

**Научно-практическая конференция «Современные возможности
цифровых систем в повышении качества и эффективности лучевой
диагностики»**

Дозы облучения при КТ- исследованиях в медицинских учреждениях РБ

**Хоружик С.А.¹, Кандыбович Д.С.¹, Гацкевич Г.В.¹,
Мацкевич С.А.², Бичан Ж.В.²,
Уголькова С.А.³, Семенов С.В.³**

¹ ГУ «НИИ онкологии и мед. радиологии им. Н.Н. Александрова», г. Минск

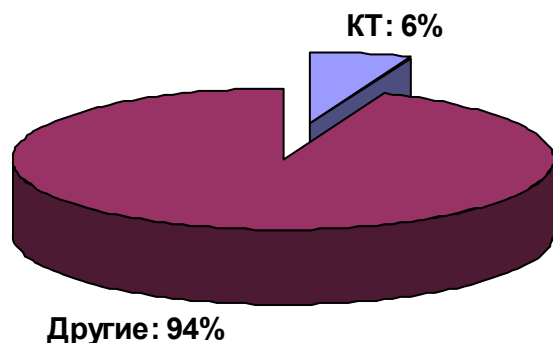
² ГУ «РНПЦ радиационной медицины и экологии человека», г. Гомель

³ УОЗ «Витебский обл. клинический онкологический диспансер», г. Витебск

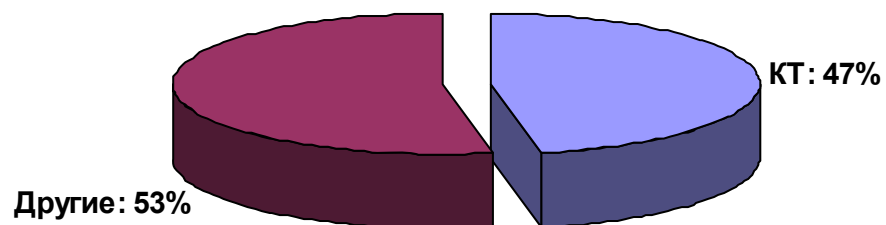
Минск, 6 декабря 2007 г.

Вклад КТ в медицинское облучение

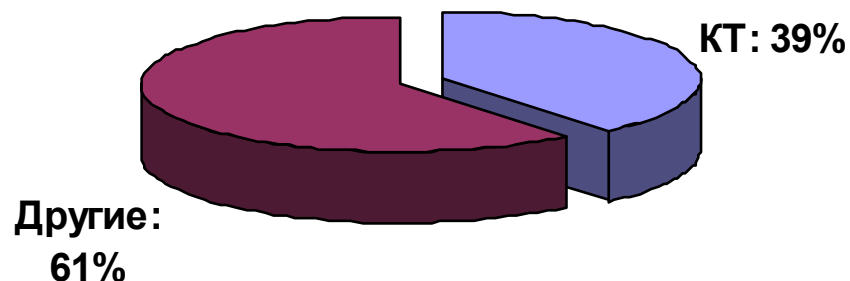
Соотношение рентгенологических исследований в Германии, 2005 г.



Вклад в коллективную дозу облучения в Германии, 2005 г.



Соотношение рентгенологических исследований в НИИ ОМР, 2006 г.



Kalender, 2005

Собственные
данные

Проект технического сотрудничества с МАГАТЭ ВУЕ6007



**«Создание системы гарантии качества и контроля
качества процедур и приборов для получения
медицинских изображений»**

**↓
Компьютерная
томография**

**↓
Ядерная
медицина**

Срок реализации: 2005-2007 гг.

Учреждение-участник: ГУ «НИИ онкологии и
медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»

Что сделано?

1. Разработаны и утверждены МЗ РБ 2 инструкции по применению:

- «Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов» (утверждена МЗ РБ 26.06.06, рег. № 192-1205)
- «Протокол контроля качества работы аппаратов и приборов ядерной медицины» (рег. №056-0606)

2. Проведено 2 республиканских семинара на базе НИИ ОМР в ноябре 2006 г.:

- «Создание системы гарантии качества и контроля качества процедур и приборов для получения медицинских КТ-изображений»
- «Создание... в ядерной медицине»

В каждом семинаре приняли участие по 30 человек – заведующие и врачи из г. Минска и всех областей РБ

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ
БЕЛАРУСЬ

ПРОТОКОЛ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА РАБОТЫ
АППАРАТОВ И ПРИБОРОВ ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Инструкция по применению

Минск 2006

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ
БЕЛАРУСЬ

ПРОТОКОЛ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА РАБОТЫ
РЕНТГЕНОВСКИХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ

Инструкция по применению

Минск 2006

Что сделано?

3. Закуплено оборудование:

- Для контроля качества КТ (для НИИ ОМР, Гродно, Витебска, Гомеля)
- Для КТ-дозиметрии (для НИИ ОМР, Витебска, Гомеля)
- Для контроля качества гамма-камер (для НИИ ОМР)

4. Разработана и внедрены в практическое использование методика КТ-дозиметрии. Впервые в республике проведено измерение доз облучения при основных видах КТ-исследований сразу в нескольких медицинских учреждениях на сканерах разного класса

Что сделано?

5. Приняты в НИИ ОМР 2 зарубежных эксперта



6. Проведено 2 научных визита и 3 стажировки

Дозиметрические параметры при КТ и их практическое значение

Параметр, ед.измер.	Расшифровка	Что означает?	Для чего предназначен?
CTDI , мГр	Компьютерно-томографический индекс дозы	Поглощенная доза в одном томографическом срезе	1. Контроль качества компьютерной томографии 2. Нормирование дозы облучения при КТ (диагностические контрольные уровни)
DLP , мГрхсм	Произведение доза-длина	Поглощенная доза за все КТ-исследование	Нормирование дозы облучения при КТ (диагностические контрольные уровни)
E , мЗв	Эффективная доза	Сумма взвешенных поглощенных доз во всех органах и тканях человека	1. Оценка биологического риска облучения 2. Сравнение с дозой облучения при других РГ-исследованиях

Способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях

1. Фантомные измерения с

использованием:

- Термолюминисцентных дозиметров (TLD)
- Ионизационной камеры

2. Информация производителя КТ-сканера

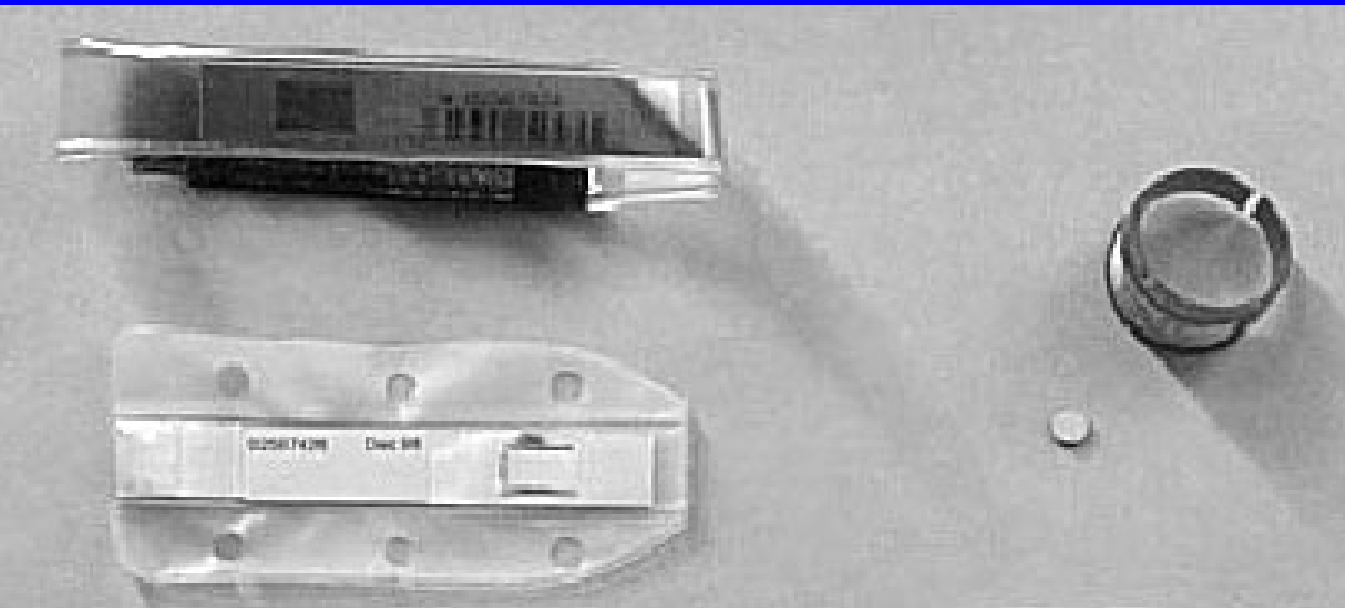
3. Использование специальных программ расчета доз облучения

Способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях

1. **Фантомные измерения - наиболее точный метод оценки КТ-дозы**
2. Информация производителя КТ-сканера
3. Использование специальных программ расчета доз облучения

Термолюминисцентная дозиметрия (TLD)

TLD-дозиметр содержит субстанцию (фторид лития), которая после облучения испускает свет пропорционально **поглощенной дозе**



TLD в компьютерной томографии

Служит для оценки детального распределения дозы

Фантом RANDO – натуральный человеческий скелет, помещенный в тканеэквивалентный пластик. Легочная ткань симулируется с помощью материала низкой плотности. Разделен на слои 2,5 см толщиной с просверленными отверстиями для размещения TLD



Оборудование для КТ-дозиметрии

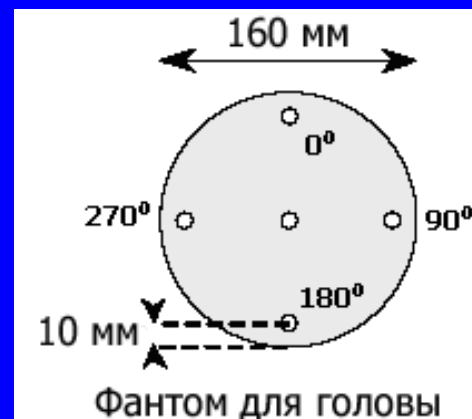
1. PMMA* фантом для головы 16 см в диаметре
2. PMMA фантом для туловища 32 см в диаметре
3. Дозиметр UNIDOS E для измерения CTDI
4. Ионизационная камера с длиной зоны измерения 10 см

