

УМЕНЬШЕНИЕ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТА ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ ПУТЁМ ПРИМЕНЕНИЯ МОДИФИЦИРОВАННОГО АЛГОРИТМА ОБРАТНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ

А.Х. Оздиев, Ю.Ю. Крючков
Томский политехнический университет, Томск

На сегодняшний день рентгеновская компьютерная томография (КТ) является одним из самых распространённых методов медицинской диагностики. С течением времени технологии проектирования рентгеновских томографов позволили достигнуть высокого пространственного разрешения, высокого уровня воспроизводимости, простоты применения и т.д. Но несмотря на технический прогресс, всё ещё есть аспекты, нуждающиеся в совершенствовании и оптимизации. Снижение дозы облучения относится к самым актуальным и важным из них. Визуализация сложных микроструктур, в которой нуждается медицина, требует длительной продолжительности исследований и это приводит к увеличению дозы облучения пациента. В данной работе предлагается модифицированный алгоритм обратного проецирования в качестве перспективного решения проблемы снижения дозы облучения.

Ключевые слова: *рентгеновская компьютерная томография, медицинская визуализация, доза облучения, алгоритм реконструкции*

Введение

С момента открытия Вильгельмом Рентгеном проникающего излучения в 1895 г. на основе этого научного достижения было совершено много технологических прорывов. Материаловедение, геология, промышленный неразрушающий контроль, медицинская диагностика вышли на качественно новый уровень благодаря возможностям, предоставляемыми технологией рентгеновской визуализации. Медицинская диагностика, в отличие от других областей применения, имеет гораздо больше ограниче-

ний, особенно с точки зрения многократности клинического применения. Одной из наиболее актуальных проблем применения томографического анализа в медицине является уменьшение дозы облучения пациента. Пациенты со сложными заболеваниями, как например рак, должны регулярно проходить процедуру диагностики с целью контроля текущего состояния опухоли. Но для большинства пациентов подобная возможность отсутствует по причине того, что медицинское оборудование, применяемое для диагностики и часто устаревшее, не удовлетворяет требованиям по дозе облучения, осо-

Таблица 1

Сравнение средних эффективных доз (ЭД) облучения пациентов при стандартных и низкодозных однофазных КТ головы, области грудной клетки (ОГК), области брюшной полости (ОБП) и области малого таза (ОМТ)

	ЭД по областям исследования у отдельных пациентов, мЗв					
	Голова	ОГК	ОБП	ОБП+ОМТ	ОГК+ОБП	ОГК+ОБП+ОМТ
Стандартные	1,83	6,04	11,47	11,47	6,04 + 11,47	3,5
Низкодозные	1,46	4,41	1,86	3,18	3,34	1,2

Данные представлены для алгоритма ASIR – метода адаптивной статистической итеративной реконструкции [1]

бенно с точки зрения регулярности диагностического контроля. Средние значения эффективной дозы по областям исследования для стандартного и низкодозного КТ-исследований представлены в табл. 1. При этом референсный уровень дозы, рекомендуемый для группы КТ-исследований, проводимых с диагностической целью, составляет 15 мЗв в год.

При этом нужно заметить, что число ежегодно выполняемых в России диагностических процедур с использованием ионизирующего излучения монотонно возрастает, и в 2013 г. оно превысило 250 миллионов, что в пересчёте на душу населения составляет 1,8 процедуры в год. Численно преобладают рентгенографические (64 %) и флюорографические (32 %) исследования. Наиболее быстро (рис. 1) растёт число КТ-исследований.

При имеющейся тенденции переоснащения отечественной лучевой диагностики современными приборами и методиками можно ожидать значительного роста услуг лучевой диагностики в ближайшие годы, в первую очередь, рентгеновской КТ, и связанного с этим

увеличения уровней медицинского облучения. В связи с этим методы уменьшения дозы облучения при томографическом исследовании приобретают особую актуальность [4].

