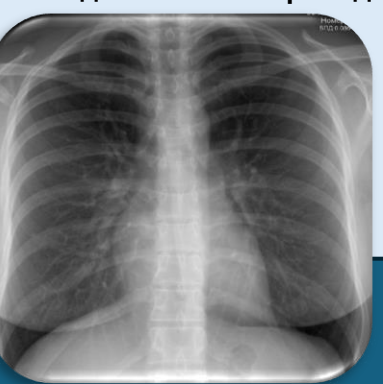


**100 000 000+**  
исследований ОГК проводится в год [1,2]



Но выявляемость рака легкого (РЛ) на ранних стадиях на снимках ОГК [3] **ОСТАЕТСЯ КРАЙНЕ НИЗКОЙ**

**В ЧЕМ ПРИЧИНА?**

- Характеристики оборудования?
- Выбранные режимы?
- Фундаментальные ограничения метода?

**Оценивать качество по клиническим снимкам сложно**

- Разные пациенты
- Разная анатомия
- Разные режимы

Сравнение становится некорректным

**Вывод**

**Повысить выявляемость РЛ можно повышая качество рентгенографии. Нужны объективные и воспроизводимые методы оценки качества рентгенографических изображений.**

# МЕТОДЫ ОБЪЕКТИВНОЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИХ СНИМКОВ. ОБЗОР.

Бехтерев А.В.<sup>1</sup>, Лабусов В.А.<sup>1,2</sup>, <sup>1</sup> ООО предприятие «МЕДТЕХ», <sup>2</sup> ИАиЭ СО РАН, г. Новосибирск

XX Юбилейный Всероссийский национальный конгресс «Радиология – 2026»

**Цель** Обзор методов объективной оценки качества рентгенографических изображений для:

- сравнения оборудования
- оптимизации режимов
- мониторинга качества

**Ключевые слова:** Рентгенография, качество изображения, VGA, eDQE, CDRAD, IQFinv.

**Материалы и методы** Три показателя качества: (анализ более 30 публикаций)

- VGA (visual grading analysis) — визуальная экспертная оценка клинических снимков
- eDQE (effective Detective Quantum Efficiency) — физическая характеристика системы
- CDRAD + IQFinv (inverse image quality figure) — количественный метод по фантому
- Показана значимая статистическая корреляция показателей качества

Тематика 14. Медицинская техника, радиационная безопасность

**1. VGA (Visual Grading Analysis)** — экспертная оценка видимости анатомических структур [4-7]

Баллы и формула для абсолютного VGA анализа

$$VGAS_{abs} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O G_{(abs),i,s,o}}{I \cdot S \cdot O}$$

где  $G_{(abs),i,s,o}$  — это абсолютная оценка для конкретного изображения (i), структуры (s) и наблюдателя (o). I, S и O — это количество изображений, структур и наблюдателей соответственно.

Баллы и формула для относительного VGA анализа

$$VGAS_{rel} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O [-G_{(rel),i,s,o}]}{I \cdot S \cdot O}$$

