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

ОЦЕНКА ВОЗМОЖНОСТЕЙ ТОМОСИНТЕЗА НА РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКОМ АППАРАТЕ «ПРОГРАФ-7000»

Аннотация

Томосинтез является многообещающим инструментом для медицинских исследований. В сравнении с компьютерной томографией томосинтез обладает хорошим разрешеним, невысокой дозой облучения и большей технической доступностью. Однако неполнота углов сканирования приводит к появлению в реконструированном изображении артефактов, которые проявляются в искажении, исчезновении, размытии объектов. Для подавления артефактов необходимы методы реконструкции, которые позволяют учесть неполноту углов и могут использовать дополнительную информацию об объектах восстановления.

В статье описывается алгоритм реконструкции, выполненный методом свернутых проекций и разработанный для ограниченных углов сканирования, представлены реконструированные срезы фантома для углов сканирования 40, 60 и 90°. Для измерений был специально изготовлен фантом, содержащий объекты различного контраста. Анализ полученных данных для различной геометрии и условий сканирования показывает, что метод свернутых проекций позволяет получить восстановленные срезы приемлемого качества и может быть применен на апарате «ПроГраф-7000».

На сегодняшний день число компьютерных томографов (КТ), установленных в клиниках России, во много раз меньше числа используемых рентгеновских аппаратов. Тем не менее качество изображения компьютерного томографа и его специфические особенности зарекомендовали себя настолько, что существует практика направлять пациента на дополнительное обследование на КТ, когда простая проекция недостаточна для уверенной идентификации деталей. Однако у такого подхода есть существенные недостатки: на подобное дополнительное обследование необходимо значительное время, степень детализации снимка на КТ может быть избыточной, при этом пациент несет дополнительную радиационную нагрузку. Следовательно, на рынке рентгеновских аппаратов существует потребность в относительно простых и недорогих установках, позволяющих получить пространственное изображение исследуемого объекта по ограниченному числу рентгенографических проекций.

Именно поэтому в последнее время интенсивно исследуются возможности получения трехмерного рентгеновского изображения с использованием конусного рентгеновского пучка и рентгенографического матричного детектора. Данный метод получил название томосинтеза. Цифровой томосинтез может быть классифицирован как разновидность выполняемого в пределах заданного углового сектора томографического исследования, которое позволяет получить пространственное изображение исследуемой области по цифровым данным проекционных рентгеновских снимков объекта. При этом восстановленное пространственное изображение объекта состоит из наложенных друг на друга срезов. Применяемые алгоритмы восстановления изображения позволяют получать срезы в различных плоскостях. Однако по причине того, что первичные данные получены для заданного углового диапазона, существует зависимость получаемого разрешения от выбранной ориентации срезов в пространстве. Тем не менее пространственное разрешение, получаемое в реконструированных срезах, параллельных плоскости исходных проекционных снимков, зачастую превосходит аналогичное разрешение для КТ. Кроме того, доза, которую получает пациент при томосинтезе, как правило, всего лишь в 2-3 раза больше дозы обычного снимка и значительно меньше дозы от аналогичного исследования на КТ. Эти свойства делают томосинтез привлекательным инструментом в медицинских исследованиях, особенно если функции томосинтеза расширяют возможности стандартных рентгенографических аппаратов.

В статье описывается оригинальный метод реконструкции и делаются предварительные оценки возможности использования аппарата «ПроГраф-7000» в режиме томосинтеза.

Томосинтез

За последнее десятилетие томосинтез стал реальностью, благодаря появлению на медицинском рынке цифровых детекторов, обладающих высокой детектирующей квантовой эффективностью (Detective Quantum Efficiency, или DQE) при достаточно низких дозах облучения.

Важным моментом при рассмотрении томосинтеза является траектория движения рентгеновской трубки и детектора относительно пациента. Из множества известных на сегодняшний день способов перемещения можно выделить три основных.

Первый способ состоит в том, что трубка движется в плоскости, параллельной плоскости детектора, при этом сам детектор может перемещаться в своей плоскости. Параллельный способ перемещения используется, как правило, для томосинтеза брюшной или грудной области [1].

Второй, изоцентрический, способ движения основан на том, что трубка и детектор жестко кре-

пятся на траверсе и вращаются как единое целое вокруг пациента. Изоцентрический способ движения нашел применение для аппаратов на основе С-дуг для исследования черепа и позвоночника [2].