* PMMA – полиметилметакрилат (пластик)



Комплект для КТ-дозиметрии
фирмы PTW Freiburg

Стоимость = 6952 Евро



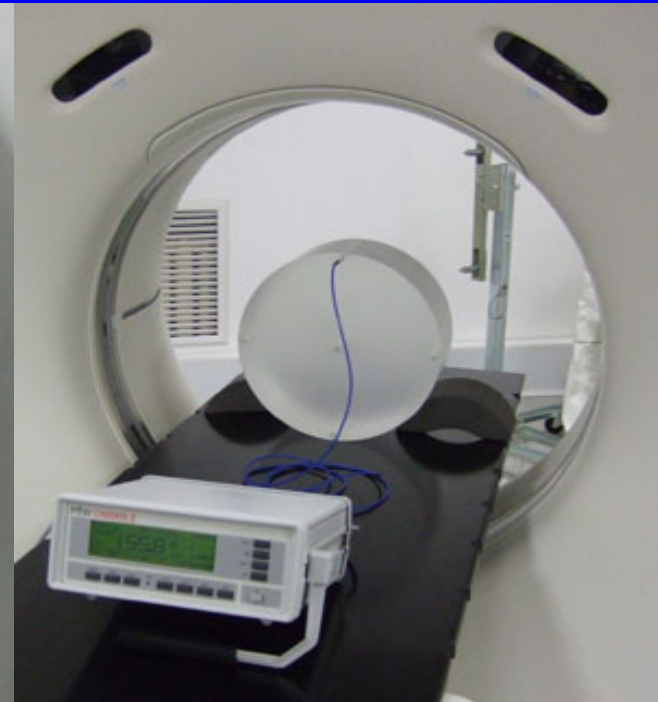
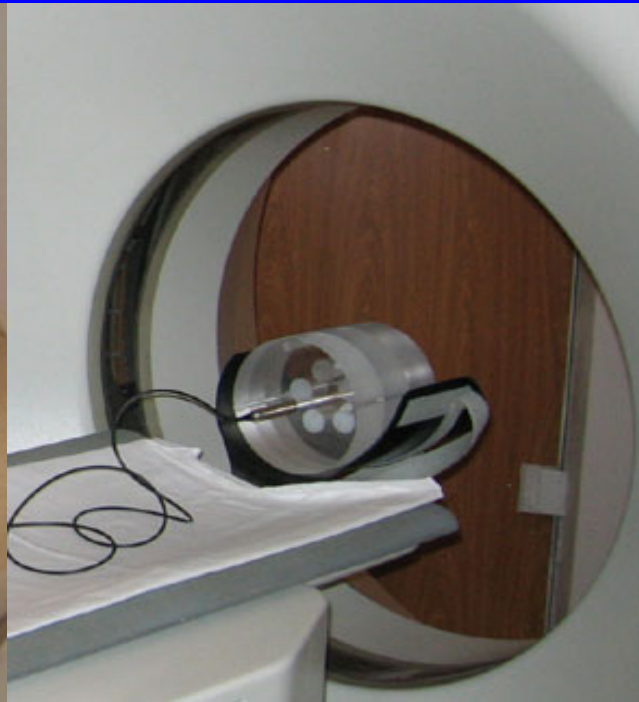
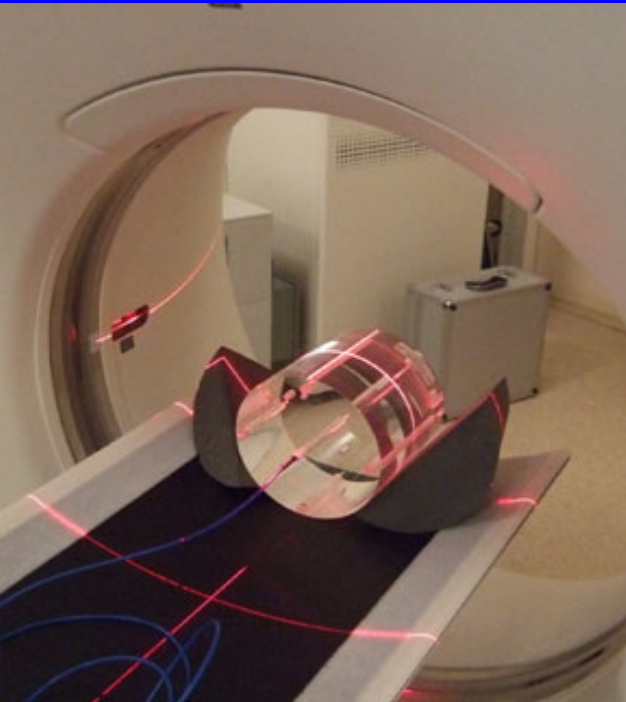
Наличие дозиметрического оборудования в РБ

Полный комплект оборудования для КТ-дозиметрии поступил по проекту МАГАТЭ ВУЕ6007 в следующие учреждения:

1. ГУ «НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова», г. Минск
2. ГУ «РНПЦ радиационной медицины и экологии человека», г. Гомель
3. УОЗ «Витебский областной клинический онкологический диспансер», г. Витебск

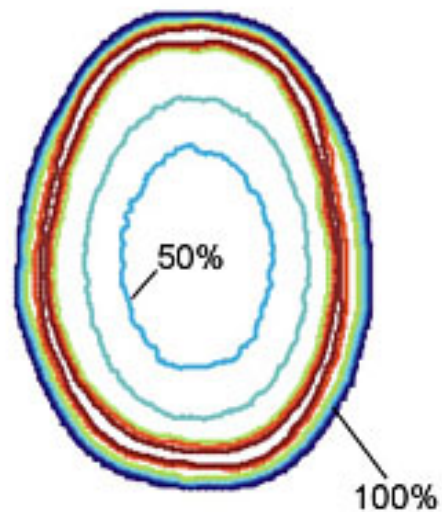
Измерение CTDI

CTDI – **измеряемый** дозиметрический параметр при КТ, характеризующий поглощенную дозу в одном томографическом срезе

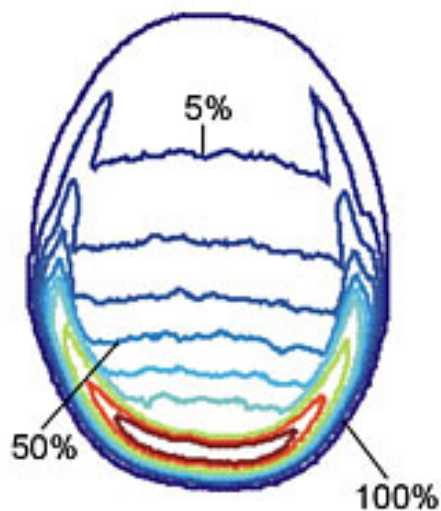


$$CTDI = \frac{1}{S} \cdot \int_{-50\text{ мм}}^{+50\text{ мм}} D(z) dz$$

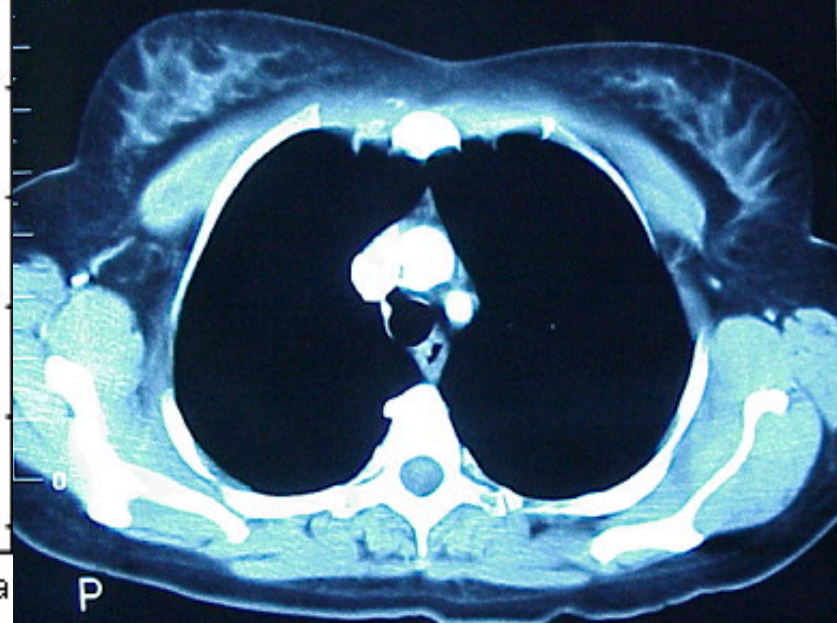
, где S – коллимация среза



КТ - полная 360° ротация



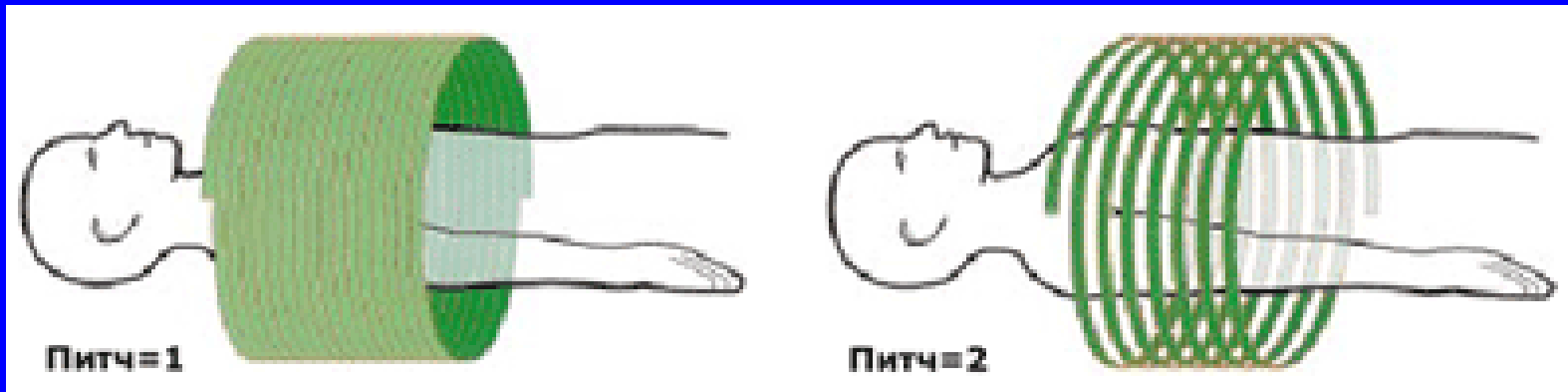
Задне-передняя рентгенограмма
череп



Максимальная доза облучения при КТ приходится на **поверхностно расположенные ткани** (хрусталик, щитовидная и молочная железа)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p$$

