

Высокие уровни заболеваемости регистрируются преимущественно с возрастной группы 35-39 лет. Пик заболеваемости в 1991 году приходится на возрастную 65-69 лет (38, 2 случая на 100 тыс. населения), в 2005 на возрастную группу 75-79 лет (42 случая на 100 тыс. населения), в 2020 на возрастную группу 75-79 лет (30,9 на 100 тыс. населения). Наименьший показатель заболеваемости в 1991 году отмечается в возрастной группе 20-24 лет (2,1 случая на 100 тыс. населения), в 2005 году в возрастной группе 25-29 лет (1,4 на 100 тыс. населения), в 2020 году в возрастной группе 25-29 лет (1,2 случая на 100 тыс. населения). Максимальный прирост заболеваемости приходится на возрастную группу 75-79 лет и составляет 42 (2005 г.) случаев на 100 тыс. человек, наименьший в возрастной группе 25-29 лет и составляет 1,2 (2020 г.) случаев на 100 тыс. населения.

Отмечается снижение заболеваемости в период с 1991 года по 2020 год в возрастных группах 25-29, 35-39 и т.д. до 85 и старше.

Но, стоит отметить, что в группе от 0-14 лет, по сравнению с 1991 годом (2,3 случая на 100 тыс.), отмечается рост заболеваемости в 2005 и 2020 году соответственно. Показатель заболеваемости в возрастной группе от 0-14 лет в 2020 году составил 5 случаев на 100 тыс. населения.

Также регистрируется прирост заболеваемости в 2020 году по сравнению с 1991 и 2005 годами в возрастной группе 30-34 лет, и в возрастной группе 80-84 лет по сравнению с 1991 годом. Наибольший показатель заболеваемости лейкозом отмечается в возрастной группе 0-14 лет, прирост заболеваемости в 2020 году по сравнению с 1991 годом вырос в 2,17 раза. Наименьший – в возрастной группе от 30-34 лет – 1 раз.

Лейкоз в настоящее время действительно является актуальной проблемой. Эпидемиологические исследования распространенности лейкозов перспективны в плане выявления факторов риска и проведения организационно-профилактических мероприятий, направленных на снижение заболеваемости лейкозами.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Pathophysiology of leukocytes system [Электронный ресурс] / - United States, 2017. - Режим доступа: <https://slideplayer.com/slide/13228365/> – Дата доступа: 29.03.2020.

## СОВРЕМЕННЫЕ ПРИНЦИПЫ ОПТИМИЗАЦИИ ТОНКОСЛОЙНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ОЧАГОВЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ЛЕГКИХ

## MODERN PRINCIPLES OF OPTIMIZATION OF THIN-LAYER X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY IN DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF FOCAL LUNG CHANGES

**А. Бойко<sup>1,2</sup>, Н. Козлова<sup>3</sup>**

**A. Boika<sup>1,2</sup>, N. Kozlova<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет, БГУ

<sup>2</sup>Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>3</sup>Учреждение здравоохранения «5-я городская клиническая больница»

г. Минск, Республика Беларусь

[toandrewboiko@gmail.com](mailto:toandrewboiko@gmail.com)

<sup>1</sup>Belarusian State University, BSU

<sup>2</sup>International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU, Minsk, Republic of Belarus

<sup>3</sup>Health Care Provider «The 5th City Clinical Hospital, Minsk, Republic of Belarus

В настоящем исследовании проведен анализ мер и методов, направленных на снижение дозы облучения при проведении компьютерной томографии (КТ) пациентов и персонала, профессионально связанного с ионизирующим излучением (ИИ). Определен оптимальный протокола КТ-сканирования легких с наименьшей эффективной дозой облучения без потери диагностической информации.

In this research the analysis of methods and techniques aimed at reducing radiation dose during CT scanning of patients and professional staff is done. The optimal protocol of CT lung scanning with the lowest effective dose without loss of diagnostic information is determined.

**Ключевые слова:** диагностика, конструкция КТ-сканера, критерии качества протоколов сканирования, рентгеновская компьютерная томография, низкодозовый протокол исследования, оптимизация.

