ПОИСК ОБЪЕКТИВНЫХ КРИТЕРИЕВ КАЧЕСТВА ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ РЕЖИМОВ ИХ РЕГИСТРАЦИИ ПО ОТНОШЕНИЮ КАЧЕСТВО/ДОЗА

Бехтерев А.В.¹, Лабусов В.А.^{1,2}, Лохтин Р.А.²,
Пьянов Д.А.¹, Строков И.И.², Храмов М.С.¹

Цель исследования. Поиск путей минимизации вредного воздействия ионизирующего излучения на население при проведении цифровой рентгенографии органов грудной клетки (ОГК), в том числе при скрининге.

Материалы и методы. Исследование было проведено на цифровом малодозовом флюорографе «КАРС»-БКС2 сканирующего типа с использованием специального объекта, состоящего из тестов контрастной чувствительности и пространственного разрешения, размещённых за водным фантомом, имитирующим среднего пациента. Контроль дозы осуществлялся дозиметром Unfors Xi. Оценка качества цифровых рентгеновских изображений проводилась с помощью программ «МЕДАРМ» и Microsoft Excel.

Результаты. Объективные (вычисляемые программно) показатели качества изображений специального объекта получены для серии снимков, зарегистрированных при множестве значений анодного напряжения и тока рентгеновской трубки. Как показатель качества предложено использовать отношение сигнал/шум цифрового изображения пластины теста контрастной чувствительности (ТКЧ). Определён диапазон оптимальных уставок анодного напряжения и тока, обеспечивающих регистрацию снимков с определенным качеством при наиболее низких дозах.

Выводы. Предложен способ объективной оценки качества цифровых изображений по отношению сигнал/шум изображения пластины ТКЧ. За высокий уровень качества изображения принята видимость самой тонкой пластины, соответствующей 0,5% контрастной чувствительности. Найдены оптимальные режимы регистрации снимков органов грудной клетки цифровым флюорографом сканирующего типа «КАРС», позволяющие достигнуть высокого уровня качества при минимальном значении входной дозы 124 мкГр (соответствует эффективной дозе 0,024 мЗв по МУ 2.6.1.2944-11) на полноформатный снимок 420×420 мм.

Представленный способ объективной оценки качества цифровых изображений позволяет определить оптимальные режимы регистрации снимков органов грудной клетки для цифровых рентгенографических аппаратов с целью минимизации дозовой нагрузки на пациентов.

Ключевые слова: оптимизация, входная доза, эффективная доза, цифровая рентгенография, качество изображения.

Контактный автор: Бехтерев А.В., e-mail: soul@medtek.ru

Для цитирования: Бехтерев А.В., Лабусов В.А., Лохтин Р.А., Пьянов Д.А., Строков И.И., Храмов М.С. Поиск объективных критериев качества цифровых рентгеновских изображений для оптимизации режимов их регистрации по отношению качество/доза. REJR 2019; 9(1):160-176. DOI:10.21569/2222-7415-2019-9-1-160-176.

Статья получена: 28.01.19

Статья принята: 14.02.19

1 – ООО предприятие «МЕДТЕХ».

2 – ИАиЭ СО РАН.
г. Новосибирск, Россия.

SEARCH FOR OBJECTIVE QUALITY CRITERIA FOR DIGITAL X-RAY IMAGES TO OPTIMIZE THEIR ACQUISITION MODES IN TERMS OF THE QUALITY/DOSE RATIO

Bekhterev A.V.¹, Labusov V. A.^{1,2}, Lokhtin R. A.², Pyanov D.A.¹,
Strokov I.I.², Khramov M.S.¹

1 - MEDTEK Co Ltd.
2 - Institute of
Automation and
Electrometry, SB RAS.
Novosibirsk, Russia.

Purpose. The search for ways to minimize the harmful effects of ionizing radiation on the population during the digital radiography of the chest PA, including screening.

Materials and methods. The study was conducted on KARS-BKS2 slot-scan digital low-dose fluorograph using a special object consisting of a contrast sensitivity test (CST) plate and a spatial resolution test plate placed behind a water phantom simulating an average patient. Dose control was carried out by an Unfors Xi dosimeter. Digital x-ray image quality was assessed using MEDARM and Microsoft Excel.

Results. Objective image quality indicators (programmatically calculated) of the special object are obtained for a series of images recorded for a set of values of the anode voltage and the x-ray tube current. It is proposed to use the signal-to-noise ratio of the digital image of the CST plate as a quality indicator. The range of optimal settings of anode voltage and current providing images of certain quality at the lowest doses is determined.

Conclusions. A method for objective assessment of digital image quality in terms of the signal-to-noise ratio for the CST plate image is proposed. The visibility of the thinnest plate corresponding to 0.5% contrast sensitivity is assumed to be high image quality. Optimal acquisition modes of chest PA images using KARS slot-scan digital fluorograph were determined which provide high-quality 420×420 mm images at a minimum entrance surface dose of 124 µGy (corresponds to an effective dose of 0.024 mSv according to methodological guidelines MU 2.6.1.2944-11).

The proposed method of objective assessment of digital image quality can be used to determine the optimal acquisition modes of chest PA images for digital radiography machines to minimize the radiation exposure of patients.

Keywords: optimization, entrance surface dose, effective dose, digital radiography, image quality.

Corresponding author: Bekhterev A.V., e-mail: soul@medtek.ru

For citation: Bekhterev A.V., Labusov V.A., Lokhtin R.A., Pyanov D.A., Strokov I.I., Khramov M.S. Search for objective quality criteria for digital x-ray images to optimize their acquisition modes in terms of the quality/ dose ratio. REJR 2019; 9(1):160-176. DOI:10.21569/2222-7415-2019-9-1-160-176.

Received: 28.01.19

Accepted: 14.02.19

В 2014 г. в Российской Федерации проведено 84 млн. флюорографических обследований, при этом эффективная доза, получаемая пациентом, составила в среднем 0,32 мЗв при обследовании на пленочном флюорографе и 0,05 мЗв при обследовании на цифровом флюорографе [1]. Такая многократно уменьшенная дозовая нагрузка на пациента при цифровой рентгенографии органов грудной клетки (ОГК) предопределила позитивные тенденции последних лет – изменение структуры и парка диагностического оборудования для рентгенодиагностики. При реализации национальных проектов в области здравоохранения и введении в эксплуатацию большого количества нового рентгеновского оборудования происходила постепенная замена устаревшего аналогового оборудования

на цифровое. За период 15 лет к 2015 году общее количество аппаратов увеличилось только на 7%, но существенно возросла доля цифровых: в целом по рентгенодиагностике она составила 15%, а в части рентгенографии ОГК – 80% [2].

С другой стороны, некоторые преимущества цифровых технологий по сравнению с пленочными технологиями такие, как более высокий динамический диапазон, возможность пост-обработки цифрового снимка для улучшения восприятия, привели к тому, что цифровые снимки, поглощенная доза в которых отличается до 10 раз, на экране монитора после обработки выглядят почти одинаково [3]. Простой визуальный контроль над дозовой нагрузкой на пациента оказывается утерянным.