Особенности дозиметрии на СКТ и МСКТ



$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

$$p = \frac{d}{S}$$

Питч p это отношение сдвига стола за полный оборот (360°) трубки d к коллимации среза S

Расчет DLP

В отличие от CTDI, который измеряется, DLP и эффективная доза являются **расчетными величинами** от CTDI

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot L$$

где L — длина зоны сканирования, i — количество сканирований

Исследование пациента может состоять из **нескольких сканирований**, например, головной мозг + грудная клетка, или до и после в/в введения контрастного вещества. В этом случае DLP всех сканирований необходимо суммировать

Расчет эффективной дозы

$$E = DLP \cdot E_{DLP}$$

где E_{DLP} – коэффициент пересчета, или нормализованная эффективная доза для конкретной зоны исследования*

Уровень исследования	E_{DLP} , мЗв/мГрхсм
Головной мозг	0,0023
Шея	0,0054
Грудная полость	0,017
Брюшная полость	0,015
Таз	0,019

* Европейское руководство по критериям качества для компьютерной томографии, EUR 16262 (1999), <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality>

Расчет эффективной дозы у детей

Поскольку дети более чувствительны к ионизирующему излучению, E умножают на **повышающий коэффициент, зависящий от возраста ребенка***:

Возраст	Голова и шея	Грудная полость	Брюшная полость и таз
Взрослые	1,0	1,0	1,0
15 лет	1,1	1,0 – 1,1	1,0 – 1,1
10 лет	1,2 – 1,3	1,1 – 1,4	1,2 – 1,5
5 лет	1,6 – 1,7	1,2 – 1,6	1,2 – 1,6
1 год	2,2	1,3 – 1,9	1,3 – 2,0
Новорожденные	2,3 – 2,6	1,4 – 2,2	1,4 – 2,4

* Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC and Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. Br. J. Radiol. 2002; 75:819-830

КТ-дозиметрия в медицинских учреждениях РБ

Цель:

Измерить дозы облучения в РБ при основных видах КТ-исследований:

- Головной мозг
- Шея (мягкие ткани)
- Грудная полость
- Брюшная полость
- Таз

Организация:

Семь КТ-сканеров в шести медицинских учреждениях

Этапы исследования:

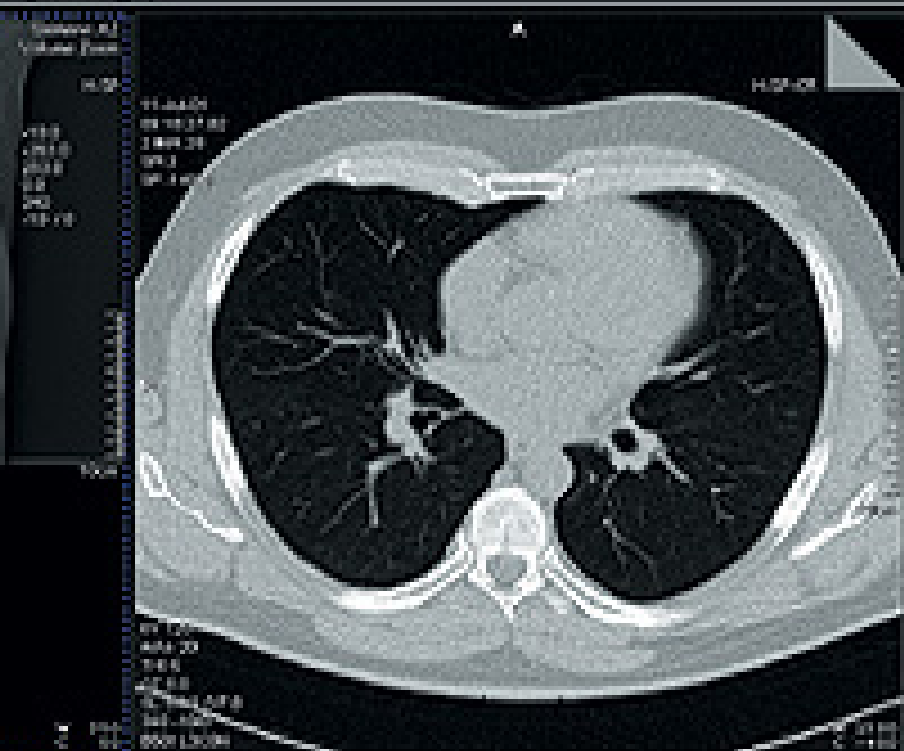
1. Сбор протоколов КТ-исследований
2. Измерение доз облучения
3. Анализ полученных результатов

КТ-сканеры, участвующие в исследовании

№ 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

МСКТ – многосрезовые, СКТ – спиральные, ПКТ – последовательные

* Детская больница



Examination
Viewing
Exam 3D

1/5
R/L
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
81
82
83
84
85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000

11-00-01
2011-01-01
1.000
1.000
1.000

ThoraxCombi

Exam

12

Total mAs:

5853



Topogram

ThoraxCombi

- Cancel Scan
- Add Scan
- Pause
- Menu
- Contrast
- Bolus Tracking
- Cut
- Copy
- Paste
- Repeat
- Delete Recon Job

Load Cancel Recon

Recon job 1 2 3

Slide width 7.0 mm

Kernel B00r medium smooth

Window Lung

Overview

FoV 300 mm

Center X 0 mm

Center Y 0 mm

Minoring None

Extended CT scale

Begin -263.0 mm

Recon begin -263.0 mm

Image Order Caudocranial

Recon increment 5.0 mm

No. of images 60

Recon end -558.0 mm

End -558.0 mm

Routine Scan Recon Auto Tracking

Параметры протокола КТ-исследования, влияющие на дозу облучения

Параметр	Влияние на дозу облучения
Сила тока в рентгеновской трубке, мА	↑ прямо пропорционально
Напряжение в рентгеновской трубке, кВ	↑ на 20-40% при увеличении с 120 до 140 кВ
Время ротации, секунд	↑ прямо пропорционально
Коллимация среза, мм	Тоньше коллимация – больше доза, особенно в МСКТ
Сдвиг стола за ротацию, см (скорость движения стола, питч)	↓
Длина зоны сканирования, см	↑
Конфигурация детектора (геометрическая эффективность)	↑↓ особенно в МСКТ
Количество сканирований	↑ ↑

№ 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 Е	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.	Е, мЗв	2,1	5,0	13,6	13,0	13,1

Измерение доз облучения

Что измеряли?

- Показание дозиметра в центре фантома для головы или туловища
- Показание дозиметра на периферии фантома на 0°
- Показание на 90°
- Показание на 180°
- Показание на 270°

Рассчитывали:

- CTDI_c, мГр
- CTDI_p, мГр
- CTDI_w, мГр
- CTDI_{vol}, мГр
- DLP, мГрхсм
- E, мЗв

$$CTDI = \frac{1}{S} \cdot \int_{-50.мм}^{+50.мм} D(z) dz$$

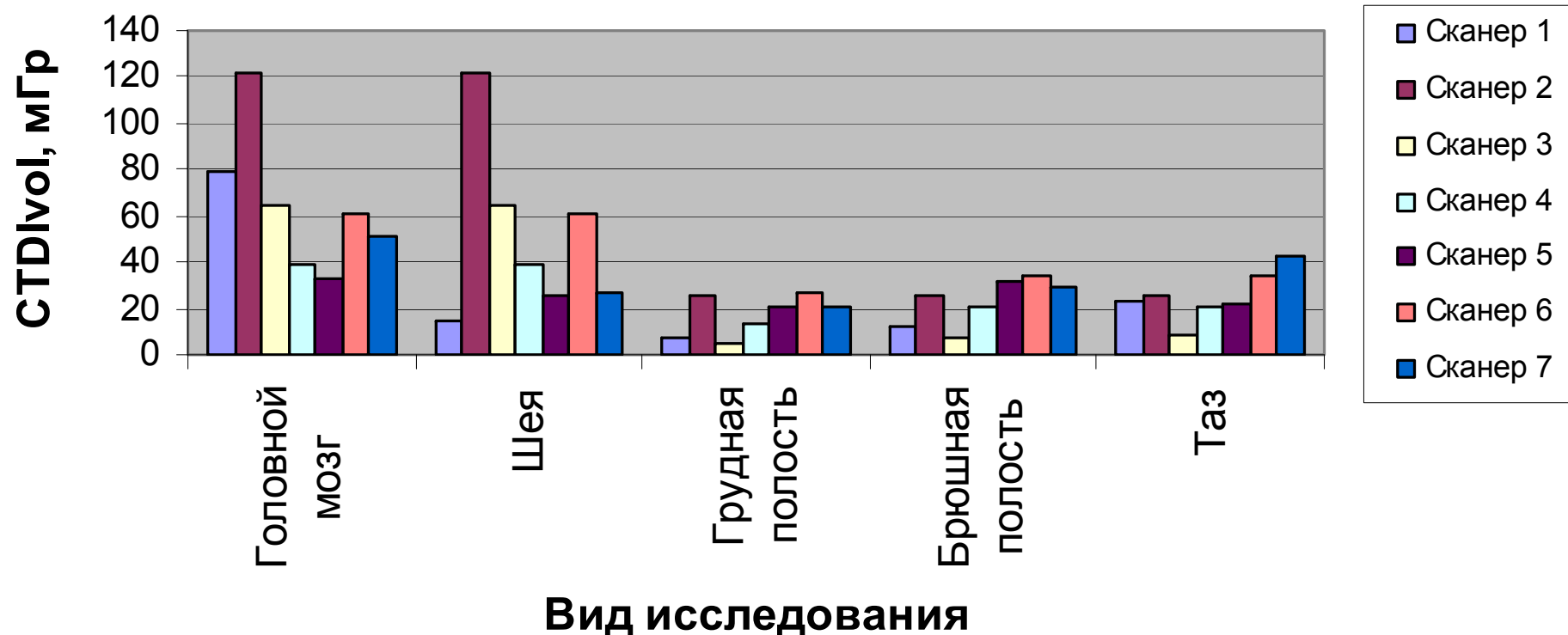
$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot L \quad E = DLP \cdot E_{DLP}$$

