

ГОСТ Р МЭК 60601-2-28, а также ГОСТ Р МЭК 60601-1-1. Областью распространения рассматриваемого стандарта являются рентгеновские аппараты для рентгенографии и рентгеноскопии за исключением следующих областей применения:

- аппараты для костной и тканевой денситометрии;
- компьютерная томография;
- маммография;
- стоматологические аппараты;
- радиотерапевтические симуляторы;
- аппараты для интервенционных процедур.

Для вышеперечисленных применений существуют отдельные соответствующие стандарты МЭК серии IEC 60601-1, которые также должны быть гармонизированы и утверждены как российские национальные стандарты.

Стандарт IEC 60601-2-54 содержит целый ряд новых специфических требований, которым не в полной мере соответствует существующая серийно выпускаемая отечественная и некоторая зарубежная рентгеновская аппаратура.

Эти требования касаются в основном радиационной защиты пациента и персонала, а также доступных для оператора одновременных индикаций текущих «опорных значений мощности воздушной кермы» при рентгенографии и рентгеноскопии (мГр/мин), при рентгеноскопии накопленного «опорного значения воздушной кермы» при рентгенографии и рентгеноскопии (мГр). Кроме того, рентгеновский аппарат для непрямой рентгеноскопии и для серийной цифровой рентгенографии должен иметь индикацию величины произведения дозы на площадь (мкГр·м²), которая может быть измерена или вычислена. Эту индикацию не требуется размещать на рабочем месте оператора.

Среди других специфических требований следует упомянуть требования к блокировке пучка рентгеновского излучения при рентгеноскопии в случае, если поле рентгеновского излучения выходит за пределы эффективной поверхности приемника изображения свыше допустимых пределов (сумма расхождений не должна превышать 4 % от фокусного расстояния).

Потребности отечественного здравоохранения в данных изделиях и технико-экономические обстоятельства послужили основанием для разработчиков отечественного варианта стандарта IEC 60601-2-54 сделать оговорку о применении вышеуказанных и нескольких других подобных требований только для вновь разработанных рентгеновских аппаратов. Между тем, мы настоятельно рекомендуем разработчикам и изготовителям отечественной рентгеновской аппаратуры для рентгеноскопии и рентгенографии ознакомиться со стандартом ГОСТ Р 50267.2.54-2013 с тем, чтобы в максимально возможной степени своевременно учесть и внедрить его требования.

*Николай Николаевич Блинов,
д-р тех. наук, профессор,
зав. лабораторией,
Эдаурд Болеславович Козловский,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Олег Валентинович Романов,
канд. биолог. наук, зам. генерального директора,
председатель ТК 411,
ФГБУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
г. Москва,
e-mail: ot-del-22@mail.ru*

С.Н. Гуржиев, В.П. Новиков, С.Н. Соколов

Томосинтез на флюорографическом цифровом аппарате «Флюоро-ПроГраф-РП»

Аннотация

В статье оцениваются перспективы оснащения аппаратов «Флюоро-ПроГраф-РП» функцией томосинтеза, формулируются необходимые технические условия, при которых можно реализовать практическое применение этой функции, и приводятся результаты экспериментальной проверки выполнимости данных условий. В частности, изложены и обсуждаются калибровочные измерения фактических положений фокусного пятна рентгеновского излучателя, измерения оптических искажений до и после устранения дисторсий и тесты процедур подавления части артефактов, связанных с ограниченностью углов проектирования, и процедур устранения краевых искажений при синтезе томограмм из неполных проекций, содержащих только часть крупного объекта. На основании реализованных тестов делаются выводы в пользу того, что возможности аппаратов «Флюоро-ПроГраф-РП» могут быть расширены добавлением опции томосинтеза.