Этим же объясняется феномен «ползуче-

сти дозы» (Exposure Creep), когда при использовании цифрового аппарата, без контроля отношения качества изображения к дозе, в отдельном медучреждении в течение длительного времени наблюдается постепенное возрастание дозовой нагрузки на пациента при неизменном диагностическом качестве цифровых изображений [4].

Это привело к осознанию проблемы – возможности непреднамеренного превышения дозовой нагрузки над величиной, необходимой для регистрации изображения, достаточного для диагностики, то есть к нарушению принципа ALARA (As low as reasonably achievable), сформулированного в 1954 году Международной Комиссией по Радиологической защите с целью минимизации вредного воздействия ионизирующей радиации. Очевидно, нарушение принципа ALARA неоправданно повышает риски вредного канцерогенного воздействия ионизирующего излучения на пациента.

Еще один аспект, требующий введения контроля отношения качества изображения к дозе – признание факта, что средняя дозовая нагрузка на пациента при одном и том же виде исследования, например, рентгенографии ОГК в прямой проекции, в разных медучреждениях, для различающихся систем регистрации, и даже для одинаковых систем регистрации, может отличаться в несколько раз. Примером могут служить данные о существенном различии дозовых нагрузок на пациента на рентгеновских аппаратах в г. Санкт-Петербурге и г. Мальмё (Швеция) [5]. В исследовании приводятся данные об уровне эффективных доз для снимков ОГК, зафиксированных на аппаратах ФЦ1-Электрон и двух АРЦ-Электрон – 0,07; 0,10 и 0,05 мЗв соответственно. Впечатляющим фактом стало сравнение дозовых величин между российскими и шведскими рентгеновскими аппаратами. Оно показало, что для шведских аппаратов значения эффективной дозы рентгенографии ОГК с использованием стандартного протокола в 10 раз ниже. Данный факт авторы объясняют различиями приемников изображения, режимов регистрации и настроек автоматического контроля экспозиции. К сожалению, в статье не приведено сравнение качества регистрируемых цифровых изображений на российских и шведских рентгеновских аппаратах.

Вышеприведенные примеры ставят перед специалистами в области медицинской физики вопрос оптимизации и контроля параметров экспозиции при регистрации рентгеновских снимков при достаточном их качестве, обеспечивающем их диагностическую ценность. Здесь и далее под достаточным качеством изображения понимается возможность по информации в цифровом изображении делать заключение о наличии или отсутствии объектов различных

размеров, симулирующих патологию, за водным фантомом, соответствующим поглощению рентгеновского излучения пациентом средней комплекции.

Актуальность вопроса качества регистрируемых цифровых изображений иллюстрируется данными о том, что в России среди выявленных случаев рака трахеи, бронхов, легкого в 2017 году 27,9% составляли 3-ю стадию и 40,8% – 4-ю стадию, имеющие более низкие показатели выживаемости после лечения онкологических заболеваний, чем на ранних 1-й и 2-й стадиях [6]. Приведенная статистика говорит как о необходимости повышения эффективности системы скрининга, так и об улучшении диагностических возможностей используемого оборудования. Для цифровой рентгенографии необходимо установить объективные критерии качества рентгеновских цифровых изображений для контроля правильности работы рентгенодиагностического оборудования и для сравнения систем регистрации разных типов и разных производителей, в том числе с целью дальнейшего усовершенствования оборудования.

Существующие технические требования к цифровым рентгенографическим аппаратам не позволяют в полной мере сравнивать их возможности по качеству регистрируемых изображений. В соответствии с ГОСТ Р 56312-2014 [7] основными техническими характеристиками системы регистрации в части качества рентгеновских снимков являются:

- пространственное разрешение, пар линий/мм, не менее;
- квантовая эффективность регистрации $DQE(0)$ для около нулевой пространственной частоты 0,5 пар линий/мм, %, не менее;
- нормированная доза облучения на снимок во входной плоскости ЦПРИ, мГр;
- пороговая контрастная чувствительность, %, не хуже.

Оптическая схема определения приведенных выше параметров существенно отличается от схемы регистрации снимков органов грудной клетки (ОГК) пациента, когда обследуемый пациент находится в пучке рентгеновского излучения непосредственно «прислоненным» к плоскости приемника. Такое отличие приводит к определенной «необъективности» этих параметров для описания характеристик систем регистрации рентгеновских изображений. Это замечание касается и оптической схемы оценки квантовой эффективности регистрации в зависимости от пространственных частот $DQE(u,v)$. Еще в 2004 г. предполагалось, что $DQE(u,v)$ приобретёт популярность как один из наиболее важных комплексных параметров, определяющих не только эффективность преобразования энергии в цифровом приемнике рентгеновского излучения, но и уровни дозовых нагрузок для

получения изображения требуемого качества [8]. Этого не произошло именно из-за «необъективности» оценки качества системы регистрации.

Приведенные выше характеристики, в действительности, позволяют лишь сравнивать между собой приемники рентгеновского излучения, но не позволяют объективно сравнивать системы регистрации в реальных условиях рентгенографии пациента. Системы регистрации, кроме параметров приемника рентгеновского излучения, характеризуются еще рядом важных параметров: шириной пучка рентгеновского излучения, фокусным расстоянием, размером фокусного пятна, наличием/отсутствием отсеивающего раstra и другими, в том числе, толщиной исследуемого объекта (пациента).

Стремление найти оптимальное отношение качества снимка к дозовой нагрузке побуждает исследователей искать новые характеристики качества цифровых изображений, полученных в условиях максимально приближенных к условиям регистрации снимков пациентов. Они предлагают использовать для оценки качества изображений различного рода фантомы и тест-объекты, позволяющие с помощью обработки цифровых изображений программными методами получать объективные (вычисляемые программно) показатели качества и соотносить их с дозовыми параметрами для поиска оптимальных режимов [9 - 12]. В большинстве работ используются различные фантомы и тесты. Некоторые из них, например тест CDRAD 2.0, достаточно сложны в изготовлении, дорогие при покупке, то есть малодоступны не только для медучреждений, но и для производителей оборудования и обслуживающих сервисных организаций. В данном исследовании использованы недорогие, доступные для приобретения фантомы и тест-объекты.

Цель исследования.

Поиск путей минимизации вредного воздействия ионизирующего излучения на население при проведении цифровой рентгенографии ОГК и предотвращения «ползучести экспозиции». Для достижения цели необходимо ответить на 2 вопроса:

- 1) Как объективно оценить и проконтролировать качество снимка, сопоставить его с диагностической ценностью?
- 2) Каковы оптимальные уставки анодного напряжения и тока для рентгенографии ОГК пациента средней комплекции?

Отметим, что для сканирующих систем время экспозиции определяется протяженностью объекта (временем сканирования), а время облучения пациента не меняется от снимка к снимку и при разных видах исследований, определяется размером щели коллиматора, рас-

стоянием ее от излучателя и скоростью сканирования.

Материалы и методы.