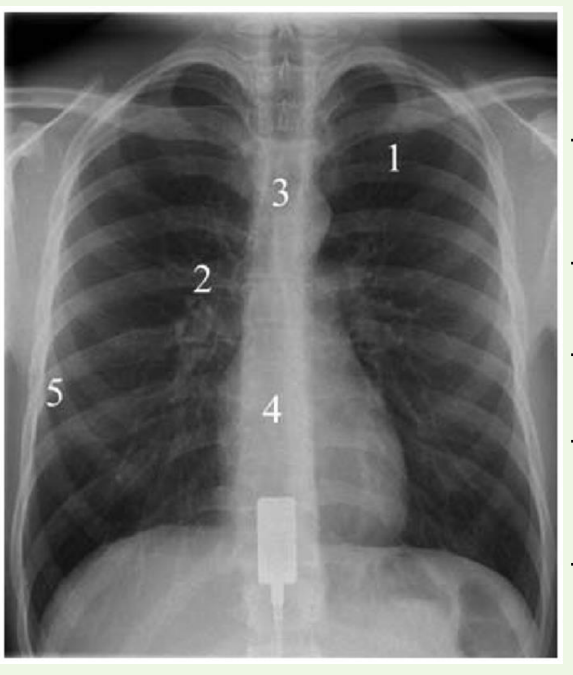
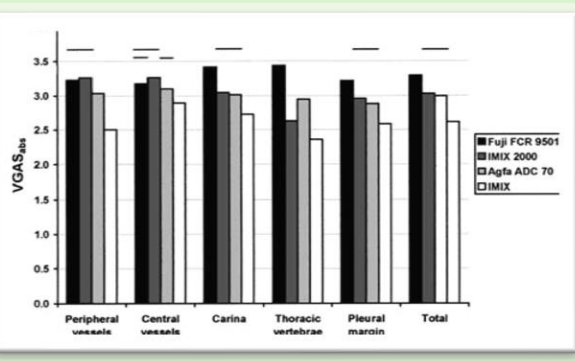
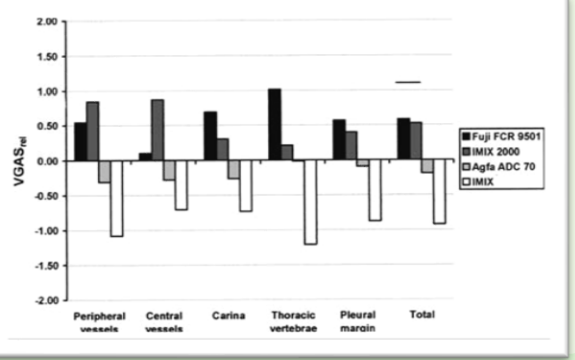
где  $G_{(rel),i,s,o}$  — это относительная оценка в конкретной паре изображений (i) относительно выбранного эталона, для структуры (s) и от наблюдателя (o). I, S и O — это количество пар изображений, структур и наблюдателей соответственно.

**Критерии**

№	Описание
1	Четкость визуализации периферические сосуды
2	Четкость визуализации центральные сосуды
3	Визуализация карины и главных бронхов
4	Визуализация грудных позвонков в проекции тени сердца
5	Четкость визуализации плеврального края

Балл	Значение
1	Не видно
2	Плохо
3	Адекватно
4	Очень хорошо

Балл	Значение
-2	Гораздо хуже, чем эталон (Э)
-1	Хуже, чем эталон
0	То же самое, что и Э
+1	Лучше, чем эталон
+2	Гораздо лучше, чем Э

**Плюсы:**

- ✓ отражает клиническую значимость
- ✓ применим к реальным снимкам

**Минусы:**

- ✗ субъективность
- ✗ межнаблюдательная вариабельность
- ✗ отсутствие стандартизации
- ✗ невозможность автоматизации

**Вывод:** подходит для клинической оценки, но не даёт объективной метрики.

**4. Корреляция показателей качества [29-31]**



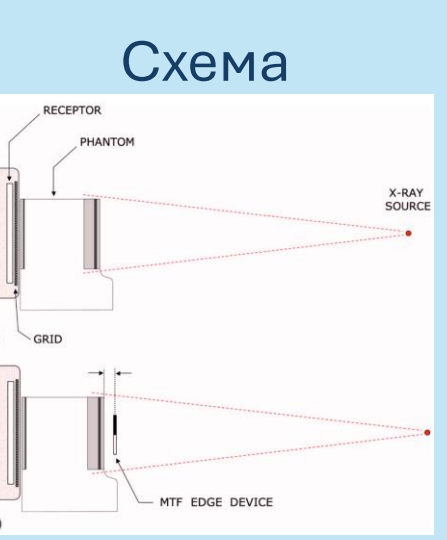
Spearman correlation  $r=0.92$  ( $p<0.001$ )

**Корреляция доказана**

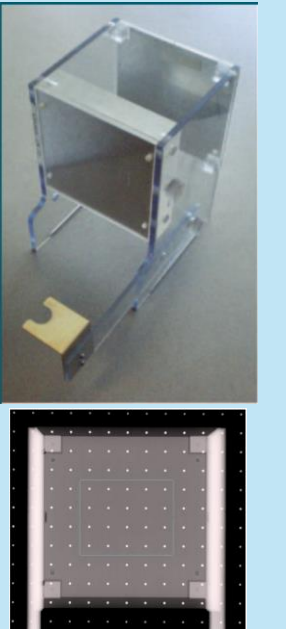
**2. eDQE (effective DQE)** — физическая характеристика системы визуализации [8-17]

↑eDQE ↔ ↑ качество!

