

РНПЦ онкологии и медрадиологии им. Н.Н. Александрова
Белорусская медицинская академия последипломного
образования

Критерии качества КТ-исследований и оптимизация доз облучения

к.м.н. Хоружик С.А.

**Учебный семинар «Критерии качества в лучевой
диагностике», Минск, 23-24 марта 2010г.**

Составляющие качества КТ-исследований

1. Техническое состояние оборудования
2. Оптимальное качество КТ-изображений
3. Минимально возможная доза облучения
4. Знания и опыт специалиста

Инструкции по применению МЗ РБ

1. Чиж Г.В., Полойко Ю.Ф. **Контроль доз облучения пациентов при рентгенодиагностических исследованиях** (11.09.2001г.)

2. Тарутин И.Г., Хоружик С.А., Чиж Г.В. **Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов** (26.06.2006г.)

3. Хоружик С.А., Чиж Г.В. **Измерение, контроль, снижение доз облучения пациентов при компьютерно-томографических исследованиях** (11.06.2009г.)

Полные тексты: **<http://nld.by/ctdose>**

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ
БЕЛАРУСЬ

ПРОТОКОЛ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА РАБОТЫ
РЕНТГЕНОВСКИХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ

Инструкция по применению

Минск 2006

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ И ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

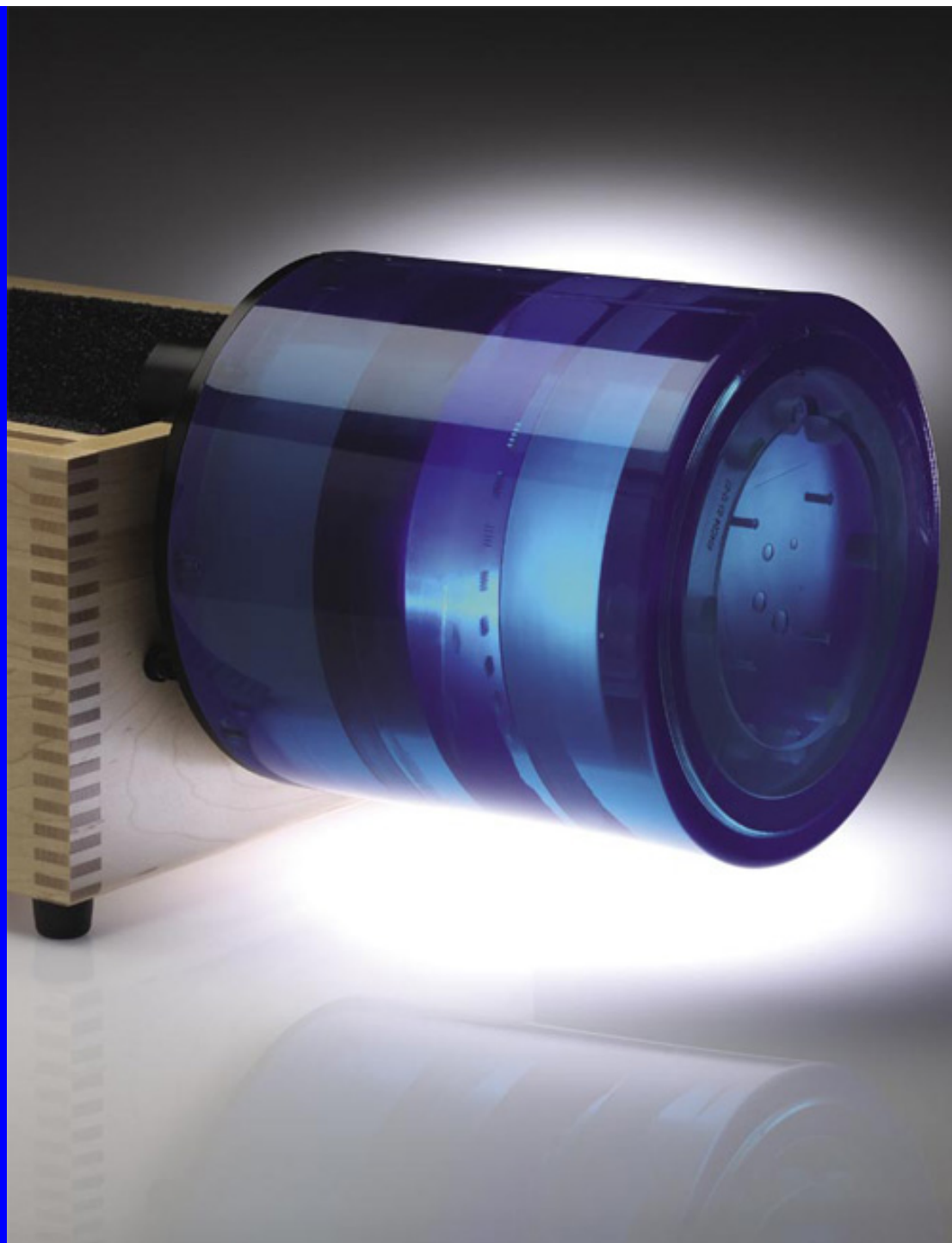
**Сборник
нормативных документов**

Качество КТ-изображений

Это соответствие КТ-изображений
установленным требованиям, благодаря
чему обеспечивается получение
диагностической информации в
необходимом объеме

Показатели качества КТ-изображений

- Уровень шума
- Однородность, в т. ч. отсутствие артефактов
- Пространственная разрешающая способность
- Контрастная разрешающая способность

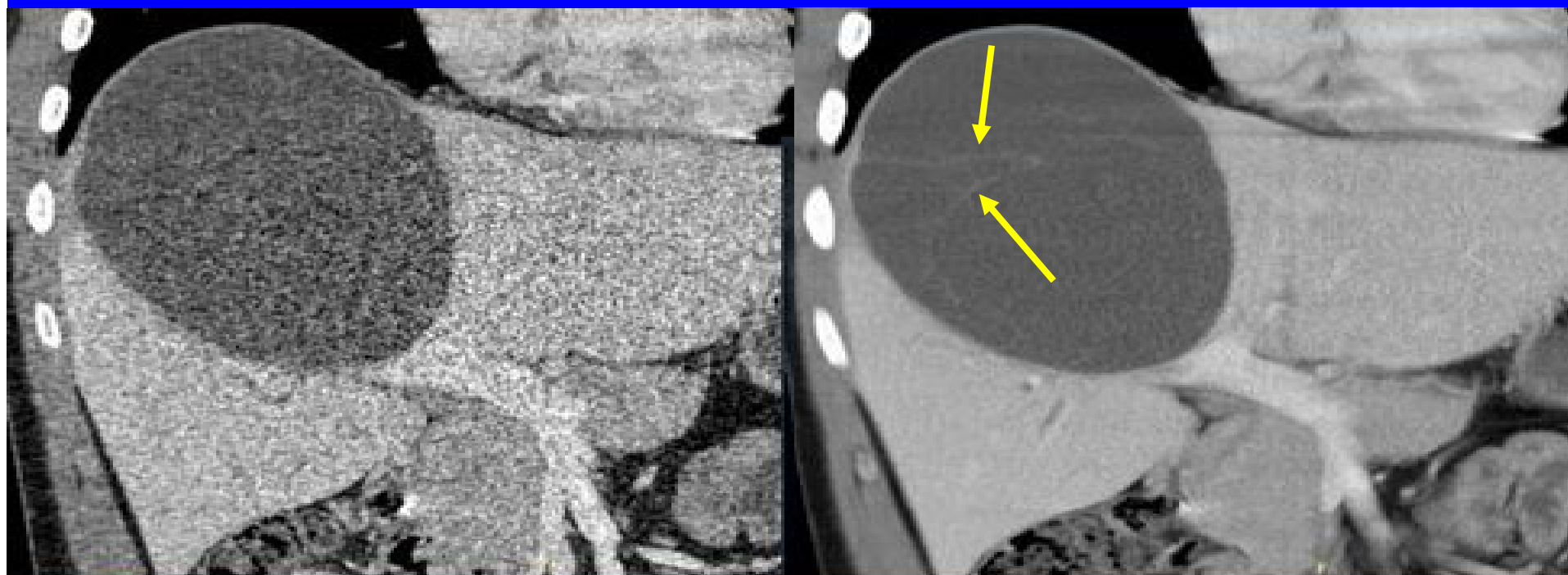


Фантом Catphan
для проведения
тестов контроля
качества КТ
(кроме дозиметрии)

Стоимость $\approx$ 8000 \$

Шум КТ-изображений

Это изменение плотности на КТ-изображении, которое не несет полезной информации

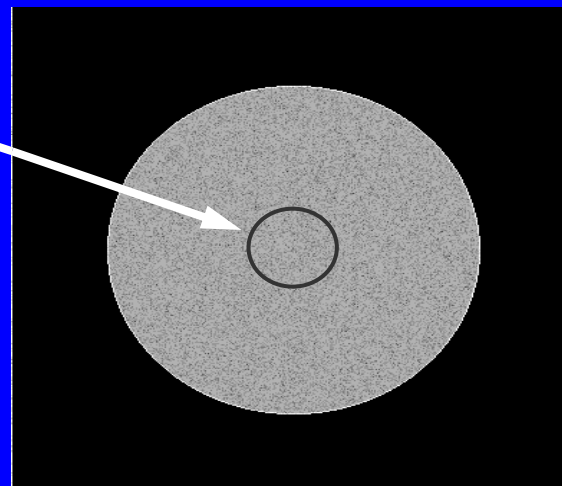


Шум виден как зернистость

Измерение

Шум равен стандартному отклонению КТ-чисел в выделенной зоне интереса

Плотность: 0 ± 4 ед. Х.
Шум = 4 ед. Х.

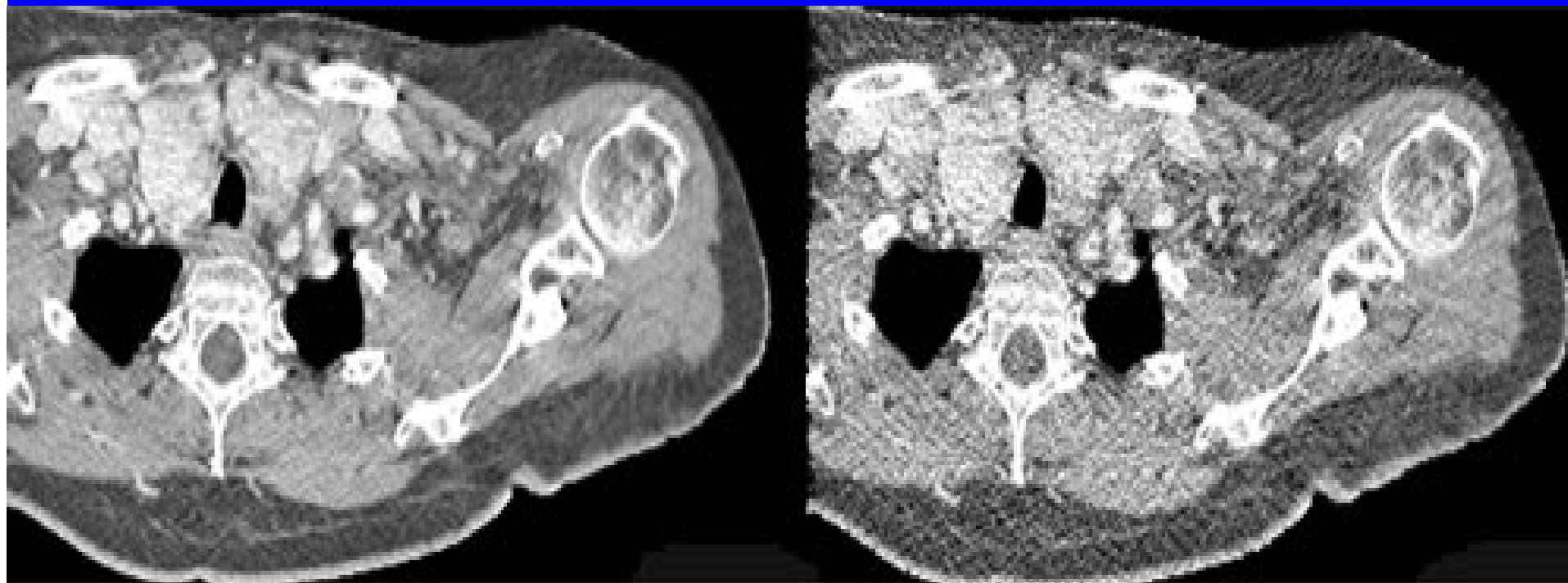


Требования к уровню шума (водный фантом):

- В диагностике – не > 10 ед. Х.
- Для планирования лучевой терапии – не > 15 ед. Х.

