительности экспозиции ионизационными камерами для измерения дозы и мощности дозы, для измерения дозы по длине (для КТ).**

- **Средство измерения(СИ)** - техническое средство или комплекс средств (включая встроенные или сопряженные средства обработки информации), предназначенное для измерений конкретной физической величины и имеющее нормируемые метрологические характеристики.
- **Показание СИ (результат наблюдения)**- значение измеряемой величины, получаемое как непосредственный отсчет СИ (в т.ч. после автоматизированной обработки).

**За последние двадцать лет созданы многочисленные приборы для контроля рентгеновских аппаратов фирмами: PTW-Freiburg, Fluke Biomedical, Unfors, RTI-Electronics и др.**



# Полупроводниковые детекторы

Полупроводниковые детекторы изготавливаются из германия и кремния

Для детекторов переносных приборов используется кремний, т.к. ширина запрещенной энергетической зоны у кремния больше чем тепловой шум.

Для уменьшения теплового шума германиевые детекторы охлаждаются жидким азотом

# Полупроводниковые детекторы

Существует два типа германиевых и кремниевых детекторов: N-тип и P-тип

Детекторы N-типа имеют примеси - доноры, которые создают лишний электрон

Детекторы P-типа имеют примеси - акцепторы, которые создают лишнюю положительно заряженную «дырку»

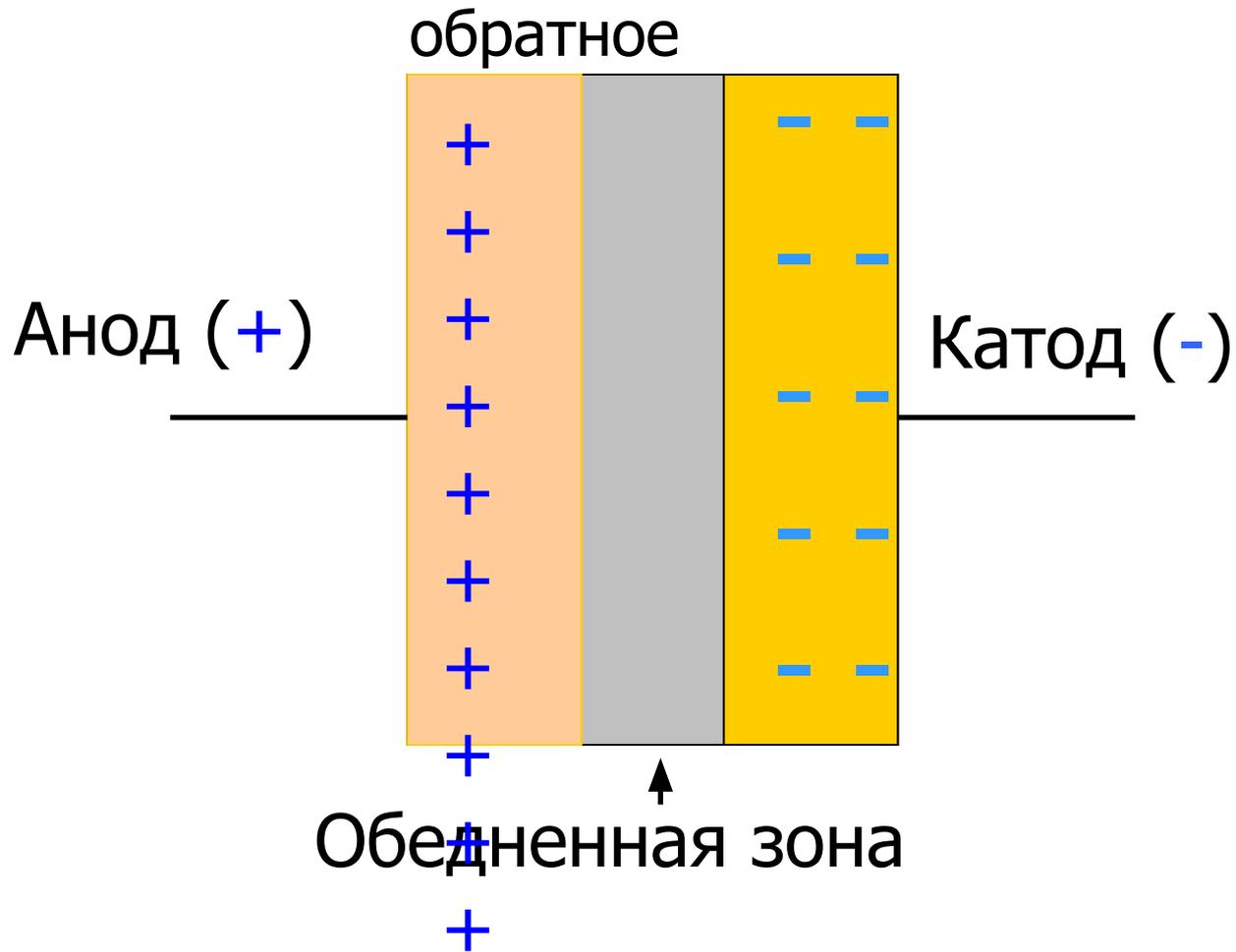
# Полупроводниковые детекторы

Если приложить положительное напряжение к материалу N-типа и отрицательное – к материалу P-типа, электроны уходят из этой зоны и создается глубокая обедненная зона

Это зона действует как чувствительный объем детектора

Ионизирующее излучение попадая в обедненную зону создает лишние электроны и дырки, которые мигрируя создают электрический импульс

# Полупроводниковые детекторы

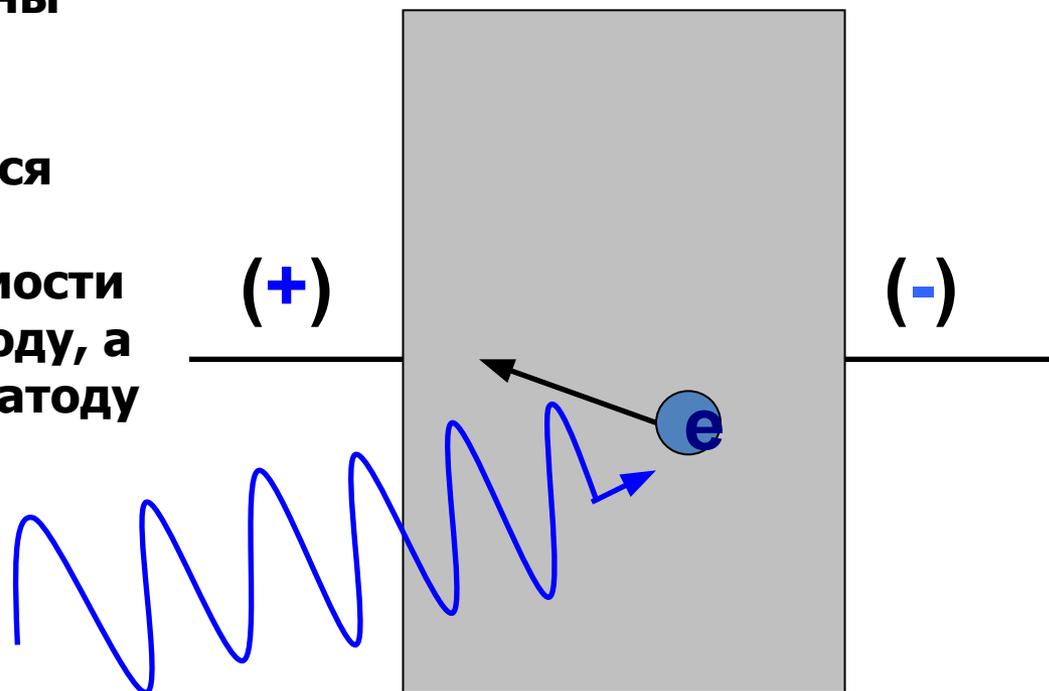


# Полупроводниковые детекторы

При пересечении обедненной зоны заряженной частицей электроны переходят из зоны валентности в зону проводимости

В валентной зоне образуются дыры

Электроны в зоне проводимости подвижны и движутся к аноду, а положительные дыры – к катоду