*Keywords:* diagnostics, ct-scanner design, scanning protocols quality criteria, x-ray computed tomography, low-dose protocol of investigation, optimization.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2023-1-303-307>

Компьютерная томография на сегодняшний день является одним из самых востребованных методов медицинской визуализации. В последние годы отмечена тенденция к увеличению дозовой нагрузки от компьютерной томографии на население как во всем мире, так и в Республике Беларусь. В перспективе к возрастанию суммарных доз облучения приведет увеличение экспертных диагностических обследований, а также профилактических сканирований пациентов при скрининговых КТ для диагностики рака грудной клетки, КТ в динамике и многофазных КТ с применением контрастирования. За последние годы в отечественные нормативные документы внедряется современная международная методология радиационной защиты от медицинского облучения, основой которой являются принципы обоснования назначения диагностических и лечебных процедур с применением ионизирующих излучений и оптимизация их проведения для защиты пациента. Повышение доступности и распространенности КТ исследований ассоциировано с ростом как индивидуальных, так и коллективных доз населения от данного вида исследования и от медицинского облучения в целом. В связи с этим актуально создание современных принципов предотвращения случаев избыточного облучения пациентов при КТ-диагностике и особенно тех, чья профессиональная деятельность связана с воздействием ИИ.

КТ является наиболее перспективной и актуальной областью лучевой диагностики для обеспечения радиационной безопасности пациентов за счет применения принципов обоснования и оптимизации. Принцип оптимизации заключается в поддержании доз облучения пациентов на таком низком уровне, который возможен при условии получения качественной полноценной диагностической информации с учетом экономических и социальных факторов. В зарубежной и отечественной практике основными трендами оптимизации являются различные способы снижения доз облучения пациентов при КТ-сканировании путем разработки диагностических протоколов: низкодозовых (протокол сканирования, при котором достигается уровень эффективной дозы менее 2 мЗв) и ультранизкодозовых (протокол сканирования, при котором достигается уровень эффективной дозы менее 1 мЗв) [1].

Однако доза облучения пациента напрямую связана с качеством получаемого изображения. Чем выше доза ИИ, тем более качественнее получается изображение, снижение дозы ИИ приводит к снижению соотношения сигнал/шум, контраст/шум, появлению артефактов и др. Использование низкодозовых протоколов в повседневной практике (за пределами скрининговых исследований) может привести к потере диагностической информации и, как следствие, к увеличению числа ложноположительных и ложноотрицательных диагнозов, что полностью нивелирует эффект от снижения доз облучения пациентов [2].

Трендом последних лет становится концепция низкодозовой и ультранизкодозовой КТ, изначально связанная с необходимостью развития использования КТ для скрининга рака легких. Позитивный опыт работы на низкодозовых протоколах обследования органов грудной клетки для скрининга рака легких в группе риска может явиться предпосылкой для использования данных протоколов и в диагностических целях, что требует проведения тщательной оценки качества рентгеновского изображения таких протоколов.

Остается вопрос о том, кто именно должен оценивать качество изображения: производитель, инженер, медицинский физик или врач? Для каждого участника процесса имеются свои представления о качестве КТ-изображения. Конечным потребителем КТ-изображения как продукта при этом является врач, что делает именно его наиболее очевидным экспертом по качеству изображения.

На сегодняшний день существует два подхода к оценке качества рентгеновских изображений. Первый подход основан на оценке физико-технических параметров рентгеновского изображения (контраста, разрешающей способности, шума, отношения сигнала к шуму, и пр.) с использованием тест-объектов. Достоинствами данного метода являются его объективность, точность измерения, воспроизводимость. К сожалению, физико-технические параметры слабо коррелируют с полнотой получения диагностической информации - визуализации нормальной анатомии и патологических изменений. Данный подход чаще всего используется при проведении контроля эксплуатационных параметров рентгеновского оборудования.

Второй подход основан на субъективной (экспертной) оценке качества рентгеновских изображений пациентов. При этом в качестве экспертов выступают врачи-рентгенологи, которые в своей работе используют различные протоколы КТ-сканирования [3].

Компромиссным подходом, сочетающим достоинства как объективного, так и субъективного методов, является выполнение оценки качества изображения с использованием антропоморфных фантомов, представляющих собой точное отображение рентгеновской анатомии заданной анатомической области, соответствующее стандартному пациенту. Использование фантомов позволяет как оценить относительное изменение физико-технических параметров изображения, так и выполнить экспертную оценку изменения качества визуализации нормальной анатомии.