При увеличении мАс:

- качество КТ-изображений улучшается за счет уменьшения шума
- Пропорционально увеличивается доза облучения

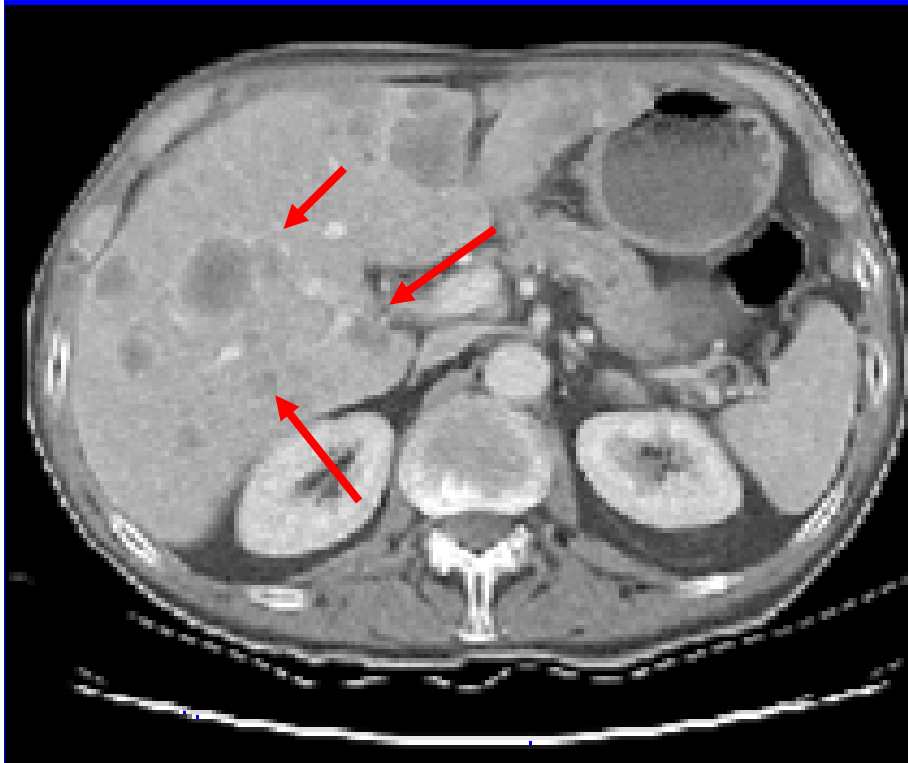


160 мАс

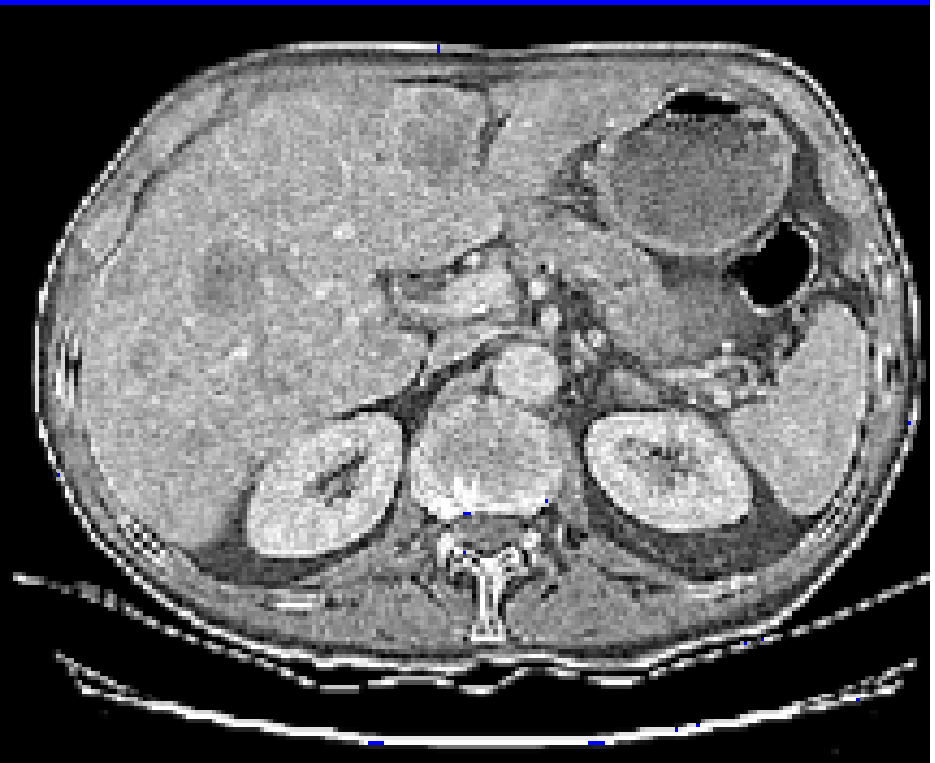
40 мАс

Влияние алгоритма реконструкции (кernels) **Влияние алгоритма реконструкции (кernels)**

Стандартный kernel
Шум=17 ед. X.



«Острый» kernel
Шум=70 ед. X.



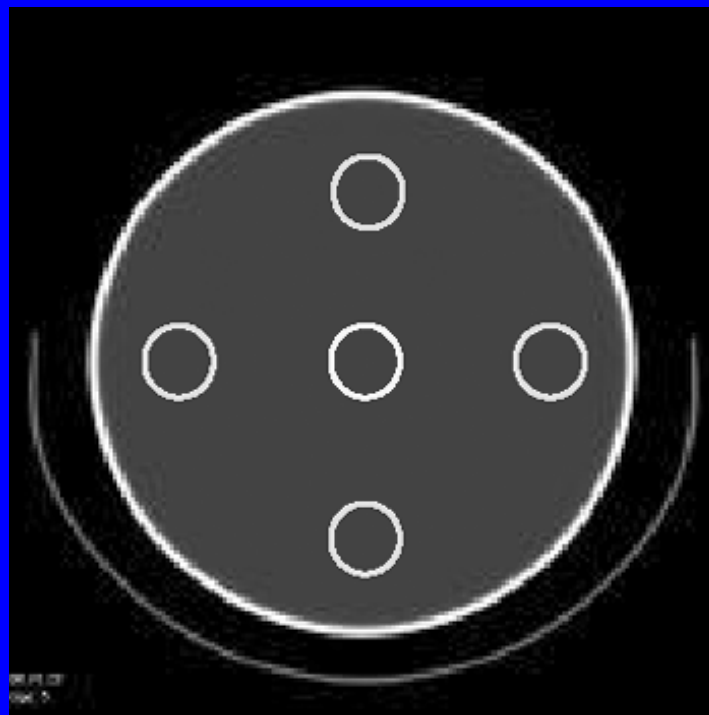
Ухудшается визуализация
очагов в печени

Однородность

Под однородностью понимается равенство измеренных значений КТ-чисел в различных участках однородного объекта

Ведущая причина неоднородности КТ-изображений – артефакты

Измерение



Разница между КТ-числами в центре и каждой из четырех периферических зон интереса **не должна превышать 4 ед. X.**

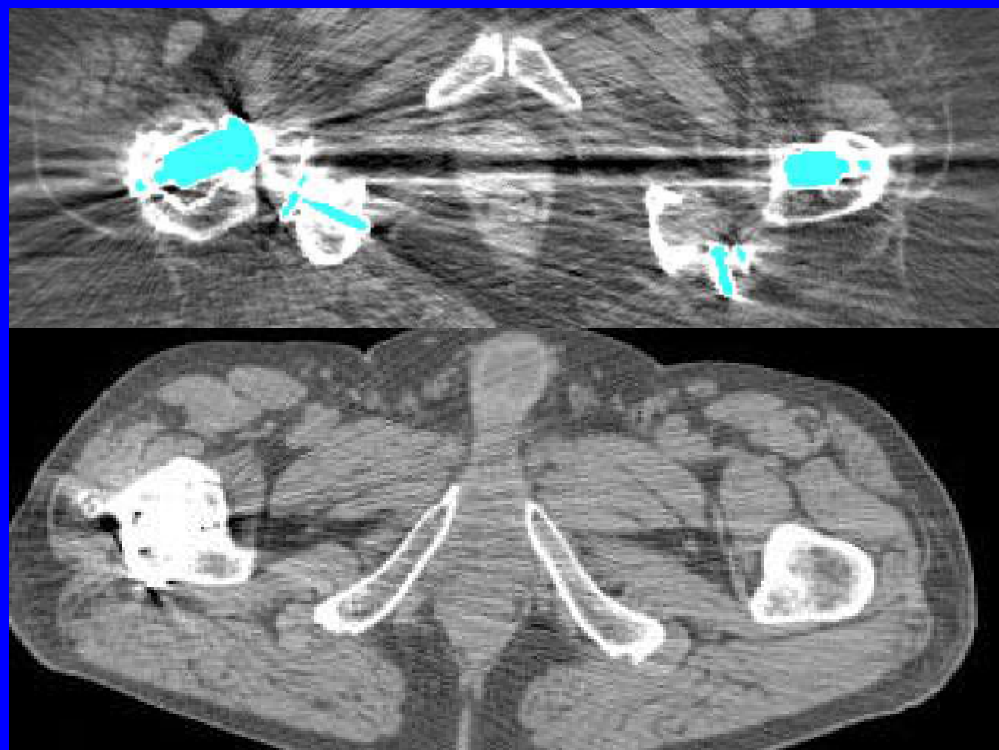
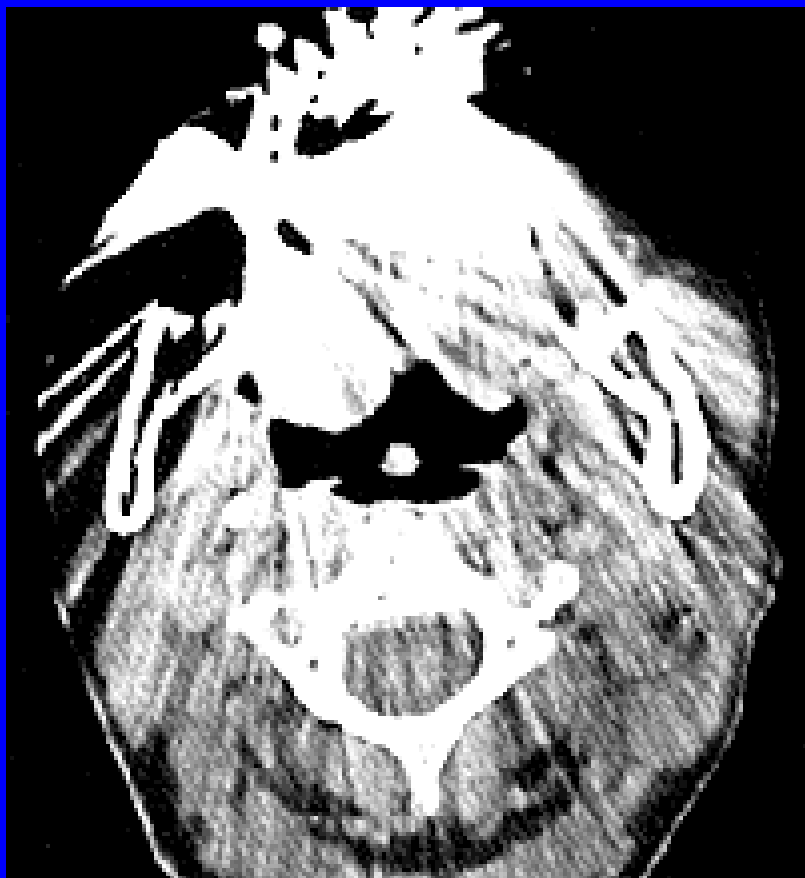
Артефакты

Это элементы КТ-изображения, не соответствующие внутренней структуре объекта

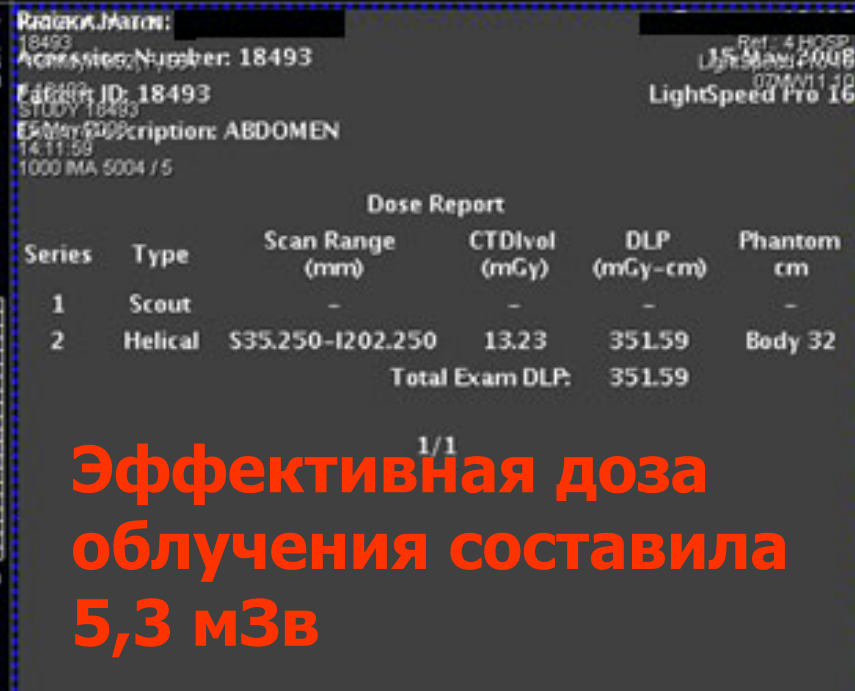
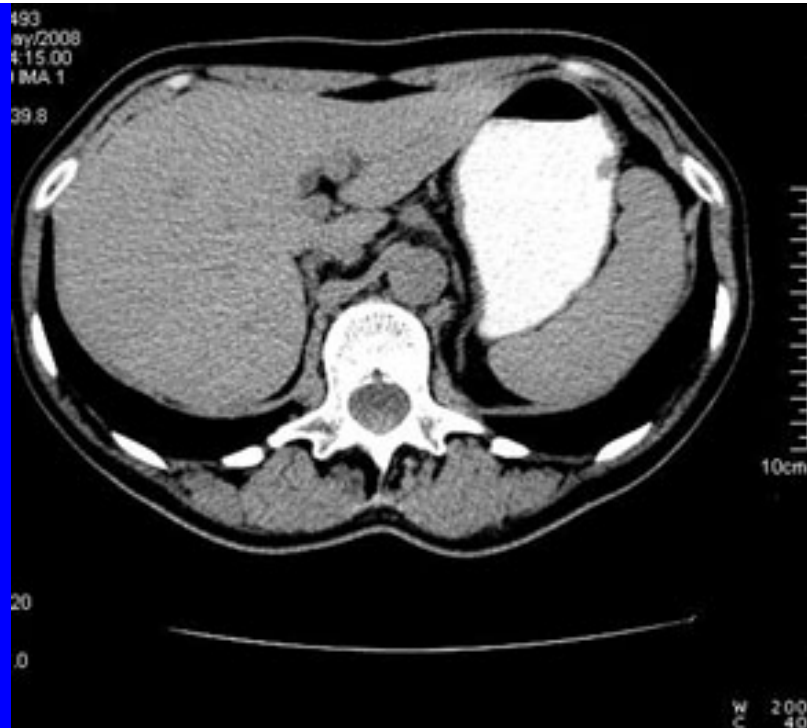
- Линейные (полоски)
- Кольцевидные
- Деформации