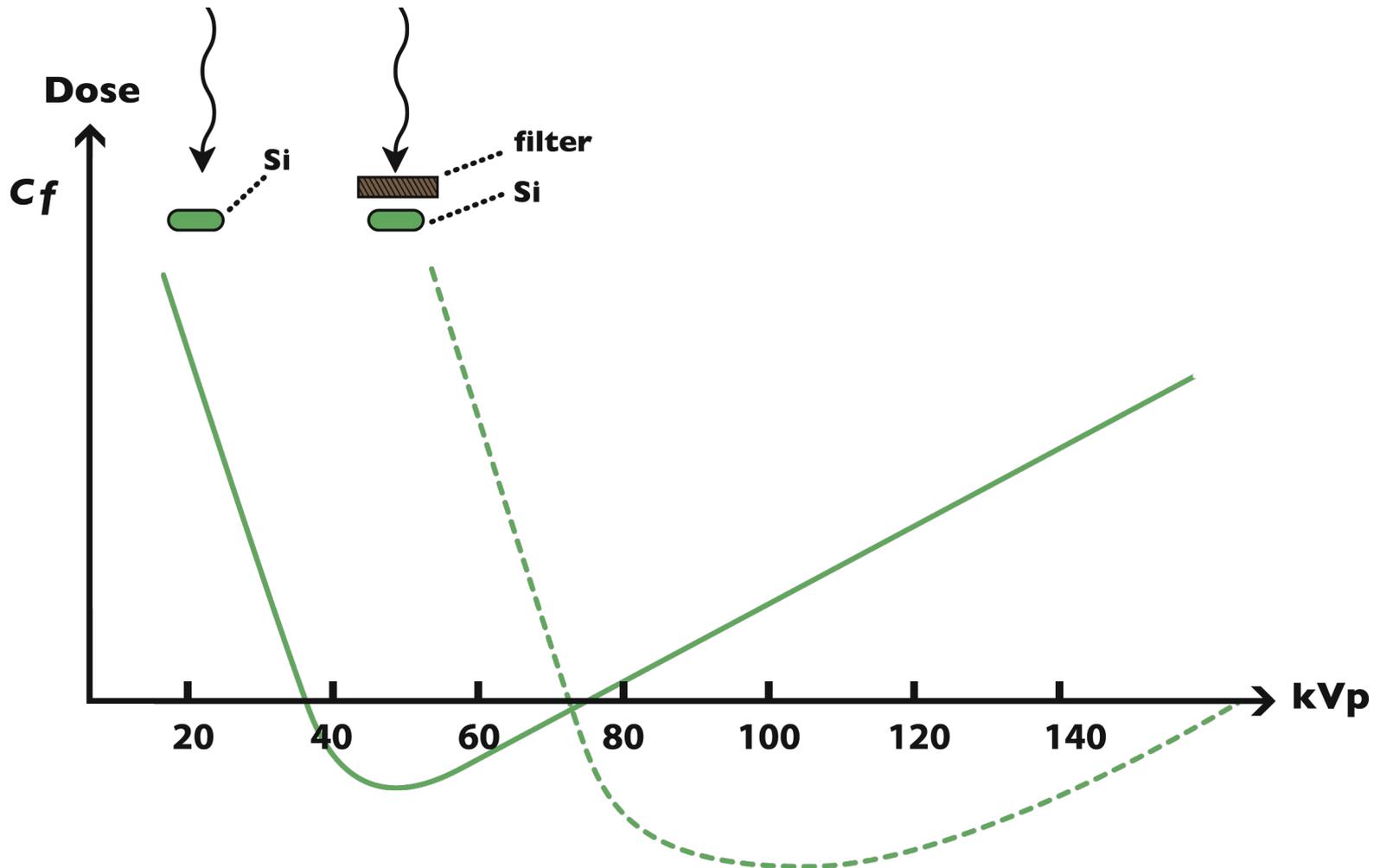


# линейка универсальных дозиметров фирмы UNFORS

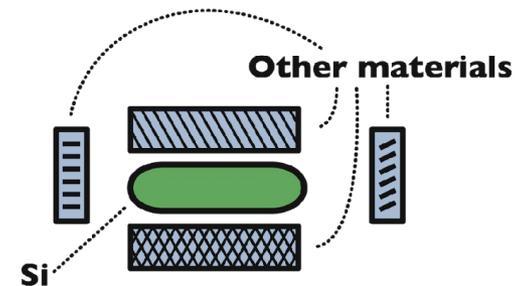
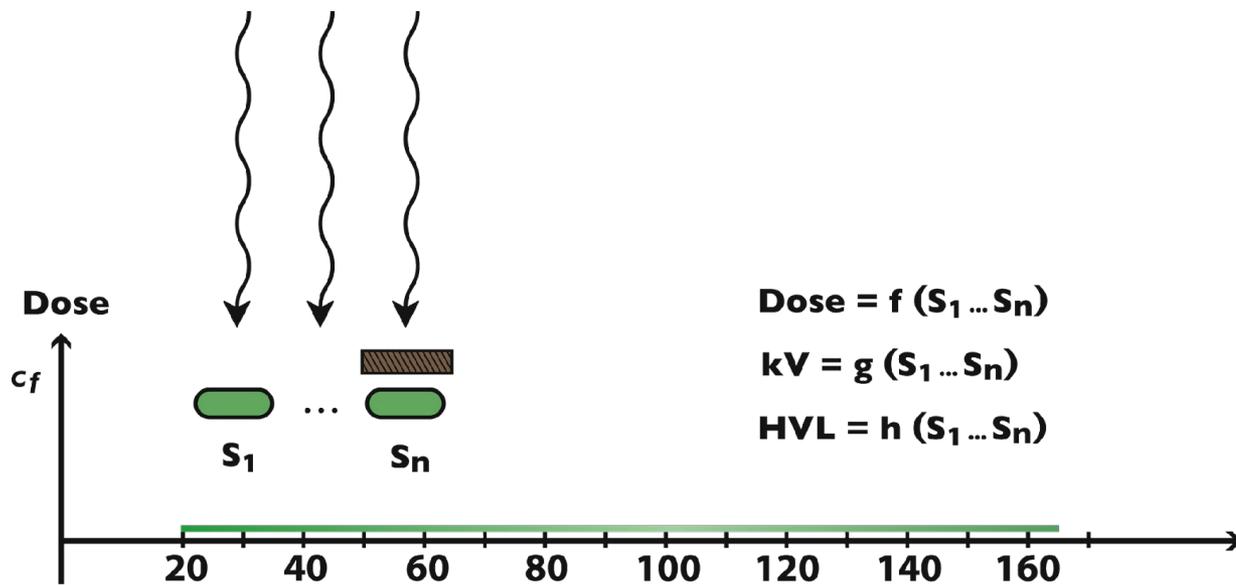


Принцип действия приборов при измерений таких параметров как анодное напряжение, фильтрация, слой половинного ослабления основан на определении энергии рентгеновского излучения с применением нескольких детекторов (кремниевые детекторы, ионизационные камеры), имеющих различные зависимости чувствительности от энергии излучения.

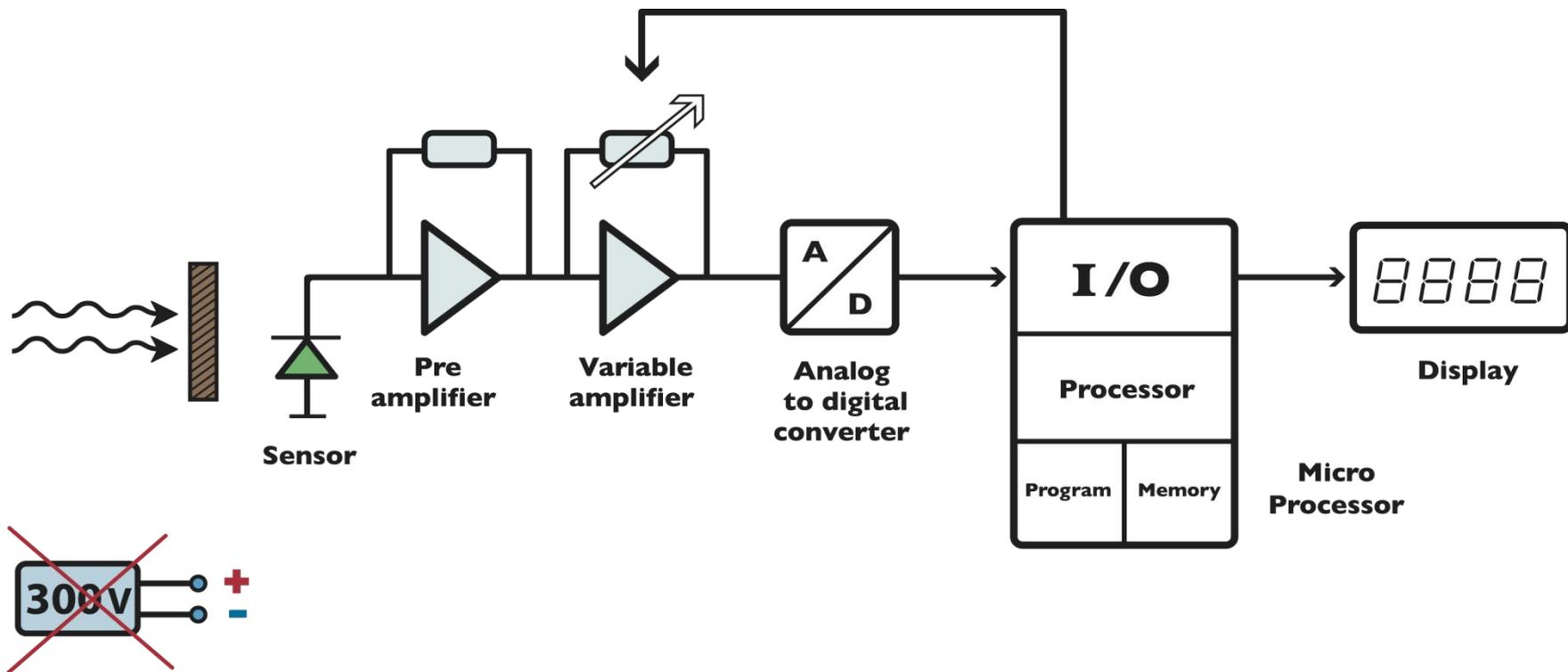
Принцип действия приборов при измерений таких параметров как анодное напряжение, фильтрация, слой половинного ослабления основан на определении энергии рентгеновского излучения с применением нескольких детекторов (кремниевые детекторы, ионизационные камеры), имеющих различные зависимости чувствительности от энергии излучения.