В ходе работы был проведен анализ КТ-исследований легких с помощью рентгеновской компьютерной томографии, проанализирована возможность использования низкодозовых протоколов КТ при выявлении очаговых изменений в легких с использованием антропоморфного фантома, проведен анализ КТ-исследований с помощью низкодозовых протоколов сканирования и определены оптимальные протоколы исследования по критерию «доза-качество».

Также рассмотрена эффективность использования дополнительного программного обеспечения с использованием искусственного интеллекта.

Методики проведения КТ и интерпретации его результатов могут быть пересмотрены благодаря машинному обучению. Технологии на основе искусственного интеллекта дают возможность соблюсти баланс между качеством изображения и дозой излучения.

Алгоритмы машинного обучения позволяют изменить подход к применению компьютерной томографии, а именно:

1. Повысить безопасность метода. Искусственный интеллект повышает ценность диагностической процедуры, позволяя извлечь больше информации из полученных снимков. При необходимости врач может провести реконструкцию изображения из нескольких срезов и повысить его качество путём обработки и фильтрации. При этом не нужно делать КТ повторно. Вычислительная обработка частично заменяет контрастные вещества, облегчая визуализацию патологических областей.

2. Обнаружить малозаметные патологии. Алгоритмы машинного обучения проводят сегментацию изображения с выделением зон интереса. Идентификация небольших находок, характерных для начальной стадии заболевания — важная составляющая ранней диагностики.

3. Уменьшить время интерпретации изображения. ИИ способен автоматизировать рутинные процессы: оценить объём поражения, составить предварительный отчёт, обеспечить быстрый обмен информацией между врачами. Благодаря интеллектуальной сортировке пациентов диагност в первую очередь уделяет внимание тяжёлым случаям;

4. Повысить клиническую достоверность результатов. Алгоритмы машинного обучения позволяют достичь высоких показателей прогнозирования и точности. Они выявляют скрытые закономерности при анализе снимка, а также проводят количественную оценку патологической области. Данные визуализации могут объединяться с клиническими показателями, чтобы предсказать исход заболевания.

5. Рационально использовать ресурсы лечебно-профилактических учреждений. Применение интеллектуальных технологий влияет на экономическую эффективность КТ. Повышается пропускная способность пациентов, достигается компромисс между дозой облучения и качеством снимка, снижается износ медоборудования.

Передовые технологии расширяют привычный спектр клинических задач, которые может решить врач с помощью КТ: от точной дифференциальной диагностики до интеллектуального прогнозирования.

Исследование проводилось на 128-срезовой спиральной компьютерной томографе Siemens Definition AS 128. Минимальное время ротации 0,4 сек. Ширина детектора 4 см. Количество рентгеновских трубок – 1. Максимальная матрица реконструкции изображений – 1024×1024.

В данном компьютерном томографе используется ряд интегрированных технологий, позволяющих снизить лучевую нагрузку и объём вводимого контрастного вещества без каких-либо компромиссных решений и с сохранением диагностического качества изображений. Компьютерный томограф укомплектован детектором с увеличенным от 25 до 50 мм полем охвата, что предоставляет новые клинические возможности. Мощность генератора рентгеновских лучей (80 кВт) и апертура гентри 780 мм позволяют проводить обследование даже очень полных пациентов (до 212 кг).

По данным компании Siemens, четвертое поколение технологии снижения дозы iDose4 позволяет снизить уровень шума на изображениях и улучшить визуализацию мягких тканей и сосудов при снижении дозы на величину до 80%. Функция SyncRight повышает согласованность введения контрастного вещества и позволяет снизить его дозу на величину до 15 %.

Для имитации очага по типу «матового стекла» был выбран медицинский марлевый бинт, скрученный несколько раз для повышения объёмной плотности. Такая имитация позволяет приблизиться к реальной патологической плотности очага, с сохранением неровных краев, которые также присутствуют в реальных очагах.

В качестве эталонного протокола был принят стандартный протокол сканирования грудной клетки, который на момент проведения исследования использовался в отделении: 100 кВ, 144 мАс, CTDIvol 5,7 мГр, время вращения трубки – 0,4 с. (протокол, рекомендованный для данного томографа американским обществом физиков в медицине (AAPM)).