Данная работа посвящена модификации геометрии томографического сканирования с целью уменьшения дозы облучения пациента. Также в статье представлен модифицированный алгоритм обратного проецирования, применение которого обеспечивает реконструкцию и визуализацию данных, полученных при помощи предлагаемой геометрии.

Существует три параметра, которые фактически определяют величину дозы облучения: интенсивность пучка рентгеновского облучения, время экспозиции и площадь экспонирования или ширина пучка. Стандартный алгоритм обратного проецирования [5] обеспечивает реконструкцию при выполнении нескольких условий. Одним из этих условий является совпадение центра исследуемого объекта с оптической осью системы и непосредственно с осью вращения гантри [6]. Поэтому, если область интереса находится близко к краю реконструируемого объема, то для реконструкции необходимо увеличить площадь экспонирования таким образом, что будет обеспечено полное покрытие объекта (рис. 2, неколлимированный пучок).

Одним из возможных решений является поперечное смещение объекта исследования таким образом, чтобы центр области интереса при коллимированном пучке совпадал с оптической осью системы и центром вращения. Такое решение может обеспечить работоспособность стандартного алгоритма обратного проецирования. В случае фиксированных значений времени экспозиции и интенсивности излучения даже с учётом коллимации пучка величина дозы облучения пациента будет оставаться на опасном для человека уровне, если говорить о



Рис. 1. Динамика вклада различных видов лучевой диагностики в коллективную дозу медицинского облучения населения России [2, 3]

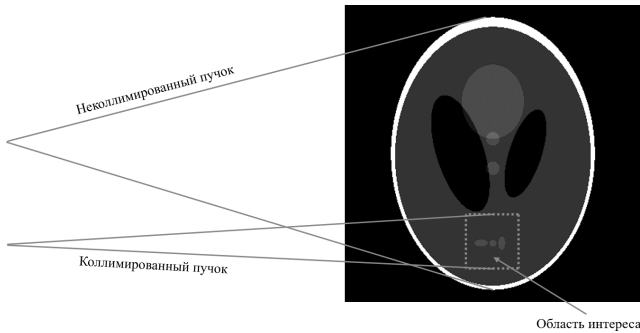


Рис. 2. Коллимация пучка на область интереса (вид сверху)

регулярной профилактической процедуре диагностического контроля.

Предлагаемый подход основывается на очевидном предположении, что при фиксированных значениях времени и интенсивности рентгеновского излучения уменьшение площади экспонирования будет вести к уменьшению дозы облучения. Предлагается направить и сфокусировать пучок точно на область интереса и применить специальную модификацию алгоритма реконструкции, который устранил необходимость совмещения центра области реконструкции с осью вращения и оптической осью системы. Результаты представленного исследования могут послужить фундаментальной основой для проектирования медицинских рентгеновских КТ-сканеров со значительно сниженной дозой облучения пациента.

Материал и методы

Основная идея предлагаемого метода заключается в том, чтобы сфокусировать рентгеновский пучок, добиваясь таким образом минимизации площади экспонирования, чтобы его ширина совпадала с шириной области интереса. При этом такой подход допускает сохранение оси вращения в центре самого объекта исследования, что позволит уменьшить дозу облучения пропорционально уменьшению площади экспонирования в сравнении со случаем полного покрытия объекта.

Для моделирования предлагаемой геометрии томографического сканирования были использованы различные фантомы. Схематичное представление предлагаемого подхода на основе фантома Шеппа-Логана с выделенной областью интереса представлено на рис. 2.

Так как стандартный алгоритм обратного проецирования не обеспечивает реконструкцию объекта из данных, полученных при помощи предлагаемой геометрии сканирования, необходимо было провести его модификацию. Операцию обратного проецирования математически можно описать следующим образом:

$$f_{BP}(x, y) = \int_0^{\pi} p(z \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) d\varphi, \quad (1)$$

где p – это образ Радона функции f_{BP} и φ – это угловой шаг. Однако, геометрически операция обратного проецирования выглядит намного проще, а именно представляет собой растягивание синограммы в обратном направлении вдоль изначальной траектории распространения пучка. Так что для модификации алгоритма обратного проецирования в соответствии с предложенной геометрией сканирования необходимо предварительно рассчитать точную траекторию смещенного пучка в области реконструкции и аппроксимировать в пиксели с полученными координатами значения, содержащиеся в синограмме (рис. 3). Такой подход позволяет уменьшить площадь экспонирования, а также совсем не облучать те части исследуемого объекта, которые не представляют интереса с точки зрения постановки диагноза.