**Схема**



**Фантомы**



**Промежуточные вычисления и формула**

Коэффициент рассеяния SF (scattering factor)

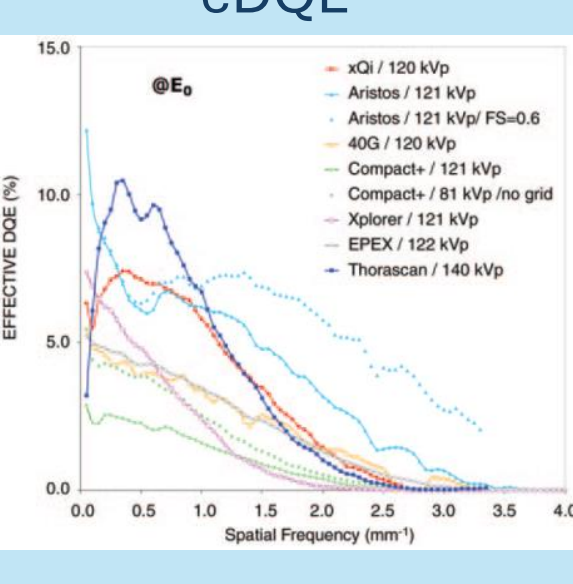
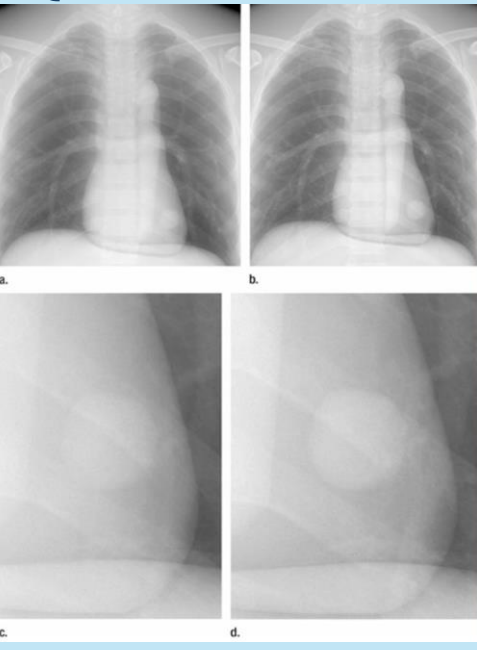
Коэффициент ослабления TF (transmission factor)

$q = SNR^2_{in}$

$m = FDD/FO_D$

$eDQE(u, v) = \frac{eMTF(u, v)^2 \times (1 - SF)^2}{eNPS(u, v) \times q \times TF \times ESAK/m^2}$

**eDQE**

**Плюсы:**

- ✓ объективность
- ✓ комплексный учёт факторов

**Минусы:**

- ✗ трудоёмкость
- ✗ отсутствие стандартизации
- ✗ связь с клинической практикой не очевидна для врачей.

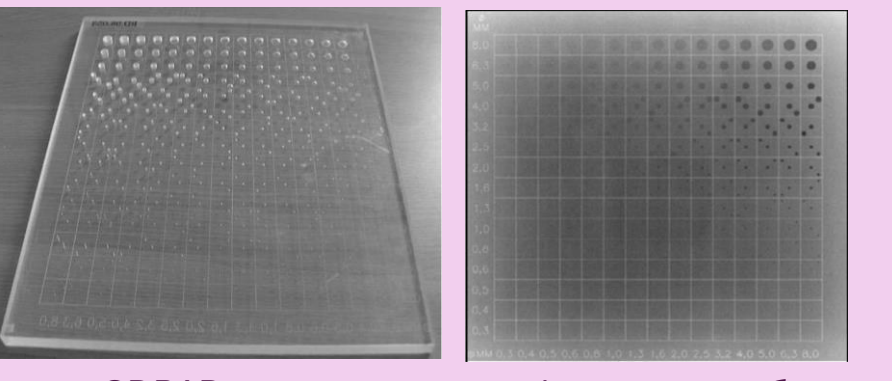
**Вывод:** полезен медицинским физикам, трудно применим в рутинной практике.