Экспериментальные протоколы предусматривали снижение доз облучения пациентов на 50 %, 25 %, 12,5 % и 6 % от эталонного за счет снижения значений мАс. Всего было сделано 25 исследований с различным значением электрического заряда (мАс), при этом местоположение очагов и их количество менялось при каждом новом исследовании.

Оценка качества КТ изображений проводилась врачом-рентгенологом высшей квалификационной категории УЗ «5-я городская клиническая больница» г. Минск. Опыт работы – более 12 лет. Оценка параметров проводилась на основании следующих вопросов:

- Видите ли Вы очаг на изображении?
- Если да, то какое количество очагов?
- Удовлетворительно ли качество изображения?

Очаги были распределены в фантоме в количестве 4 штук. Изображения, которые бы подходили для корректной диагностики, принимались те, в которых были обнаружены все расположенные очаги и, по мнению врача, качество изображения соответствовало критерию «удовлетворительно».

Всего было сделано 25 исследований с различным значением электрического заряда (мАс), при этом местоположение очагов и их количество менялось при каждом новом исследовании.

При проведении исследований удовлетворительными считались те изображения, в которых было возможно выявление патологических изменений. Также, учитывалось наличие шумов и артефактов в полученных изображениях. При понижении мАс пропорционально уменьшалась и ЭД [3].

Таблица 1

*Результаты оценки дозовых характеристик*

| Протокол исследования | ЭЗ, мАс | DLP, мГр*см | CTDI, мГр | ЭД, мЗв |
|-----------------------|---------|-------------|-----------|---------|
| Рекомендованный       | 144     | 211         | 5,7       | 3,6     |
| Экспериментальный №1  | 72      | 106         | 2,9       | 1,9     |
| Экспериментальный №2  | 36      | 54          | 1,5       | 0,9     |
| Экспериментальный №3  | 18      | 28          | 0,8       | 0,5     |
| Экспериментальный №4  | 9       | 17          | 0,5       | 0,4     |

*CTDI – интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки*

*DLP – поглощенная доза за все КТ-исследование*

*ЭД – эффективная доза*

Определение эффективных доз для эталонного и экспериментальных протоколов было выполнено с использованием коэффициентов перехода от DLP к эффективной дозе, согласно формуле 1:

$$E_{КТ} = \sum_j DLP_j \cdot k_{КТ,j}, \text{ мЗв} \quad (1)$$

где  $DLP_j$  – произведение дозы на длину за  $j$ -тое сканирование, мГр·см;  $k_{КТ,j}$  – коэффициент перехода для  $j$ -той анатомической области, мЗв/(мГр·см).

Для КТ-сканирования грудной клетки был использован коэффициент 0,017 мЗв/(мГр·см).

По мере снижения дозы отмечалось ухудшение качества изображения, что проявлялось в увеличении количества шумов, артефактов и размытии структур фантома.

Диагностически неприемлемые изображения получались при значениях ЭЗ меньше 18 мАс. При таких значениях, врачу было затруднительно выявление патологических изменений. При значении ЭЗ от 36 до 144 мАс изображения получались удовлетворительного качества с нормальными структурами фантома и отчетливой визуализацией патологических изменений.

Таблица 2

*Количество ошибок при выявлении очагов в зависимости от дозы ИИ*

| ЭЗ, мАс                            | 144 | 72 | 36 | 18 | 9  |
|------------------------------------|-----|----|----|----|----|
| Кол-во проведенных КТ-исследований | 5   | 5  | 5  | 5  | 5  |
| Кол-во размещенных очагов, ед      | 4   | 3  | 4  | 3  | 4  |
| Кол-во выявленных очагов, ед       | 4   | 3  | 4  | 2  | 2  |
| Итого ошибок                       | 0   | 0  | 0  | 1  | 2  |
| Процент ошибок, %                  | 0   | 0  | 0  | 33 | 50 |

Полученные результаты свидетельствуют о том, что снижение дозы ИИ может привести к снижению диагностической значимости исследования, неправильной интерпретации изображения, некорректной постановке диагноза.

В результате проведенного эксперимента можно говорить о том, что в рамках использования компьютерной томографии при поиске очагов по типу «матового стекла» можно рассматривать нижнюю границу дозы ИИ в 36 мАс. Изображения, полученные на уровне дозы в 36 мАс характеризуются удовлетворительной субъективной оценкой качества.