В предыдущих работах [1], [2] была показана возможность создания аппаратно-программных средств, позволяющих реализовать на стандартном аппарате «ПроГраф-7000» функции томосинтеза. Данная работа является продолжением цикла работ, направленных на развитие методического и теоретического аспектов томосинтеза в применении к двухштативному флюорографическому цифровому аппарату «Флюоро-ПроГраф-РП». В нем детектор и рентгеновский излучатель расположены на разных штативах и могут перемещаться в вертикальном направлении параллельно друг другу. Такая геомет-

рия движения позволяет выполнять на аппарате стандартную процедуру линейной томографии. Применение томосинтеза является логическим продолжением линейной томографии и значительно расширяет функции данного аппарата.

Использование томосинтеза целесообразно прежде всего тогда, когда математические условия для точного восстановления плотности объекта методами компьютерной томографии (КТ) (изолированность объекта в пространстве и знание проекций при всех углах) не соответствуют реальным возможностям аппарата или обследуе-

мого объекта. Однако все же требуется как можно точнее восстановить плотность объекта из существенно неполных данных, полученных при перемещении системы детектор-излучатель с угловым охватом объекта меньшим, чем π , или с шагом поворота в несколько градусов и более. Примером такой ситуации является задача восстановления плотности части трехмерного объекта, два измерения которого превышают апертуру гентри КТ. Здесь полный угловой охват невозможен, и томосинтез остается единственной возможностью.

Важно отметить, что неполнота наборов данных приводит к плохим результатам томосинтеза в плоскостях, параллельных рентгеновским лучам, а также к появлению в других плоскостях существенно больших артефактов, чем при КТ. Поэтому томосинтез рассматривается не как альтернатива КТ, а как замена обычных рентгеновских снимков значительно лучшими пространственно-селективными изображениями [3], [4].

Томосинтез теоретически можно применить для обработки любой серии рентгеновских снимков объекта под разными углами. Однако реальное использование томосинтеза на рентгеновском аппарате становится полезным только при выполнении нескольких условий:

- параметры аппарата обеспечивают знание положения рентгеновского излучателя (РИ) и элементов детектора в пространстве с точностью до размеров пиксела детектора;
- артефакты создают меньше помех для обнаружения диагностически важных деталей, чем наложение многих слоев объекта на обычном снимке;
- время выполнения процедуры томосинтеза не слишком велико.

В рассматриваемой работе основное внимание сосредоточено на калибровке и геометрической юстировке аппарата, устранении дисторсии, а также на проблемах подавления артефактов и исправлении краевых искажений восстановленных изображений.

Измерения

Измерения проводились на рентгеновском флюорографическом цифровом аппарате «Флюоро-ПроГраф-РП», серийно выпускаемом компаний «Рентгенпром». Аппарат состоит из двух штативов. Первый штатив представляет собой вертикальную стойку с подъемником для камеры рентгеновской цифровой (КРЦ). Второй штатив состоит из вертикальной стойки с подъемником для рентгеновского излучателя (рис. 1).

Кроме того, на подъемниках находятся узлы вращения, позволяющие поворачивать камеру и рентгеновский излучатель на заданный угол в вертикальной плоскости. Диапазон перемещения ПЗС-камеры и РИ в вертикальном направлении составляет около 1150 мм. Угол поворота устройств относительно горизонта составляет $\pm 35^\circ$. Расстояние между двумя стойками выставляется таким образом, чтобы между фокусом источника рентгена и плоскостью детектора было 1200 мм. Для измерений использовалась ПЗС-камера с разрешением 2,5 лин./мм, размером поля 43x43 см и размером пиксела 175 мкм.

Для тестов, в которых исследовалась возможность подавления артефактов, использовался технический фантом, который применялся в наших предыдущих исследованиях [1]. Общее количество проекций в одной серии составляло 30...60 шт. Количество электричества на один снимок – в пределах 5...10 мАс. Напряжение на РИ составляло 70...90 кВ.

Для тестов возможности томосинтеза грудной клетки использовался фантом дозиметрического контроля «CIRS Atom»®, модель 701, в которой посредством только тканеэквивалентных эпоксидных смол моделировалось тело мужчины ростом 173 см и весом 73 кг. (рис. 2). Фантом располагался вертикально перед экраном детектора.