Третий, частично изоцентрический, способ движения является комбинацией первых двух. Трубка движется по окружности, а детектор может двигаться в своей плоскости или находиться в покое. Данный способ нашел широкое применение для томосинтеза молочной железы [3].

Алгоритм реконструкции томоситеза в случае широкоапертурных пучков и ограниченного диапазона углов представляет собой более трудную задачу, чем в случае томографии с 2π-геометрией. Поэтому алгоритмы реконструкции томосинтеза должны быть адаптированы к неполноте набора проекций и способны к подавлению возникающих в этой связи артефактов. Желательно также, чтобы они могли использовать дополнительную информацию об объекте, не содержащуюся в его проекциях.

Главная проблема томосинтеза состоит в присутствии в восстановленных функциях плотности интенсивных «широкоугольных» артефактов, не поддающихся подавлению обычной частотной фильтрацией. Это приводит к тому, что в наблюдаемый срез проникают артефакты от объектов, находящихся далеко за его пределами. Особенно сильные артефакты возникают от высококонтрастных объектов. Следует подчеркнуть, что восстановленные плотности с такими артефактами математически не являются ошибочными, ибо проекции этих плотностей являются правильными, совпадающими с теми проекциями, из которых они найдены. Присутствие «широкоугольных» артефактов просто означает, что из множества разных функций плотностей, имеющих одни и те же проекции, алгоритмом восстановления выбирается не самая удачная функция, содержащая детали, например отрицательные плотности, которые не могут быть у реального физического объекта. В ряде работ были предложены и исследованы алгоритмы реконструкции, позволяющие уменьшить артефакты на восстановленном изображении [4]-[6]. В классических алгоритмах восстановления учет дополнительной информации об объекте, уменьшающий артефакты, сложен, резко увеличивает необходимый объем вычислений и по этой причине редко применяется.

Метод свернутых проекций

В нашей работе использовался метод реконструкции свернутых (folded) проекций, предложенный С.Н. Соколовым [7], который сводит задачу томосинтеза к задаче интерполяции проекций или их спектров. Метод исходно формулируется для проекций в параллельных пучках, однако может быть применен и в случае конических пучков, если угловые положения источников относительно объекта находятся в небольшом угловом интервале или если источники расположены приблизительно в одной плоскости.

Этот метод близок по своей идее к так называемому прямому методу амплитуд Фурье, но отличается тем, что использует периодические свернутые проекции, получаемые из исходных проекций сложением их периодически сдвинутых копий:

$$f(x, y) = \sum_{ij} p(x + il_x, y + jl_y), \qquad (1)$$

где периоды l_x, l_y совпадают с соответствующими размерами выбранного прямоугольного ящика, в котором целиком умещается объект.

Замечательным свойством свернутых проекций (1) является то, что при определенных углах проектирования трехмерных Фурье-гармоник, определяемых в соответствии с частотами n_x, n_y, n_z в ящике, ограничивающем объект, амплитуда Фурье свернутой проекции совпадает с амплитудой Фурье (плотности поглощения) объекта. Вектор V, определяющий такое направление проектирования, должен лежать в плоскости, параллельной плоскостям волновых фронтов выбранной гармоники с частотами n_x, n_y, n_z, или, что то же самое, быть любым вектором, ортогональным к волновому вектору

$$W = (n_x / l_x, n_y / l_y, n_z / l_z),$$

т. е. удовлетворять соотношению

$$V_x W_x + V_y W_y + V_z W_z = 0, \qquad (2)$$

где l_z – высота области, содержащей объект. Для любого такого направления V Фурье-амплитуда d свернутой проекции f и Фурье-амплитуда D плотности объекта равны с точностью до константы c, зависящей от выбора нормировки Фурье-гармоник:

$$d(n_x, n_y) = cD(n_x, n_y, n_z). \qquad (3)$$

Доказательство этого равенства несложно (оно сводится к вычислению интегралов от экспонент), и мы его опустим.

Равенство (3) означает, что амплитуду любой Фурье-гармоники объекта можно найти сразу из его свернутой проекции с подходящим направлением проектирования, без решения каких-либо систем уравнений.