Артефакты от инородных тел высокой ПЛОТНОСТИ

- Металл
- Барий
- Высоко концентрированные йодсодержащие контр. в-ва



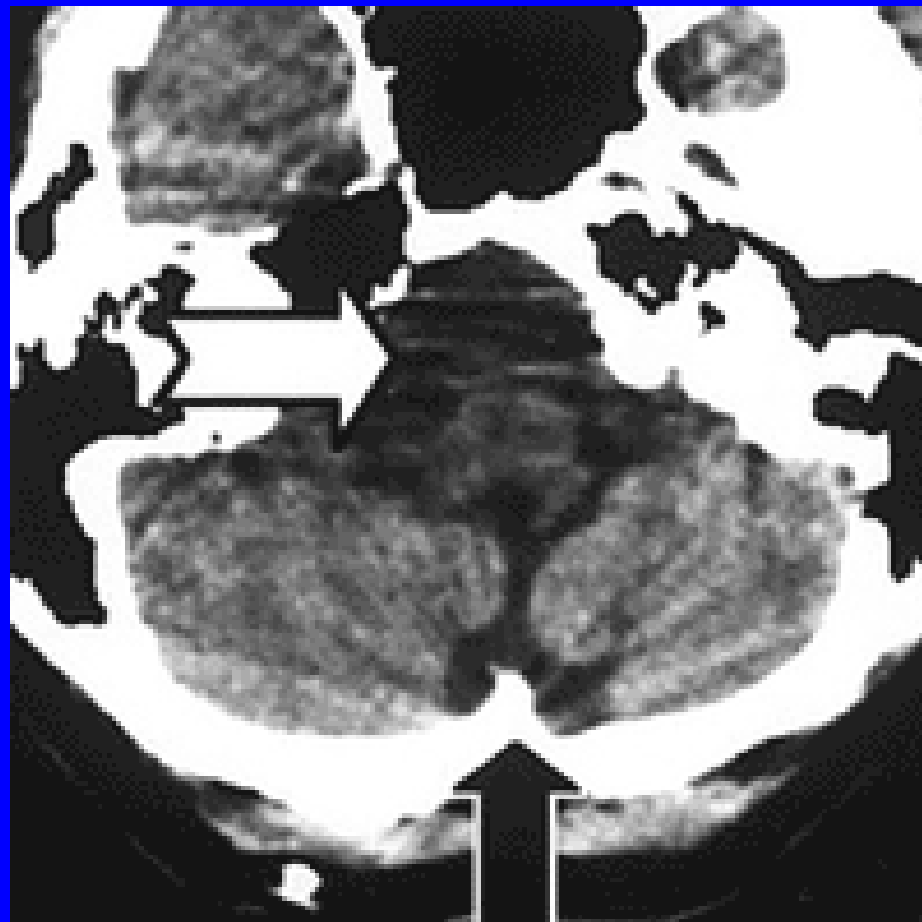
Алгоритм снижения артефактов от металла

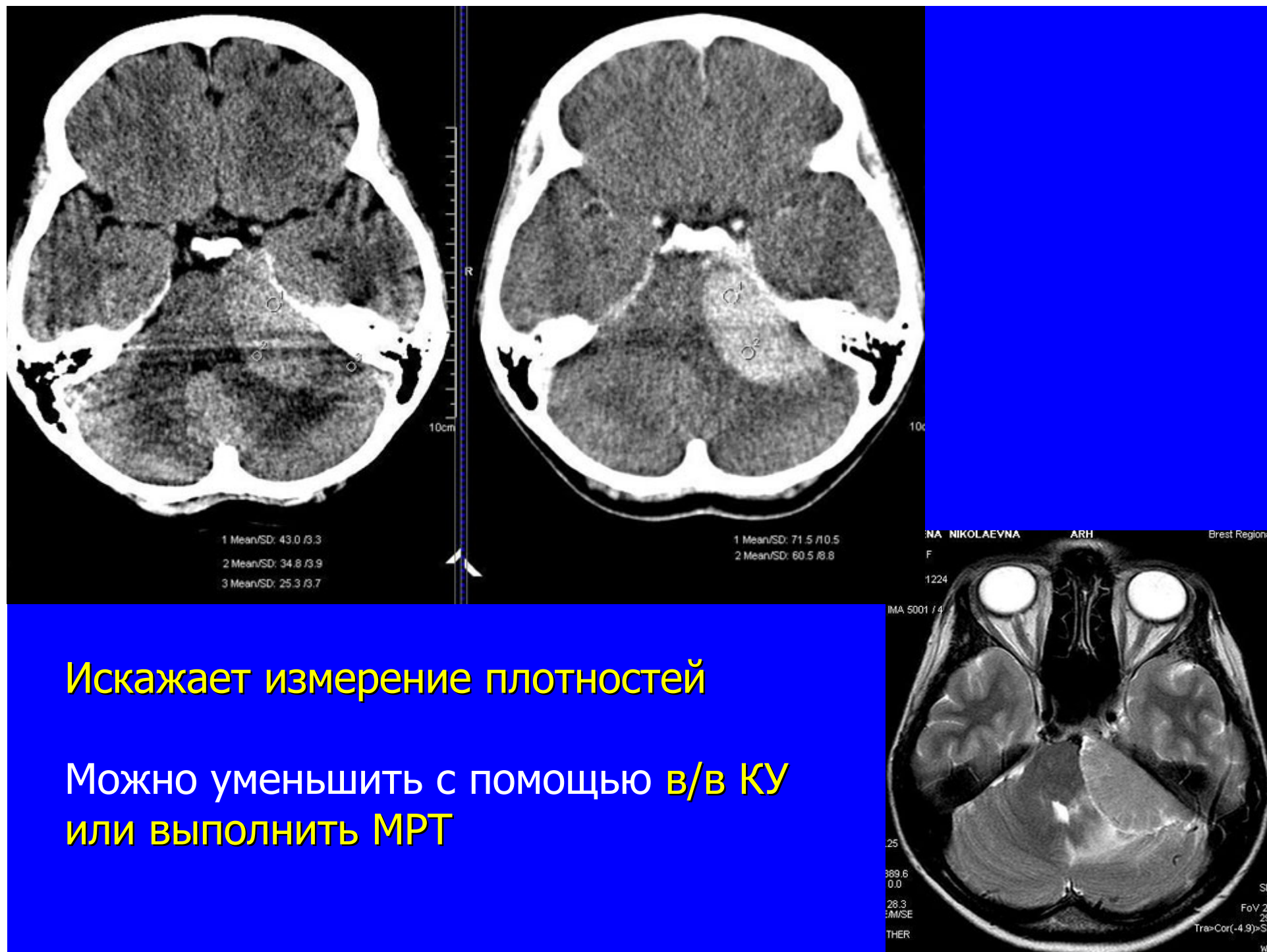


Эффективная доза
облучения составила
5,3 мЗв

Артефакт повышения жесткости лучей

Возникает на границе резкого перепада плотностей:
ликвор — кости основания черепа, ребро — печень и т. д.





Двигательные артефакты

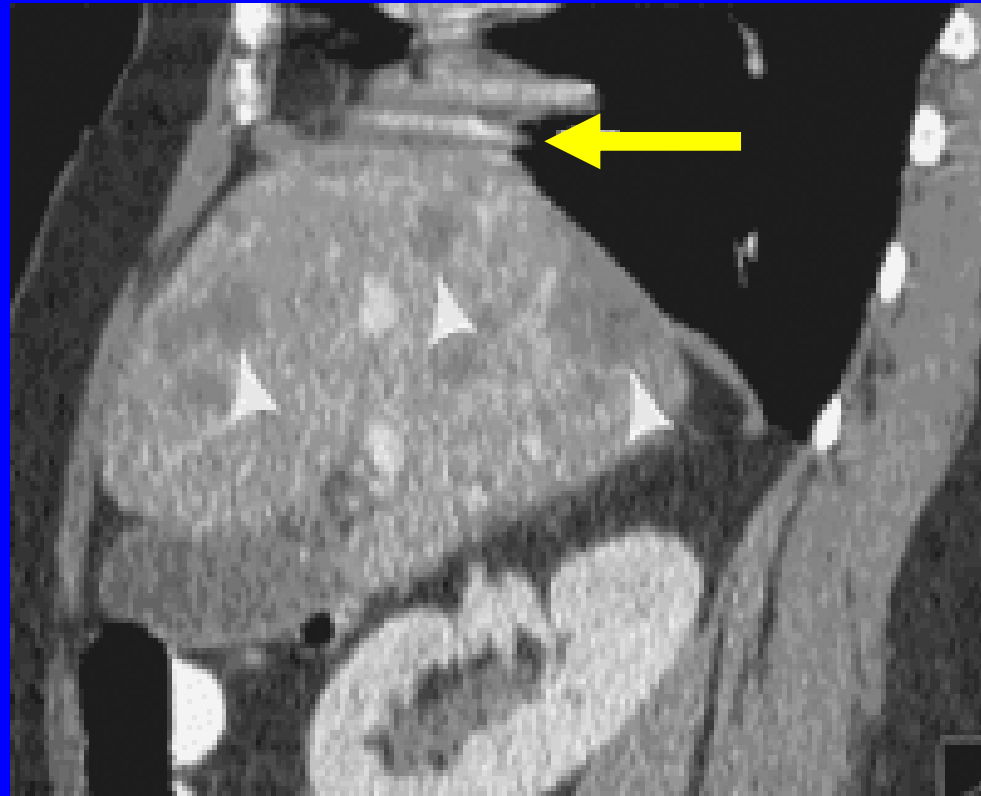


Разновидности:

- Артефакт неполной регистрации
- Артефакт приставной лестницы

Артефакт неполной регистрации

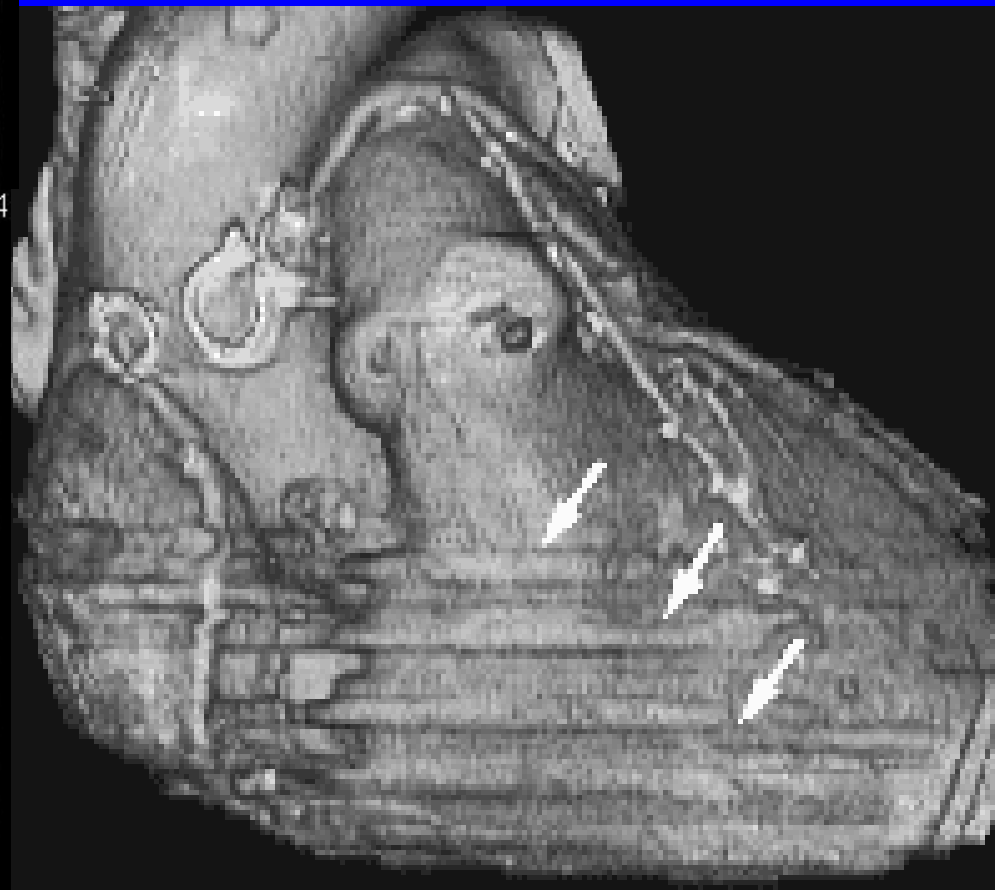
- При последовательном сканировании – **пропуск очагов** вследствие разной глубины вдоха на каждом срезе
- При СКТ и МСКТ – на мультипланарных реконструкциях **«смазывание» картинки в начале или конце сканирования** вследствие несвоевременной задержки дыхания