Исследование проводилось на флюорографе цифровом малодозовом бескабинном стационарном «КАРС»-БКС2 по ТУ 9442-005-11857614-2010, с принадлежностями (№ФСР 2010/06654 от 14.09.2017 г. РОС-ЗДРАВНАДЗОР) производства ООО предприятие «МЕДТЕХ», г. Новосибирск. Основные технические характеристики аппарата приведены в таблице №1.

Для оценки качества изображения использовался специальный составной объект, установленный на рабочем поле рентгеновского аппарата (рис. 1), снимки регистрировались при ориентации регистрирующего устройства в положении пациента «лежа». Объект состоял из водного фантома (имитирующего по поглощению ОГК пациента средней комплекции), толщиной 150 мм, со стенками из ПММА, толщиной 10 мм каждая, за фантомом располагались тест контрастной чувствительности ТКЧ-03К и тест пространственного разрешения ТУР 82 (1,0-10,0 пар линий/мм). За объектом, вплотную к плоскости приемника рентгеновского излучения, располагался универсальный дозиметр Unfors Xi для контроля дозы за водным фантомом.

Регистрация снимков производилась с использованием стандартного протокола рентгенографии ОГК в условиях фильтрации и параметров сканирования, установленных заводом-изготовителем.

В рамках исследования произведена серия рентгеновских снимков описанного выше составного объекта при разных уставках тока в диапазоне от 10 до 100 мА и анодного напряжения в диапазоне от 40 кВ до 150 кВ.

Используя возможности программного обеспечения (ПО) «МЕДАРМ» на каждом снимке полученной серии по шаблону автоматически выделялись зоны интереса – «круги» на изображении каждой из пяти круглых пластин ТКЧ разной толщины (рис. 2). Размеры всех «кругов» одинаковы и выбраны на 10% меньше видимого глазом размера во избежание краевых эффектов. Для каждого «круга» рассчитывались среднее значение яркости M и шума – среднеквадратичное отклонение (СКО) R . Сигналом «круга» считался модуль разницы его яркости M и яркости фона B . Для расчета B находился геометрический центр системы пяти выделенных кругов и отражение всех кругов от этого центра. За B для текущего круга принималась средняя яркость двух прилежащих ему отраженных «кругов». Такая схема нужна для учета возможной неравномерности поля ТКЧ и для того, чтобы не задеть более толстые края и середину изображения ТКЧ. Результаты вычисле-

Таблица №1. Основные характеристики флюорографа.

Наименование параметра	Значение
Тип приемника, время сканирования	Сканирующий, 4 с
Оптическая схема, общая фильтрация	В узком пучке рентгеновского излучения, 2,5 мм Al
Фокусное расстояние, размер фокуса	1300 мм, 1,2×1,2 мм
Пространственное разрешение	5,0 пар линий/мм
Контрастная чувствительность 0,5%	при дозе в плоскости приемника не более 6,1 мкГр
Контрастная чувствительность 1,0%	при дозе в плоскости приемника не более 1,9 мкГр
Размер рабочего поля	420×420 мм

Квантовая эффективность системы регистрации DQE(u,v):

Рис. 1 а (Fig. 1 a)

Рис. 1 б (Fig. 1 b)

Рис. 1. Фотографии. Внешний вид:

- а - флюорографа цифрового малодозового «КАРС»-БКС2;
 б - составного объекта, размещенного на поверхности цифрового приемника флюорографа.

Fig. 1. Photo. View of:

- a - Appearance of KARS-BKS2 digital low-dose fluorography;
 b - the composite object placed on the surface of the digital fluorograph.

ний экспортировались в файл Microsoft Excel для дальнейшей обработки результатов.

Далее для всех «кругов» пластин ТКЧ вычислялись показатели качества, представляющие собой отношение сигнал/шум:

$$Q = \frac{|B - M|}{R};$$

Показатель качества, обозначенный $Q_{0,5\%}$, представляет собой значение отношения сигнал/шум на изображении самой тонкой пластины ТКЧ (соответствует 0,5% контрастной чувствительности по соответствующей методике). Показатель качества, обозначенный $Q_{3,0\%}$, представляет собой значение отношения сигнал/шум на изображении самой толстой пластины ТКЧ (соответствует 3,0% контрастной чувствительности по соответствующей методике), аналогично и для других пластин.

Отметим, что в данной работе СКО рассчитывалось без учета влияния корреляции шумов в каналах цифрового приемника рент-

геновских изображений, так как не стояла задача оценки квантовой эффективности [14].

Для сопоставления количественной оценки объективных критериев качества с диагностической ценностью изображения было принято решение, что диагностическая ценность обеспечивается при уверенной зрительной визуализации самой тонкой пластины ТКЧ. На снимке с уставками 70 кВ, 40 мА при уверенном восприятии самого тонкого круга фиксировались следующие значения показателей качества: $Q_{0,5\%} = 0,49$ и $Q_{3,0\%} = 2,05$.

Значения $Q_{0,5\%} = 0,5$ и $Q_{3,0\%} = 2,0$ приняты за граничные, обеспечивающие диагностическую ценность изображения.

Была предпринята попытка дополнения критерия диагностической ценности числовыми значениями функции передачи модуляции МТФ на пространственной частоте 1,5 или 3,0 пары линий/мм, но от этого пришлось отказаться. Расчеты и построенные графики функции передачи модуляции МТФ для разных уста-

Рис. 2 (Fig. 2)

Рис. 2. Фотография.

Окно ПО «МЕДАРМ» с двумя снимками составного объекта. На правом снимке в увеличенном масштабе представлены зоны интереса для обработки.

Fig. 2. Photo.

Screenshot of the MEDARM window

with two images of the composite object. In the right image, the regions of interest for processing are placed (automatically).

вок (и доз, соответственно) оставались практически одинаковыми, отличаясь только «разбросом» значений (рис. 3). Визуально пространственное разрешение на всех снимках, отвечавших критериям $Q_{0,5\%} = 0,5$ и $Q_{3,0\%} = 2,0$, оценивалось как 4,5 пар линий/мм.

Для контроля дозовых параметров использовались:

- оценка входной дозы по значениям радиационного выхода, установленным производителем;
- измерение дозы в плоскости приемника (за водным фантомом) с помощью универсального дозиметра Unfors Xi;
- оценка поглощенной дозы с использованием разницы значений входной дозы и значений дозы, измеренной за водным фантомом, приведенным к входной плоскости фантома;
- оценка эффективной дозы, выполняемая средствами ПО «МЕДАРМ» по методическим указаниям МУ 2.6.1.2944-11 [15].

Результаты.

В рамках исследования произведена серия снимков в ряду значений анодного напряжения от 40 до 150 кВ с шагом 10 кВ, и тока 10, 12, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 63, 80, 100 мА. Часть снимков, при высоких показателях экспозиции, были забракованы, так как сигнал

приемника в зонах интереса превышал максимальные значения АЦП. Такие снимки не обрабатывались (Н/О).