Для расчета траектории смещенного пучка в области реконструкции необходимо исходить из координат источника излучения и детектора в декартовой системе координат. Общие детали математической интерпретации задачи, а также подход к её программной реализации представлены в [7]. Важным моментом при расчётах является точное значение величины

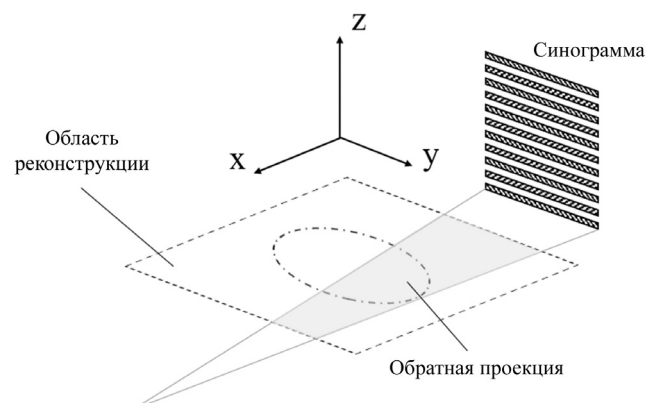


Рис. 3. Проецирование строки синограммы в обратном направлении вдоль смещенной траектории распространения излучения

смещения, т.к. эта величина и определяет новые положения источника излучения и детектора, которые задаются изначально. Расчёт координат источника и детектора достаточно прост, необходимо лишь применить тригонометрические соотношения, а также рассматривать геометрию сканирования в полярной системе координат, а затем осуществлять перевод полученных координат в декартову систему.

Для верификации работоспособности предложенного подхода в соответствии с представленным описанием было проведено компьютерное моделирование, результаты которого представлены в следующем разделе.

Результаты

Для верификации работоспособности модифицированного алгоритма обратного проецирования была смоделирована предложенная геометрия томографического сканирования. Моделирование производилось на основе метода, в соответствии с которым рассматриваемый пучок рентгеновского излучения разбивается на отдельные лучи [8]. Значения пикселей, лежащих на траекториях этих лучей, суммируются отдельно для каждого луча, в результате чего получается строка синограммы (рис. 4). Итерация повторяется для каждого угла поворота.

На рис. 5 представлены два изображения. Слева – синограмма, которая была получена в результате компьютерного моделирования томографического эксперимента, сбор данных в котором производился стандартным методом, когда неколлимированный пучок полностью покрывает объект. Справа – реконструкция исходного фантома, полученная при помощи стандартных средств соответствующей библиотеки MATLAB [9]. Соответствие реконструированного изображения его исходному фантому показывает достоверность работы инструмента, применявшегося для моделирования.

На рис. 6 представлен следующий этап моделирования, когда угол раскрытия пучка был уменьшен в 2 раза, что соответственно привело к уменьшению площади экспонирования. В центре рисунка расположена усеченная синограмма, из которой было реконструировано изображение, представленное справа. В данном случае диапазон вращения составил 360° , а угловой шаг – $0,3^\circ$. Подобная конфигурация системы даже при неполном покрытии с