Артефакт «приставной лестницы»



Вследствие сердечной
пульсации

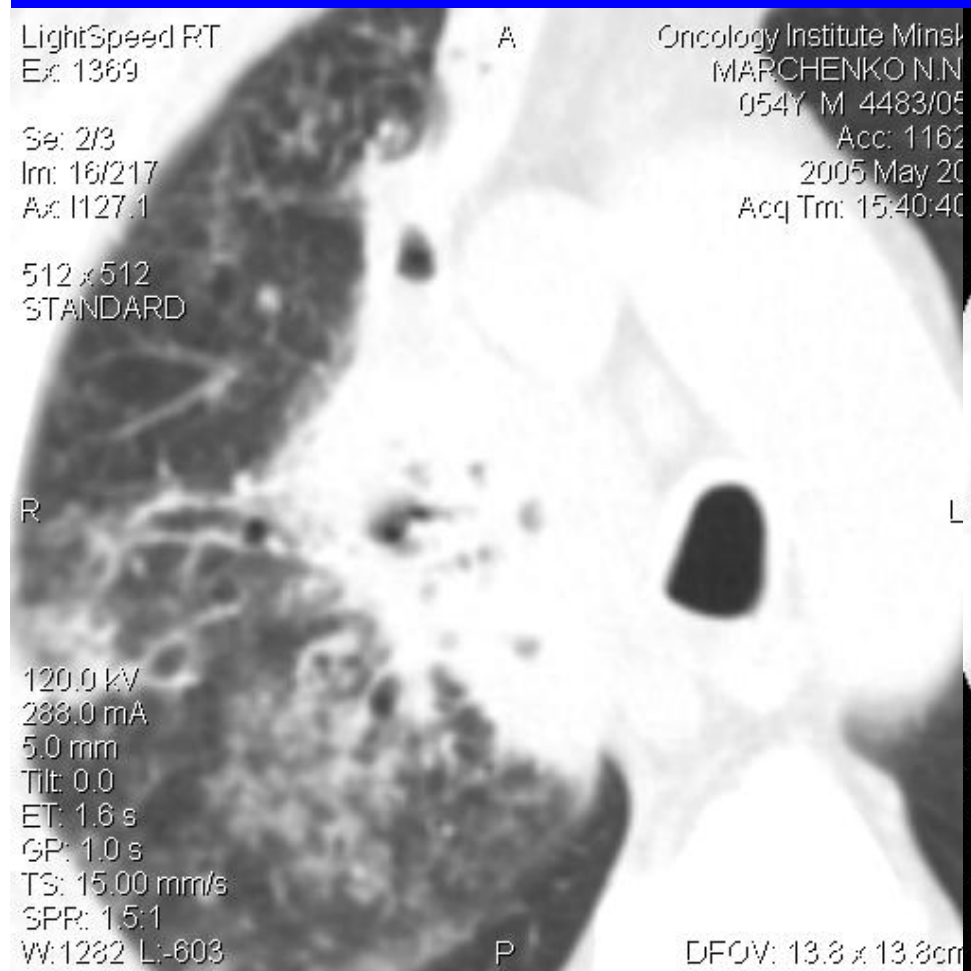


Артефакт частичного объема (артефакт усреднения)

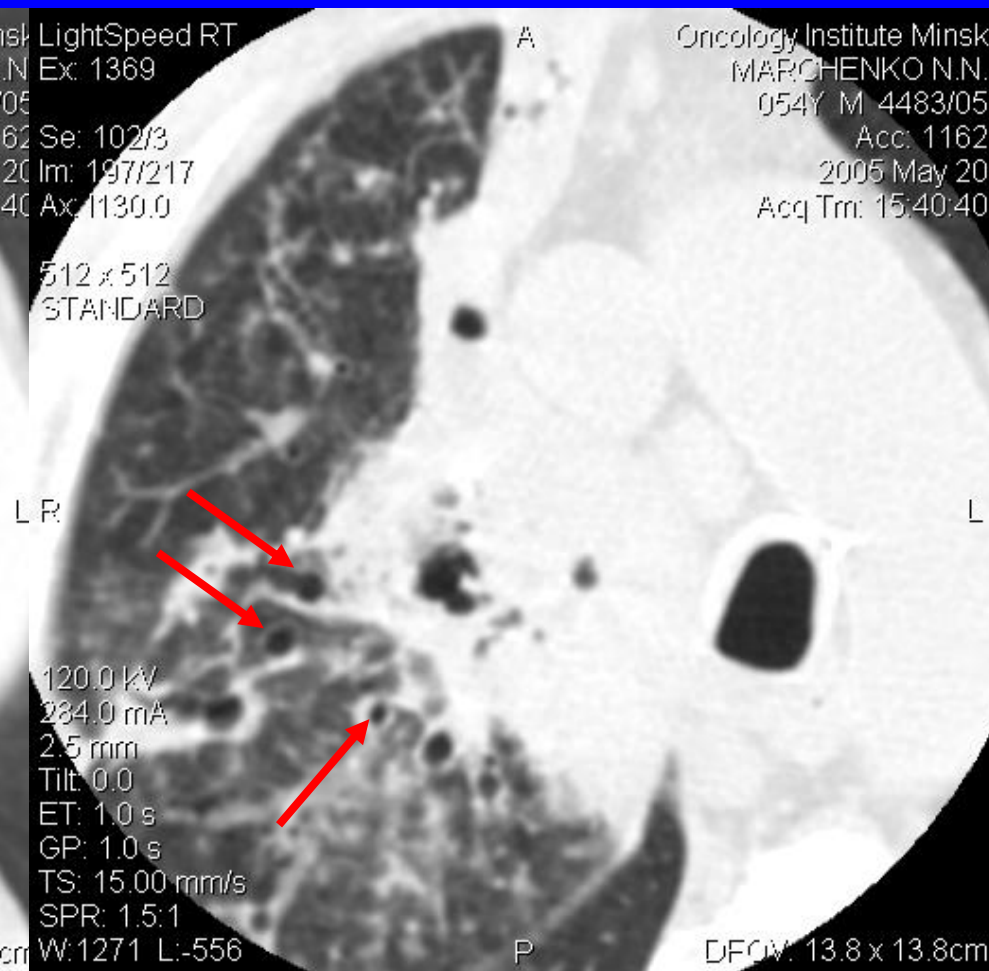
Возникает если размер объекта меньше $\frac{1}{2}$ толщины среза:

- Ухудшение визуализации
- Искажение измерения плотностей

Толщина среза 5 мм



Толщина среза 2,5 мм

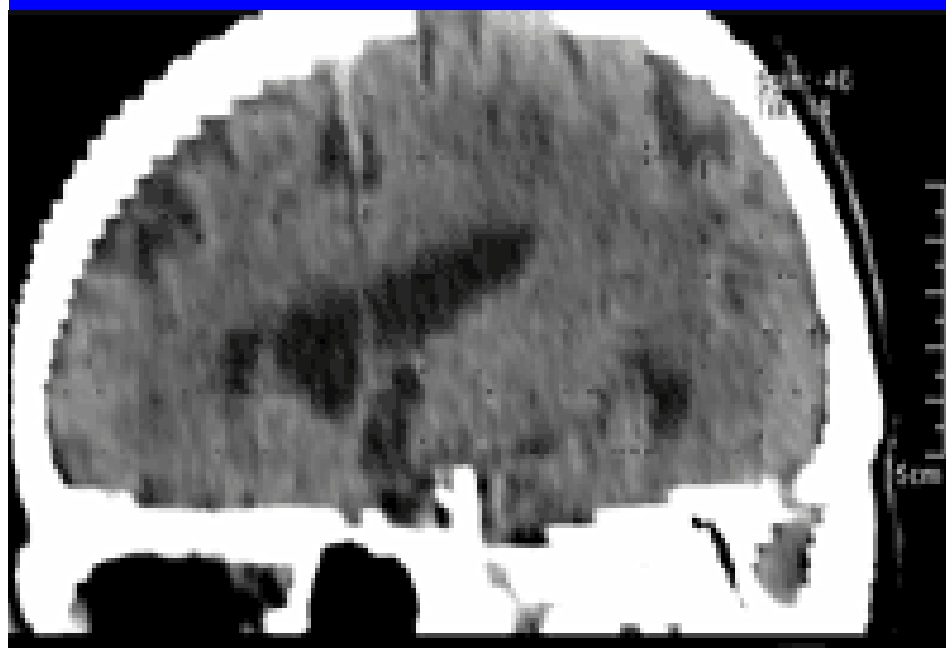


Лучше видны расширенные
bronхи

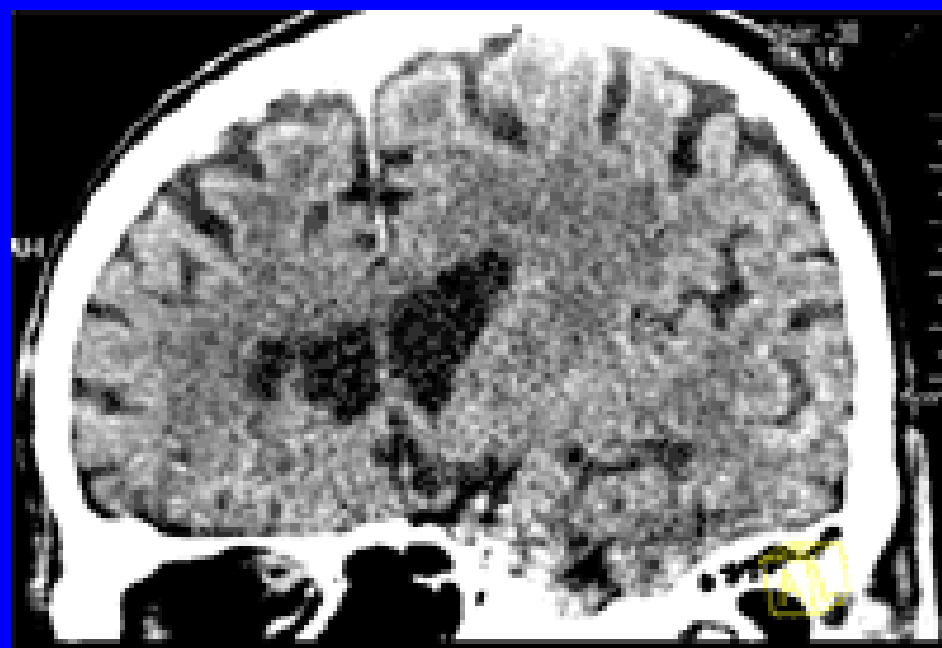
Ступенчатый артефакт

При построении мультипланарных реконструкций из
толстых аксиальных срезов

Высота ступеньки равна толщине среза



Толщина аксиальных
срезов **5 мм**



Толщина аксиальных
срезов **1,5 мм**

Артефакт-кольцо

Причина: неправильное функционирование детекторного элемента



Пространственная разрешающая способность

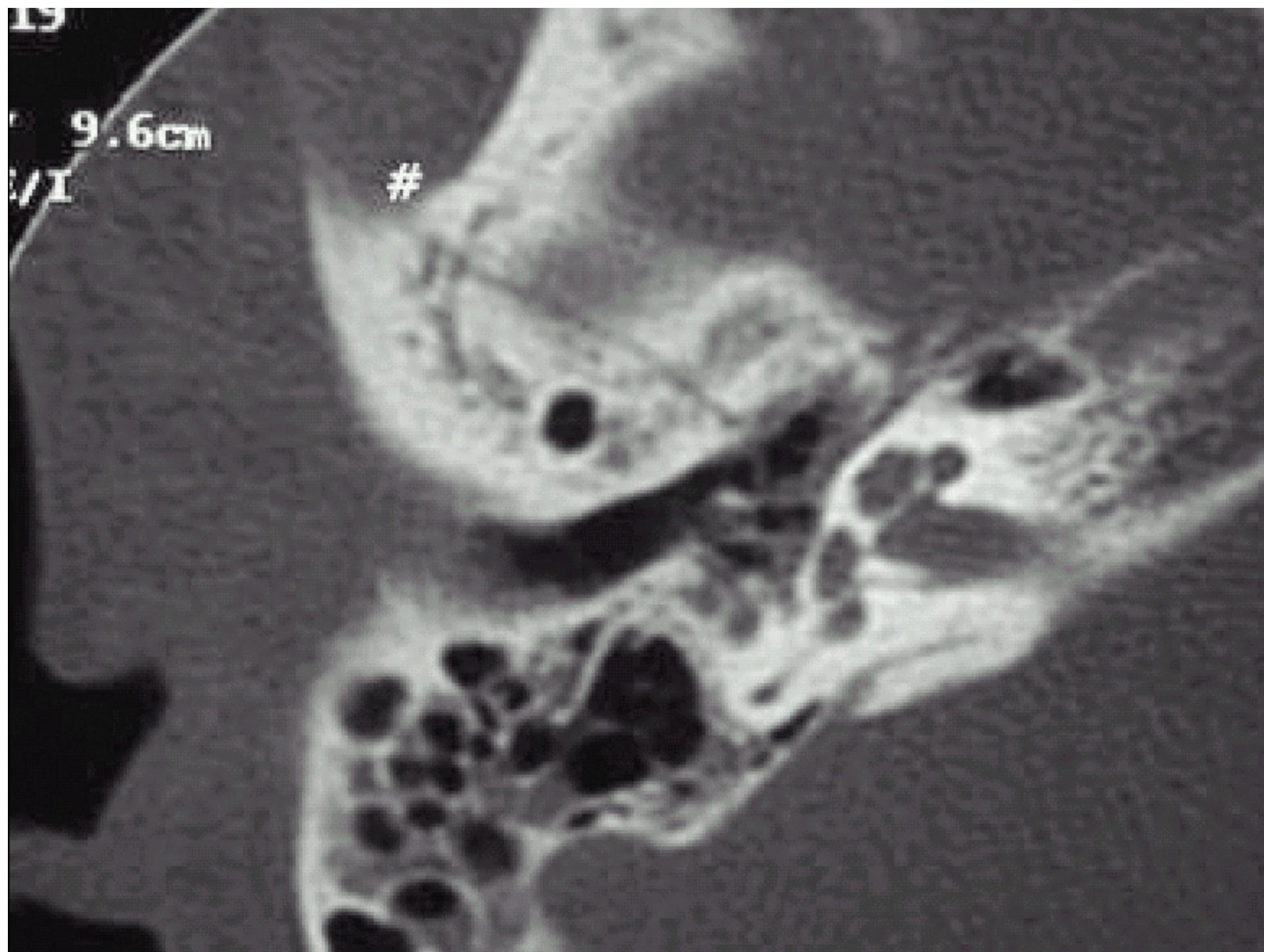
Это способность видеть на КТ-изображениях **мелкие детали**