# Мульти детекторная схема

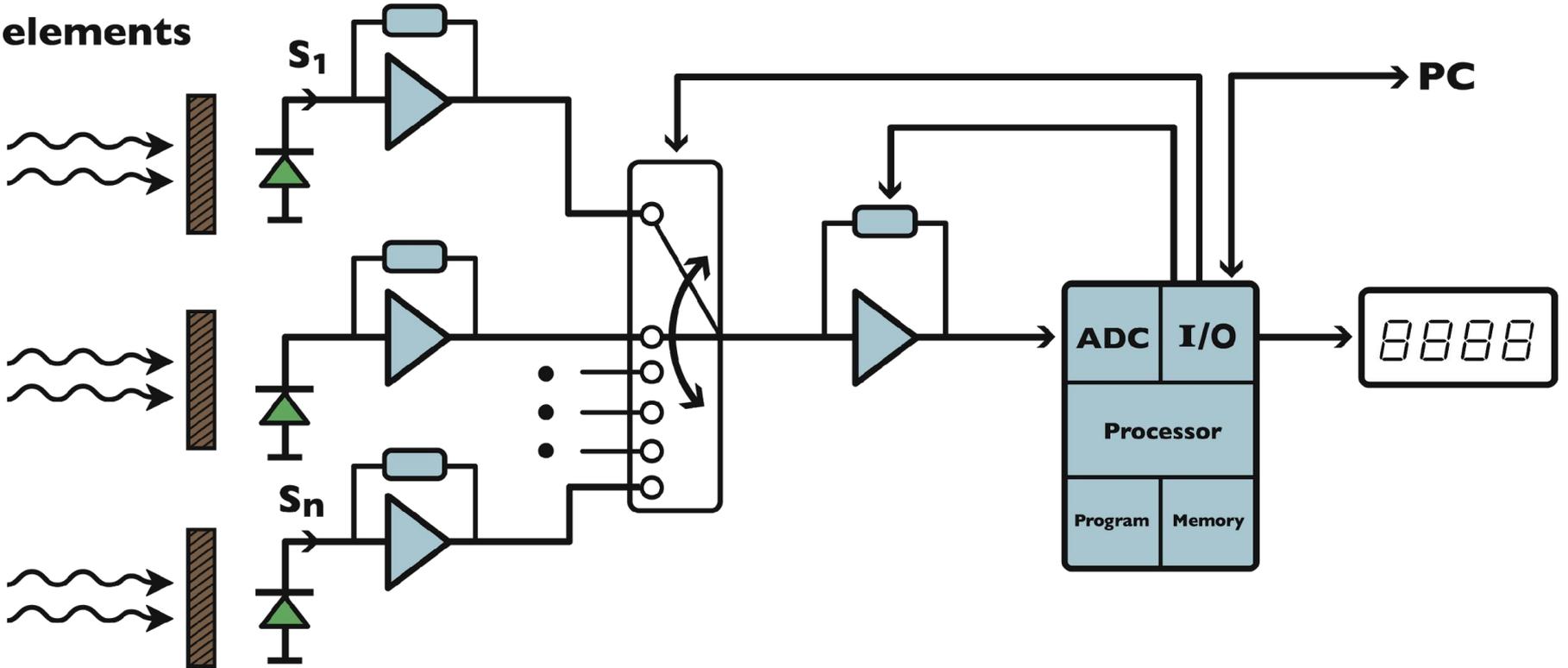


# Принцип действия

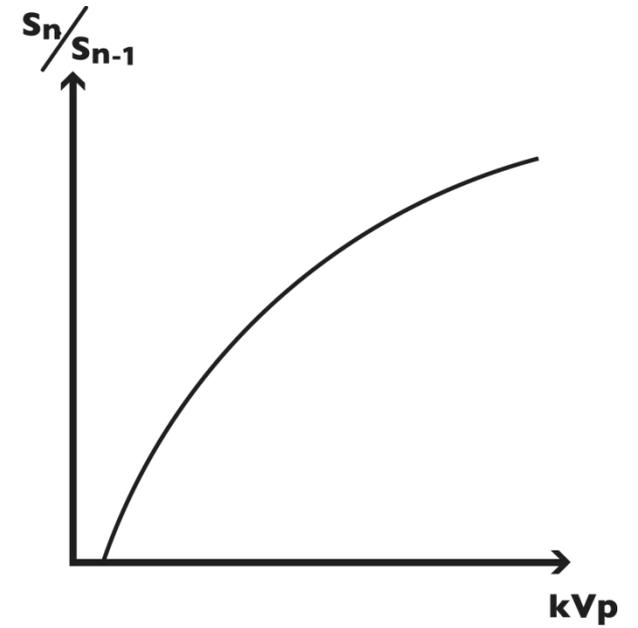
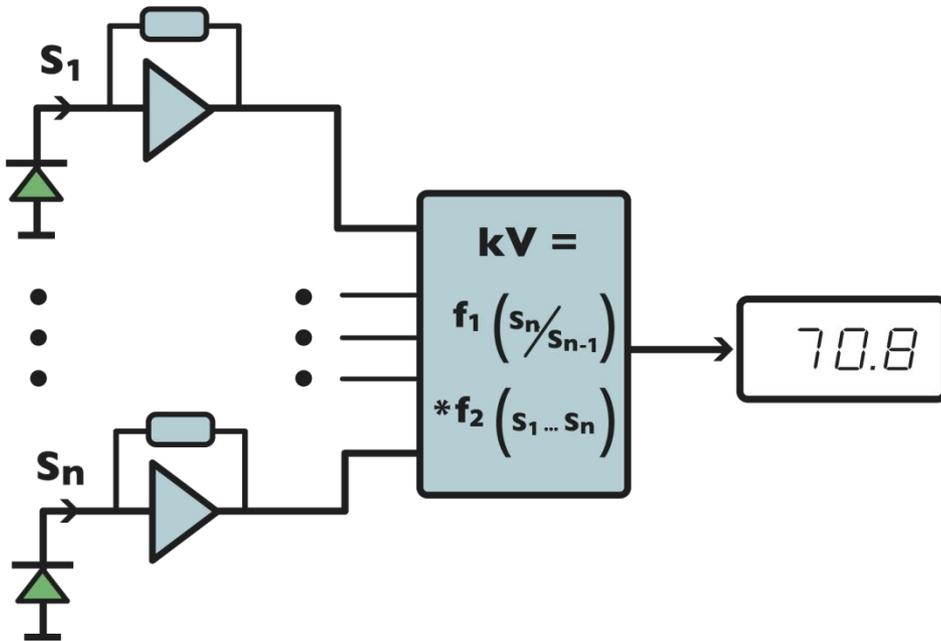


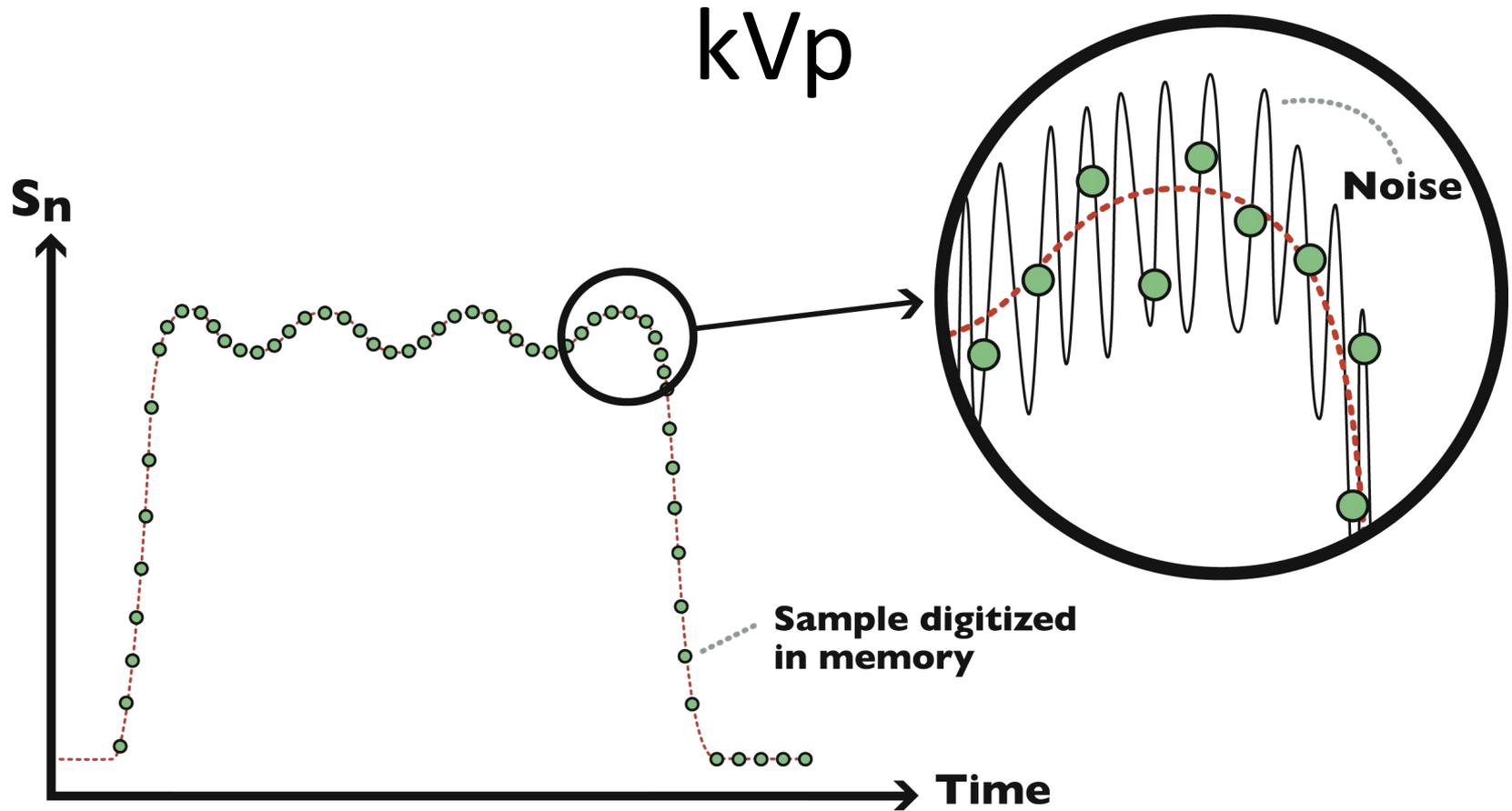
# Unfors Xi

Multi Si elements



# kVp





- Signal to noise ratio important to measure kVp
- kV is intergrated over time  signal to noise ratio not critical

# Дозиметр портативный для контроля характеристик рентгеновских аппаратов



Простой в обращении дозиметр для контроля электрических и радиационных параметров медицинских рентгеновских аппаратов