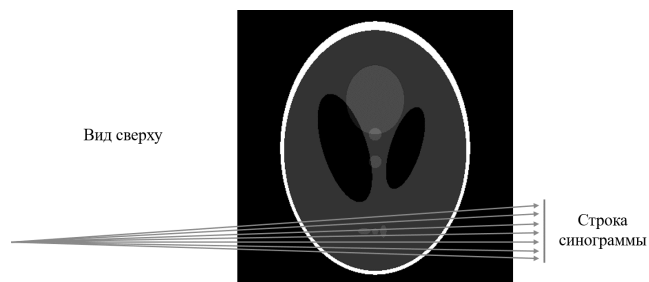


Рис. 4. Схематичное представление модели пучка рентгеновского излучения

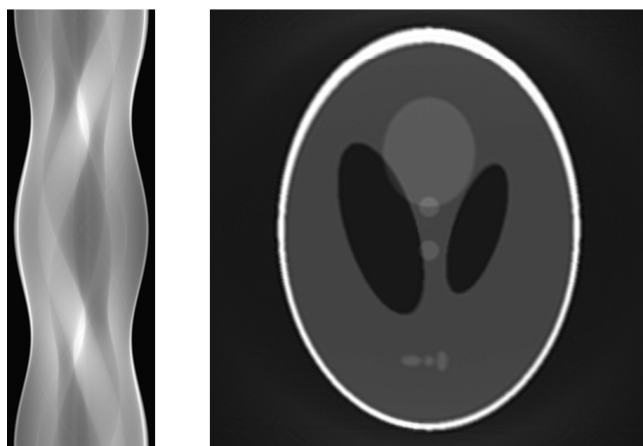


Рис. 5. Результаты моделирования

учетом применения модифицированного алгоритма обратного проецирования обеспечивает качественную реконструкцию исходного изображения.

В данном случае не рассматривается проблема ограниченного угла зрения, так как необходимый минимальный набор исходных данных, получаемый при полном покрытии на угловом диапазоне 180° , можно набрать при половинном покрытии на диапазоне в 360° . На рис. 7 схематично показано соответствие между областями полной и усеченной синограммы. Таким образом, предлагаемая геометрия не ограничивает угол зрения, а лишь меняет способ сбора необходимых для реконструкции данных.

Для оценки качества реконструированного изображения приведем его горизонтальный профиль и сравним его с горизонтальным профилем исходного изображения (рис. 8).

Теперь предположим, что областью интереса является только нижняя половина фантома, которая находится в зоне экспонирования.

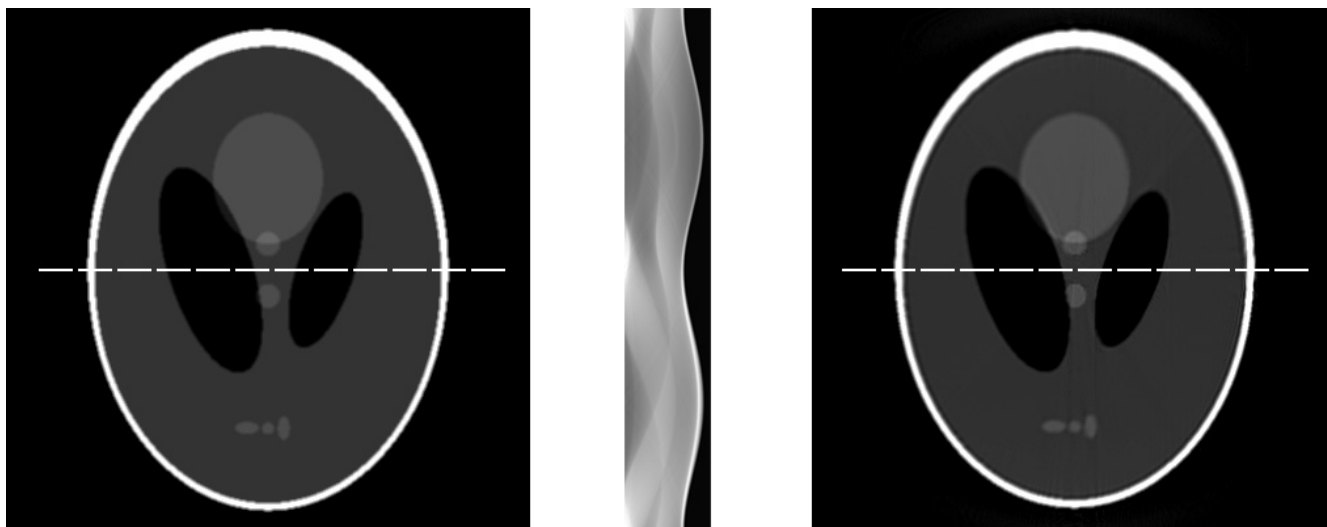


Рис. 6. Слева: исходный фантом и схема экспонирования; в центре: усеченная синограмма, полученная в результате смещения системы; справа: реконструированное изображение