Особенно важна при КТ-исследованиях:

- **Костей**
- **Паренхимы легких**
- **КТ-ангиографии**

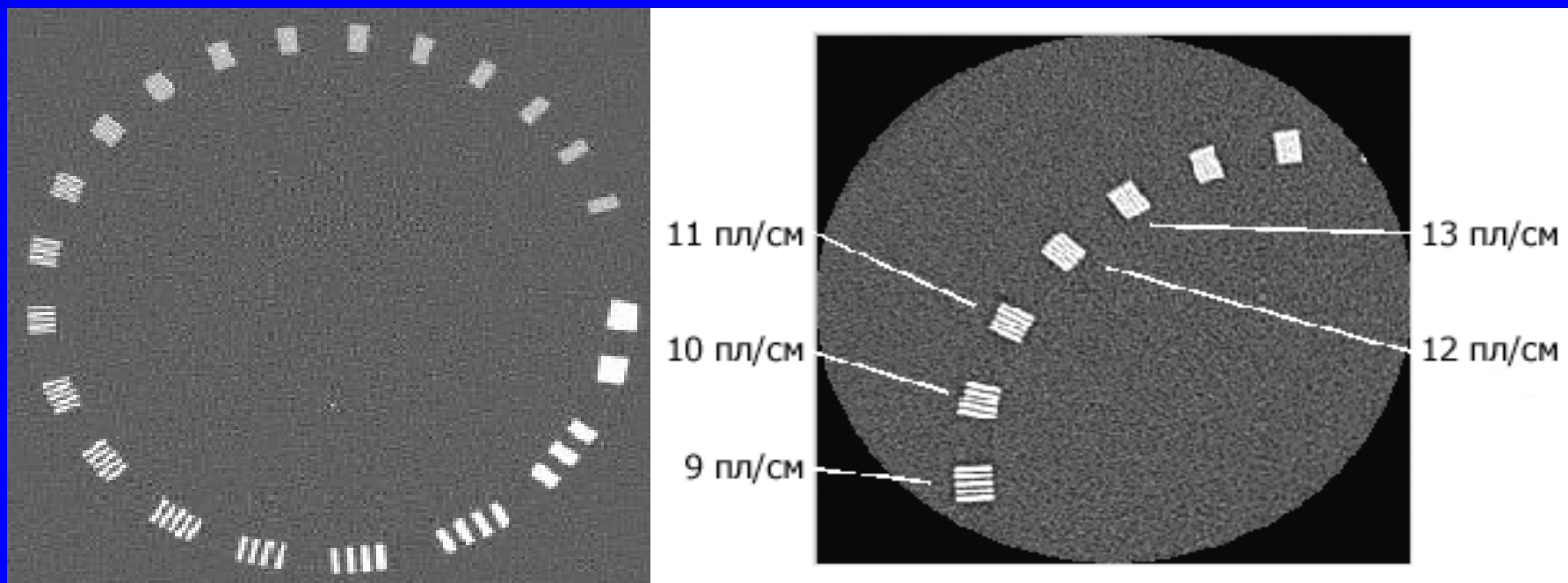
Способы повышения:

- **Тонкие срезы (изотропическая визуализация)**
- **Высокий кернель (острый алгоритм реконструкции)**



Количественная оценка

- КТ-сканеры – 1-3 пл/мм
- Рентгеновская пленка – 10-12 пл/мм
- Глаз человека может различить до 8 пл/мм



Контрастная разрешающая способность

Это способность различать объекты с **небольшой разницей плотностей**

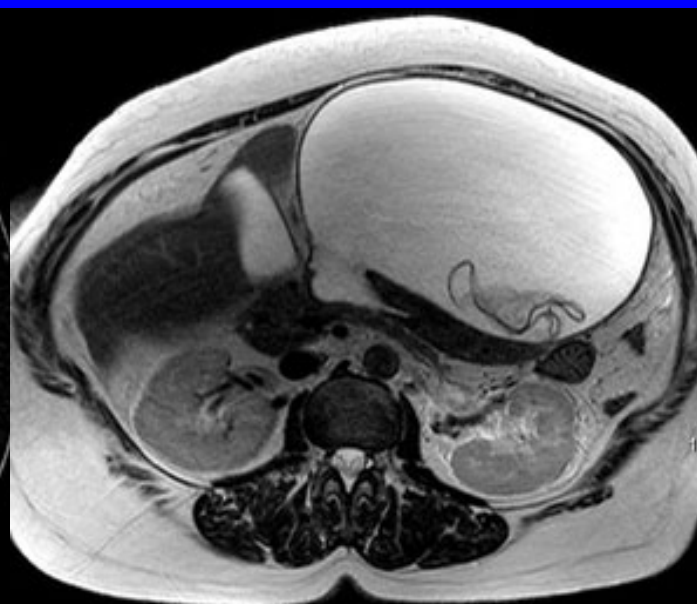
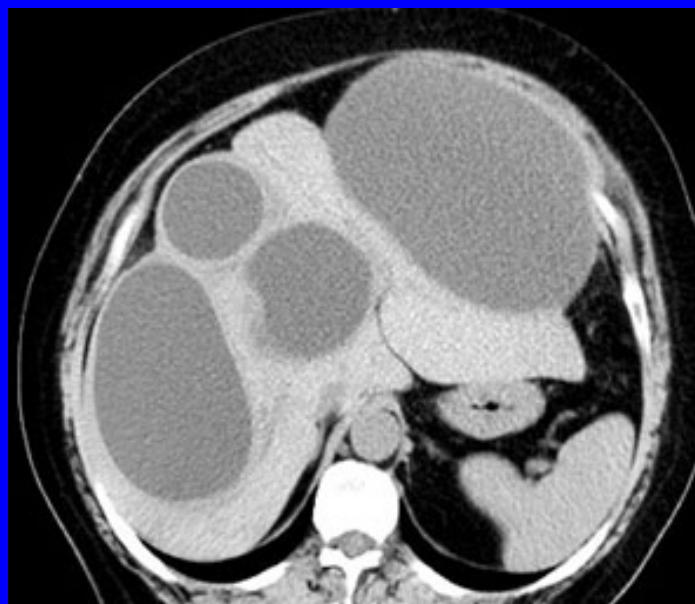
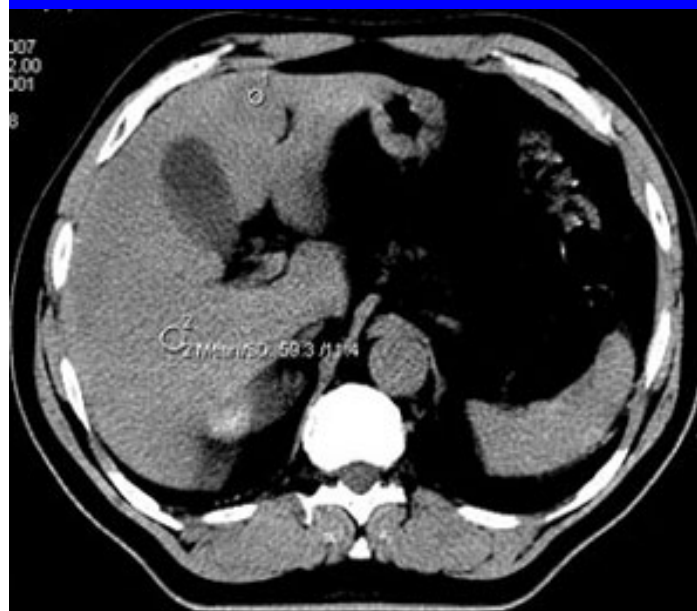
Важна при КТ-исследованиях **мягких тканей** – около 90% всех КТ-исследований:

- **Брюшная полость**
- **Средостение**
- **Головной мозг**

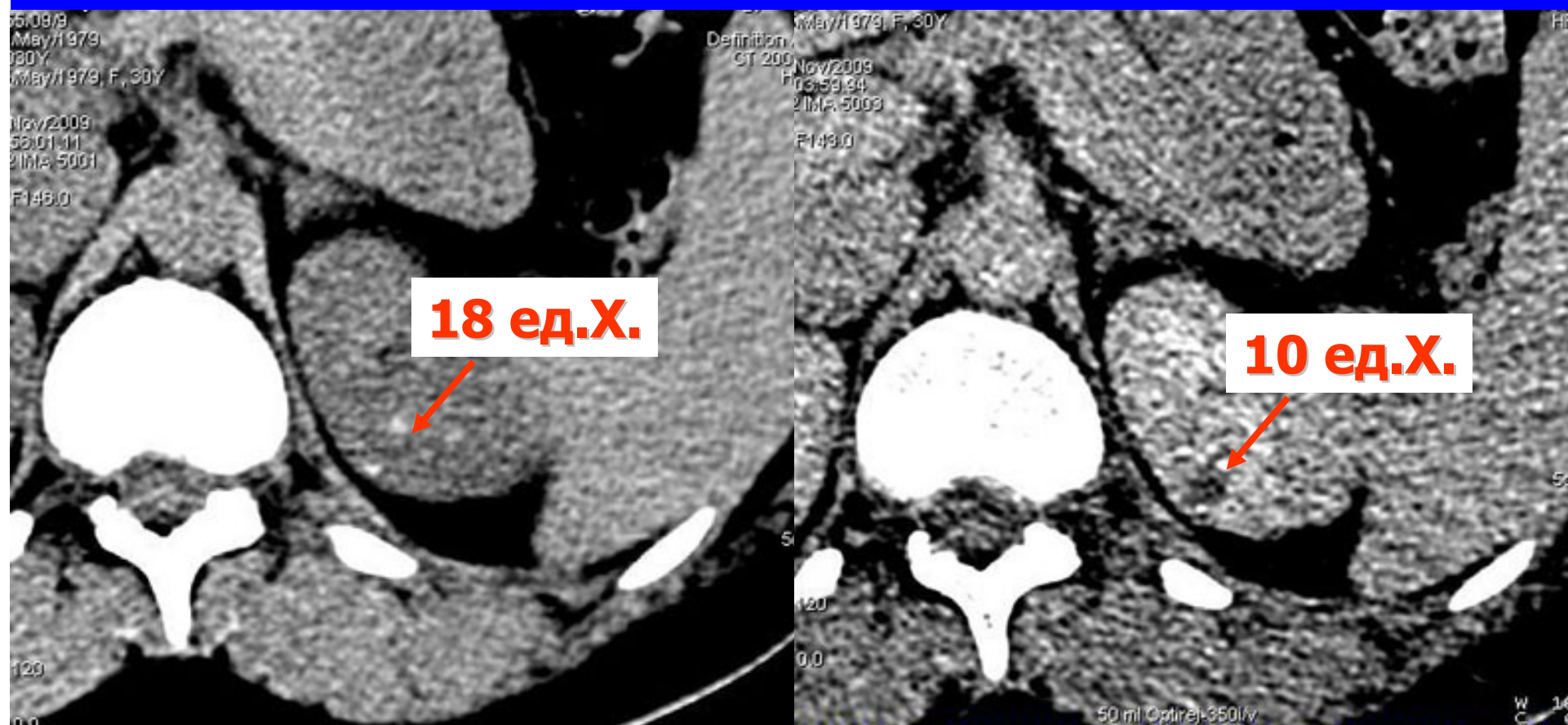
Способы повышения:

- **Увеличить дозу облучения (мАс)**
- **В/в контрастирование**

Низкая контрастная разрешающая способность (наряду с облучением) – основной недостаток КТ по сравнению с МРТ



Киста почки 4 мм в диаметре при толщине среза 5 мм практически не видна, **измерение плотности недостоверно**



После в/в усиления

Вклад КТ в медицинское облучение в РБ

Доля КТ-исследований в рентгенодиагностике:

- 2007 г. – 224.000 исследования = 1,8%
- 2008 г. – 299.000 исследований = 2,3%

Удельный вес КТ-облучения – 10,8%

Эффективная доза, мЗв

NRPB, 2004



Почему увеличивается доза облучения при КТ?