# Piranha

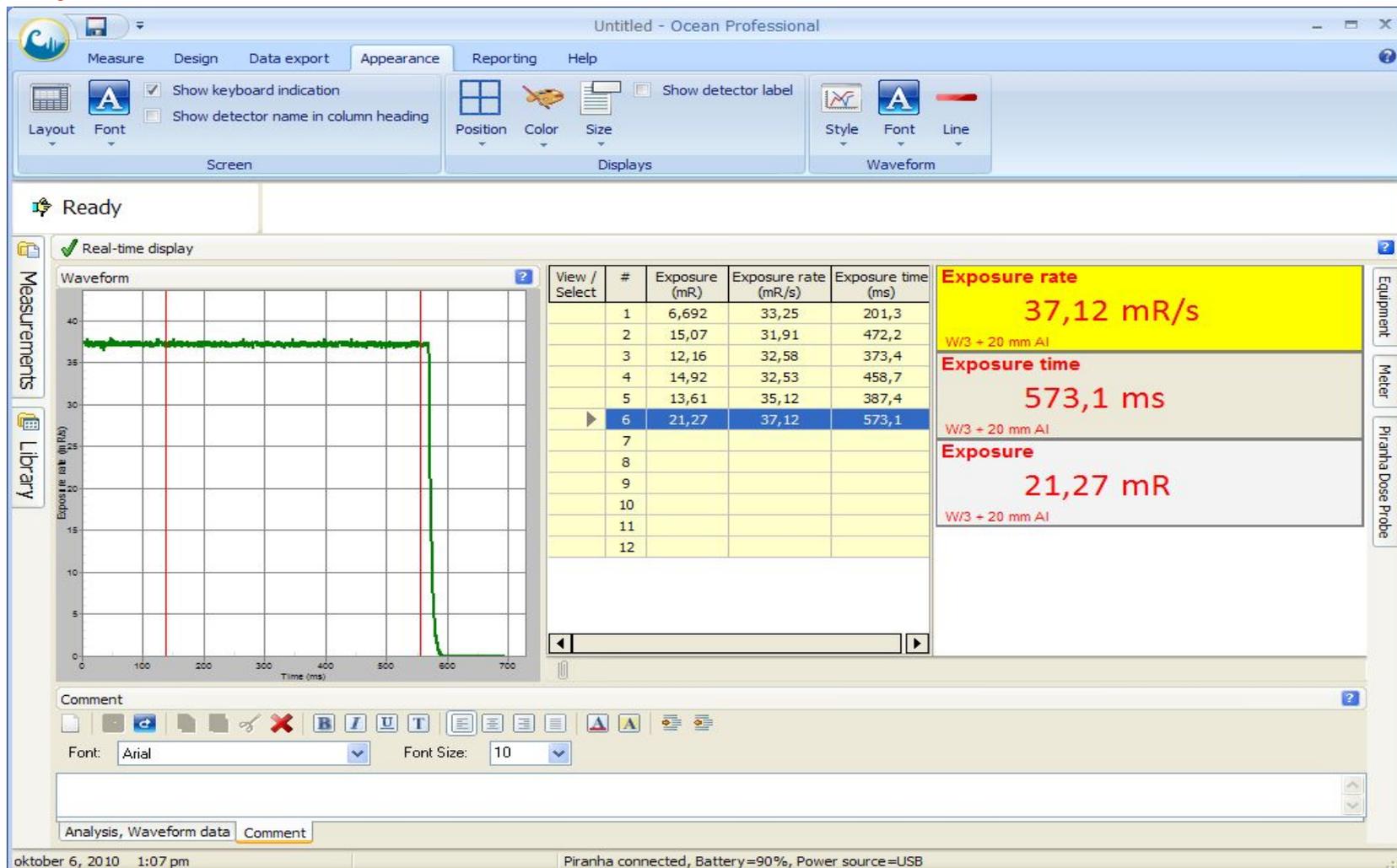
## Измеряемые параметры:

- ✓ kVp
- ✓ mA; mAs
- ✓ Время экспозиции
- ✓ Керма и мощность кермы
- ✓ CT dose profile
- ✓ CTDI; DLP
- ✓ Доза за импульс
- ✓ Количество импульсов
- ✓ Освещенность и яркость





**Оcean** - отображает Ваши измерения на ПК простым и ИНТУИТИВНО ПОНЯТНЫМ СПОСОБОМ



Ready

Real-time display

Waveform

View / Select	#	Exposure (mR)	Exposure rate (mR/s)	Exposure time (ms)
	1	6,692	33,25	201,3
	2	15,07	31,91	472,2
	3	12,16	32,58	373,4
	4	14,92	32,53	458,7
	5	13,61	35,12	387,4
▶	6	21,27	37,12	573,1
	7			
	8			
	9			
	10			
	11			
	12			

**Exposure rate**  
37,12 mR/s  
W/3 + 20 mm Al

**Exposure time**  
573,1 ms  
W/3 + 20 mm Al

**Exposure**  
21,27 mR  
W/3 + 20 mm Al

Comment

Font: Arial Font Size: 10

Analysis, Waveform data Comment

oktober 6, 2010 1:07 pm Piranha connected, Battery=90%, Power source=USB

**Детектор  
освещенности**



**Piranha Dose детектор**



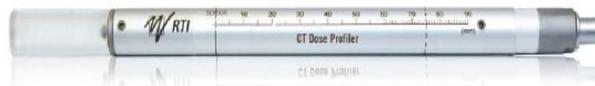
**Детектор MAS-1**



**Детектор T20**



**СТ Детектор**



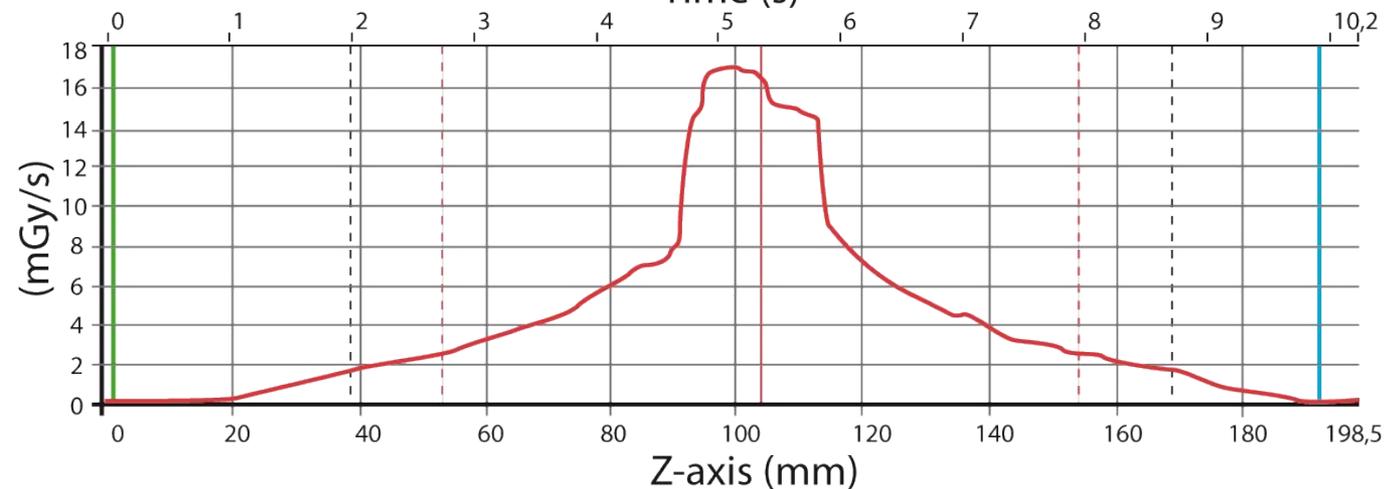
**Детектор MAS-2**





Central Point Method  $k=1,02$

Time (s)



Dose (mGy)  
(C2-C1)

**42,88**

DLP (mGycm)

**655**

CTDI<sub>vol</sub> (mGy)

**38,5**

CTDI<sub>100</sub> (mGy)

**36,6**

CTDI<sub>w</sub> (mGy)

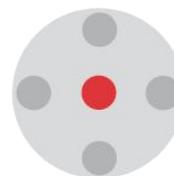
**37,3**

FWHM (mm)

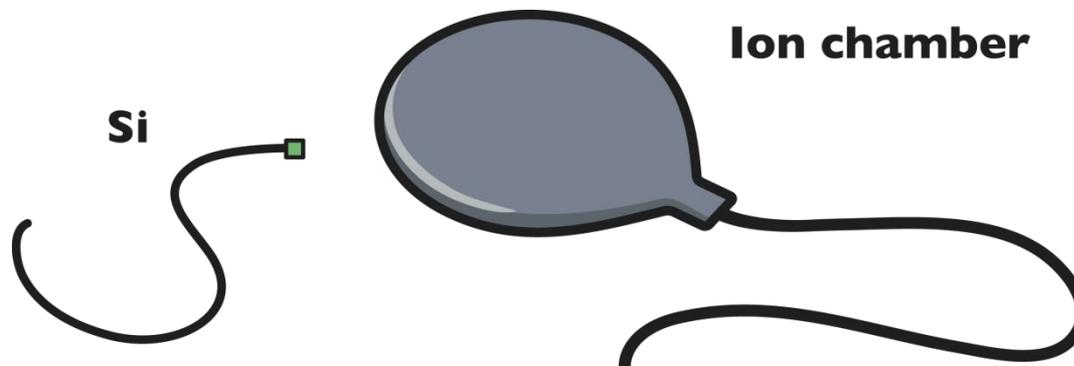
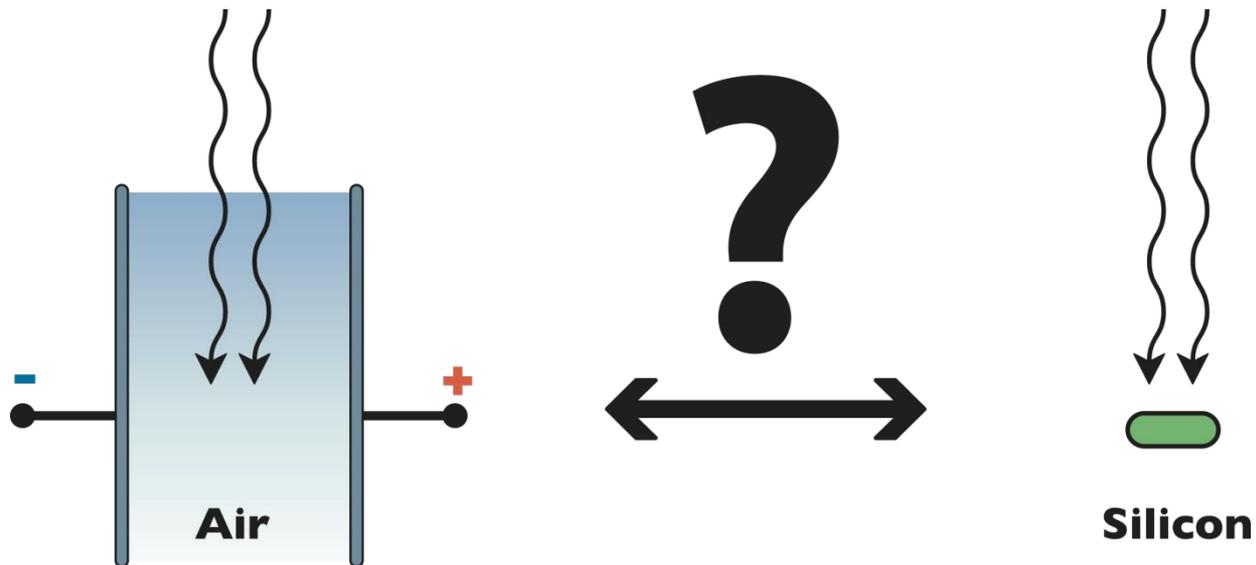
**24,6**