Рис. 1. Рентгеновский флюорографический цифровой аппарат «Флюоро-ПроГраф-РП»

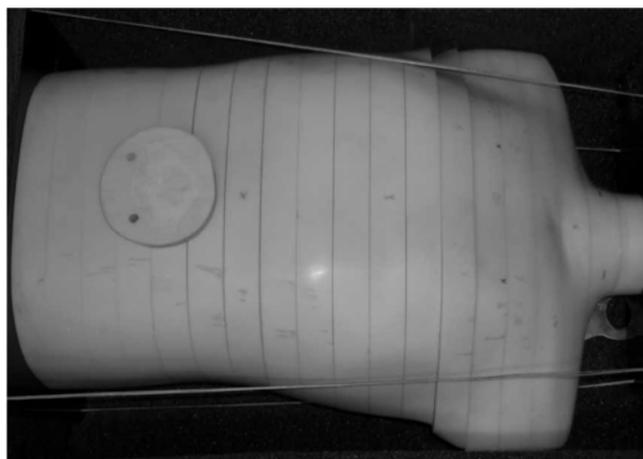


Рис. 2. Фантом дозиметрического контроля «CIRS Atom»®, модель 701

Для калибровок детектора и пространственной геометрии движения РИ были изготовлены специальные точные фантомы.

Калибровка и геометрическая юстировка

Независимо от метода томосинтеза, для получения максимально четких и контрастных синтезированных изображений необходимо для каждой проекции знать пространственное положение пикселей детектора с точностью примерно до 1/3 размера пиксела и положение центра фокусного пятна РИ с точностью от одного до трех размеров пиксела в зависимости от размеров объекта и близости его к детектору. Качество синтезированных изображений зависит также от точности калибровки чувствительности детектора по всему полю экрана. Неточность геометрических данных и амплитудной калибровки, кроме общего размытия изображений, может также снижать эффективность методов подавления ар-

тефактов и искажать форму мелких деталей объекта (превращать точечные вкрапления в «червячки» и т. п.). Поэтому вопросам юстировки и калибровки было уделено значительное внимание и они были выполнены с особой тщательностью.

С целью упрощения эксперимента во всех дальнейших измерениях ПЗС-камера находилась в покое, а перемещался только РИ. Использовалась система координат, привязанная ко входной плоскости детектора. Ось Z располагалась вертикально, ось Y была направлена горизонтально от детектора в сторону РИ, ось X располагалась вертикально, ось Y была направлена горизонтально от детектора в сторону РИ, ось X располагалась параллельно плоскости детектора.

Юстировка стоек по вертикали, контроль движения ПЗС-камеры и РИ во всем диапазоне перемещения осуществлялись с помощью лазерного нивелира. Поскольку фокус рентгеновского излучателя находится внутри кожуха и отстоит от оси вращения на некотором расстоянии, прямыми методами измерить расстояние между фокусом и детектором невозможно. Для вычисления траектории движения РИ относительно детектора был изготовлен специальный фантом и проведена серия измерений для различных положений РИ по вертикали.

Процедура пространственной калибровки заключалась в следующем. Калибровочный фантом устанавливали между ПЗС-камерой и РИ. Камеру устанавливали в среднее положение по вертикали, и она оставалась в покое во время измерений. Плоскость экрана камеры выставлялась вертикально. РИ опускали по вертикали в нижнее положение и поворачивали на угол так, чтобы максимум излучения попадал в центр экрана. Производили снимок. Затем РИ перемещали в следующее положение по вертикали и процедура повторялась.

Зная геометрические размеры фантома и относительное положение всех его деталей, видимых на проекциях, результаты измерений проекций обрабатывали и для каждой проекции вычисляли пространственное положение фокусного пятна РИ относительно фантома (и жестко связанной с ним входной плоскости детектора). В выбранном методе вычисления положения пятна используют только относительные положения измеряемых на проекциях деталей фантома по отношению друг к другу, поэтому результат совершенно нечувствителен к отклонениям фактических пространственных положений пикселей на экране детектора от их предполагаемых положений.