После импорта значений сигналов и СКО, рассчитанных для соответствующих зон интереса, в Microsoft Excel были вычислены значения показателей качества $Q_{0,5\%}$ и $Q_{3,0\%}$ для всех сочетаний уставок. Вычисленные через радиационный выход рентгеновского аппарата значения входной дозы и измеренные значения дозы за водным фантомом (доза во входной плоскости приемника), для всех значений уставок анодного напряжения и тока внесены в файл Microsoft Excel. Полученные данные подвергнуты анализу.

Построены цветные карты показателей качества:

- $Q_{0,5\%}$, (рис. 4) по изображению тонкой пластины ТКЧ, соответствующей 0,5% контрастной чувствительности, и
- $Q_{3,0\%}$ (рис. 5) по изображению толстой пластины.

Полученные карты достаточно похожи.

Анализ диаграмм показателей качества $Q_{0,5\%}$ (рис. 6) и $Q_{3,0\%}$ (рис. 7) в координатах анодного напряжения при разных токах показывает закономерность улучшения показателей качества изображения с увеличением тока и

Рис. 3 (Fig. 3)

Рис. 3. Диаграмма.

Функция передачи модуляции MTF. Оценка проведена по изображению клиновидной миры TYP 82 (штрихи от 1,0 до 10 пар линий/мм) за водным фантомом при двух экспозициях, отличающихся в 10 раз.

Fig. 3. Diagram.

The modulation transfer function (MTF) obtained from an image of a TYP 82 wedge-shaped strip (line pair resolution of 1.0 to 10 lp/mm) behind the water phantom at two exposures differing by a factor of 10.

кВ\мА	10	12	16	20	25	32	40	50	63	80	100
40	0,03	0,05	H/O	0,05	0,11	0,15	0,13	0,12	0,16	0,18	0,19
50	0,11	0,23	0,13	0,14	0,20	0,22	0,18	0,39	0,39	0,37	0,41
60	0,22	0,24	0,22	0,23	0,23	0,39	0,32	0,44	0,43	0,54	0,47
70	0,18	0,30	0,33	0,38	0,40	0,44	0,49	0,55	0,57	0,64	0,70
80	0,29	0,33	0,31	0,42	0,45	0,51	0,6	0,62	0,64	0,80	0,84
90	0,32	0,36	0,36	0,40	0,46	0,63	0,67	0,66	0,79	0,87	0,90
100	0,34	0,33	0,38	0,51	0,44	0,54	0,58	0,73	0,79	0,82	0,88
110	0,29	0,34	0,49	0,44	0,52	0,64	0,74	0,73	0,82	0,81	H/O
120	0,36	0,39	0,50	0,42	0,54	0,55	0,71	0,71	0,71	H/O	H/O
130	0,37	0,34	0,45	0,51	0,51	0,65	0,67	0,72	H/O	H/O	H/O
140	0,37	0,43	0,47	0,56	0,55	0,63	0,67	0,73	H/O	H/O	H/O
150	0,39	0,44	0,51	0,54	0,53	0,62	0,71	H/O	H/O	H/O	H/O

Рис. 4 (Fig. 4)

кВ\мА	10	12	16	20	25	32	40	50	63	80	100
40	0,26	0,22	H/O	0,40	0,55	0,61	0,66	0,74	0,89	1,02	1,15
50	0,45	0,64	0,71	0,82	1,00	1,11	1,26	1,39	1,63	1,83	2,03
60	0,88	0,88	1,00	1,21	1,34	1,59	1,76	1,92	2,14	2,44	2,73
70	0,98	1,19	1,31	1,42	1,63	1,90	2,05	2,34	2,57	2,96	3,22
80	1,24	1,33	1,53	1,70	1,90	2,16	2,45	2,74	2,92	3,37	3,74
90	1,40	1,57	1,80	2,05	2,21	2,53	2,92	3,12	3,53	3,93	4,36
100	1,54	1,83	1,93	2,21	2,28	2,79	3,01	3,44	3,71	4,12	4,49
110	1,54	1,81	2,06	2,30	2,59	3,01	3,29	3,66	3,97	4,37	H/O
120	1,71	1,83	2,18	2,45	2,72	3,06	3,49	3,74	4,20	H/O	H/O
130	1,72	1,97	2,18	2,52	2,92	3,19	3,50	3,95	H/O	H/O	H/O
140	1,86	2,14	2,41	2,63	2,93	3,32	3,65	3,92	H/O	H/O	H/O
150	2,00	2,32	2,39	2,78	2,95	3,37	3,74	H/O	H/O	H/O	H/O

Рис. 5 (Fig. 5)

Рис. 6 (Fig. 6)

Рис. 7 (Fig. 7)

Рис. 4. Карта показателя качества $Q_{0,5\%}$

в координатах уставок анодного напряжения и тока. Цветом выделены значения $Q_{0,5\%} \geq 0,5$, более темным значения $Q_{0,5\%} \geq 0,7$.

Fig. 4. Map of the quality indicator $Q_{0,5\%}$

in voltage/current coordinates. Values $Q_{0,5\%} \geq 0.5$ are highlighted in brown, and values $Q_{0,5\%} \geq 0.7$ in dark brown.

Рис. 5. Карта показателя качества $Q_{3,0\%}$

в координатах уставок анодного напряжения и тока. Цветом выделены значения $Q_{3,0\%} \geq 2,0$, более темным значения $Q_{3,0\%} \geq 2,5$.

Fig. 5. Map of the quality indicator $Q_{3,0\%}$

in voltage/current coordinates. Values $Q_{3,0\%} \geq 2.0$ are highlighted in brown, and values $Q_{3,0\%} \geq 2.5$ in dark brown.

Рис. 6. Диаграмма.

Зависимость показателя качества $Q_{0,5\%}$ от анодного напряжения при разных значениях тока.

Fig. 6. Diagram.

The quality indicator $Q_{0,5\%}$ against anode voltage at different current values.

Рис. 7. Диаграмма.

Зависимость показателя качества $Q_{3,0\%}$ от анодного напряжения при разных значениях тока.

Fig. 7. Diagram.

The quality indicator $Q_{3,0\%}$ against anode voltage at different current values.

напряжения. Однако, видно, что зависимости показателя качества $Q_{0,5\%}$ имеют менее выраженный характер, колебания значений связаны с большими погрешностями вычислений $Q_{0,5\%}$ в области шумов. Поэтому для дальнейшего поиска оптимальных режимов принято решение использовать зависимости показателя качества $Q_{3,0\%}$.

Из диаграмм (рис. 7 и рис. 8) можно определить уставки анодного напряжения и тока, соответствующие значению показателя качества изображения $Q_{3,0\%} = 2,0$, обозначенному красной линией. Значения этих уставок приведены в таблице №2. Там же приведены рассчитанные для этих уставок значения входной дозы, поглощенной дозы и эффективной дозы.

Анализ таблицы №2 позволяет определить диапазон оптимальных уставок анодного напряжения и тока (выделен цветом), обеспечивающих регистрацию снимков с определенным качеством $Q_{3,0\%} = 2,0$ при наиболее низких дозах.