Scatter index  
130/100

**1,09**



# Ионизационные камеры или кремниевые детекторы ???



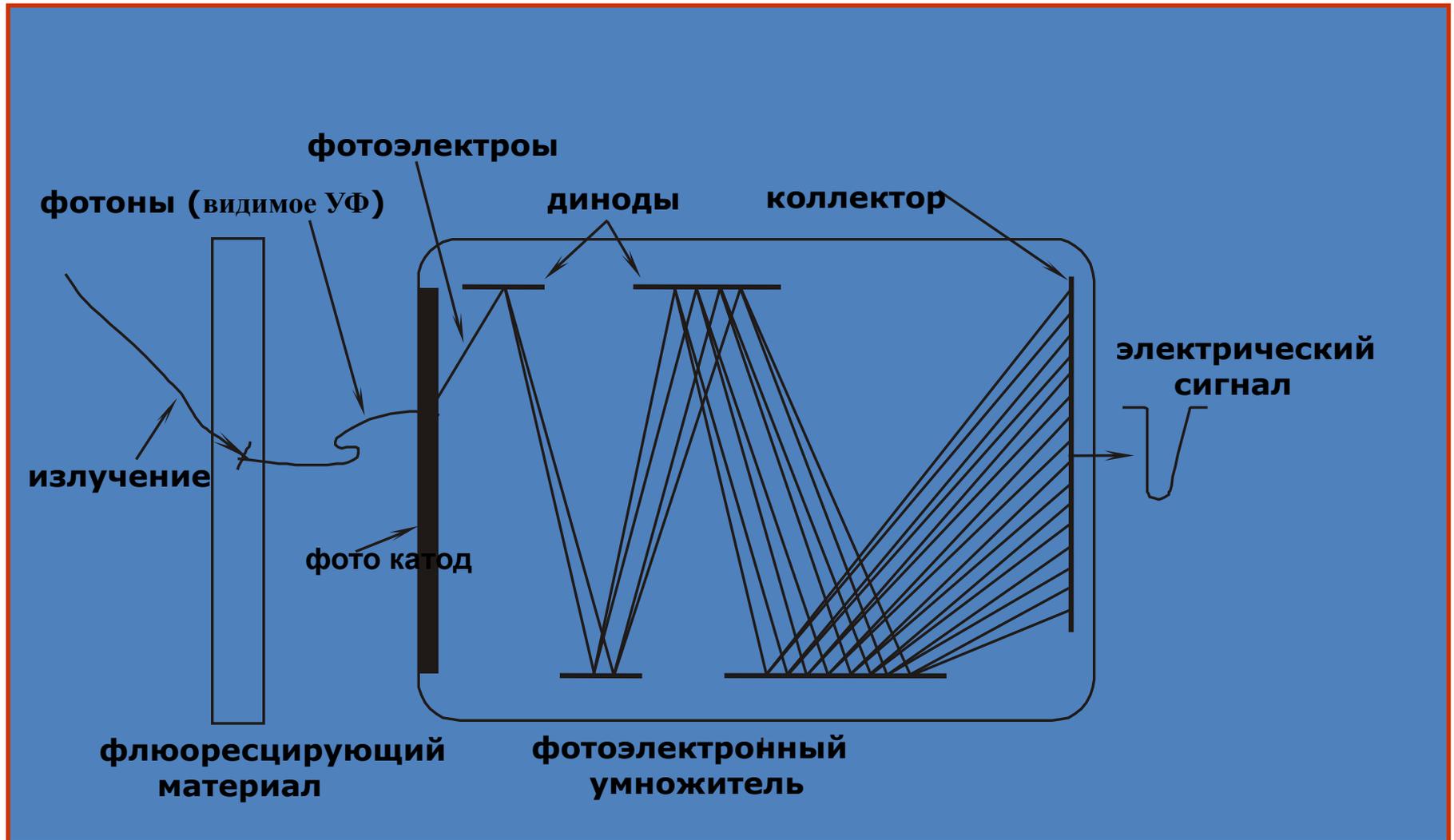
# Специальные дозиметры



Клинический  
дозиметр  
ДКС-101



# Сцинтилляционные детекторы (регистрация фотонов)



# Дозиметр ДКС – 96



# Дозиметр ДКС – АТ 1121/1123



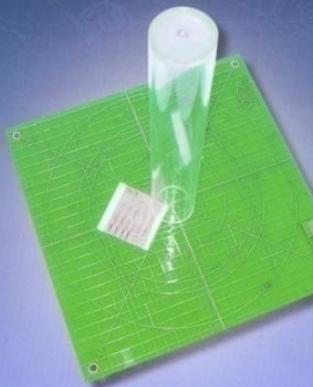
**Дозиметр ДКС – АТ 1103М**

**- не применим для дозиметрии кабинетов**



# Рентгенография общего назначения

ФАНТОМЫ И ТЕСТ-ОБЪЕКТЫ КОНТРОЛЯ  
КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ  
2009 г.



Научно-Производственное Предприятие «ДОЗА»

# Фантомы тест- объекты

# КТ-Фантомы

КОНТРОЛЬ  
КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ  
2009 г.



Научно-Производственное Предприятие «ДОЗА»

# Остеоденситометрические фантомы

КОНТРОЛЬ  
КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ  
2009 г.



Научно-Производственное Предприятие «ДОЗА»

# Маммография

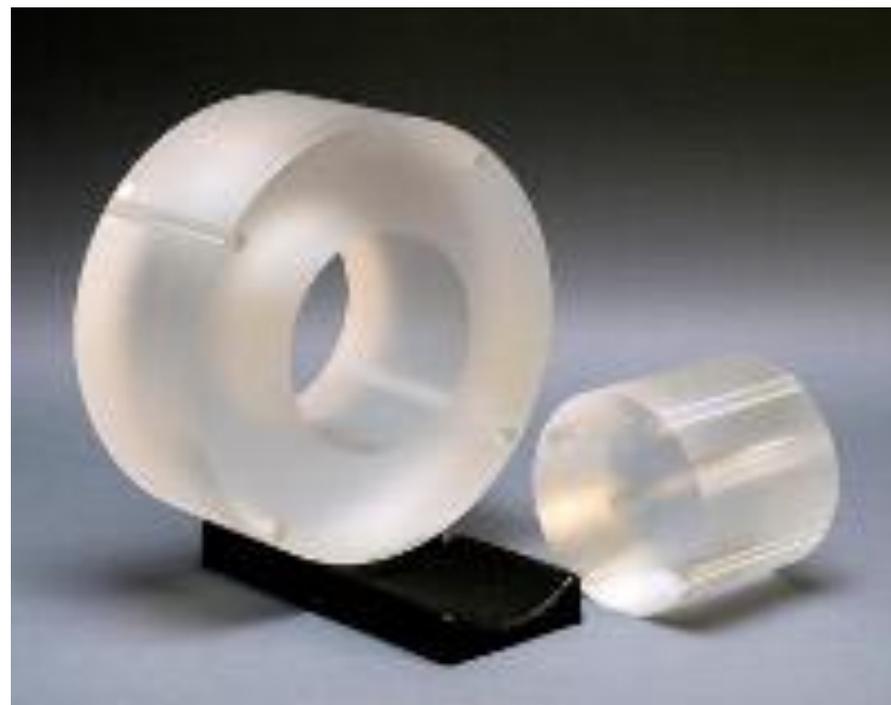
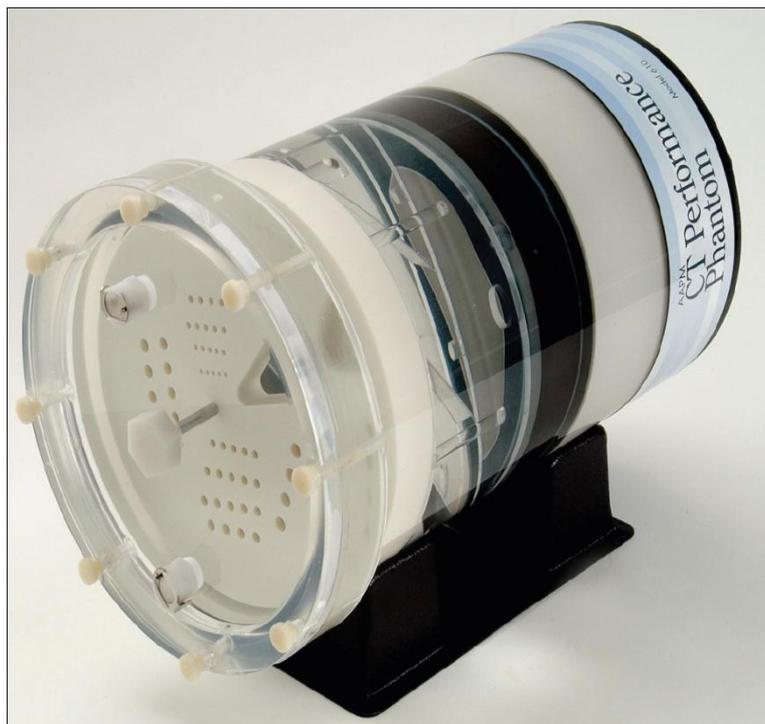
ФАНТОМЫ И ТЕСТ-ОБЪЕКТЫ КОНТРОЛЯ  
КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ  
2009 г.