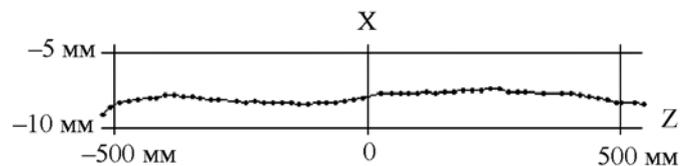


Рис. 3. Смещение фокуса РИ в плоскости ZX как функция высоты Z

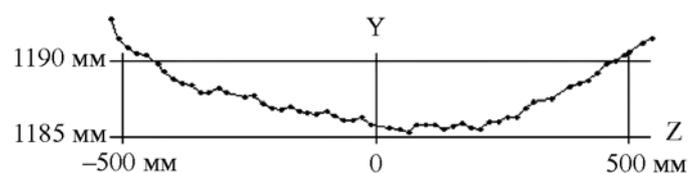


Рис. 4. Смещение фокуса РИ в плоскости ZY как функция высоты Z

Точность положений центра фокусного пятна, измеренная таким способом, оказалась в несколько раз луч-

шей, чем это требуется для томосинтеза, и определялась в основном точностью изготовления и сборки калибровочного фантома. Измерительный эксперимент повторяли в разные дни с различными вариантами монтажа частей фантома, он дал практически совпадающие результаты, что дает основания считать, что в измерениях нет значительных систематических ошибок и (что более важно для применения томосинтеза в реальных условиях) что траектория фокуса, несмотря на ее сложность, стабильно повторяется штатной механикой перемещения РИ.

На рис. 3, 4 представлены графики проекций траектории движения фокусного пятна РИ в плоскостях ZX и ZY.

Кривая на рис. 3 согласуется с измерениями, выполненными с помощью лазерного нивелира. Кривая на рис. 4 является комбинацией циклоиды, соответствующей расстоянию в 50 мм от фокуса до оси поворота РИ, и дополнительных смещений, вносимых механикой подъемника.

Устранение дисторсии оптики ПЗС-камеры

Другим важным препятствием, стоящим на пути точной реконструкции объекта, являются геометрические искажения, возникающие из-за несовершенства оптики ПЗС-камеры. Имеющиеся оптические искажения величиной в 1 % незаметны на глаз и допускаются ГОСТом в медицинской аппаратуре, но делают проекции непригодными для томосинтеза, так как соответствуют искажениям на периферии снимка в десятки пикселей. Искажения приводят к смазыванию синтезированных изображений.

Как показали опыты, наибольший вклад в искажение изображений вносит дисторсия объектива. На первом этапе программная корректировка дисторсии осуществлялась при помощи полиномов третьей-четвертой степени с использованием обычного предположения, что искажения имеют осевую симметрию.

Измерения показали, что полная картина искажений имеет значительную асимметрию. Типичная диаграмма сдвигов на искаженном изображении представлена на рис. 5.

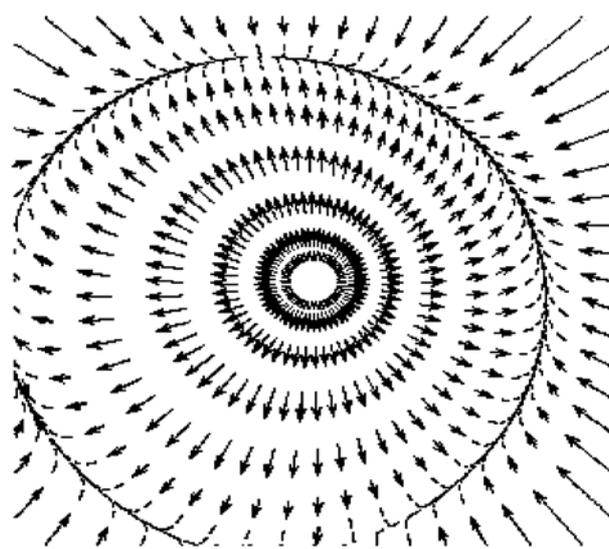


Рис. 5. Пример дисторсии: диаграмма смещений пикселей

Стрелочки указывают на направление сдвига пикселя от его истинного положения, длина стрелочек, черточек и интервалов между ними пропорциональна сдвигам. Размер стрелочек не равен абсолютному сдвигу пикселей и специально увеличен для наглядности.