Наличие диапазона оптимальных уставок иллюстрируют и полученные из таблицы №2 диаграммы:

- диаграмма значений входной дозы в зависимости от анодного напряжения (рис. 9) и
- диаграмма значений входной дозы от тока (рис. 10).

Анализ поглощенной дозы, рассчитанной как разность входной дозы и дозы, измеренной за водным фантомом в плоскости приемника, приведенной к входной плоскости фантома (рис. 9 и рис. 10), позволяет сделать заключение: несмотря на снижение доли поглощенного излучения с ростом анодного напряжения, диапазон оптимальных уставок, для показателя качества $Q_{3,0\%} = 2,0$, не лежит в области высоких значений анодного напряжения.

Анализ диаграммы отношения показателя качества $Q_{3,0\%}$ к эффективной дозе, оцененной в соответствии со МУ 2.6.1.2944-11 (рис. 11) для серии снимков при различных уставках анодного напряжения и тока, позволяет сделать вывод, что для системы регистрации сканирующего типа это соотношение только ухудшается, как с увеличением анодного напряжения, так и с увеличением тока.

Об отсутствии оптимума отношения качество/доза в области высоких значений анодного напряжения можно судить и из диаграмм показателей качества $Q_{3,0\%}$, $Q_{2,0\%}$, $Q_{1,5\%}$, $Q_{1,0\%}$ и $Q_{0,5\%}$, полученным по всем пяти кругам ТКЧ, в зависимости от анодного напряжения (рис. 12). Отметим закономерность выхода значений показателя качества $Q_{0,5\%}$ для тонкой пластины ТКЧ «на полку» при увеличении анодного напряжения при различных значениях тока.

Контроль пространственного разрешения на снимках, полученных при экспозициях, мак-

симально близких к оптимальным для $Q_{3,0\%} = 2,0$, показал одинаковые результаты (рис. 13 а) – 4,5 пар линий/мм.

Для проверки корреляции объективных и субъективных критериев качества были отобраны девять рентгеновских изображений из полученной серии снимков и показаны пяти наблюдателям, которые, используя возможности обработок ПО «МЕДАРМ», должны были ответить на шесть вопросов:

- Видите ли Вы пять пластин на диске ТКЧ?
- Видите ли Вы очертания самой тонкой пластины (0,5% ТКЧ)?
- Видите ли Вы четыре пластины на диске ТКЧ?
- Видите ли Вы очертания второй по толщине пластины (1,0% ТКЧ)?
- Видите ли Вы пространственное разрешение 4,5 пар линий/мм?
- Видите ли Вы пространственное разрешение 4,0 пар линий/мм?

За каждый положительный ответ начислялся 1 балл, за отрицательный – ноль, то есть субъективный показатель качества $Q_{\text{суб}}$ представлял собой сумму баллов по всем шести вопросам. Результаты опроса сведены в таблице №3.

Из таблицы №3 видна корреляция субъективной оценки качества изображений предлагаемой объективной оценке качества по отношению сигнал/шум. Необходимо отметить, что при показателях качества $Q_{3,0\%} = 2,0$ для изображений, полученных при разных значениях анодного напряжения и тока, субъективная оценка качества дала лучшие результаты при 70 кВ, что требует осмысления и более тщательных исследований.

Для удобства, как и на карте показателя качества $Q_{3,0\%}$ (рис. 5), цветом выделены снимки, для которых значения $Q_{3,0\%} \geq 2,0$, более темным снимки со значениями $Q_{3,0\%} \geq 2,5$.

Дополнительно был проведен эксперимент по оценке субъективного показателя качества изображений по предложенной методике с целью проверки — насколько отличается визуальное восприятие объекта в зависимости от его расположения относительно водного фантома, ближе к приемнику или ближе к излучателю. Это важно для сравнения системы регистрации сканирующего типа с системами регистрации, работающими в широком пучке рентгеновского излучения. Для последних сформулирован определенный вывод [16]: «... для клинической практики можно заключить следующее: чем ближе к поверхности тела, обращенной к излучателю, расположено патологическое образование, тем больше отрицательное влияние на качество его визуализации оказывает рассеянное

Рис. 8 (Fig. 8)

Рис. 8. Диаграмма.

Зависимость показателя качества $Q_{3,0\%}$ от тока при разных значениях анодного напряжения.

Fig. 8. Diagram.

The quality indicator $Q_{3,0\%}$ against current at different anode voltages

Таблица №2. Значения анодного напряжения и тока при значении показателя качества $Q_{3,0\%} = 2,0$ с соответствующими дозовыми параметрами.

U_a кВ	I мА	Входная доза мкГр	Поглощенная до- за мкГр	Эффективная доза мкЗв
50	100	195,0	191,0	36,01
50	98	191,1	187,2	35,29
54	80	187,5	182,6	34,57
58	63	172,5	167,4	31,76
60	55	161,4	156,2	29,7
62,5	50	159,1	153,5	28,89
69	40	153,0	146,4	28,38
70	38	149,2	142,5	27,68
75	32	143,4	136,0	26,44
80	27,5	138,6	130,8	24,95
83	25	134,7	126,5	24,75
89	20	126,3	118,0	22,37
90	19	124,0	116,0	21,66
100	17	126,7	116,9	23,26
106	16	130,7	119,6	24,19
110	15	129,8	118,1	24,12
120	14	139,3	126,0	25,87
130	12,5	141,3	127,3	25,2
135	12	143,7	127,5	26,41
140	11	139,2	123,2	25,87
150	10	141,0	124,0	26,04

Рис. 9 (Fig. 9)

Рис. 9. Диаграмма.

Зависимость входной дозы и поглощенной дозы от анодного напряжения для показателя качества $Q_{3,0\%} = 2,0$.

Fig. 9. Diagram.

The entrance surface dose and absorbed dose against anode voltage for a quality indicator $Q_{3,0\%} = 2,0$.

Рис. 10 (Fig. 10)

Рис. 10. Диаграмма.

Зависимость входной дозы и поглощенной дозы от тока для показателя качества $Q_{3,0\%} = 2,0$.

Fig. 10. Diagram.

The entrance surface dose and absorbed dose against current for a quality indicator $Q_{3,0\%} = 2,0$.

Рис. 11 (Fig. 11)

Рис. 11. Диаграмма.

Отношение показателя качества $Q_{3,0\%}$ к эффективной дозе.

Fig. 11. Diagram.

The ratio of the quality indicator $Q_{3,0\%}$ to the effective dose.

в теле пациента излучение (при прочих равных условиях)».

Произведена регистрация девяти снимков составного объекта (рис. 1 б) с уставками анодного напряжения и тока, как в таблице №3. Затем тесты контрастной чувствительности и пространственного разрешения были перемещены на поверхность водного фантома, обращенную к излучателю, и проведена регистрация еще девяти снимков в тех же режимах. Оценка качества $Q_{3,0\%}$ для всех режимов регистрации показала отличие для двух вариантов расположения тест объекта ТКЧ, ближе к приемнику или ближе к излучателю относительно водного фантома, не более чем на 3,3 % (в среднем на 2,1 %), что можно считать не существенным. Но во всех случаях показатель качества $Q_{3,0\%}$ был

меньше на изображениях, когда ТКЧ был ближе к излучателю.