Научно-Производственное Предприятие «ДОЗА»



## Комбинированные тест - фантомы



# Операционные величины

Для целей радиационного контроля определены операционные величины:

- амбиентный эквивалент дозы
- индивидуальный эквивалент дозы

Амбиентный эквивалент дозы применяется при радиационном контроле рабочих мест и радиационном мониторинге

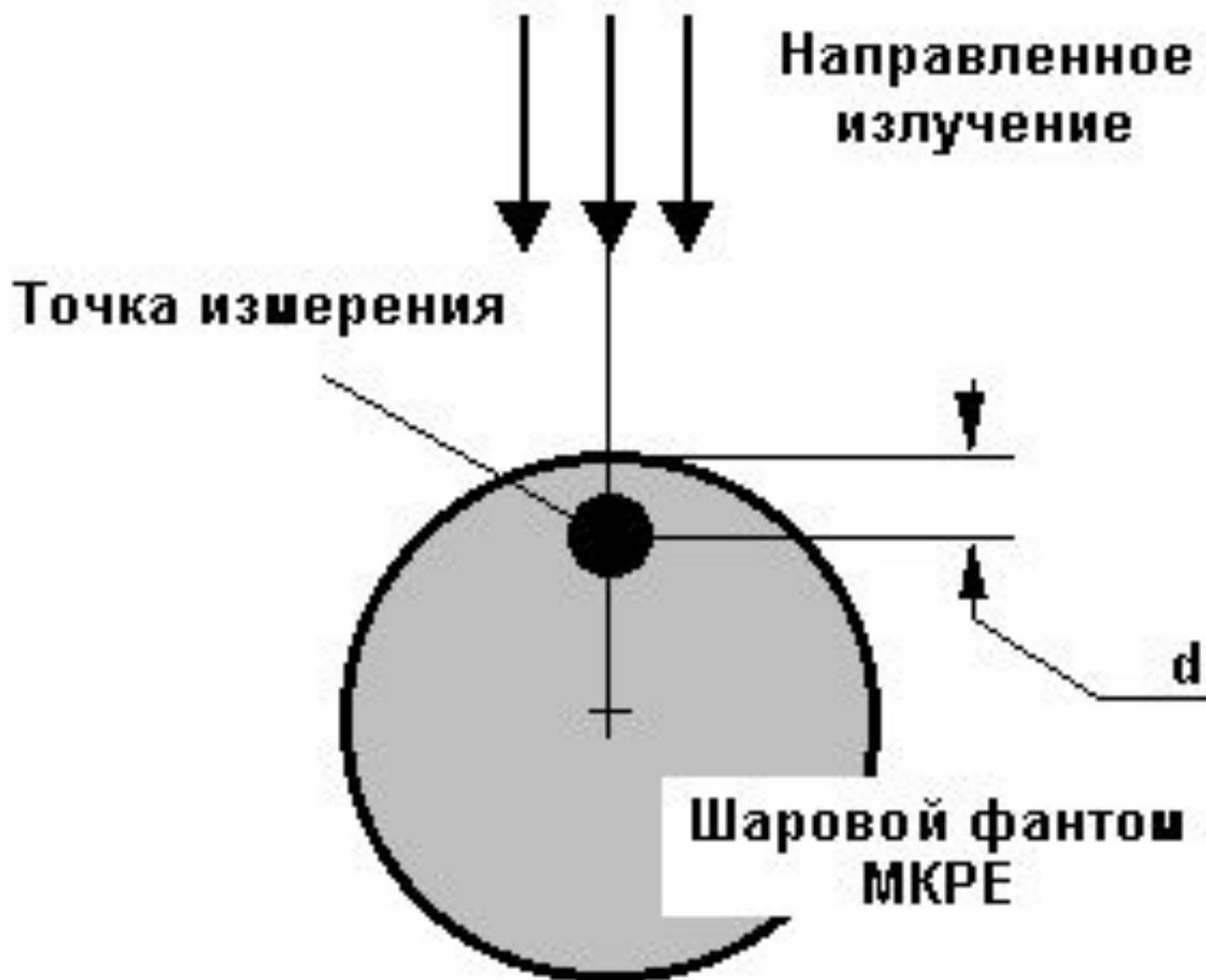
Индивидуальный эквивалент дозы применяется при индивидуальном дозиметрическом контроле

# Амбиентный эквивалент дозы

*Амбиентный эквивалент дозы  $H^*(d)$*  – эквивалент дозы, который был бы создан в шаровом фантоме МКРЕ на глубине  $d$  (мм) от поверхности по диаметру, параллельному направлению излучения, в поле излучения, идентичном рассматриваемому по составу, флюенсу и энергетическому распределению, но мононаправленном и однородном.

Амбиентный эквивалент дозы используется для характеристики поля излучения в точке, совпадающей с центром шарового фантома.

# Амбиентный эквивалент дозы



$H^*(0,07)$ Нормируемая величина	Операционная величина: Мощность амбиентного эквивалента дозы	
	<i>d</i> , мм	Условное обозначение
Мощность эквивалентной дозы внешнего облучения кожи	0,07	<b><math>H^*(0,07)</math></b>
Мощность эквивалентной дозы внешнего облучения хрусталика глаза	3	<b><math>H^*(3)</math></b>
Мощность эквивалентной дозы внешнего облучения на поверхности нижней части области живота женщин.	10	<b><math>H^*(10)</math></b>
Мощность эффективной дозы внешнего облучения	10	<b><math>H^*(10)</math></b>

# Поглощенная доза

Поглощенная доза определяется как:

$$D = dE/dm,$$

где  $dE$  – средняя энергия переданная излучением веществу с массой  $dm$ .

Единица поглощенной дозы Дж/кг (Грей).

Энергия переданная массе вещества равна разнице между энергией падающей в массу и энергии покидающей данную массу вещества.

# Эффективная доза

- Организм неоднороден т.е. различные ткани реагируют по-разному на одинаковую полученную дозу излучения. Органы различаются по радиочувствительности.
- Для определения ущерба организму в целом ввели эффективную дозу.

# Эффективная доза

Эффективная доза:

$$E = \sum w_T H_T$$

где:

$H_T$  - эквивалентная доза в ткани или органе  $T$ ;

$w_T$  - взвешивающий коэффициент учитывающий радиочувствительность органа или ткани  $T$  (т.е. вероятность возникновения стохастических эффектов).

# $W_T$ - взвешивающий коэффициент для ткани

<b>Ткань или орган</b>	<b><math>W_T</math></b>
<b>Гонады</b>	<b>0.20</b>
<b>Костный мозг (красный)</b>	<b>0.12</b>
<b>Толстая кишка</b>	<b>0.12</b>
<b>Легкие</b>	<b>0.12</b>
<b>Желудок</b>	<b>0.12</b>
<b>Мочевой пузырь</b>	<b>0.05</b>
<b>Молочная железа</b>	<b>0.05</b>

<b>Ткань или орган</b>	<b><math>W_T</math></b>
<b>Печень</b>	<b>0.05</b>
<b>Пищевод</b>	<b>0.05</b>
<b>Щитовидная железа</b>	<b>0.05</b>
<b>Кожа</b>	<b>0.01</b>
<b>Кость</b>	<b>0.01</b>
<b>Остальные</b>	<b>0.05</b>

# Погрешность

- **Погрешность СИ** - метрологическая характеристика СИ, определяемая как отличие показаний( $X$ ) от истинного значения ( $X_0$ ) измеряемой величины, воспроизводимой эталоном.
- **Абсолютная погрешность:**

$$\Delta = X - X_0$$

- **Относительная погрешность:**

$$\delta = \frac{X - X_0}{X_0}$$

# Неопределённость

- **Неопределенностью** результата измерения называется оценка, характеризующая диапазон значений, в пределах которого находится истинное значение измеряемой величины.
- **Расширенная неопределенность** измерений ( $U$ ) - параметр, определяющий интервал вокруг измеренного значения величины, внутри которого с заданной вероятностью ( $p=0,95$ ) находится истинное значение измеряемой величины.

# Основные составляющие неопределенности при измерении

- $U_{\text{модель}}$  - неадекватность контролируемому объекту (эффекту) измерительной модели, параметры которой принимаются в качестве измеряемых величин;
- $\Delta_{\text{СИ}}$  - погрешности метрологических характеристик средств измерений;
- $U_{\text{стат}}$  - статистическая неопределенность измерений;
- $\Delta_s$  - субъективные погрешности (погрешности оператора)

- Для расчета неопределенности все составляющие суммируются в квадрате под корнем:

$$U = \sqrt{\sum_i u_i^2}$$

- Расширенная неопределенность:

$$U_{0,95} = 1,96 \cdot U$$

# Статистическая составляющая

- Статистическая составляющая рассчитывается из серии измерений

$$u_s = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n - 1)} \sum_i (X_i - \bar{X})^2}$$

# Подтверждение компетенции

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ СТАНДАРТ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

## ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ К КОМПЕТЕНТНОСТИ ИСПЫТАТЕЛЬНЫХ И КАЛИБРОВОЧНЫХ ЛАБОРАТОРИЙ

GENERAL REQUIREMENTS FOR THE COMPETENCE  
OF TESTING AND CALIBRATION LABORATORIES

**ГОСТ Р ИСО/МЭК 17025-2009**

***СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ***



# *Контроль доз облучения*

# Санитарные правила СП 2.6.1.2523-09 "Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)"

**Устанавливают категории облучаемых лиц:**

- персонал (группы А и Б);
- все население, включая лиц из персонала, вне сферы и условий их производственной деятельности.