**3. CDRAD + IQFinv** — метод оценки качества изображения фантома CDRAD, метрика IQFinv [18-28]

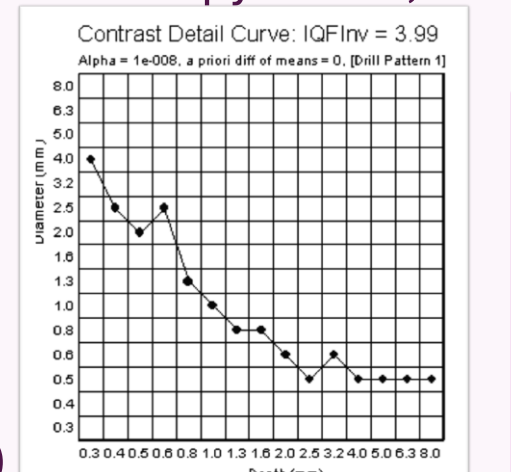
Два критерия качества:

- Кривая порогового обнаружения;
- метрика IQFinv

**Фантом CDRAD и его рентгенографическое изображение**

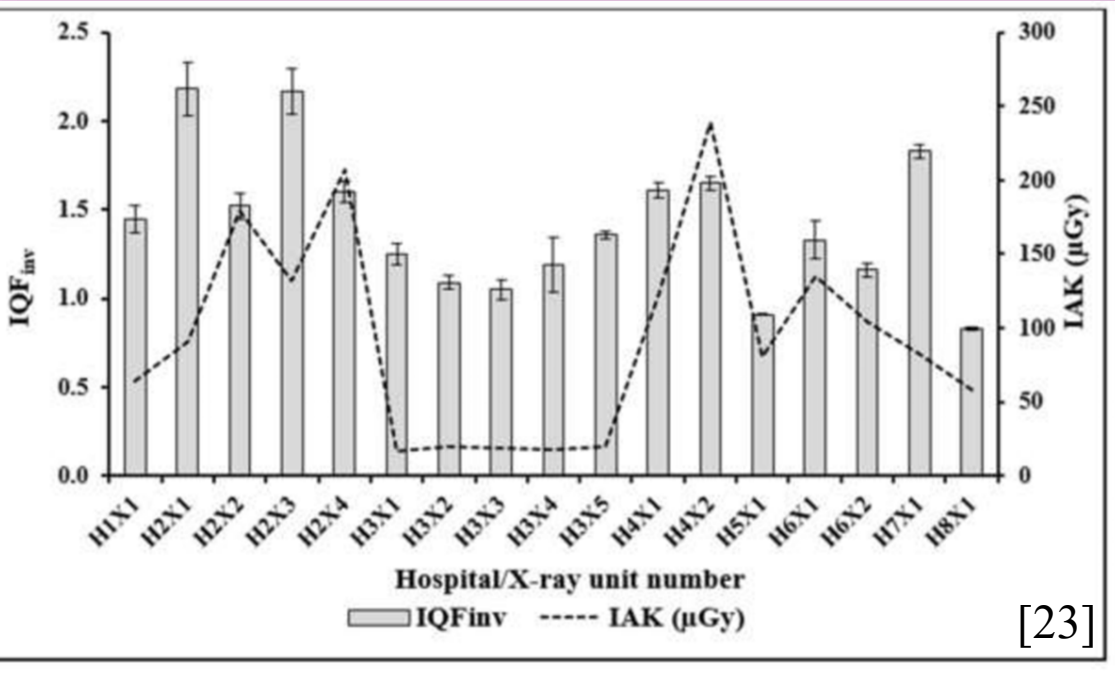


Для имитации поглощения пациентом фантом размещается между дополнительными пластинами ПММА, толщина которых зависит от вида съёмки.