Оценка субъективного показателя качества подтвердила, что визуальное восприятие кругов тест-объекта ТКЧ не зависит от того, находятся он ближе к приемнику или ближе к излучателю.

Пространственное разрешение, оцениваемое по тесту ТУР 82, оказалось несколько хуже для случая расположения его ближе к излучателю (рис. 13 б). Это объясняется влиянием размера фокусного пятна на изображение в использованной оптической схеме аппарата.

Для возможности сопоставления полученных в ходе исследования входных доз с международными референтными диагностическими уровнями (РДУ, за рубежом DRL – diagnostic reference level) европейских стран и США по

Рис. 13 а (Fig. 13 a)

Рис. 13 б (Fig. 13 b)

Рис. 13. Фрагмент рентгенограммы. Увеличение 2:1.

- а) Тест ТУР 82 расположен за водным фантомом в плоскости приемника;
 б) Тест ТУР 82 расположен перед водным фантомом ближе к излучателю.

Fig. 13. Screenshot of an X-ray image. Magnification 2:1.

- а) TYP 82 test plate is located behind the water phantom in the detector plate;
 б) TYP 82 test plate is located in front of the water phantom closer to the radiation source.

Таблица №3. Объективные и субъективные показатели качества для девяти изображений.

№ снимка	Параметры экспозиции		Дозовые параметры		Показатели качества		
	Анодное напряжение, кВ	Ток, мА	Входная доза, мкГр	Эффективная доза, мкЗв	$Q_{0,5\%}$	$Q_{3,0\%}$	$Q_{\text{суб}}$
5407	70	25	98,1	18,2	0,40	1,63	10
5409	70	40	157,0	29,1	0,49	2,05	22
5411	70	63	247,3	45,9	0,57	2,57	24
5448	90	12	74,4	13,7	0,36	1,57	8
5450	90	20	124,0	22,8	0,40	2,05	11
5452	90	32	198,4	36,5	0,63	2,53	16
5472	110	10	99,5	16,1	0,29	1,54	10
5474	110	16	138,4	25,7	0,49	2,06	14
5476	110	25	248,8	40,2	0,52	2,59	20

входной дозе (ESD – entrance surface dose) для регистрации ОГК в прямой проекции приведена цветовая карта показателя качества $Q_{3,0\%}$ со значениями входной дозы (рис. 14). С аналогичной целью приведена цветовая карта показателя качества $Q_{3,0\%}$ со значениями дозы в плоскости приемника изображения за водным фантомом (рис. 15).

Обсуждение.

Выбранное в данном исследовании значение показателя качества $Q_{3,0\%} = 2,0$ обусловлено желанием уверенного визуального восприятия

самой тонкой (самой малококонтрастной) пластины ТКЧ за водным фантомом, что обеспечивает максимальную диагностическую ценность изображения. В случаях, когда вид рентгенографического обследования может не требовать видимости самой тонкой пластинки ТКЧ, или для этих исследований среднему пациенту будет соответствовать водный фантом других размеров, целесообразно обосновать другое значение показателя качества $Q_{3,0\%}$, соответствующее условному требуемому диагностическому качеству.

кВ\мА	10	12	16	20	25	32	40	50	63	80	100
40,0	10,4	12,5	16,6	20,8	25,9	33,2	41,5	51,9	65,4	83,0	103,8
50,0	19,5	23,4	31,2	39,0	48,8	62,4	78,0	97,5	122,9	156,0	195,0
60,0	29,4	35,2	47,0	58,7	73,4	93,9	117,4	146,8	184,9	234,8	293,5
70,0	39,3	47,1	62,8	78,5	98,1	125,6	157,0	196,3	247,3	314,0	392,5
80,0	50,4	60,5	80,6	100,8	126,0	161,3	201,6	252,0	317,5	403,2	504,0
90,0	62,0	74,4	99,2	124,0	155,0	198,4	248,0	310,0	390,6	496,0	620,0
100,0	74,5	89,4	119,2	149,0	186,3	238,4	298,0	372,5	469,4	596,0	745,0
110,0	86,5	103,8	138,4	173,0	216,3	276,8	346,0	432,5	545,0	692,0	865,0
120,0	99,5	119,4	159,2	199,0	248,8	318,4	398,0	497,5	626,9	796,0	995,0
130,0	113,0	135,6	180,8	226,0	282,5	361,6	452,0	565,0	711,9	904,0	1130
140,0	126,5	151,8	202,4	253,0	316,3	404,8	506,0	632,5	797,0	1012	1265
150,0	141,0	169,2	225,6	282,0	352,5	451,2	564,0	705,0	888,3	1128	1410

Рис. 14 (Fig. 14)

Рис. 14. Значения входной дозы, мкГр.

в координатах уставок анодного напряжения и тока на фоне цветной карты показателя качества $Q_{3,0\%}$.

Цветом выделены ячейки с уставками при $Q_{3,0\%} \geq 2,0$, более темным значения $Q_{3,0\%} \geq 2,5$.

Fig. 14. Entrance surface doses, μGy .

in voltage/current coordinates in a color map of the quality index $Q_{3,0\%}$. Values corresponding to $Q_{3,0\%} \geq 2.0$ are highlighted in brown, and values corresponding to $Q_{3,0\%} \geq 2.5$ in dark brown.

кВ\мА	10	12	16	20	25	32	40	50	63	80	100
40	0,05	0,00	0,00	0,11	0,14	0,20	0,27	0,39	0,50	0,63	0,79
50	0,25	0,34	0,43	0,62	0,81	1,00	1,25	1,36	1,70	2,26	3,00
60	0,66	0,89	1,15	1,44	1,52	2,06	2,64	3,42	4,45	5,77	7,49
70	1,32	1,65	1,81	2,38	3,12	4,12	5,22	6,58	8,43	10,77	12,51
80	1,85	2,37	3,16	4,14	5,26	6,88	8,67	10,94	12,78	16,66	21,20
90	3,00	3,87	5,15	6,50	8,34	10,70	12,26	15,68	20,27	26,07	33,00
100	4,33	5,40	7,20	9,16	11,48	13,53	17,40	22,23	28,31	36,52	46,15
110	5,81	7,31	9,60	12,00	13,88	18,27	23,23	29,64	37,64	48,48	60,97
120	7,47	9,55	12,20	14,00	17,82	23,58	29,82	37,87	48,27	61,76	
130	9,27	11,62	13,70	17,93	22,52	29,34	37,38	46,94	59,58		
140	11,21	14,12	16,56	21,27	27,25	35,80	45,01	56,56	67,79		
150	13,32	15,06	20,05	25,63	32,79	42,31	53,37	66,99			

Рис. 15 (Fig. 15)

Рис. 15. Значения дозы во входной плоскости приемника изображений, мкГр.

в координатах уставок анодного напряжения и тока на фоне цветной карты показателя качества $Q_{3,0\%}$.

Цветом выделены ячейки с уставками при $Q_{3,0\%} \geq 2,0$, более темным значения $Q_{3,0\%} \geq 2,5$.