**Для категорий облучаемых лиц устанавливаются два класса нормативов:**

- **основные пределы доз;**
- **допустимые уровни монофакторного воздействия, являющиеся производными от основных пределов доз.**

---

Персонал – лица, работающие с техногенными источниками излучения (группа А) или работающие на радиационном объекте или на территории его санитарно-защитной зоны и находящиеся в сфере воздействия техногенных источников (группа Б).

**Основные пределы доз персонала и населения  
за счет нормальной эксплуатации техногенных ИИИ**

Нормируемые величины	Пределы доз	
	Персонал(группа А)	Население
<b>Эффективная доза</b>	<b>20 мЗв в год</b> в среднем за любые последовательные 5 лет. Но не более <b>50 мЗв в год</b>	<b>1 мЗв в год</b> в среднем за любые последовательные 5 лет. Но не более <b>5 мЗв в год</b>
<b>Эквивалентная доза за год</b>		
в хрусталике глаза	<b>150 мЗв</b>	<b>15 мЗв</b>
коже	<b>500 мЗв</b>	<b>50 мЗв</b>
кистях и стопах	<b>500 мЗв</b>	<b>50 мЗв</b>

**Основные пределы доз для персонала группы Б,  
равны 1/4 значений для персонала группы А.**

**Допускается одновременное облучение до указанных пределов  
по всем нормируемым величинам**

# Контролируемые виды облучения

- Индивидуальные дозы облучения, получаемые гражданами при воздействии различных источников ионизирующего излучения и проведении медицинских рентгенорадиологических процедур.
- Индивидуальные дозы облучения, обусловленные естественным радиационным и техногенно измененным радиационным фоном.

На основании требований НРБ-99/2009 контролю подлежат:

- Облучение персонала и населения в условиях нормальной эксплуатации техногенных источников ионизирующего излучения.
- Облучение работников организаций и населения природными источниками ионизирующего излучения.
- Облучение персонала и населения в результате радиационной аварии.
- Облучение населения при проведении медицинских рентгенорадиологических процедур.

**Постановлением Правительства РФ от 16.06.97 № 718 «О порядке создания единой государственной системы контроля и учета доз облучения граждан», во исполнение статьи 18 Федерального закона «О радиационной безопасности населения», в России создана и функционирует Единая государственная система контроля и учета доз облучения населения Российской Федерации (ЕСКИД).**

# Правовая основа ЕСКИД

Федеральный закон от 09.01.1996 № 3-ФЗ  
"О радиационной безопасности"



Постановление Правительства  
Российской Федерации от 16.06.1997г. №  
718 «О порядке создания ЕСКИД»



Приказ Министерства Здравоохранения  
от 31.07.2000 № 298 «Об утверждении  
положения О ЕСКИД»

# Основные цели и задачи функционирования ЕСКИД

(из приказа Министерства здравоохранения № 298 от 31.07.2000г.)

- оценка воздействия радиационного фактора на население;
- контроль и учет индивидуальных доз облучения граждан;
- учет лиц, подвергшихся облучению выше установленных пределов;
- принятие мер по снижению уровней облучения населения.
- осуществление контроля за соблюдением правил охраны труда в области обеспечения радиационной безопасности

## **В состав ЕСКИД входят Федеральные банки данных**

- 1) **ФБД ДОП** - индивидуальные дозы облучения персонала организаций (№ 1-ДОЗ и № 2-ДОЗ);
- 2) **ФБДМ** - дозы облучения граждан при проведении медицинских диагностических рентгенорадиологических процедур (№ 3-ДОЗ);
- 3) **ФБДОПИ** - индивидуальные дозы облучения граждан, создаваемые естественным радиационным и техногенно измененным радиационным фоном (№ 4-ДОЗ).

## **Банки данных в организациях и учреждениях разделены на уровни:**

- **объектовый** (учреждения, в которых проводятся работы с источниками ионизирующих излучений)
- **региональный** (органы Роспотребнадзора в Субъектах РФ)
- **федеральный** (ФЦГиЭ Роспотребнадзора, ФГУН НИИРГ)

# Организационная структура ЕСКИД



# Формы федерального государственного статистического наблюдения :

№1-ДОЗ «Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях нормальной эксплуатации техногенных источников ионизирующего излучения»

№2-ДОЗ «Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях радиационной аварии или планируемого повышенного облучения, а также лиц из населения, подвергшегося аварийному облучению»

# Федеральный закон № 3-ФЗ «О радиационной безопасности населения»

## Статья 17. Обеспечение радиационной безопасности граждан при проведении медицинских рентгенорадиологических процедур

1. При проведении медицинских рентгенорадиологических процедур следует использовать средства защиты граждан (пациентов). Дозы облучения граждан (пациентов) при проведении медицинских рентгенорадиологических процедур должны соответствовать нормам, правилам и нормативам в области радиационной безопасности.
2. По требованию гражданина (пациента) ему предоставляется полная информация об ожидаемой или о получаемой им дозе облучения и о возможных последствиях при проведении медицинских рентгенорадиологических процедур.
3. Гражданин (пациент) имеет право отказаться от медицинских рентгенорадиологических процедур, за исключением профилактических исследований, проводимых в целях выявления заболеваний, опасных в эпидемиологическом отношении.

# Федеральный закон № 3-ФЗ «О радиационной безопасности населения»

## Статья 18. Контроль и учет индивидуальных доз облучения

Контроль и учет индивидуальных доз облучения, полученных гражданами при использовании источников ионизирующего излучения, проведении медицинских рентгенорадиологических процедур, а также обусловленных естественным радиационным и техногенно измененным радиационным фоном, осуществляются в рамках единой государственной системы контроля и учета индивидуальных доз облучения, создаваемой в порядке, определяемом Правительством Российской Федерации.

# **«Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009)», СанПиН 2.6.1.2523-2009**

## **5.4. Ограничение медицинского облучения**

- **5.4.1. Радиационная защита пациентов при медицинском облучении должна быть основана на необходимости получения полезной диагностической информации и/или терапевтического эффекта от соответствующих медицинских процедур при наименьших возможных уровнях облучения. При этом не устанавливаются пределы доз для пациентов, но применяются принципы обоснования назначения медицинских процедур и оптимизации защиты пациентов.**
- **5.4.2. Проведение медицинских процедур, связанных с облучением пациентов, должно быть обосновано путем сопоставления диагностических или терапевтических выгод, которые они приносят, с радиационным ущербом для здоровья, который может причинить облучение, принимая во внимание имеющиеся альтернативные методы, не связанные с медицинским облучением.**

## **В рамках ЕСКИД в 2000 году создана подсистема контроля и учета доз облучения граждан при проведении медицинских диагностических рентгенорадиологических процедур.**

- В качестве инструмента этой подсистемы были:
  - разработаны, утверждены Госкомстатом России и введены Приказом Минздрава России формы государственного статистического наблюдения № 3-ДОЗ для учета доз облучения пациентов;
  - создан и функционирует Федеральный банк данных по дозам медицинского облучения на базе ФГУН НИИРГ имени профессора П. В.Рамзаева;
  - разработаны методические рекомендации "Заполнение форм государственного статистического наблюдения № 3-ДОЗ", обеспечившие нормативно-методическую основу единообразного заполнения форм № 3-ДОЗ на различных уровнях ЕСКИД.

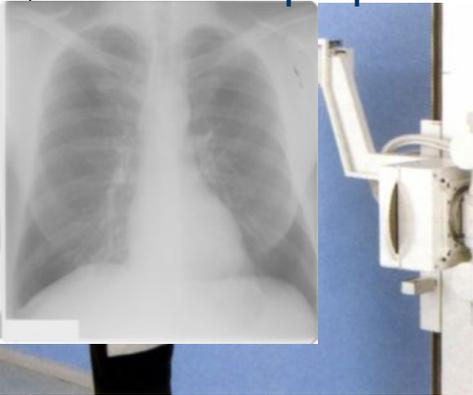
**В формах отдельно учитываются цифровые и пленочные исследования методами рентгенографии и флюорографии. Необходимость этого очевидна, поскольку дозы облучения, получаемые пациентом при исследованиях на цифровых и пленочных аппаратах могут различаться на порядок. Наличие данных о соотношении количества рентгенодиагностических процедур проводимых на цифровых и пленочных аппаратах позволяет более достоверно оценить дозы пациентов и наглядно показать влияние этого фактора на их величину.**

**Отдельно учитываются профилактические исследования, причем введена возможность учета и профилактической маммографии, которая начинает применяться и в нашей стране. Следует отметить, что в форму заносится сначала полное число процедур (в том числе профилактических), а затем выделяются только профилактические процедуры.**

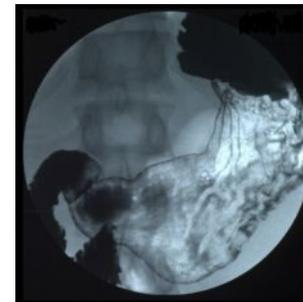
**В новых формах выделен отдельно целый ряд исследуемых органов, что упрощает учет различных процедур. Тем не менее, не все органы выделены отдельно (вряд ли это возможно) и рекомендации по их группированию не всегда бесспорны, но они есть и позволяют однозначно решать этот вопрос.**

# МЕТОДЫ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Рентгенография



Рентгеноскопия



Мамография



Компьютерная томография



1	№ строки	Годовые коллективные дозы пациентов по видам процедур, чел-Зв								Суммарная коллективная доза, чел-Зв (сумма граф с 3 по 10)
		флюорограммы		рентгенограммы		рентгено-скопии	компьютерные томографии	специальные исследования	прочие	
		плёночные	цифровые	плёночные	цифровые					
2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Органы грудной клетки	01									
в том числе за счет профилактических процедур	02					X	X	X	X	
Конечности	03									
Шейные позвонки	04									
Грудные позвонки	05									
Поясничные позвонки	06									
Таз и бедро	07									
Ребра и грудина	08									
Органов пищеварения	09									
Верхняя часть желудочно-кишечного тракта	10									
Нижняя часть желудочно-кишечного тракта	11									
Череп	12									
Челюстно-лицевая область, в т.ч. зубы	13									
Почки, мочевыводящая система	14									
Молочная железа	15	X	X			X	X	X	X	
в том числе за счет профилактических процедур	16	X	X			X	X	X	X	
Прочие	17									
<b>Всего</b>	18									
<b>Средние индивидуальные дозы, мЗв</b>	19									