- **Расширение показаний**
- **Многофазные** исследования (КТ-ангиография)
- **Новые методики:** перфузионная КТ, КТ сердца, КТ-колонография, КТ-урография, биопсия под КТ-контролем
- Прямая зависимость качества КТ-изображений от дозы: **больше доза — лучше качество**

1996: СКТ



Толщина среза
5 мм

40 см за 50 сек

Время рот. 1 сек

200 изображений

2001: МСКТ-16

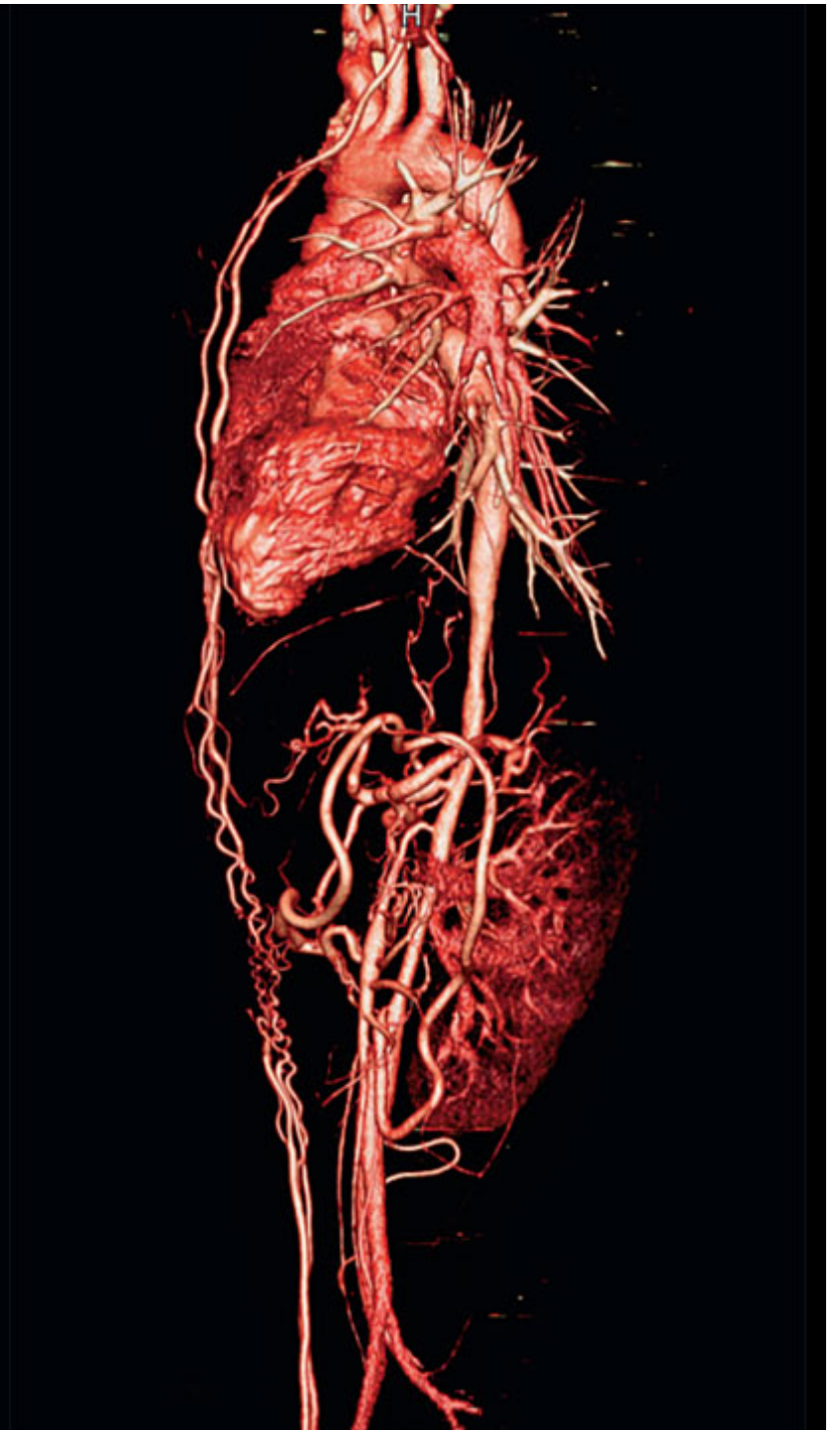
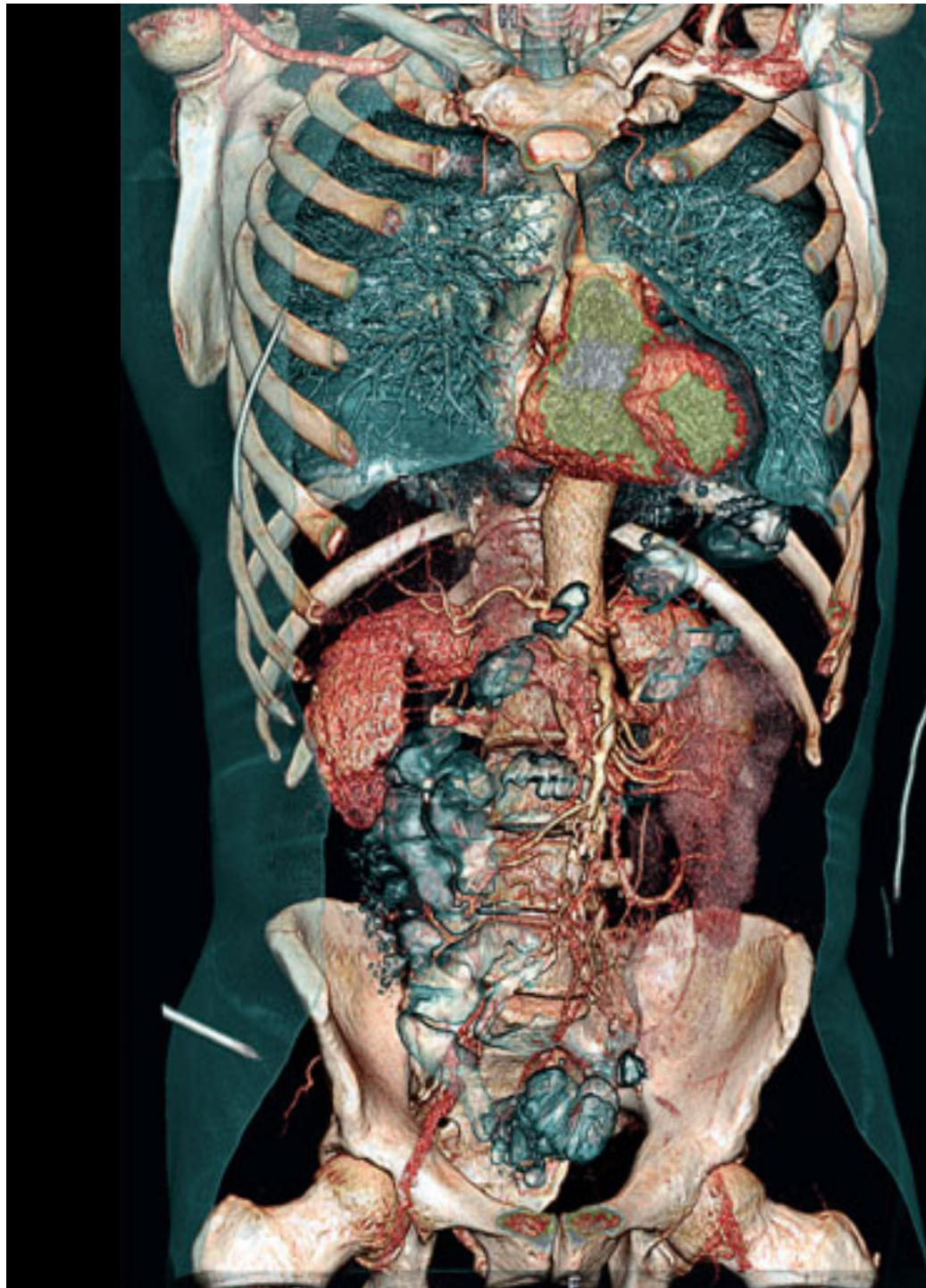


Толщина среза
0,75 мм

70 см за 29 сек

Время рот. 0,5 сек

1400 изображений





Выпадение волос у женщины 53 лет с субарахноидальным кровоизлиянием после проведения 4 перфузионных КТ головного мозга и 2 ангиографий на протяжении 15 дней (Imanishi Y., 2005)

Риск фатального радиационно-индуцированного рака

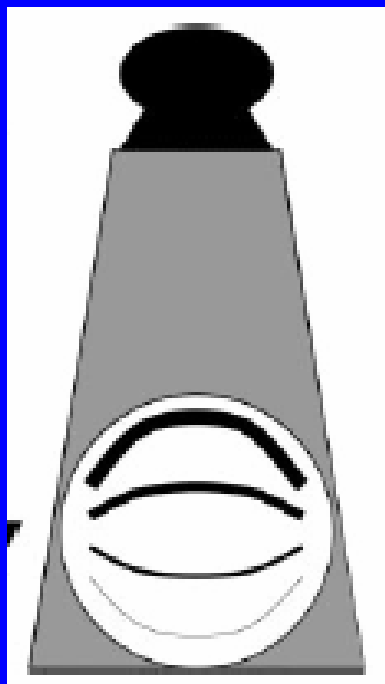
<i>Tissue or organ</i>	<i>Risk factor ($\times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$)</i>
<i>Bladder</i>	<i>0.30</i>
<i>Bone marrow (red)</i>	<i>0.50</i>
<i>Bone surfaces</i>	<i>0.05</i>
<i>Breast</i>	<i>0.20</i>
<i>Colon</i>	<i>0.85</i>
<i>Liver</i>	<i>0.15</i>
<i>Lung</i>	<i>0.85</i>
<i>Oesophagus</i>	<i>0.30</i>
<i>Ovary</i>	<i>0.10</i>
<i>Skin</i>	<i>0.02</i>
<i>Stomach</i>	<i>1.10</i>
<i>Thyroid</i>	<i>0.08</i>
<i>Remainder</i>	<i>0.50</i>
Total (rounded)	5.00

Риск фатального радиационно-индуцированного рака равен 0,005/Зв, т.е. **1 на 20.000** людей, облученных в дозе 1 мЗв

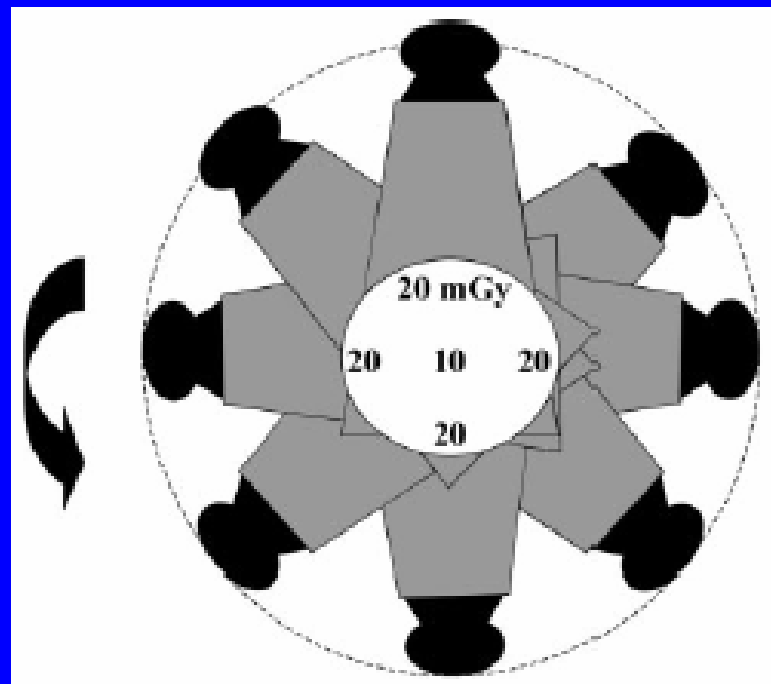
ICRP Publication 60, 1990

Градиент дозы в КТ-срезах

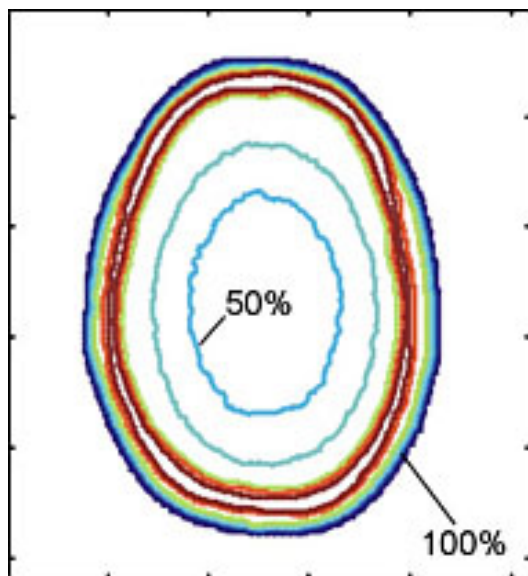
В РГ доза линейно убывает от передней поверхности объекта к задней, в КТ – от периферии к его центру