Для выделения искажений в наиболее чистом виде при вычислении диаграммы сдвиги и повороты изображения в целом были убраны. Видно, что искажения имеют довольно сложный характер и упрощенная корректировка может убрать только часть из них. Хотя это уменьшает дисторсию до величины менее 1 %, но, к сожалению, для целей томосинтеза такая корректировка недостаточна, так как после нее на изображении еще остаются места со сдвигами, достигающими нескольких пикселей. Отказ от приближения осевой симметрии искажений и увеличение двумерного выравнивающего полинома до пятой степени (что приводит к увеличению числа параметров до 42) позволили найти преобразование, которое уменьшает дисторсию в целом до 0,01 % и сокращает максимальную величину остающихся искажений до 250 мк по всему полю детектора.

Для измерения дисторсии был изготовлен специальный фантом, содержащий несколько сотен точек, удобных для автоматического точного измерения положения на рентгеновском изображении. Точность изготовления фантома составляла 50 мк. Контроль взаимного расположения соседних точек на снимках показал, что для большинства точек фантома локальные отклонения от прямой линии не превышают 20 мк, но есть отдельные плохие точки, которые необходимо выбрасывать при вычислении параметров дисторсии.

Сам фантом имеет небольшие искажения, которые идентифицируются как собственные. В наличии собственных искажений фантома легко убедиться, поскольку при повороте фантома вокруг его оси и повторном снимке искажения смещаются вместе с фантомом. Фантомные искажения находятся в более высоком диапазоне пространственных частот и не обеспечивают существенного вклада в вычисляемые параметры дисторсии оптики детектора.

Программное устранение оптической дисторсии в сочетании с точными данными по траектории фокального пятна позволило также найти пространственное положение внутреннего люминофорного слоя экрана по отношению к входной плоскости экрана и измерить небольшой прогиб экрана (~ 1 мм), недоступный для прямых измерений. Эти параметры не влияют на качество изображений при томосинтезе, но косвенным образом указывают на высокую точность процедуры калибровки.

Подавление артефактов и исправление краевых искажений

Одной из проблем реконструкции является наличие артефактов от контрастных объектов небольших размеров. Данные артефакты особенно заметны, если количество используемых при томосинтезе проекций невелико и соответствующие пробелы между спектральными вкладами проекций значительны. Однотипные артефакты располагаются на примерно одинаковом расстоянии друг от друга, имеют хорошую резкость и прекрасно видны на снимке. Они снижают полезность снимка, так как могут затенять важные детали объекта, и отвлекают внимание от менее заметных, но существенных деталей.

Автоматическая идентификация и подавление таких артефактов в случае произвольного сложного объекта и наложения нескольких серий артефактов трудны, но становятся реальными, если в процессе томосинтеза собирать информацию, позволяющую проследить происхождение предполагаемых артефактов. Подобная информа-

ция исключает ошибочную идентификацию как артефакта какой-либо детали изображения, которая случайно похожа на артефакт, но таковым не является. Метод свернутых проекций, примененный для томосинтеза данных с двухштативного аппарата, оказался удобным для получения и использования такой информации без больших дополнительных затрат времени и памяти.

Пример подавления артефактов показан на *рис. 6, 7*. На *рис. 6* светлый квадрат слева (кусочек алюминиевой фольги) покрыт четырьмя перекрывающимися сериями артефактов от медных проволочек, расположенных на других уровнях.