**Раздел 3. Количество проведенных радионуклидных исследований и полученные при этом эффективные дозы пациентов (3000)**

Код по ОКЕИ: единица –

642

	№ стр-ки	Количество исследований, ед			Общее количество проведенных исследований, ед (сумма граф с 4 по 6)	Годовые коллективные дозы пациентов, чел.-Зв			Суммарная коллективная доза, чел.-Зв (сумма граф с 7 по 9)	Средняя индивидуальная доза, мЗв
		Функциональные исследования	Сцинтиграфии	Прочие		Функциональные исследования	Сцинтиграфии	Прочие		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Легкие	01									
Сердце	02									
Скелет	03									
Желудочно-кишечный тракт	04									
Головной мозг	05									
Щитовидная железа	06									
Почки	07									
Печень	08									
Прочие	09									
<b>Всего</b>	10									

МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз  
облучения пациентов при проведении  
медицинских рентгенологических  
исследований»

- Расширен перечень рентгенологических исследований (интервенционные исследования, литотрипсия)
- Коэф. перехода от значения радиационного выхода к эффективной дозе выражен в единицах, соответствующих размерности дозиметрических приборов (вместо  $\text{мкЗв/мР}\cdot\text{м}^2$  –  $\text{мкЗв/мГр}\cdot\text{м}^2$ )

## (продолжение)

- Добавлены коэф. перехода от измеренного значения ПДП к эффективной дозе для конечностей
- Добавлены коэф. ( $K_d$  и  $K_e$ ) для расширенного диапазона анодного напряжения при рентгеностоматологических исследованиях

## (продолжение)

- Существенно переработан раздел определения эффективной дозы при КТ и маммографии
- Введен новый раздел по определению доз при интервенционных вмешательствах (определение эффективной дозы и максимальной поглощенной дозы в коже)

В соответствии с требованиями нормативных документов РФ (СанПиН 2.6.1.1192-03 «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований»)

Для эксплуатации источника ионизирующего излучения («при закупке и эксплуатации существующих рентгенодиагностических аппаратов») «должно быть предусмотрено определение индивидуальных доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований» (п.2.8.) «... при проведении радиационного контроля, включая определение индивидуальных доз облучения пациентов, используются средства, имеющие действующие свидетельства о поверке.» (п. 2.9)

В письме Главного государственного санитарного врача РФ № 2510/9677-97-27 от 17.12.1997г. был определен тип средства измерения для проведения измерения доз пациентов – дозиметры, оснащенные рентгенопрозрачными ионизационными камерами.

# Измерители произведения дозы на площадь



Измеритель произведения дозы на площадь ДРК-1 для РДА общего назначения



Эталонный измеритель ДРК-1П для поверки ДРК-1 без демонтажа с рентгеновского аппарата

Может использоваться для установления РДУ для аппаратов, не оснащенных измерителями дозы на площадь



Измеритель произведения дозы на площадь ДРК-1М для передвижных РДА, ангиографов, С-дуг

# ПРОИЗВЕДЕНИЕ ДОЗЫ НА ПЛОЩАДЬ

При  
рентгеноскопии -  
обязателен



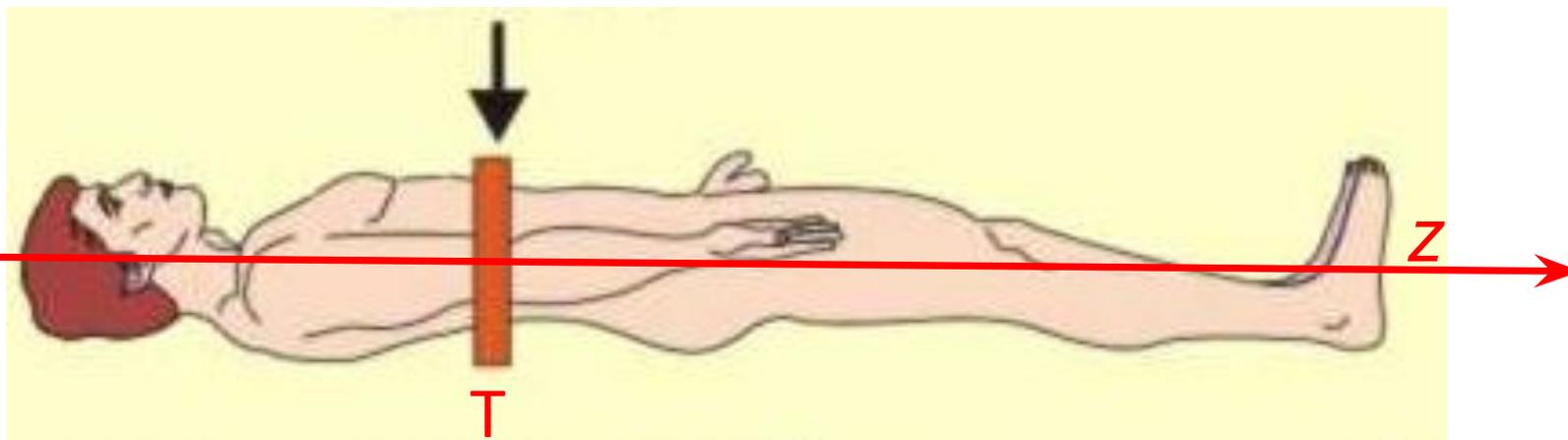
04-000-08 10 00

По сравнению с обычными рентгенологическими исследованиями интервенционные исследования характеризуются значительно большими уровнями облучения пациентов. При проведении некоторых интервенционных исследований существует риск возникновения детерминированных эффектов кожи (эритема, эпиляция). Порог возникновения временной эритемы соответствует поглощенной дозе излучения в коже, равной 2 Гр, а порог постоянной эпиляции – 7 Гр. Таким образом, при проведении интервенционных исследований необходимо контролировать значения двух параметров: эффективной дозы – для оптимизации проведения исследования с целью снижения риска возникновения отдаленных последствий (стохастических эффектов), и максимальной поглощенной дозы в коже (МПДК) – для предотвращения возникновения детерминированных эффектов.

## Основными дозиметрическими параметрами при проведении КТ являются:

- Компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index, далее – *CTDI*) – интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча. Служит мерой поглощенной дозы излучения за один оборот рентгеновской трубки. Является единственным непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром при КТ. Единица измерения – мГр. Величина *CTDI* определяется техническими параметрами протокола КТ-исследования (сила тока и напряжение в рентгеновской трубке, время ротации, коллимация среза), конструктивными особенностями сканера (геометрическая эффективность детектора, фильтрация рентгеновского излучения) и не зависит от характеристик пациента.
- Произведение дозы на длину (Dose Length Product, далее – *DLP*) – является мерой поглощенной дозы излучения за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количества сканирований. Является производным расчетным параметром от *CTDI*. Единица измерения – мГр·см.
- Эффективная доза является производным расчетным параметром от значения *DLP*.

# КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ



**Измеримая величина**

**Индекс дозы компьютерной томографии  $CTDI$**

интеграл профиля дозы  $D(z)$  для одного слоя вдоль линии, параллельной оси вращения ( $z$ ), делённый на номинальную толщину слоя  $T$

*Изм. единица - Gy*

**ОЦЕНКА, УЧЕТ И КОНТРОЛЬ ЭФФЕКТИВНЫХ  
ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ  
РАДИОНУКЛИДНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ - МУ 2.6.1.1798-03**

$$E(\text{тета}) = K D_{i,j} (\text{тета}) \times A_{i,j}$$

- тета - возраст пациента, лет;
- $K D_{i,j}$  - дозовый коэффициент для "i" изотопа и "j" соединения,
- мЗв/МБк;
- $A_{i,j}$  - вводимая активность, МБк.

# Количество проведенных радионуклидных исследований и полученные при этом эффективные дозы пациентов

(3000)

Код по ОКЕИ: единица – 642

	№ строки	Количество исследований, ед			Общее количество проведенных исследований, ед (сумма граф с 4 по 6)	Годовые коллективные дозы пациентов, чел.-Зв			Суммарная коллективная доза, чел-Зв (сумма граф с 7 по 9)	Средняя индивидуальная доза, мЗв
		Функциональные исследования	Сцинтиграфии	Прочие		Функциональные исследования	Сцинтиграфии	Прочие		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Легкие	01									
Сердце	02									
Скелет	03									
Желудочно-кишечный тракт	04									
Головной мозг	05									
Щитовидная железа	06									
Почки	07									
Печень	08									
Прочие	09									
<b>Всего</b>	10									

Руководитель  
организации

\_\_\_\_\_ (Ф.И.О.)

\_\_\_\_\_ (подпись)

Должностное лицо,  
ответственное за  
составление формы

\_\_\_\_\_ (должность)

\_\_\_\_\_ (Ф.И.О.)

\_\_\_\_\_ (подпись)

\_\_\_\_\_ (номер контактного телефона с кодом)

«\_\_» \_\_\_\_\_ 200\_\_ год  
(дата составления документа)

# Сроки сдачи формы 3-ДОЗ

1 апреля

- Медицинские учреждения

1 мая

- Органы управления здравоохранением

15 мая

- ФГУЗ в субъекте РФ

1 июня

- Управление Роспотребнадзора по субъекту РФ

1 августа

- НИИ радиационной гигиены

- Федеральная служба

- Издание справочника

# Классы нормативов

Три класса  
нормативов

Основные  
пределы  
доз  
ПД

Допустимые  
уровни  
ДУ

Референтные  
диагностич  
уровни  
РДУ

# РЕФЕРЕНТНЫЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ УРОВНИ

Болгария 2009



***СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ***