Fig. 15. The detector reached dose values, μGy .

in voltage/current coordinates in a color map of the quality index $Q_{3,0\%}$. Values corresponding to $Q_{3,0\%} \geq 2.0$ are highlighted in brown, and values corresponding to $Q_{3,0\%} \geq 2.5$ in dark brown.

Рис. 16 (Fig. 16)

Рис. 16. Цифровая рентгенограмма ОГК. Масштаб 1:2.

Fig. 16. Chest digital x-ray image, frontal view. Magnification 1:2.

Таблица №4. Референтные диагностические уровни европейских стран и США.

Референтные диагностические уровни радиографии ОГК в прямой проекции, мкГр (diagnostic reference level per radiograph Chest PA, μGy)								Входная доза, при которой обеспечивается $Q_{3,0\%}=2,0$ в данном исследовании, мкГр
Великобритания 2002 [17]	Франция 2004 [17]	Германия 2003 [17]	Италия 2000 [17]	Испания 1999 [17]	Швейцария 2006 [17]	США 2006 [17]	США 2018[18]	
150	300	300	400	300	300	250	150	120–190

Выбор водного фантома, имитирующего по поглощению ОГК пациента средней комплекции, толщиной 150 мм со стенками из ПММА толщиной 10 мм каждая, не бесспорен, конструкция и состав использованных материалов требует обсуждения и, может быть, стандартизации. Например, для дозовых оценок в США в 2008 году был принят фантом ОГК (chest phantom), изготовленный из акрила толщиной 7,6 см и алюминия толщиной 4,6 мм (на входной стороне фантома) с воздушным зазором 7,7 см [19].

Анализ изображений специального составного объекта на основе водного фантома позволяет говорить об оптимальных режимах регистрации в диапазоне анодного напряжения 90-100 кВ для используемой системы регистрации. При этом, чем больше анодное напряжение, тем меньше должен быть установлен ток. Следует отметить, что субъективная оценка качества показала лучшие результаты при 70 кВ, что может говорить о недостаточности выбранного показателя качества и требует дальнейших исследований.

Дополнительно проведена регистрация изображений используемого в данной работе водного фантома на одном из флюорографов, работающих в медучреждении для проведения обследований населения. Затем проведено сравнение изображений водного фантома с рентгенограммами пациентов средней комплекции, зарегистрированных в нескольких стандартных режимах. Оказалось, что поглощение используемого водного фантома примерно в два раза выше самых «прозрачных» участков легкого, приблизительно соответствует области цифровой рентгенограммы ОГК, отмеченной оранжевой стрелкой (рис. 16).

Не очевидно, что предложенный подход к определению параметров качества и поиску оптимальных режимов регистрации может быть применен для цифровых рентгенографических аппаратов других типов таких, как CR, плоские панели различных типов, экран+оптика+ПЗС-матрица и другие. Предположение связано с большим влиянием рассеянного излучения в

теле пациента на характеристики тракта формирования цифрового рентгеновского изображения [16]. Представляется целесообразным провести проверку применимости оценки отношения качество/доза по представленной методике для других типов цифровых рентгеновских аппаратов.

На цветной карте показателя качества $Q_{3,0\%}$ со значениями входной дозы (рис. 15) прямоугольником выделено минимальное значение входной дозы на кожу 124 мкГр, при котором обеспечивается качество $Q_{3,0\%} = 2,0$. Это значение и значения входных доз при анодном напряжении и токе, близким к «оптимальным» значениям таблицы №2, удовлетворяют референтным диагностическим уровням европейских стран и США (табл. №4).

В таблице №4 референтные диагностические уровни доз в США даны за 2006 и 2018 годы, чтобы можно было проиллюстрировать динамику работы медицинского сообщества, медицинских физиков и производителей США над снижением дозовых нагрузок на пациента при рентгенографии ОГК.

На цветной карте показателя качества $Q_{3,0\%}$ со значениями дозы на входной плоскости детектора (рис. 15) за водным фантомом выделено значение при 70 кВ и 40 мА – 5,22 мкГр. Это значение достаточно близко к значению дозы в плоскости приемника из таблицы №1 технических характеристик флюорографа «КАРС»-БКС2 в части контрастной чувствительности 0,5%, которая измеряется по методике при 70 кВ.

В целом, можно дать следующие ответы на поставленные во введении вопросы:

1. Оценить и проконтролировать качество снимка можно с помощью отношения сигнала к шуму, вычисленного по изображению пластинок ТКЧ за водным фантомом. Для сопоставления количественной оценки объективных критериев качества с диагностической ценностью предложено фиксировать значения показателя качества при уверенном зрительном восприятии самой тонкой пластинки ТКЧ с контролем пространственного разрешения.

2. На основе исследования отношения сигнал/шум в зависимости от уставок анодного напряжения и тока можно найти оптимальные режимы по минимальной дозовой нагрузке. Для использованного водного фантома найден режим, обеспечивающий высокое качество визуального восприятия изображения при входной дозе не более 150 мкГр.

Выводы.

Предложен способ объективной оценки качества цифровых изображений по отношению сигнал/шум изображения пластины теста контрастной чувствительности (ТКЧ) используя специальный объект, состоящий из ТКЧ и теста пространственного разрешения, размещённых за водным фантомом, имитирующим среднего пациента. За высокий уровень качества изображения принята видимость самой тонкой пластины, соответствующей 0,5% контрастной чувствительности. Найдены оптимальные ре-

жимы регистрации снимков ОГК цифровым флюорографом сканирующего типа «КАРС», позволяющие достигнуть высокого уровня качества при минимальном значении входной дозы 124 мкГр (соответствует эффективной дозе 0,024 мЗв по МУ 2.6.1.2944-11) на полноформатный снимок 420×420 мм.

Представленный способ объективной оценки качества цифровых изображений позволяет определить оптимальные режимы регистрации снимков ОГК для цифровых рентгенографических аппаратов с целью минимизации дозовой нагрузки на пациентов.

Источник финансирования и конфликт интересов.