1)  $IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{i,th}}$

Пример выявления значительной разницы в качестве



**Плюсы:**

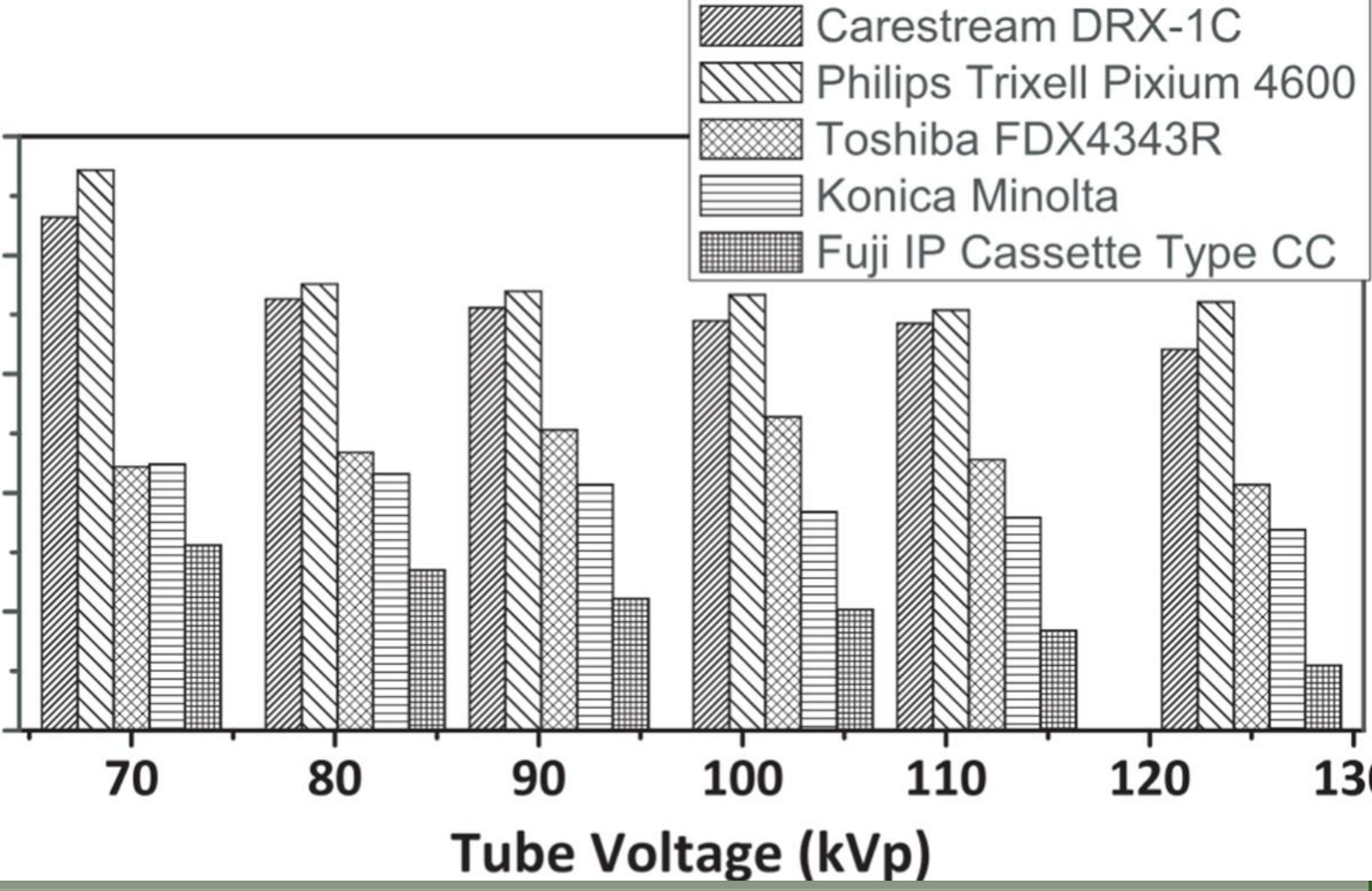
- ✓ количественная оценка
- ✓ наглядность
- ✓ возможность автоматизации
- ✓ хорошая интерпретируемость

**Минусы:**

- ✗ нет единых стандартов
- ✗ зависимость от толщины ПММА

**Вывод:** полезен для объективного сравнения систем и оптимизации режимов.

**5. Важный результат [31]**



Legend: Carestream DRX-1C, Philips Trixell Pixium 4600, Toshiba FDX4343R, Konica Minolta, Fuji IP Cassette Type CC

**Показана существенная разница в качестве регистрируемых изображений для различных систем визуализации!**

**ПРАКТИЧЕСКИЙ ВЫВОД:**

- 1 снижение дозы не должно становиться самоцелью.
- 2 при сопоставимой дозе возможно повысить:
  - качество изображения;
  - выявляемость патологии.