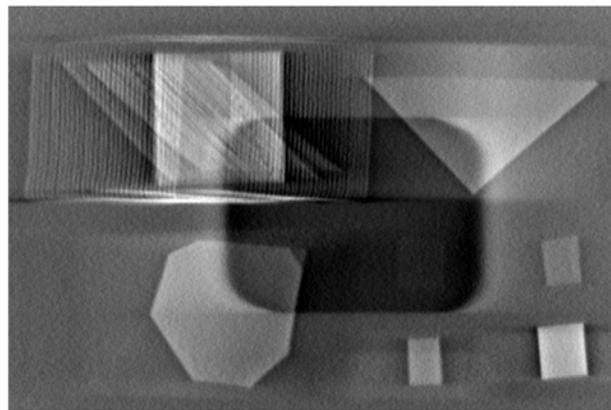


Рис. 6. Восстановление технического фантома без подавления артефактов

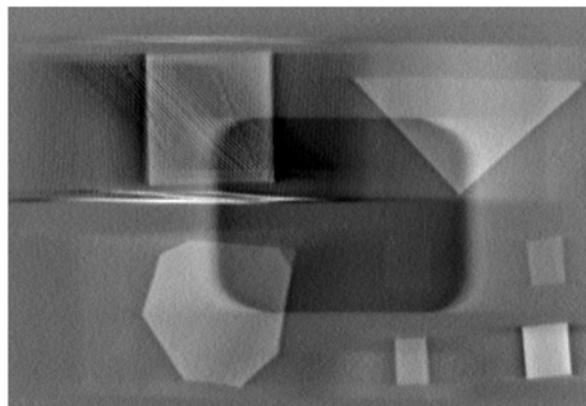


Рис. 7. Восстановление технического фантома с подавлением серийных артефактов

На *рис. 7* эти артефакты подавлены. Алгоритм обнаружения и подавления обсуждаемых артефактов не гарантирует их полного устранения. Но он справляется с наложением серий артефактов, не создает новых помех и не снижает ни четкости, ни контраста остальных деталей изображения.

Подавление артефактов более широкого класса пока остается важной проблемой рентгеновского томосинтеза (и томографии вообще), и работу в этом направлении планируется продолжить.

Другой проблемой, типичной для томосинтеза, является восстановление части крупного объекта с проекциями большими, чем детектор. Эта задача сложна тем, что на краях разных проекций присутствуют разные части объекта, и алгоритмы томосинтеза, предполагающие, что каждая деталь объекта отображена на всех проекциях, обрабатывают эти разные части объекта как разные проекции одной части, что создает на краях изображения искажения, зависящие от метода восстановления и не

связанные прямо с пробелами в спектре восстановленной плотности. В методе томосинтеза, выбранном нами для двухштативного аппарата, эти искажения выглядят как ступенчатое падение плотности объекта.

Яркий пример таких краевых искажений дан на *рис. 8*, где представлен результат томосинтеза для плотности дозиметрического фантома грудной клетки «CIRS Atom»®, модель 701, на плоскости, относительно далеко отстоящей от детектора. При съемке фантом располагался вертикально, вблизи неподвижного детектора, а РИ перемещался вертикально, параллельно оси фантома. Размеры фантома немного меньше размера детектора, но его проекция в конических лучах больше детектора, и в крайних положениях РИ до половины проекции попадало мимо детектора.

Проблема краевых искажений усугубляется, если плоскость восстановления выбрана не параллельно экрану детектора. Для примера, на *рис. 8* показано восстановленное изображение, выполненное для плоскости, повернутой на 27° вокруг оси Z.