В этом случае можно применить аналогичную схему сканирования с отличием лишь в том, что диапазон вращения пучка составит 180° . Именно столько нужно, чтобы интересующая область объекта вышла из зоны покрытия пучка. Результаты моделирования и реконструк-

ция нижней половины исходного фантома представлены на рис. 9.

Для оценки качества реконструированного изображения аналогичным образом приведем его горизонтальный профиль и сравним его с горизонтальным профилем исходного изображения (рис. 10).

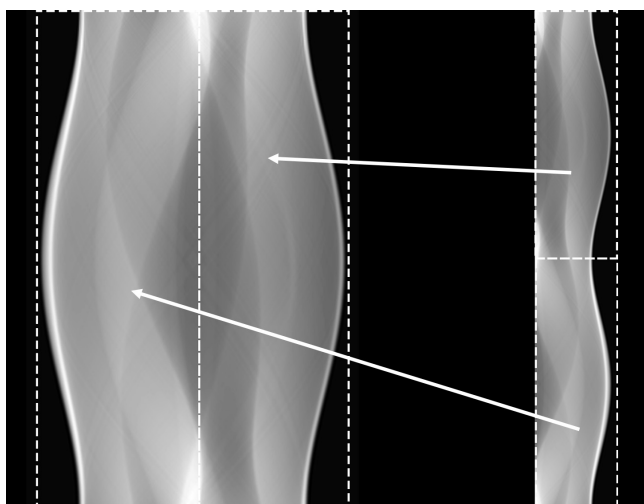


Рис. 7. Верхняя половина усеченной синограммы соответствует правой части полной, и нижняя часть усеченной синограммы есть отраженная по горизонтали левая половина полной синограммы

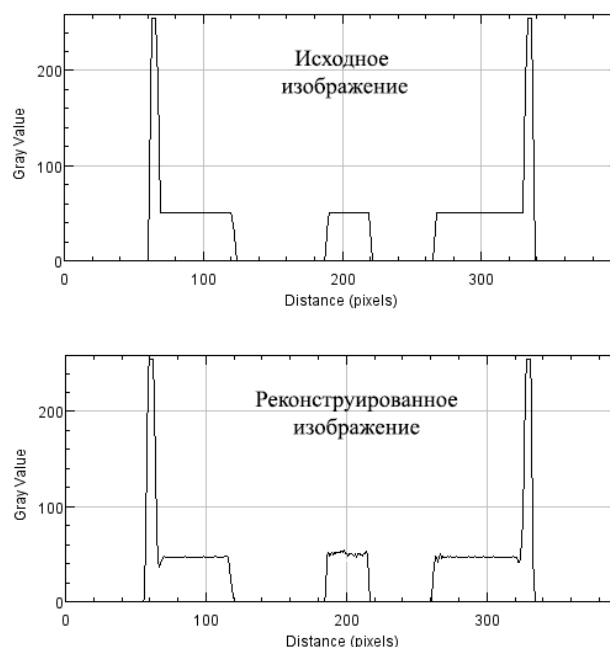


Рис. 8. Горизонтальные профили исходного и реконструированного изображения, взятые по линиям, представленным на рис. 6