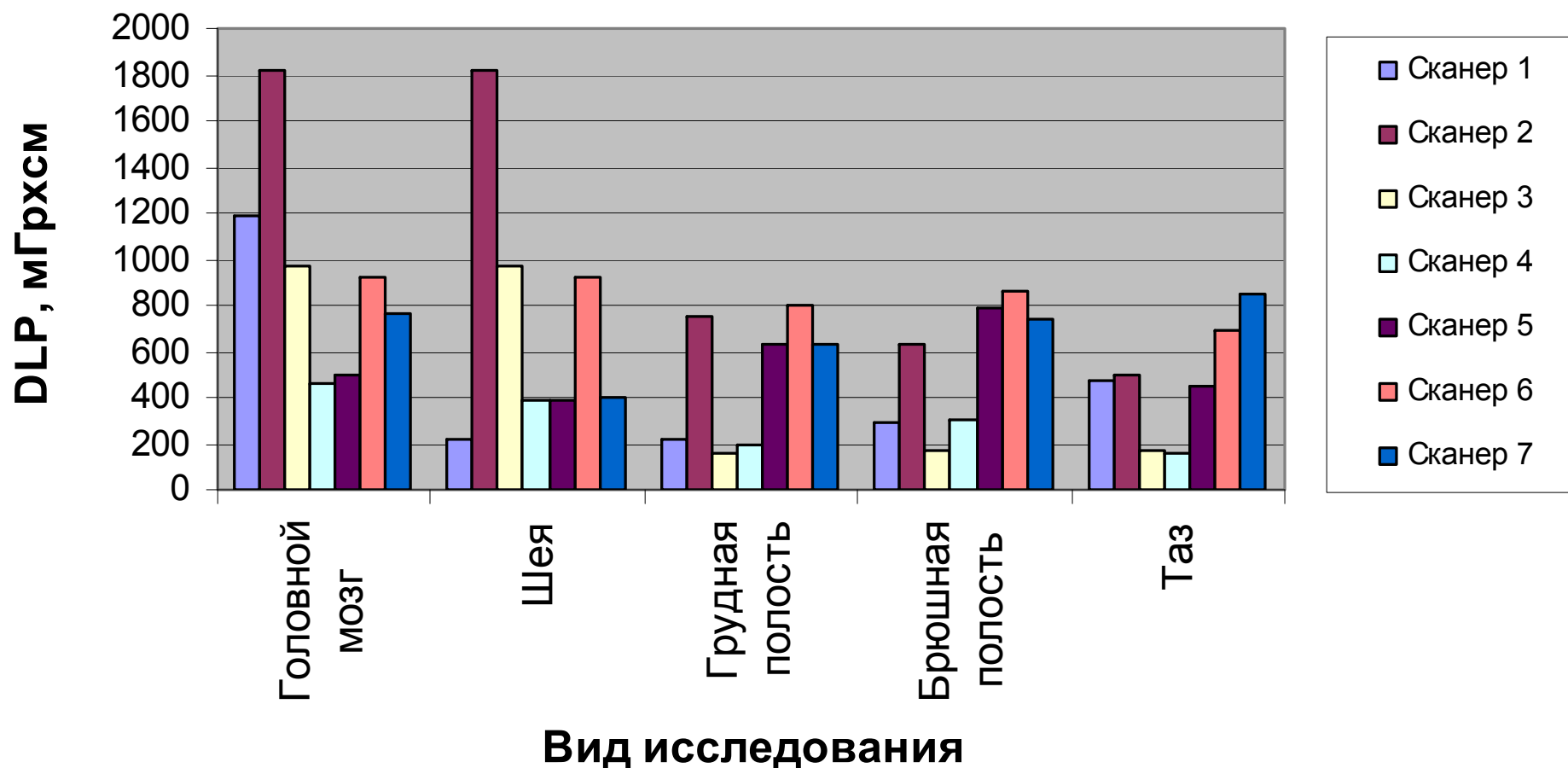
Результаты дозиметрии: CTDI

CTDI при основных КТ-исследованиях



Результаты дозиметрии: DLP

DLP при основных КТ-исследованиях



1996: СКТ



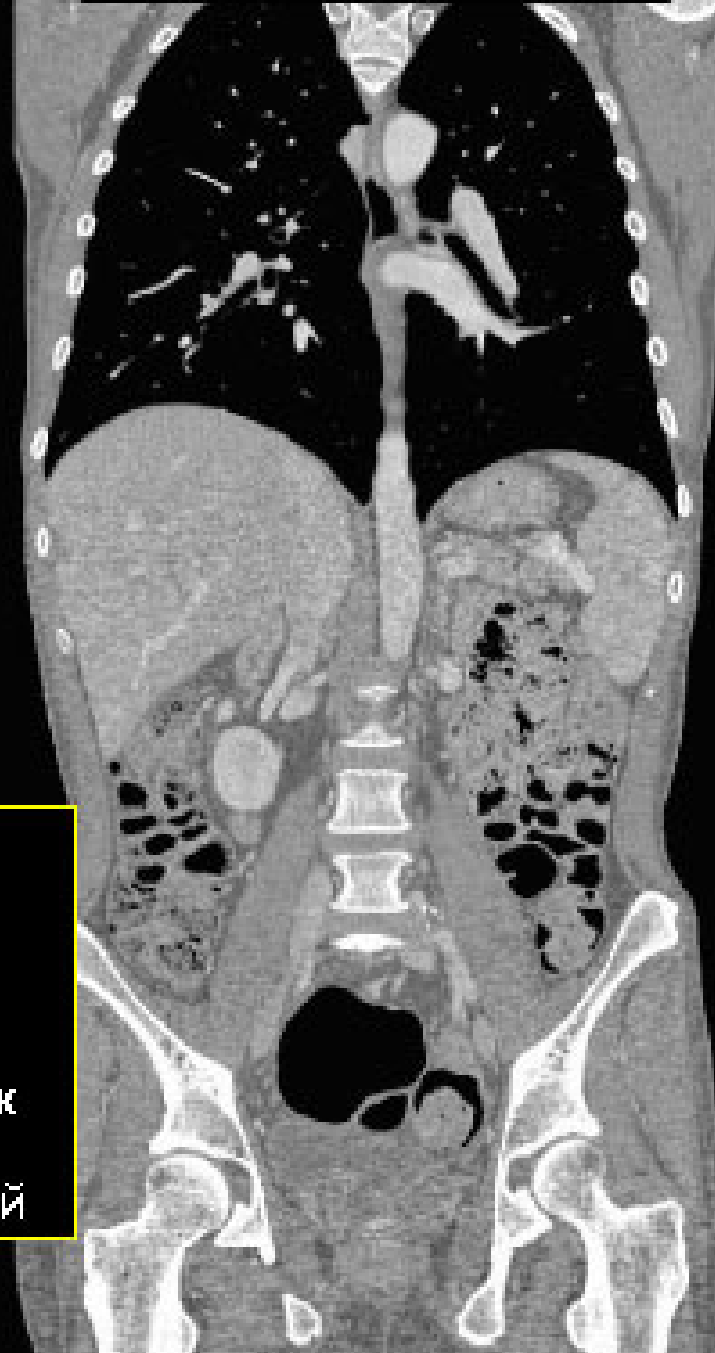
Толщина среза
5 мм

40 см за 50 сек

Время рот. 1 сек

200 изображений

2001: МСКТ-16



Толщина среза
0,75 мм

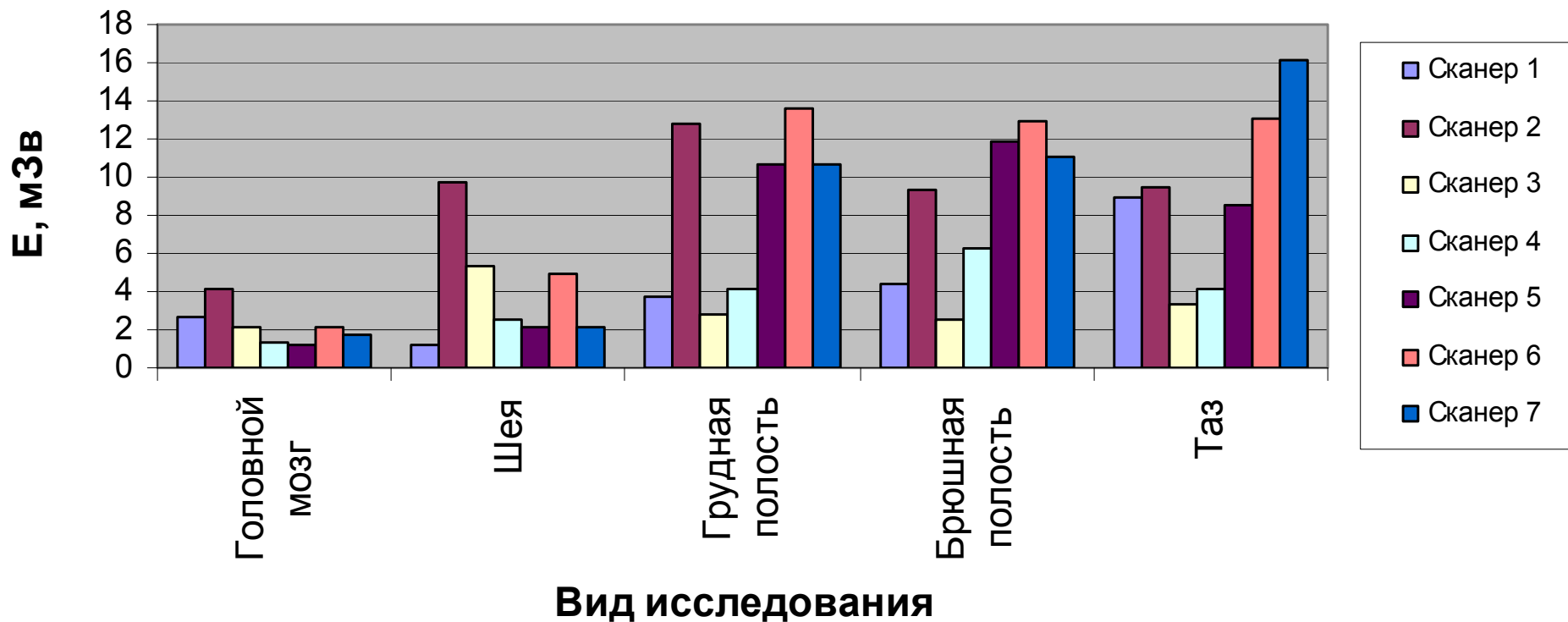
70 см за 29 сек

Время рот. 0,5 сек

1400 изображений

Результаты дозиметрии: эффективная доза

Эффективная доза при основных КТ-исследованиях



Эффективная доза значительно варьировала между сканерами

Эффективная доза	ГМ	Шея (мягкие ткани)	ГК	БП	Таз
Среднее $\pm$SD, мЗв	2,2 $\pm$1,0	4 $\pm$3,0	8,3 $\pm$4,6	8,4 $\pm$4,0	9,1 $\pm$ 4,5
Интервал, мЗв	1,2-4,2	1,2-9,8	2,8-13,6	2,5-13	3,3-16,1
Отношение макс./мин.	3,5	8,2	4,9	5,2	4,9