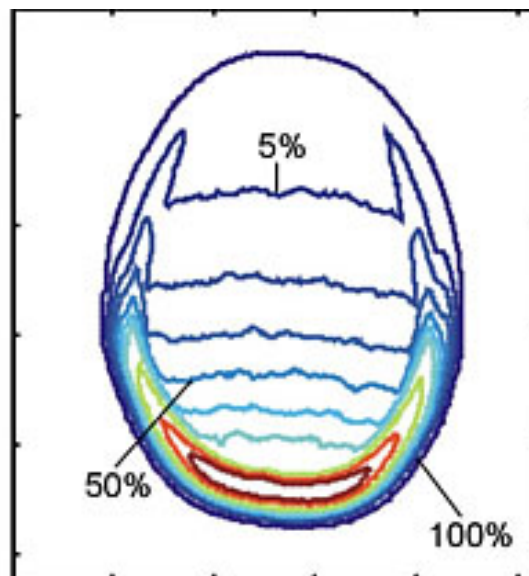
Рентгенография



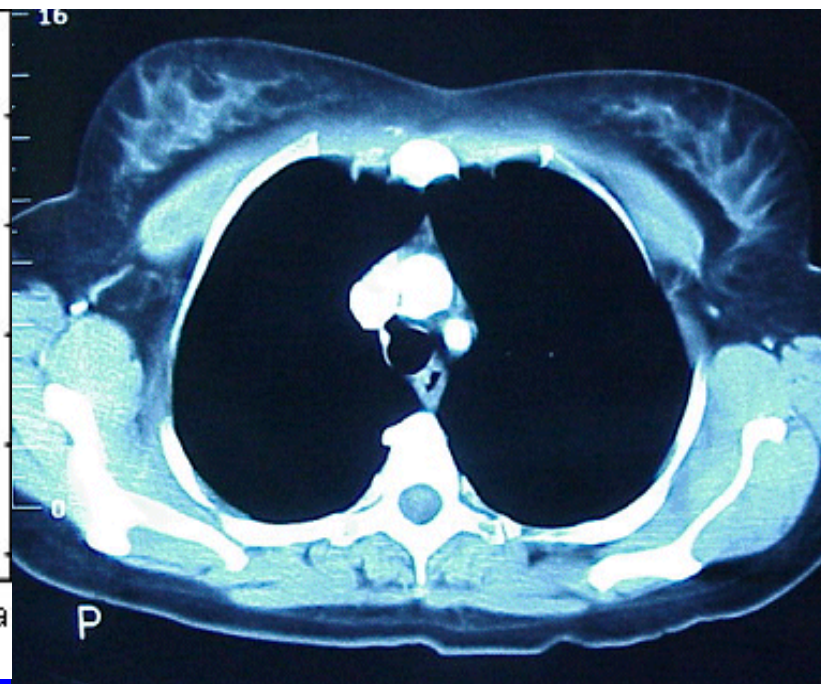
КТ



КТ - полная 360° ротация



Задне-передняя рентгенограмма
черепа



Максимальная доза облучения
при КТ приходится на
**поверхностно расположенные
ткани** – хрусталик,
щитовидная и молочная
железы

Способы оценки доз облучения при КТ

1. Измерения на фантомах – наиболее точный метод
2. Информация производителя КТ-сканера
3. Использование специальных программ расчета доз облучения

Оборудование для практической КТ-дозиметрии

1. PMMA фантом для головы 16 см в диаметре
2. PMMA фантом для туловища 32 см в диаметре
3. Дозиметр UNIDOS E для измерения CTDI
4. Ионизационная камера с длиной зоны измерения 10 см



Комплект для КТ-дозиметрии
фирмы PTW Freiburg

Стоимость $\approx$ 7000 Евро

Дозиметрические параметры при КТ

Параметр, ед. измерен.	Полное название	Что означает?
CTDI , мГр	Компьютерно- томографический индекс дозы	Поглощенная доза в одном томографическом срезе
DLP , мГр×см	Произведение дозы на длину	Поглощенная доза за все КТ-исследование
E , мЗв	Эффективная доза	Сумма взвешенных поглощенных доз во всех органах и тканях человека

КТ-дозиметрия в РБ

- Проведена в ноябре 2007-феврале 2008 гг.
- 7 медучреждений гг. Минска, Витебска, Гомеля
- 8 КТ-сканеров

№ п/п	Производитель	Название	Тип	Год установки
Сканер 1	Siemens	Somatom Volume Zoom	МСКТ-4	2002
Сканер 2	GE	Light Speed RT	МСКТ-4	2005
Сканер 3	Siemens	Somatom Emotion 6	МСКТ-6	2005
Сканер 4	Philips	Tomoscan SR 4000	СКТ	1996
Сканер 5	GE	Hi Speed CT/e	СКТ	2002
Сканер 6	GE	Tomoscan CX/Q	ПКТ	1990
Сканер 7	Siemens	Somatom AR-C	ПКТ	1995
Сканер 8	GE	Hi Speed CT/e	СКТ	2002

№ п/п	Параметр	Головной мозг	Шея	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Параметры протокола исследования						
1.	Название протокола	Brain- standart	Larynx	Mediastinum	Abdomen- general	Pelvis- general
2.	Технология сканирования	Послед.	Послед.	Послед.	Послед.	Послед.
3.	Напряжение, кВ	120		120	120	
4.	Сила тока, мА	90		110	110	
5.	Время ротации, сек	4,5		2,8	4,5	
6.	мАс	405		308	495	
7.	Коллимация, мм	5		10	10	
8.	Сдвиг стола/рот., мм	5		10	10	
9.	Длина зоны сканирования, см	15		30	25	20
10.	Козф. пересчета в E	0,0023	0,0054	0,017	0,015	0,019
Результаты измерений и расчетов						
Измерения		1		2	3	
1.	Показание в центре	27,2		12,3	19,4	
2.	CTDI _с , мГр	54,4		12,3	19,4	
3.	Показание на 0°	32,3		30,8	34,0	
4.	Показание на 90°	31,1		2,9	42,1	
5.	Показание на 180°	27,0		27,3	37,8	
6.	Показание на 270°	29,2		33,8	34,9	
7.	CTDI _р , мГр	64,6		33,8	42,1	
8.	CTDI _w , мГр	61,2		26,6	34,5	
9.	DLP, мГрхсм	918		798	863,3	690
10.	E, мЗв	2,1	5,0	13,6	13,0	13,1

КТ-дозы в РБ и за рубежом

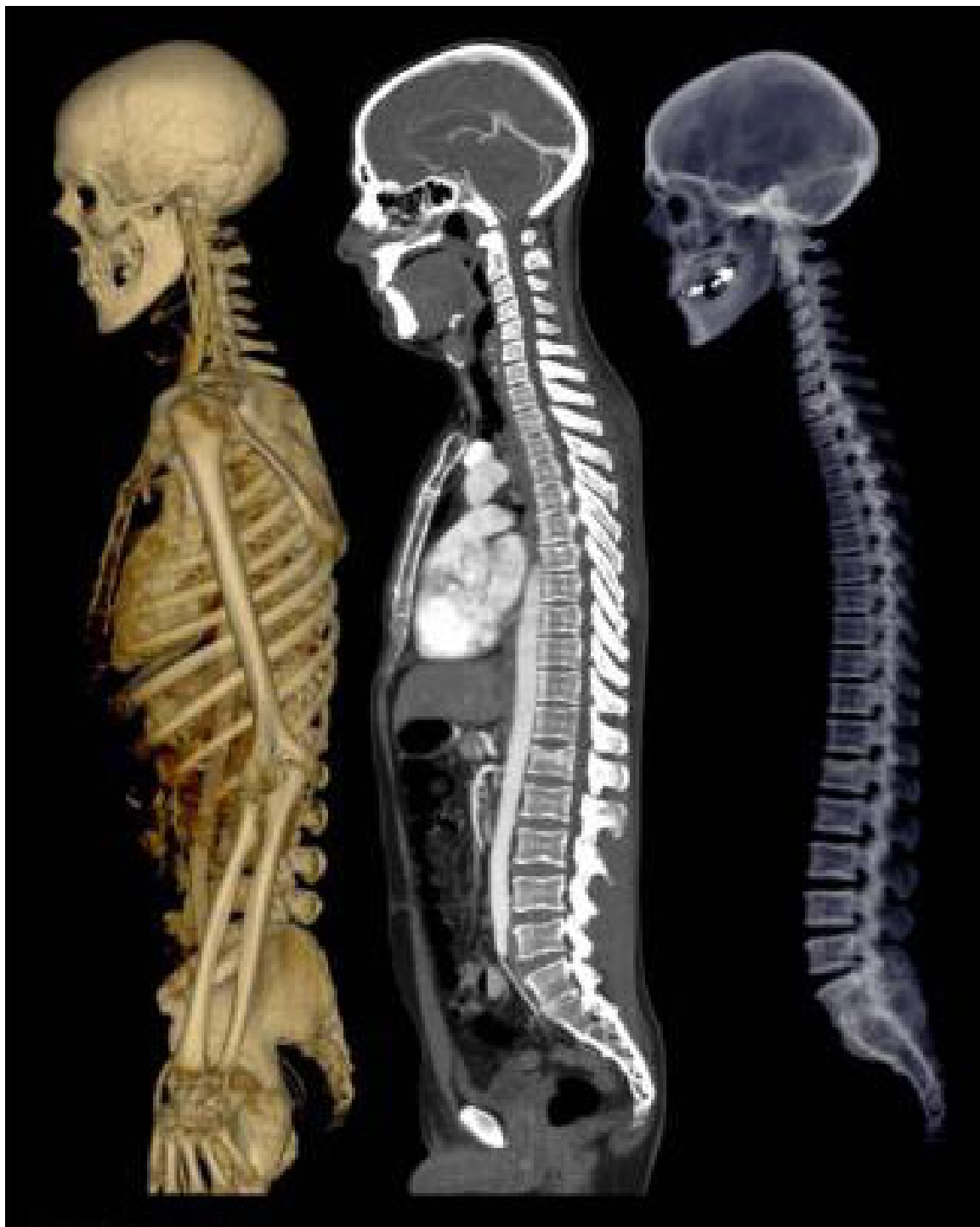
Зона исследования	Средняя эффективные доза, мЗв		
	РБ	Великобритания, 2005 г.	Греция, 2003 г.
Головной мозг	1,4	1,5	1,6
Грудная полость	6,9	5,8	6,8
Брюшная полость	7,0	5,3	7,0
Таз	8,8	7,1	6,4

Разброс доз облучения на 8 сканерах

Зона исследования	Эффективная доза, мЗв		Отношение
	Минимум	Максимум	
Головной мозг	0,9	2	2,2
Шея	1,5	4,1	2,7
Грудная полость	2,9	9,1	3,1
Брюшная полость	3,1	9,7	3,1
Таз	4,3	15,6	3,6

Параметры КТ-исследования, влияющие на дозу облучения

- мАс и кВ
- Время ротации
- Питч
- Коллимация среза



1,4 мЗв

2,6 мЗв

6,9 мЗв

7 мЗв

8,8 мЗв

= 26,7 мЗв

148 рентгенограмм органов грудной клетки

Диагностические контрольные уровни

ДКУ (diagnostic reference levels, DRL) – рекомендуемые уровни дозы облучения при основных радиологических исследованиях пациентов стандартного роста и массы тела или стандартных фантомов

Не должны превышать при нормальном функционировании радиологического оборудования

Случаи превышения должны индивидуально рассматриваться для принятия необходимых мер по снижению доз облучения

Как устанавливаются ДКУ?

На уровне **75-го процентиля**, т.е. 75% измеренных значений доз облучения находятся ниже ДКУ, а 25% – выше

Значения ДКУ в РБ

Установлены инструкцией по применению «Измерение, контроль, снижение доз облучения пациентов при компьютерно-томографических исследованиях», МЗ РБ, регистрационный № 055-0609 от 11.06.2009 г.

Область исследования	Дозиметрический параметр	
	$CTDI_{vol}$, мГр	DLP , мГр·см
Головной мозг	60	730
Шея	55	640
Грудная полость	20	500
Брюшная полость	25	600
Таз	25	490

Компьютерные программы расчета доз

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 0.99x 20/01/06

Scanner Model:

Manufacture: Siemens

Scanner: Siemens Volume Zoom, Access

kV: 120

Scan Region: Head

Data Set: MCSET12 Update Data Set

Current Data: MCSET12

Scan range:

Start Position: 79,5 cm GetFrom Phantom

End Position: 94 cm Diagram

Patient Sex: f

Acquisition Parameters:

Tube current: 350 mA

Rotation time: 1 s

mAs / Rotation: 350 mAs

Collimation: 10 mm

Slice Width: mm

Pitch: 1

Rel. CTDI: Look up 1,00 at selected collimati

CTDI (air): Look up 25,0 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 26,7 mGy/100mAs

nCTDI_w: Look up 19,8 mGy/100mAs

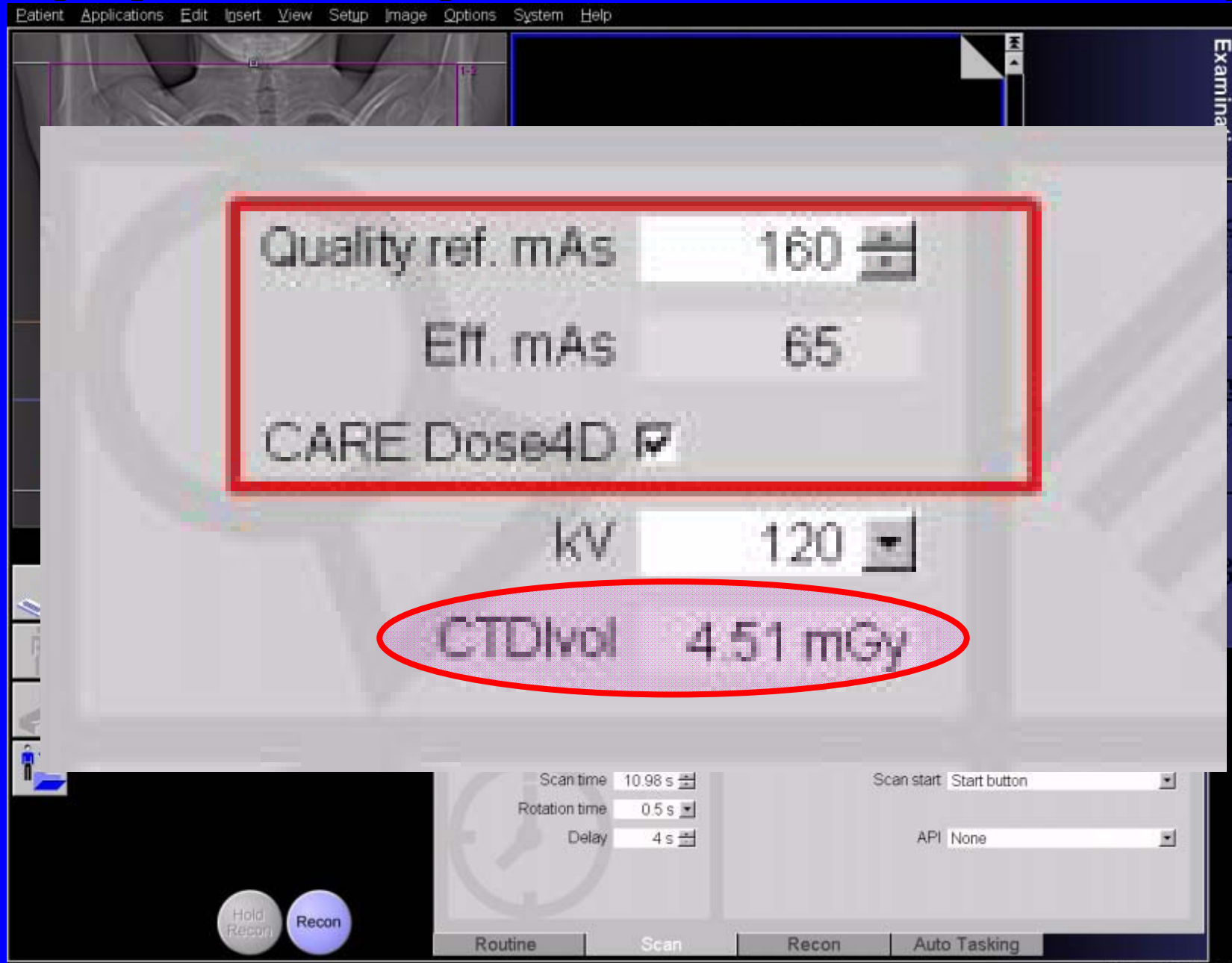
Organ	w _T	H _T	w _T ·H _T
Gonads	0,2	0	0
Bone Marrow (red)	0,12	3,6	0,43
Colon	0,12	0,00012	2E-05
Lung	0,12	0,14	0,016
Stomach	0,12	0,0051	0,0006
Bladder	0,05	9,9E-06	5E-07
Breast	0,05	0,039	0,0019
Liver	0,05	0,011	0,0006
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,14	0,0069
Thyroid	0,05	2,8	0,14
Skin	0,01	3,6	0,036
Bone Surface	0,01	14	0,14
Brain	0,025	54	1,3
Remainder 2	0,025	1,2	0,03
Total Effective Dose (mSv)			2,2

Remainder Organs	H _T
Adrenals	0,013
Brain	54
Upper Large Intestine	0,0005
Small Intestine	0,0006
Kidney	0,0036
Pancreas	0,0094
Spleen	0,01
Thymus	0,14
Uterus	0
Muscle	1,3

CTDI _w (mGy)	69,2
CDTI _{vol} (mGy)	69,2
DLP (mGy·cm)	1003

Scan Description / Comments	
-----------------------------	--

Информация производителя КТ-сканера



Дозовый отчет сканера

Vitsebsk Regional Hospital
Emotion
VA47C

Ward:
Physician:
Operator:

01-Nov-2006 14:45

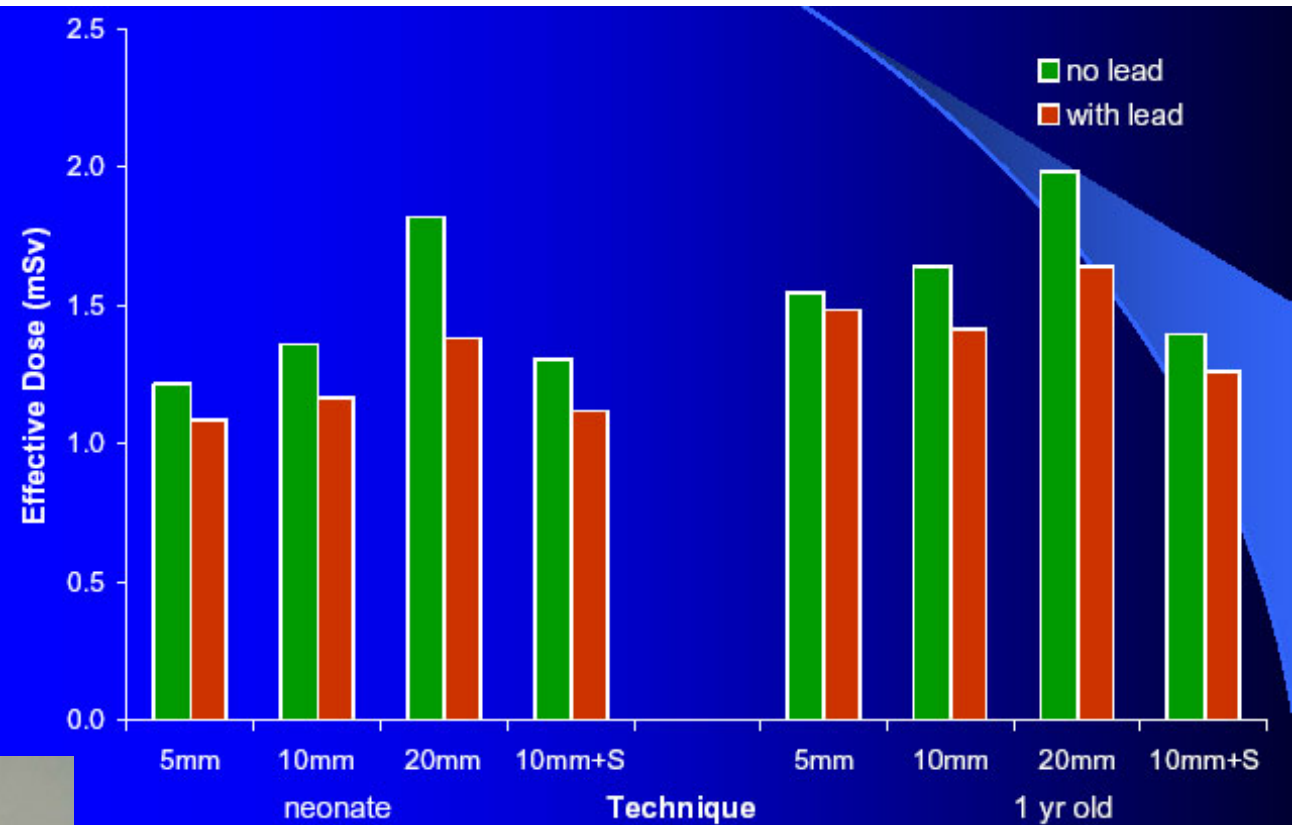
Total mAs 3908

	Scan	kV	mAs	CTDIw	DLP	TI	cSL
Topogram	1	130				3.4	2.0
CerebrumSeq	2-19	130	210	47.88	689	1.5	8.0

$$\text{Эффективная доза} = 689 \times 0,0023 = 1,6 \text{ мЗв}$$

Пути снижения облучения при КТ

1. Исследование только по показаниям
2. Полная информация о ранее выполненных КТ-исследованиях
3. Не расширять неоправданно зону исследования
4. Использование защитных фартуков
5. Адаптация параметров сканирования:
 - уменьшить мАс, кВ
 - увеличить питч
 - использовать технические приемы автоматического снижения дозы



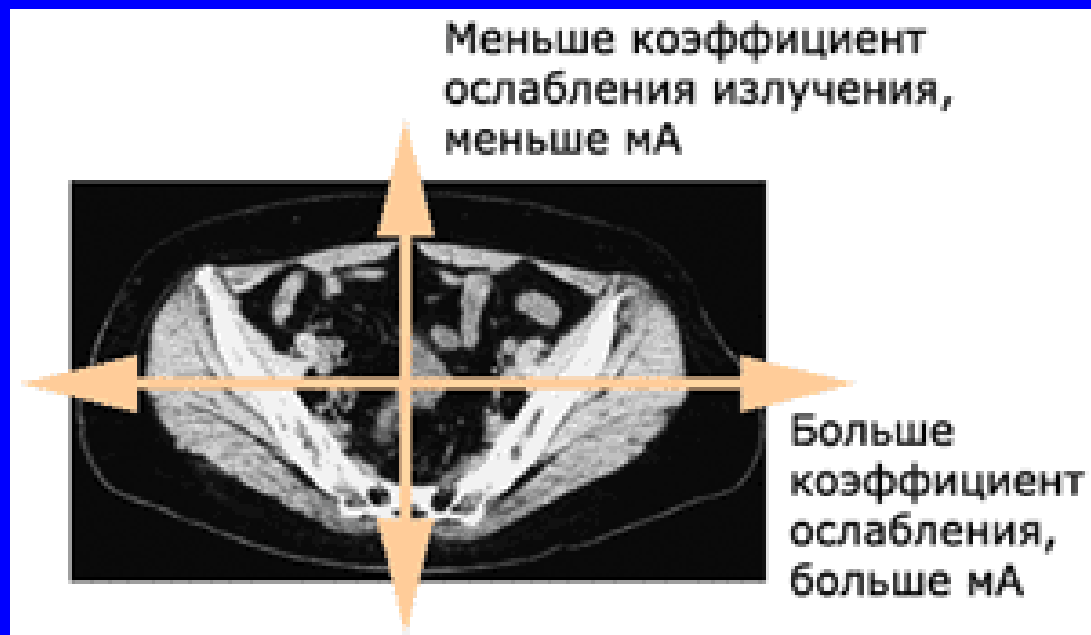
Использование **свинцового фартука** при КТ головного мозга привело к снижению дозы:

- Эффективной — на 30%
- Щитовидная железа — на 30%
- Молочная железа — на 70%

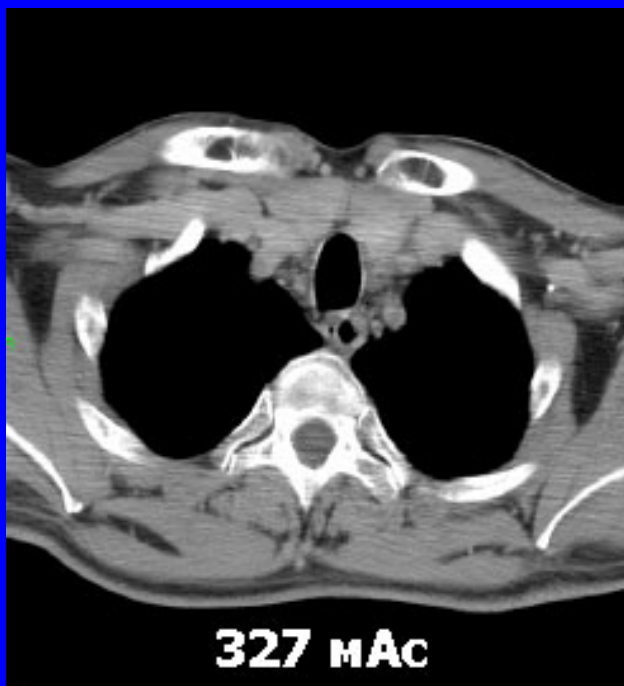
Chapple C.L., 2007

Модуляция силы тока

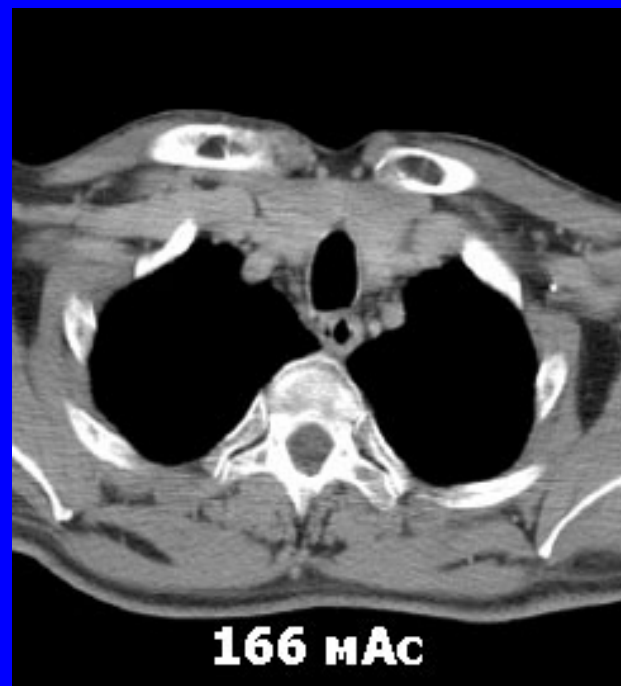
- **Z-модуляция (продольная):** по топограмме в зависимости от коэффициента ослабления
- **X_Y-модуляция (угловая):** в реальном времени в зависимости от коэффициента ослабления излучения тканями за предыдущие 180°



Модуляция силы тока



Обычное сканирование



Модуляция силы тока

Снижение дозы в области плечевого пояса на 53%, на всем исследовании – на 49%