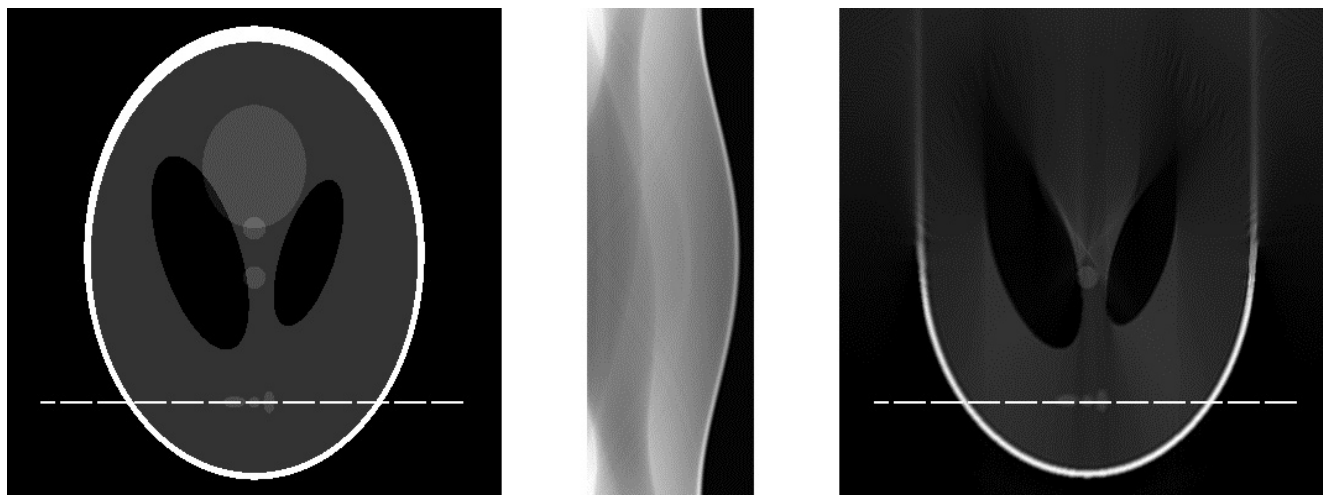


Рис. 9. Слева: исходный фантом и схема экспонирования; в центре: усеченная синограмма, полученная в результате смещения системы; справа: реконструированная часть фантома

Обсуждение

При моделировании предлагаемой геометрии томографического сканирования уровень дозы облучения оценивался пропорционально площади экспонирования. Известно, что для оценки поглощенных доз в органах и тканях и эффективных доз при КТ используются две величины: CTDI и DLP. CTDI (Computed

Tomography Dose Index, компьютерно-томографический индекс дозы) – это интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине пучка. Величина CTDI определяется техническими особенностями сканера и параметрами протокола КТ-исследования. Таким образом, благодаря сокращению ширины пучка можно добиться понижения дозы. Также приведенные горизонтальные профили исходных и реконструированных данных позволяют оценить приемлемое качество полученных изображений.

По сравнению с первым этапом моделирования, где был выбран угол раскрытия пучка таким образом, чтобы обеспечить полное покрытие, на последующих этапах ширина пучка была сокращена в 2 раза для реконструкций, представленных на рис. 6 и 8. Соответственно можно сделать вывод о том, что эффективная доза уменьшилась пропорционально [10]. При моделировании были использованы следующие параметры: угол раскрытия пучка 1,2° и 0,6°, разрешение детектора 100 мкм, расстояние от источника до центра вращения 1000 мм, расстояние от источника до детектора 1800 мм, угловой шаг 0,3°, диапазон углового поворота 180/360°.

Заключение

Возможность уменьшения дозы облучения пациента при рентгеновском томографическом исследовании путём применения модифицированного алгоритма обратного проеци-