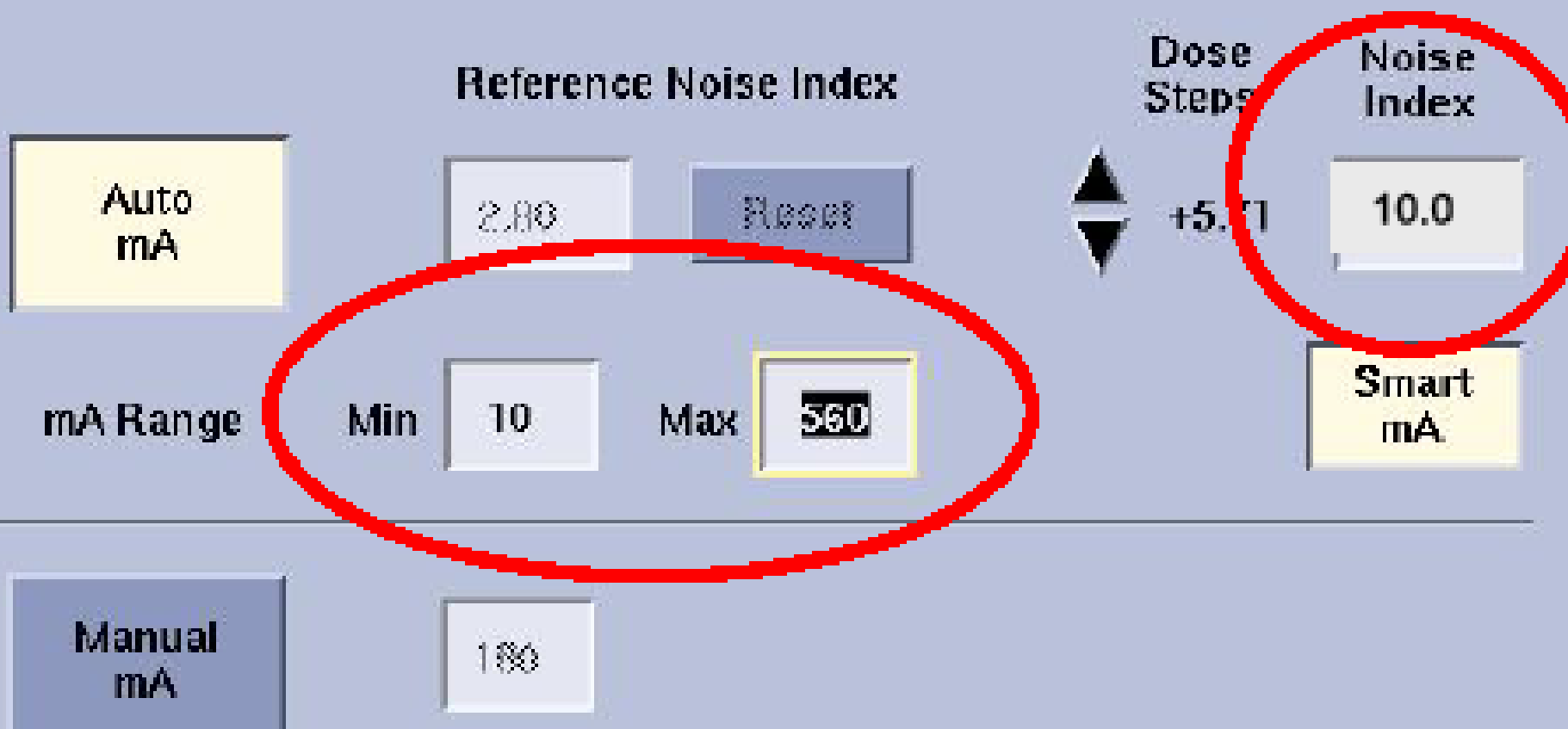
Доза облучения зависит главным образом от мАс

	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Min E, мЗв	1,2	2,8	2,5	3,3
	Сканер 5	Сканер 3	Сканер 3	Сканер 3
Min мАс	200	105	143	158
	Сканер 5	Сканер 3	Сканер 3	Сканер 3
Max E, мЗв	4,2	13,6	13	16,1
	Сканер 2	Сканер 6	Сканер 6	Сканер 7
Max мАс	600	308	495	495
	Сканер 2	Сканер 6	Сканер 6	Сканер 6

Доза облучения зависит главным образом от мАс

	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Min E, мЗв	1,2	2,8	2,5	3,3
	Сканер 5	Сканер 3	Сканер 3	Сканер 3
Min мАс	200	105	143	158
	Сканер 5	Сканер 3	Сканер 3	Сканер 3
Max E, мЗв	4,2	13,6	13	16,1
	Сканер 2	Сканер 6	Сканер 6	Сканер 7
Max мАс	600	308	495	495
	Сканер 2	Сканер 6	Сканер 6	Сканер 6

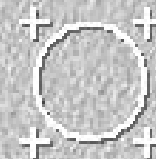
mA Control



LightSpeed RT
Ex: 16020
Thor.
Se: 7/9
Im: 1/1
Ax: S0.0

A
Oncology Institute Minsk
DOSIMETRY_GE_THOR-PELV_04_12_07
007Y M 111
Acc:
2007 Dec 04
Acq Tm: 18:55:29.000000

512 x 512
STANDARD



Area: 6.5 sq.cm
Mean: 135.5 HU
Std.Dev.: 19.3 HU

R

L

120.0 kV
345.0 mA
5.0 mm
Tilt: 0.0
ET: 1.6 s
GP: 1.0 s
TS: 15.00 mm/s
SPR: 1.5:1
W:350 L:40