Объективная оценка качества рентгеновских изображений возможна!

Наиболее практичный метод — CDRAD + IQFinv

Ключевой результат: → возможен переход от субъективной оценки качества изображений к объективной количественной!

Предлагаем для практики:

- CDRAD + IQFinv** — для контроля;
- VGA анализ** — для валидации;
- eDQE** — для разработки.

«Радиология – 2026»

**Литература**



— Контакты и дополнительные материалы

[1] НИИРП им. Рамзеева. Годовые дозы РФ. 2025.  
 [2] НИИРП им. Рамзеева. Годовые дозы РФ. 2024.  
 [3] Bereznikov A.V. et al. Vestn Rentgenol Radiol. 2024;105(3):149-155. doi:10.20862/0042-4676-2024-105-3-149-155  
 [4] Kheddoche S. et al. Eur Radiol. 2004;14(1):48-58. doi:10.1007/s00330-003-1971-z  
 [5] Pascoal A. et al. J Med Radiat Sci. 2020;87(4):260-268. doi:10.1002/mrs.403  
 [6] Ludewig E. et al. Vet Res Commun. 2019;34(5):473-478. doi:10.1007/s11259-019-9413-2  
 [7] Precht H. et al. Radiography. 2019;25(5):514-518. doi:10.1016/j.radi.2019.06.006  
 [8] Samei E. et al. Radiology. 2009;249(3):826-837  
 [9] Залужный М.М. и др. Медицинская техника. 2013;(5):4-9  
 [10] Samei E. et al. Med Phys. 2009;36(8):3806-3817  
 [11] Bertolini M. et al. Med Phys. 2012;39(5):2617-2627  
 [12] Ranger N.T. et al. Proc SPIE. 2009;7256:72561A  
 [13] Samei E. et al. Phys Med Biol. 2011;56(16):5099-5118  
 [14] Yalcin A. et al. Nucl Instrum Methods A. 2018;896:1113-1121  
 [15] Alves A.F.F. et al. Phys Med. 2016;32(1):123-132  
 [16] Clavel A.H. et al. Radiat Prot Dosimetry. 2016;168(1-4):319-324  
 [17] Bekhterev A.V. et al. Biomed Eng. 2021;5(3):204-209. doi:10.1007/s10527-021-10103-0  
 [18] Pascoal A. et al. Phys Med Biol. 2005;50(23):5743-5757. doi:10.1088/0031-9155/50/23/023  
 [19] Aksoy M.E. et al. IEEE HIBIT. 2012;2:57-62. doi:10.1109/HIBIT.2012.6209043  
 [20] Hogg P. ECR. 2016. doi:10.1594/ECR2016/C-1388  
 [21] Baehner K. et al. AJR. 2006;187(3):836-837. doi:10.2214/AJR.05.0400  
 [22] Yvert M. et al. Diagn Interv Imaging. 2015;96(11):1177-1188. doi:10.1016/j.diii.2015.06.018  
 [23] Al-Murshedi S. et al. J Radiol Prot. 2018;38(4):1344-1358. doi:10.1088/1361-6498/aae3fa  
 [24] Precht H. et al. Radiography. 2020;26(2):e31-e37. doi:10.1016/j.radi.2019.10.004  
 [25] Abdi A.J. et al. Radiat Prot Dosimetry. 2019;182(3):252-265. doi:10.1093/rpd/ncc006  
 [26] Konst B. et al. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(7):151-159. doi:10.1002/acm2.12649  
 [27] Vodovotav V. Radiac Ogl. 2019;12(1):62-73. doi:10.21514/1998-426X-2019-12-1-62-73  
 [28] Abdi A.J. et al. Diagnostics. 2025;15(11):1391. doi:10.3390/diagnostics15111391  
 [29] De Crop A. et al. Radiology. 2012;262(2):268-284. doi:10.1148/radiol.11110447  
 [30] Al-Murshedi S. et al. Br J Radiol. 2016;91:20160317. doi:10.1259/bjr.20160317  
 [31] Yalcin A. et al. Med Phys. 2020;47(9):3935-3944. doi:10.1002/mp.14244