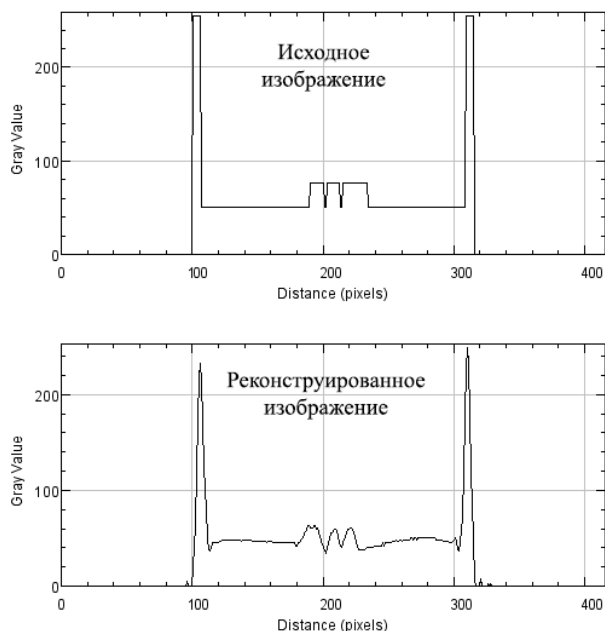


Рис. 10. Горизонтальные профили исходного и реконструированного изображения, взятые по линиям, представленным на рис. 8

рования подтверждается результатами компьютерного моделирования. Следующим этапом работы станет проверка работоспособности предложенного подхода экспериментальным путём на физических фантомах с определением дозы облучения при полном покрытии и при коллимированном пучке.

Уменьшение дозы облучения пациента является одной из самых актуальных задач в медицинской диагностике. Процесс лечения многих заболеваний требует отслеживания состояния пациента на каждом его этапе. Учёным следует обратить внимание не только на аппаратное решение данной проблемы, но также и на совершенствование программного обеспечения. Только комплексный подход к проблеме уменьшения дозы облучения пациента способен обеспечить её решение.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Государственного задания "Наука" в рамках научного проекта №11.3683.2017/ПЧ.

Список литературы

1. Маткевич Е.И. Сравнительная оценка лучевой нагрузки на пациентов при компьютерной томографии различных анатомических зон, автореф. дис. канд. мед. наук. – Москва.
2. Репин В.С., Барышков Н.К., Братилова А.А. и соавт. Дозы облучения населения Российской Федерации в 2013 году. Информационный сборник. – Санкт-Петербург: 2014. 60.
3. Барковский, А.Н. Барышков Н.И., Кормановская Т.А. и соавт. Дозы облучения населения Российской Федерации в 1999–2012 годах: Серия справочников. – Санкт-Петербург, 2000–2013.
4. Балонов М.И., Голиков В.Ю., Звонова И.А. и соавт. Современные уровни медицинского облучения в России // Радиационная гигиена. 2015. Т. 8. № 3. С. 67–79.
5. Kak A.C., Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging. – SIAM. Philadelphia. 2001.
6. Herman G.T. Fundamentals of Computerized Tomography. – Springer Publishing Company. New York. 2009.
7. Ozdiev A.K. Kryuchkov Y.Y. Implementing a back-projection tomographic reconstruction algorithm using a fan-shaped beam // Russ. J. Nondestruct. Testing. 2017. Vol. 53. № 5. P. 387–392.
8. Freud N., et al. Fast and robust ray casting algorithms for virtual X-ray imaging // Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. 2006. Vol. 248. № 1. P. 175–180.
9. URL: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/iradon.html>.
10. Гвай А.С., Аверьянова Л.А. Анализ методик определения дозы облучения в рентгеновской компьютерной томографии // Вестник НТУ "ХПИ". 2013. № 39. С. 10–12.

REDUCTION OF X-RAY RADIATION DOSE BY OPTIMIZATION OF TOMOGRAPHIC SCANNING GEOMETRY AND RECONSTRUCTION ALGORITHM

A.H. Ozdiev, Yu. Yu. Kryuchkov
Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

X-Ray tomography is one of widespread methods for medical diagnostics. Modern medical tomographic setups have lots of advantages: high resolution, high level of reproducibility, simplicity of utilization etc. There is certain amount of improvements still can be applied. One of the most significant challenges is reducing of the radiation dose. Analyzing of complex structures requires much time of measurements, the dose increases with time. We propose optimized filtered backprojection algorithm as the solution for the reduction of high radiation dose.

Key words: X-Ray tomography, medical imaging, radiation dose, reconstruction algorithm

E-mail: ozdiev@tpu.ru