P

DFOV: 36.0 x 36.0cm

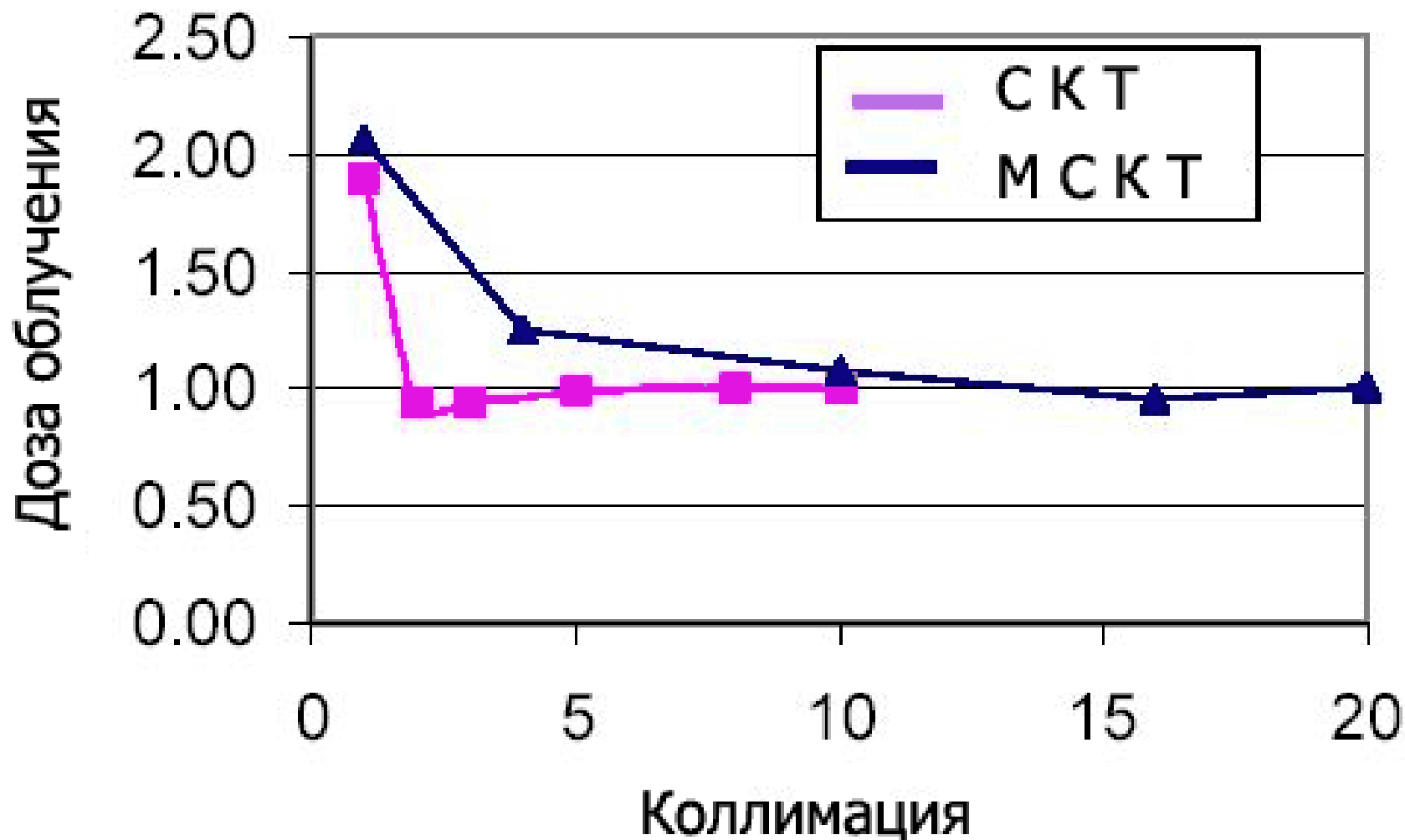


CTDI = 35,4 мГр
Шум=17 HU



CTDI = 11,2 мГр
Шум=70 HU

Доза облучения зависит от коллимации

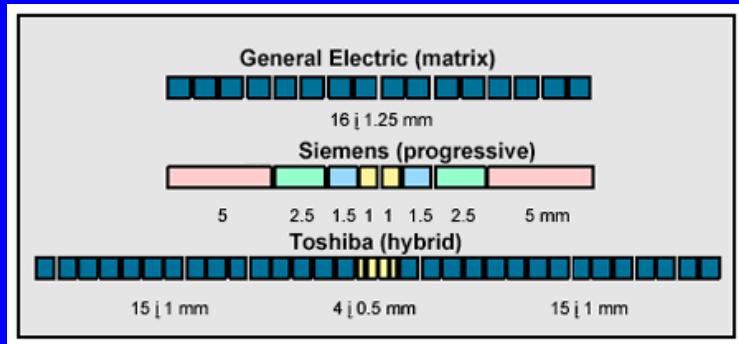


Геометрическая эффективность детектора

Это отношение ширины луча на активных детекторах к общей ширине луча. **Обратно пропорциональна дозе облучения.** В СКТ приближается к 100%

В МСКТ < 100% за счет:

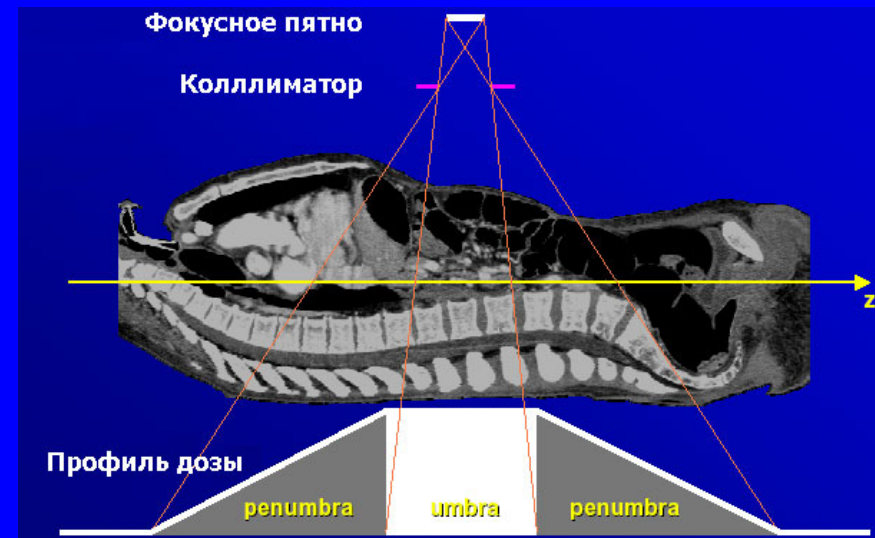
1. **Перегородок между ячейками** детектора ($\approx 0,06$ мм)



Детектор с фиксированным построением
Адаптивный
Комбинированный

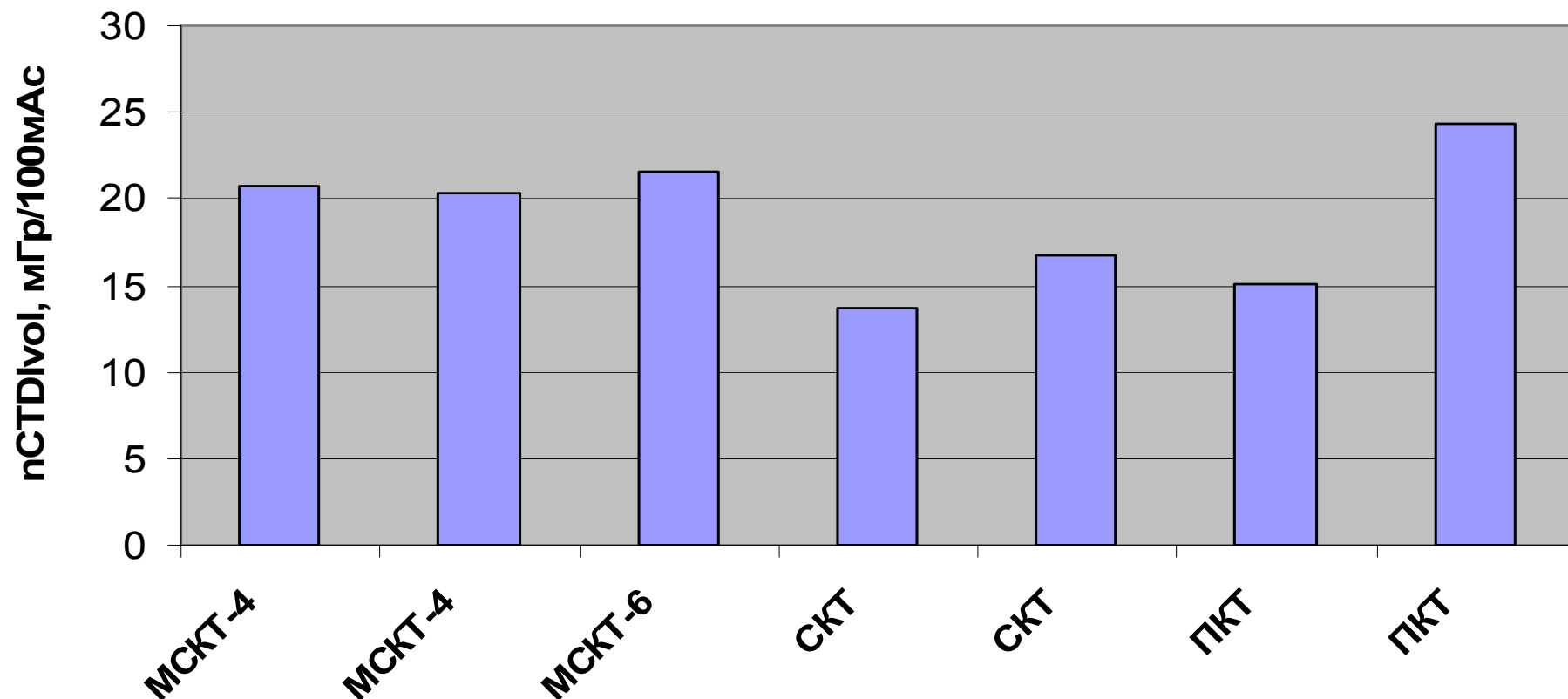
2. **Пенумбры** – «лишняя» радиация по краям детектора. Возникает вследствие конусообразной формы луча и неточечной природы фокусного пятна

3. **Пересканирования**



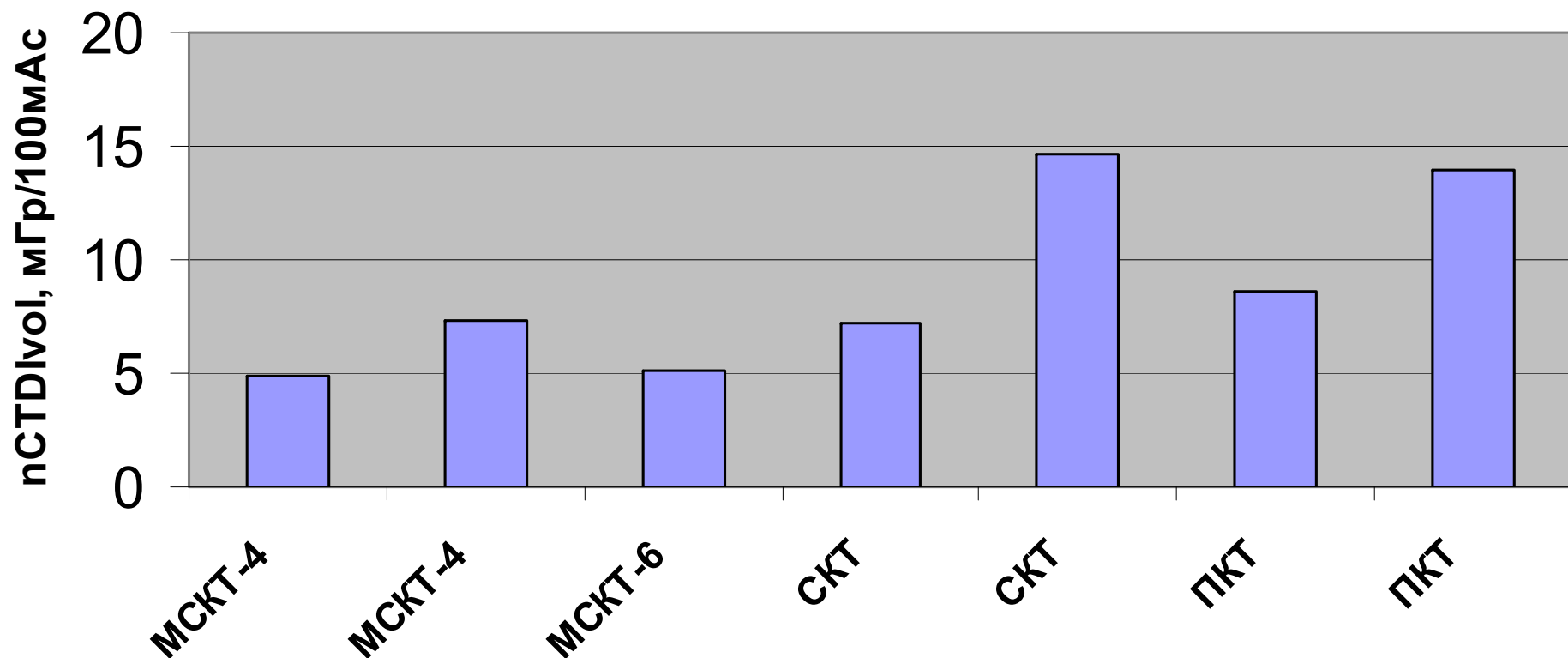
Зависит ли доза от технологии сканирования?