При снижении значений ЭЗ ниже 36 мАс было отмечено резкое снижение оценок изображений и повышение количества недиагностических КТ-сканов, что делает протоколы с ЭЗ в 18 мАс и 9 мАс неприменимыми для диагностического поиска очаговых изменений в легких.

В результате проведенного исследования были выявлены экспериментальным путем перспективные протоколы исследования. Наиболее перспективными протоколами сканирования для клинического применения в рамках данного исследования были признаны протоколы с силой тока 36 мАс (что в 4 раза ниже эталонной) и составляет значение ЭД менее 1 мЗв.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Тарутин И.Г., Хоружик С.А. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов / ГУ «Научно-исследовательский институт онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова». – Минск, 2006. – 5 – 32 с.
2. Онищенко Г.Г., Попова А.Ю., Романович И.К., Водоватов А.В., Башкетова Н.С., Историк О.А., Чинига Л.А., Шацкий И.Г., Репин Л.В., Библин А.М. Современные принципы обеспечения радиационной безопасности при использовании источников ионизирующего излучения в медицине. Часть 1. Тенденции развития, структура лучевой диагностики и дозы медицинского облучения /. Санкт-Петербург, 2019. – 6–24 с.
3. Маткевич Е.И., Сеницын В.Е., Зеликман М.И., Кручинин С.А., Иванов И.В. Основные направления снижения дозы облучения пациентов при компьютерной томографии / REJR. 2018. Т. 8, № 3. – 60–73 с.
4. Публикация 103 МКРЗ. Рекомендации Международной комиссии по радиационной защите от 2007 г.: пер. с англ. / под общ. ред. М. Ф. Киселева, Н. К. Шандалы. М.: Изд. ООО ПКФ «Алана», 2009. – 312 с.

## СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ В РЕСПУБЛИКЕ БЕЛАРУСЬ

### IMPROVING THE TRAINING OF MEDICAL PHYSICISTS IN THE REPUBLIC OF BELARUS

**Т. С. Чикова<sup>1,2</sup>, Н. А. Савастенко<sup>1,2</sup>, А. И. Тимощенко<sup>1,2</sup>,  
И. Г. Тарутин<sup>1,2</sup>, А. А. Луцвич<sup>1,2</sup>, Е. В. Федоренчик<sup>1,2</sup>, С. А. Маскевич<sup>1,2</sup>  
T. S. Chikova, N. A. Savastenko, A. I. Timoshchenko,  
I. G. Tarutin, A. A. Lutsevich, E. P. Fedorenchik, S. A. Maskevich**

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет, БГУ, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А.Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь, nataliesavastenko@iseu.by

<sup>1</sup>Belarusian State University, BSU, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU, Minsk, Republic of Belarus

Проанализировано становление, основные принципы и базовые составляющие развития системы подготовки специалистов «медицинский физик» в мире и в Республике Беларусь. Показана конструктивная роль взаимодействия кафедры общей и медицинской физики Международного государственного экологического института имени А. Д. Сахарова Белорусского государственного университета с Республиканским научно-практическим центром онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова и Минским городским клиническим онкологическим центром в разработке образовательных программ профессиональной подготовки медицинских физиков.

The formation and development of the medical physicist training system in the world and in the Republic of Belarus, the main principles and basic components are analyzed. The constructive role of interaction between Department of General and Medical Physics of the International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University and N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus and the Minsk City Clinical Cancer Center in improving the education and professional training of medical physicists is shown.

*Ключевые слова:* физика, медицина, медицинская физика, высшее образование, магистратура, образовательный стандарт.

*Keywords:* physics, medicine, medical physics, higher education, master 's degree, educational standard.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2023-1-307-311>

Анализ глобальных тенденций в области онкологии показывает, что злокачественные новообразования стали одной из ведущих патологий в мире, сопровождаемых ежегодным ростом уровня заболеваемости, инвалидности и смертности. В тоже время произошёл всплеск инноваций в лечении рака, вызванный научными открытиями в медицине и фундаментальными прорывами в физике, обеспечивающими создание новых медицинских технологий для его диагностики и лечения.

Совершенствование методов профилактики и лечения онкологических заболеваний требует решения трех основных задач: использование современных инновационных методов обследования и лечения пациентов;