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

Список литературы:

1. Водоватов А.В. Применение референтных диагностических уровней для оптимизации защиты пациентов при рентгенографических исследованиях: Дис. на соискание ученой степени кандидата биологических наук, 14.02.01 – гигиена, Федеральное бюджетное учреждение науки «Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева», Санкт-Петербург, 2017. 217 с.
2. Тюрин Е.И. Лучевая диагностика в Российской Федерации в 2014 г. Лучевая диагностика в Российской Федерации в 2014 г. Вестник рентгенологии и радиологии. 2015; 6: 56-63.
3. Escartin, Terenz R., "Determining The Detective Quantum Efficiency (DQE) Of X-Ray Detectors In Clinical Environments" (2017). Electronic Thesis and Dissertation Repository. 4819. <https://ir.lib.uwo.ca/etd/4819>.
4. Dale J Gibson and Robert A Davidson. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. Academic radiology. 2012; 19 (4): 458–462.
5. Камышанская И.Г., Черемисин В.М., Водоватов А.В. Перспективы снижения дозовой нагрузки на пациентов в профилактической цифровой рентгенографии органов грудной клетки. Вестник рентгенологии и радиологии. 2018; 99 (1). С. 30-42.
6. Каприн А.Д., Старинский В.В., Петрова Г.В. Состояние онкологической помощи населению России в 2017 году. М., 2018. 236 с.
7. ГОСТ Р 56312-2014. Изделия медицинские электрические. Флюорографы цифровые. Технические требования для государственных закупок.
8. Блинов Н.Н. (мл) Рекомендации по определению квантовой эффективности детектора рентгеновского излучения. Медицинская физика. 2004; 2: 36-40.
9. Zhonghua Sun, Chenghsun Lin, YeuSheng Tyan, Kwan-Hoong Ngd/ Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. Clinical Imaging. 2012; 36: 279-286.
10. Magnus Ba EVALUATING IMAGING SYSTEMS: PRACTICAL APPLICATIONS. Radiation Protection Dosimetry. 2010; 139: 1–3, pp. 26–36 doi:10.1093/rpd/ncq007.
11. M. Yverta, Diallo, P. Bessoua, J.-L. Rehelc, E. Lhommeb, J.-F. Chateila, Radiography of scoliosis: Comparative dose levels and image quality between a dynamic flat-panel detector and a slot-scanning device (EOS system) <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2015.06.018> 2211-5684/© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS.
12. Амансахатов Р.Б., Зеликман М.И., Родина В.Г., Садиков П.В. Влияние медико-технических характеристик цифровых рентгеновских установок на качество изображений Радиология – практика. 2006; 1: 22-27.
13. Luis Jorge Oliveira Carrasco Lança «Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose» Universidade de Aveiro 2011. 209 p.
14. Пороцев В.В., Шехтман А.И., Зеликман М.И., Блинов Н.Н. Влияние корреляции шумов в каналах цифрового рентгеновского приемника-преобразователя на оценку квантовой эффективности регистрации. Медицинская техника. 2004; 5: 16-19.
15. МУ 2.6.1.2944-11. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях Методические указания.
16. Зеликман М.И., Кабанов С.П., Кручинин С.А. Оценка влияния рассеянного в теле пациента излучения на характеристики тракта формирования цифрового рентгеновского изображения. Медицинская техника. 2013; 5 (281): 4-9.
17. D HART, PhD, M C HILLIER and B F WALL, BSc, National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK, The British Journal of Radiology. 2009; 82: 1–12.
18. ACR–AAPM–SPR PRACTICE PARAMETER FOR DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS AND ACHIEVABLE DOSES IN MEDICAL X-RAY IMAGING. Электронный ресурс: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Diag-Ref-Levels.pdf/>

(дата обращения: 17.12.2018).

19. ACR PRACTICE GUIDELINE FOR DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL X-RAY IMAGING. Электронный ресурс: <http://www.ncradiation.net/xray/documents/acreflevelsfluoro>

.pdf (дата обращения: 25.12.2018).

References:

1. Vodovatov A.V. The use of reference diagnostic levels to optimize patient protection in radiographic examinations: Candidate's Dissertation in Biology, 14. 02.01 - hygiene, Ramzaev St. Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene, Federal Budget Institution of Science, St. Petersburg, 2017 (in Russian).
2. Tyurin I.E. Radiology in the Russian Federation in 2016, *Journal of Radiology and Nuclear Medicine*. 2017; 9 8(4): 219-226 (in Russian) <https://doi.org/10.20862/0042-4676-2017-98-4-219-226>.
3. Escartin, Terenz R. "Determining the Detective Quantum Efficiency (DQE) of X-Ray Detectors in Clinical Environments" (2017). *Electronic Thesis and Dissertation Repository*. 4819. <https://ir.lib.uwo.ca/etd/4819>.
4. Gibson D.J and Davidson R.A. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. *Academic Radiology*. 2012; 19 (4): 458-462.
5. Kamyshanskaya I.G., Cheremisin V.M., Vodovatov A.V. Prospects for lowering doses during preventive digital chest radiography. *Vestnik Rentgenologii i Radiologii*. 2018; 99 (1): 30-42 (in Russian). DOI: 10.20862/0042-4676-2018-99-1-30-42.
6. Kaprin A.D., Starinskiy V. V., Petrova G. V. State of cancer care to the population of Russia in 2017. M., 2018. 236 p. (in Russian).
7. State Standard GOST 56312-2014 Medical electrical equipment. Digital fluorograph. Technical requirements for governmental purchases (in Russian).
8. N. N. Blinov, Jr. Recommendations for the determination of the quantum efficiency of an X-ray detector. *Meditinskaya Fizika*. 2004; 2: 36-40 (in Russian).
9. Zhonghua Sun, Chenghsun Lin, YeuSheng Tyan, Kwan-Hoong Ngd. Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. *Clinical Imaging*. 2012; 36: 279-286.
10. Magnus Ba EVALUATING IMAGING SYSTEMS: PRACTICAL APPLICATIONS. *Radiation Protection Dosimetry*. 2010; 139: 1-3, pp. 26-36 doi:10.1093/rpd/ncq007.
11. M. Yverta, Diallo, P. Bessoua, J.-L. Rehelc, E. Lhommeb, J.-F. Chateila, Radiography of scoliosis: Comparative dose levels and image quality between a dynamic flat-panel detector and a slot-scanning device (EOS system) <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2015.06.018> 2211-5684/© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS.
12. Amansakhatov R.B., Zelikman M.I., Rodina V.G., Sadikov P.V. The influence of medical and technical characteristics of digital x-ray machines on image quality. *Radiologiya-Praktika* 2006; 1: 22-27 (in Russian).
13. Luís Jorge Oliveira Carrasco Lança Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose, Universidade de Aveiro 2011, pp. -
14. Porosev V.V., Schechtman L.I., Zelikman M.I., Blinov N.N.J. Correlation of noises in the channels of digital X-ray receiver-transformer and the evaluation of registration, quant efficiency // *Medical equipment*. 2004; 5: 16-19 (in Russian).
15. Methodological Guidelines MU 2.6.1.2944-11 Control of effective doses of radiation exposure of patients in medical X-ray examinations (in Russian).
16. Zelikman M.I., Kabanov S.P., Kruchinin S.A. Assessment of the effect of radiation scattered in patient's body on characteristics of the digital X-ray image formation channel // *Medical equipment*. 2013; 5 (281): 4-9 (in Russian).
17. D HART, PhD, M C HILLIER and B F WALL, BSc, National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK, *The British Journal of Radiology*. 2009; 8: 21-12.
18. ACR-AAPM-SPR PRACTICE PARAMETER FOR DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS AND ACHIEVABLE DOSES IN MEDICAL X-RAY IMAGING. Available at: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Diag-Ref-Levels.pdf> (accessed: 17.12.2018).
19. ACR PRACTICE GUIDELINE FOR DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL X-RAY IMAGING. Available at: <http://www.ncradiation.net/xray/documents/acreflevelsfluoro.pdf> (accessed: 25.12.2018).