**Нормализованная доза облучения при КТ
ГОЛОВНОГО МОЗГА**



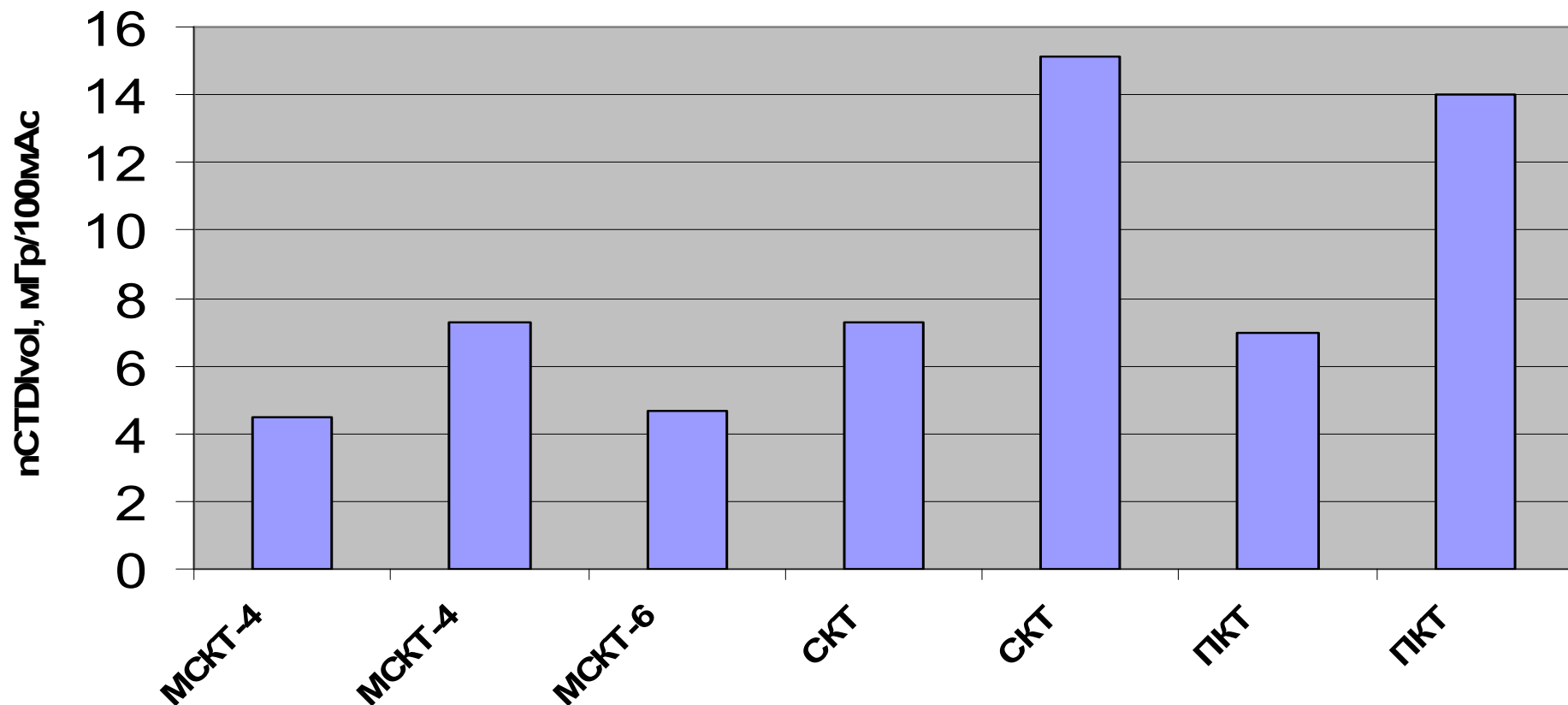
Зависит ли доза от технологии сканирования?

**Нормализованная доза облучения при КТ
грудной полости**



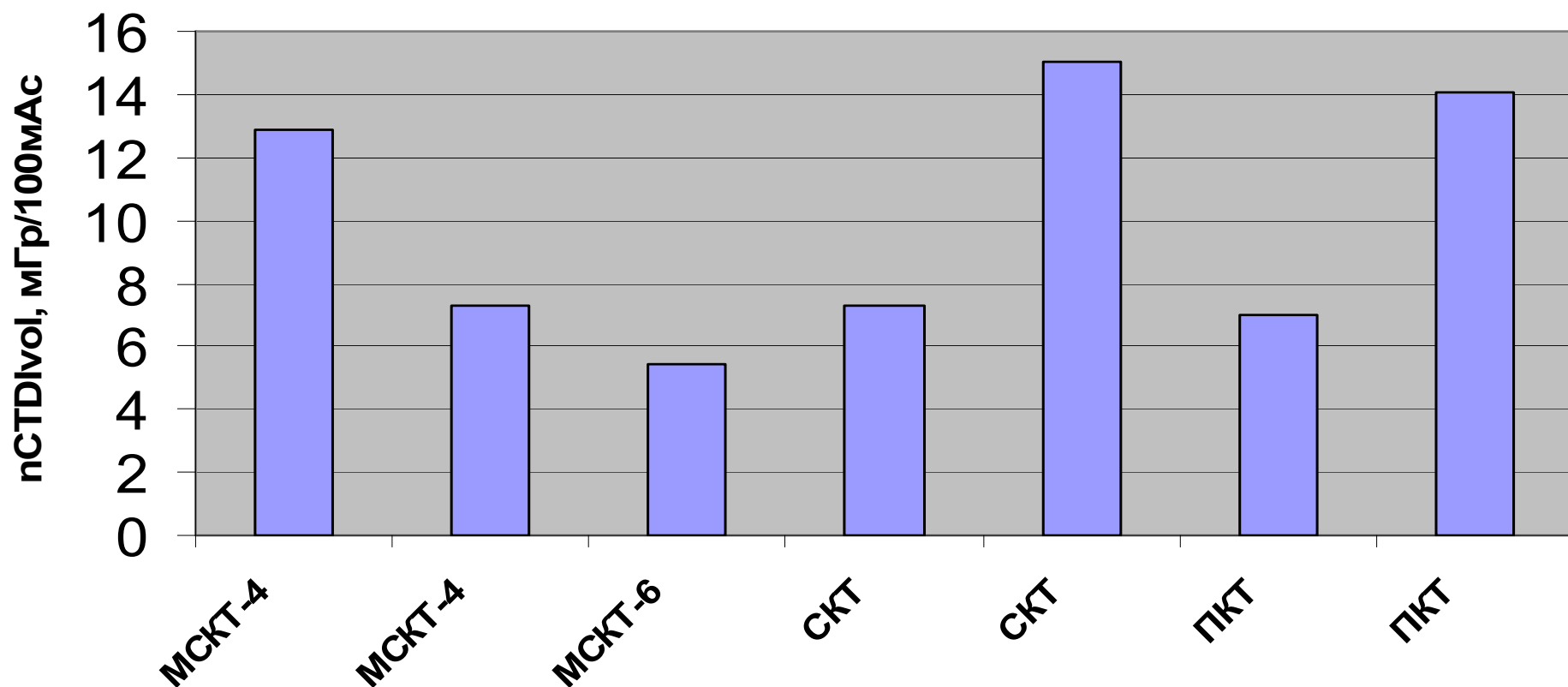
Зависит ли доза от технологии сканирования?

**Нормализованная доза облучения при КТ
брюшной полости**



Зависит ли доза от технологии сканирования?

Нормализованная доза облучения при КТ таза



Способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях

1. Фантомные измерения

2. Информация производителя КТ-сканера

3. Использование специальных программ
расчета доз облучения

Информация производителя КТ-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

Соответствие результатов измерений и параметров дозы на консоли оператора

CTDIvol, мГр	Головной мозг	Грудная клетка	Брюшная полость	Таз
Результаты измерения	79,2	11,0	14,6	23,6
Информация производителя	76	10,9	12,5	19,4
Разница	4%	0,9%	14%	18%

SOMATOM Volume Zoom (Siemens)

Способы оценки доз облучения при КТ-исследованиях

1. Фантомные измерения
2. Информация производителя КТ-сканера
3. Использование специальных программ
расчета доз облучения

Microsoft Excel - CTDosimetry

Файл Правка Вид Вставка Формат Сервис Данные Окно Справка

100% Arial 10

F14

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 0.99x 20/01/06

Scanner Model:

Manufacturer: Siemens

Scanner: Siemens Somatom AR-C, AR.SP, AR

kV: 130

Scan Region: Body

Data Set: MCSET19 Update Data Set

Current Data: MCSET19

Scan range

Start Position: 0 cm Get From Phantom

End Position: 20 cm Diagram

Patient Sex:

Acquisition Parameters:

Tube current: 70 mA

Rotation time: 3 s

mAs / Rotation: 210 mAs

Collimation: 10 mm

Slice Width: mm

Pitch: 1

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

CTDI (air): Look up 35,7 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 38,2 mGy/100mAs

$nCTDI_w$: Look up 13,6 mGy/100mAs

Organ	w_T	H_T	$w_T \cdot H_T$
Gonads	0,2	19	3,8
Bone Marrow (red)	0,12	8,2	0,98
Colon	0,12	26	3,2
Lung	0,12	0,038	0,0045
Stomach	0,12	0,78	0,093
Bladder	0,05	39	1,9
Breast	0,05	0,034	0,0017
Liver	0,05	0,49	0,025
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,011	0,00054
Thyroid	0,05	0,00005	2,5E-06
Skin	0,01	5,7	0,057
Bone Surface	0,01	9	0,09
Remainder 1	0,025	8,2	0,21
Remainder 2	0,025	8,2	0,21
Total Effective Dose (mSv)			11

Remainder Organs	H_T
Adrenals	0,17
Brain	0,000091
Upper Large Intestine	12
Small Intestine	14
Kidney	0,87
Pancreas	0,45
Spleen	0,42
Thymus	0,011
Uterus	33
Muscle	8,6

CTDI _w (mGy)	28,5
CTDI _{vol} (mGy)	28,5
DLP (mGy.cm)	570

ScanCalculation / Paediatric / Phantom / Scanners / MatchData / Collimation / MonteCarloData / Doses