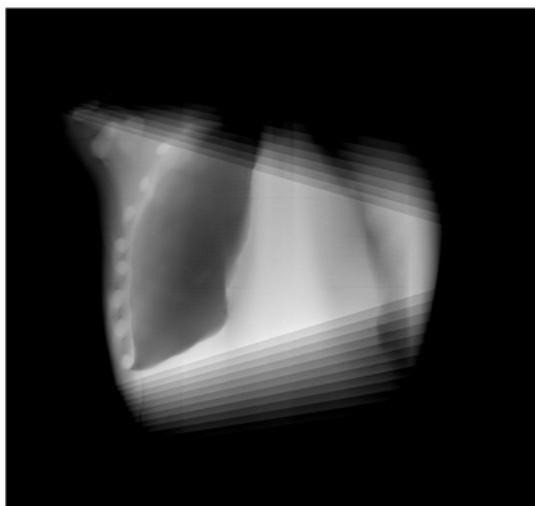


Рис. 8. Восстановление фантома «CIRS Atom»®, модель 701, с краевыми искажениями

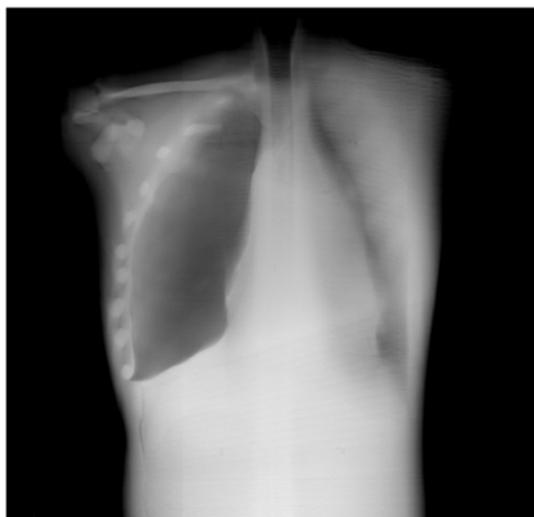


Рис. 9. Восстановление фантома «CIRS», модель 701, с исправлением краевых искажений

Более половины площади изображения покрыто краевыми искажениями и неискаженная область имеет форму трапеции. Алгоритм подавления артефактов, описанный выше, позволяет в значительной мере устранить краевые искажения и расширить пригодную для использования часть изображения (*рис. 9*).

Выводы

Флюорографический цифровой аппарат «Флюоро-ПроГраф-РП» может быть оснащен томографической функцией при условии калибровки его оптики и геометрии движения РИ и детектора. Предложенные процедуры калибровки с помощью калибровочных фантомов позволяют устранить дисторсию оптики детектора и найти траекторию движения РИ относительно детектора с точностью, достаточной для реконструкции изображений с предельной четкостью, теоретически достижимой при данных размерах пикселей и фокусного пятна РИ.

Процедуры калибровки могут производиться полностью автоматически и быть включены в технологическую цепочку сборки и юстировки аппарата. Программы томосинтеза, подавления артефактов и устранения краевых искажений, испытанные на данных с двухштативного аппарата, достаточно эффективны и вычисляют десятки полномасштабных сечений объекта за несколько минут.

Дополнительного изучения требуют вопросы сокращения времени, необходимого для съемки серии проекций, и фиксации пациента во время съемки.

Список литературы:

1. Гуржиев С.Н., Новиков В.П., Соколов С.Н. Оценка возможностей томосинтеза на рентгенографическом аппарате «Програф-7000» // Медицинская техника. 2011. № 6. С. 34-40.
2. Гуржиев С.Н., Новиков В.П., Соколов С.Н. Томосинтез фантома головы человека на аппарате «Програф-7000» // Медицинская техника. 2012. № 1. С. 12-17.
3. Dobbins III J.T., McAdams H.P., Song J.-W., Li C.M., Godfrey D.J., DeLong D.M., Paik S.-H., Martinez-Jimenez S. Digital tomosynthesis of the chest for lung nodule detection: Interim sensitivity results from an ongoing NIH-sponsored trial // Med. Phys. 2008. Vol. 35. PP. 2554-2557.
4. Dobbins III J.T. Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads // Med. Phys. 2009. Vol. 36. PP. 1956-1967.

Сергей Николаевич Гуржиев,
канд. физ.-мат. наук,
исполнительный директор,
Владимир Петрович Новиков,
нач. отдела детекторов,
Скифф Николаевич Соколов,
профессор,
гл. специалист по томосинтезу,
ЗАО «Рентгенпром»,
г. Москва,
e-mail: gurzhiev@roentgenprom.ru