Соответствие результатов измерений и расчетов по программе ImPACT Dosimetry

CTDIvol, мГр	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Результаты измерений	79,2	7,3	11,7	23,6
Расчет по ImPACT	75	11,6	13,1	20,6
Разница	5,3%	37,1%	10,7%	12,7%

SOMATOM Volume Zoom (Siemens)

Риск 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>
<i>Total (rounded)</i>	<i>5.00</i>

По оценкам ICRP риск радиационно-индуцированного рака равен $5 \times 10^{-5} / \text{мЗв}$

Это означает, что рак может возникнуть у 1 из 20000 людей, облученных в дозе 1 мЗв

ICRP, 1991

В Великобритании 0,6% злокачественных опухолей после 75 лет обусловлены рентгенодиагностическим облучением, что составляет 700 случаев рака в год. В развитых странах этот риск составляет от 0,6: до 1,8%, а в Японии 3%

B. González, 2005

Диагностические контрольные уровни (ДКУ)

Это рекомендуемые уровни дозы облучения при основных радиологических исследований пациентов стандартного роста и массы тела или стандартных фантомов. Ожидается, что они не будут превышать при соблюдении стандартов диагностики и технического состояния радиологического оборудования *

Систематическое превышение ДКУ должно стать поводом для пересмотра протоколов КТ-исследований или обоснования необходимости использования таких протоколов

* Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure

Эффективные дозы, UNSEAR, 2000

<i>Examination</i>	<i>Conventional X ray dose (mSv)</i>	<i>Computed tomography dose (mSv)</i>
<i>Head</i>	<i>0.07</i>	<i>2</i>
<i>Teeth</i>	<i>< 0.1</i>	<i>–</i>
<i>Chest</i>	<i>0.1</i>	<i>10</i>
<i>Abdomen</i>	<i>0.5</i>	<i>10</i>
<i>Pelvis</i>	<i>0.8</i>	<i>10</i>
<i>Lower spine</i>	<i>2</i>	<i>5</i>
<i>Lower bowel</i>	<i>6</i>	<i>–</i>
<i>Limbs and joints</i>	<i>0.06</i>	<i>–</i>

Измеренные эффективные дозы (7 сканеров)

	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
Средняя измеренная эффективная доза, мЗв	2,2	8,3	8,4	9,1
Интервал, мЗв	1,2-4,2	2,8-13,6	2,5-13	3,3-16,1
Отношение макс./мин.	3,5	4,9	5,2	4,9

Примерные расчетные эффективные дозы, мЗв *	0,4	2,9	5,8	5,8
--	------------	------------	------------	------------

* Инструкция по применению «Контроль доз облучения пациентов при рентгено-диагностических исследованиях», МЗ РБ, 11.09.2001



2,2 мЗв

4 мЗв

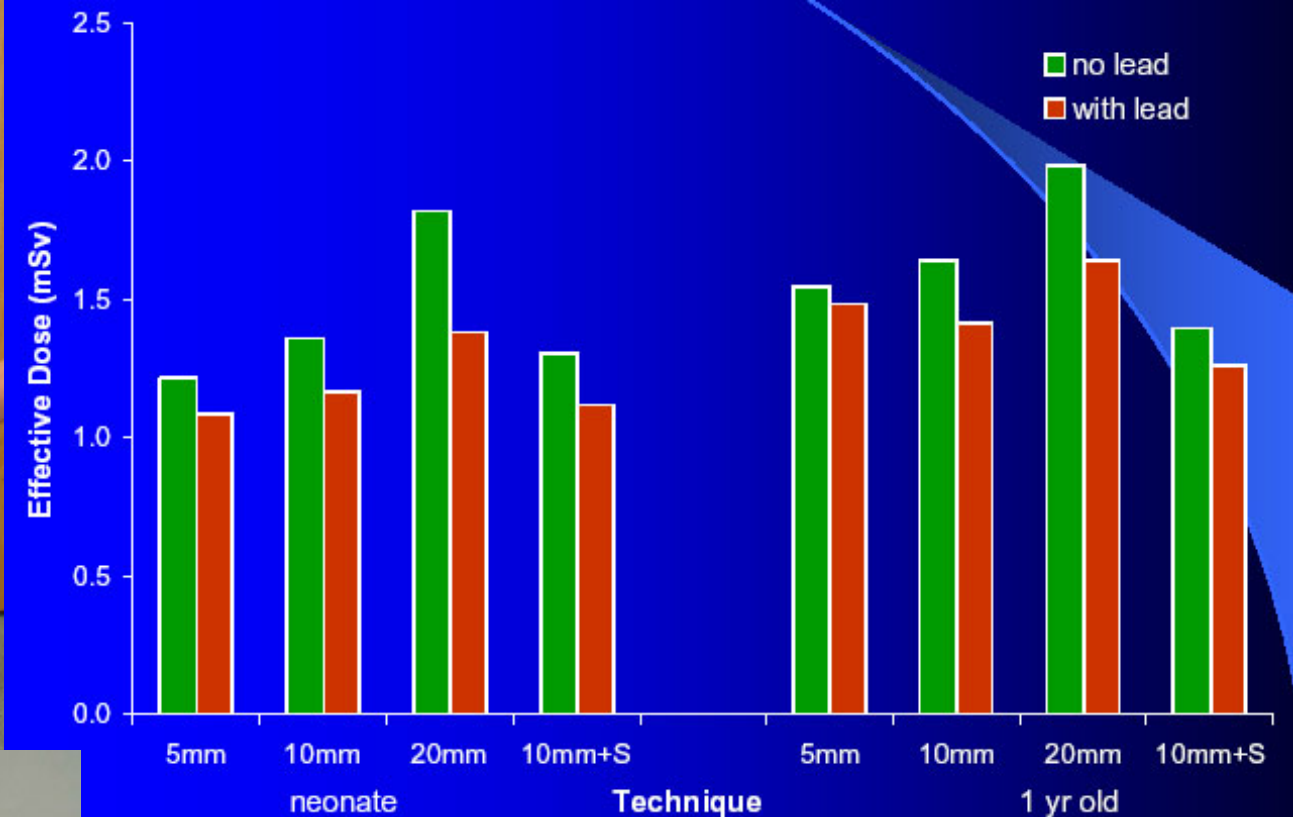
8,3 мЗв

8,4 мЗв

9,1 мЗв

= 32 мЗв

178 рентгенограмм органов грудной клетки



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

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

«Европейское руководство по контролю качества компьютерной томографии» (EUR 16262), 1999

1. Выбор методики исследования
2. Критерии качества диагностических изображений
3. Измерение доз облучения пациентов и ДКУ доз облучения



Abdomen

11.11.2006

NATIV	von	Leberkuppe
	bis	Symphyse
	Coll.	5 mm
	Slice	6 mm
	Feed/rot	30 mm
	mAs	130
	Rek.Incr.	5 mm
	Delay	4 Sek.
	Richtung	cranio-caudal
KM		50 ml (Flow 3 ml/Sek.)
	Pause	1 Minute
		80 ml (Flow 3 ml/Sek.)
VENÖS	von	Leberkuppe
	bis	Symphyse
	Coll.	2,5 mm
	Slice	3 mm
	Feed/rot	15 mm
	mAs	140
	Rek.Incr.	2 mm
	Delay	45 Sek. (nach KM-Pause starten)
	Richtung	cranio-caudal
	optional	Spätphase nach 2 Minuten über die Leber.

В EUR 16262 нормируется не эффективная доза, а CTDI и DLP

EUR 16262	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
CTDI _w , мГр	60	30	35	35
DLP, мГрхсм	1050	650	780	570

Результаты измерений, РБ	Головной мозг	Грудная полость	Брюшная полость	Таз
CTDI _w , мГр	64	17	23	25
DLP, мГрхсм	948	484	541	471
E, мЗв	2,2	8,3	8,4	9,1

Почему в качестве ДКУ предпочтительнее CTDI и DLP, а не эффективная доза?

1. CTDI и DLP показываются на консоли оператора всех новых (после ≈ 2000 года) КТ-сканеров еще **до начала сканирования данного пациента**
2. CTDI и DLP зависят от технических параметров протокола КТ-исследования, влияющих на дозу облучения пациента и качество изображений (мАс, кВ, коллимация, питч)

Почему в качестве ДКУ предпочтительнее CTDI и DLP, а не эффективная доза?

3. Если ДКУ нормированы по CTDI и DLP, то в случае их превышения оператор имеет возможность изменить параметры протокола КТ-исследования до начала сканирования, тем самым снижая дозу облучения пациента

4. Если ДКУ нормируются по эффективной дозе, то это никак не способствует снижению дозовых нагрузок на пациента, а сводится лишь к формальной регистрации эффективной дозы в листках учета доз облучения

Выводы

1. Измерены дозы облучения при основных видах КТ-исследований на 7 сканерах с последовательной, спиральной и многосрезовой технологиями сканирования
2. Имеется **значительная вариабельность доз облучения на различных сканерах**, что является следствием существенных отличие протоколов КТ-исследований, главным образом мАс
3. **Не наблюдается явной тенденции к увеличению дозы облучения на спиральных и многосрезовых сканерах.** Напротив, эффективные дозы при исследовании туловища оказались самыми низкими на МСКТ-6 (2005 г. в.) и самыми высокими на ПКТ (1995 г. в.)

Выводы

5. Определено **хорошее соответствие** измеренных **дозиметрических параметров** и **показываемых сканером** (заложенных в него производителем), а также рассчитанных с помощью программы ImPACT Dosimetry
6. Назрела необходимость **пересмотра существующих в Республике ДКУ доз облучения при КТ-исследованиях**, которые не соответствуют реальным

Выводы

7. В качестве **дозиметрических параметров** при формировании новых ДКУ целесообразнее использовать **CTDI и DLP**. Они отображаются всеми современными КТ-сканерами на консоли оператора и зависят от параметров протокола исследования. Это позволяет адаптировать (в сторону снижения дозы облучения) параметры сканирования непосредственно перед его началом

8. **Имеется возможность оценить дозу облучения на всех КТ-сканерах** одним из трех способов: с помощью дозиметрии, по показаниям на консоли сканера или с помощью программ расчета доз облучения (последнее подходит даже для старых сканеров)