Главная практическая проблема в использовании равенства (3) состоит в том, что отснятых проекций обычно имеется во много раз меньше, чем направлений волновых векторов, соответствующих всем Фурье-гармоникам, амплитуды которых нужно найти, и только для небольшой части амплитуд есть проекции в нужных направлениях.

Если проекций, сделанных в подходящем для данных частот направлении, не имеется, то точное значение нужной амплитуды в принципе невозможно получить каким-либо способом, ибо для неизвестного объекта проекции под разными углами независимы и не связаны никакими уравнениями. Но это значение амплитуды можно найти приближенно с помощью явной или скрытой интерполяции между проекциями. Интерполяция имеет разную форму в различных методах реконструкции, но всегда опирается на априорное предположение о гладкости функции плотности.

Преимущество метода, использующего равенство (3), состоит в том, что нужная в нем интерполяция является явной, одномерной и однократной (в классических методах нужны еще две дополнительные интерполяции при переходе из декартовых координат в полярные и наоборот), и здесь легче использовать дополнительную информацию об объекте (положительность плотности, непрерывность границ между разными деталями объекта и т. д.). Это позволяет уменьшить пробелы в спектре реконструированной плотности, вызванные неполнотой набора проекций, и уменьшить артефакты, связанные с такими пробелами.

Важную роль в проектировании томографов и разработке методов реконструкции играет анализ предполагаемых артефактов в получаемых изображениях [8], [9]. Равенство (3) позволяет сразу, без сложных вычислений и пробных реконструкций, предсказать для любого набора проекций, сделанных в произвольных направлениях, какие пробелы неизбежны (независимо от метода реконструкции) в 3D-спектре Фурье восстановленной плотности и какими будут соответствующие артефакты. Это делает метод свернутых проекций удобной основой для создания других алгоритмов реконструкции, вычислительно-оптимизированных для определенной геометрии прибора.

Как показали подробные симуляции реконструкции аналитического Shepp-Logan фантома головы, метод свернутых проекций (включая его вариант, адаптированный к реалистическому случаю спирального сканирования коническим пучком) в случае полного набора проекций столь же эффективен и точен, как и классические методы, основанные на обращении преобразования Радона, но более толерантен к неполноте и нерегулярности исходных данных, типичных для томосинтеза.

На первом шаге метода свернутых проекций выбираются размеры l_x, l_y, l_z восстанавливаемой области R, после чего проекции в плоскостях, перпендикулярных координатным осям, сворачиваются в соответствии с размерами области R (вычисляется, естественно, только один период проекций). Если исходные проекции были получены на других плоскостях или кривых поверхностях, то они пересчитываются на ту из плоскостей YZ, ZX, XY, где направление проектирования наиболее близко к ортогональному.

На втором шаге делается Фурье-преобразование всех проекций и для каждой гармоники объекта находятся проекции, сделанные в направлениях, наиболее близких к нужному для равенства (1), и амплитуда гармоники объекта вычисляется интерполяцией между амплитудами соответствующих гармоник проекций. Интерполяция может производиться и непосредственно между проекциями до их Фурье-преобразования. Это имеет свои преимущества, но увеличивает объем вычислений и размер требуемой памяти.

На третьем шаге искомая плотность объекта находится обратным Фурье-преобразованием из амплитуд, найденных на предыдущем шаге.

Равенство (3) является точным только для проекций, полученных в параллельных лучах. В реальности рентгеновские изображения получаются в расходящихся (конических) лучах и при применении метода свернутых проекций приходится (как и в большинстве других методов) либо пренебрегать расходимостью лучей, если она невелика, либо преобразовывать исходные данные в проекции в параллельных лучах известными методами ребиннинга и преобразования координат.

Применение таких преобразований в томосинтезе имеет свою специфику. Обычный ребиннинг – отбор со всех проекций пикселов с приблизительно одинаковым направлением на источник – неэффективен в типичном для томосинтезе случае малого числа исходных проекций, ибо таких пикселов для выбранных направлений набирается слишком мало. В методе свернутых проекций достаточен отбор пикселов по критерию приблизительной ортогональности направления на источник к выбранному волновому вектору W. Такой отбор значительно мягче, чем требование параллельности к выбранному вектору, но это редко меняет ситуацию.

В задачах томосинтеза для перехода к параллельным проекциям более адекватно использовать проективное (дробнолинейное) преобразование координат, превращающее прямолинейные лучи, исходящие из одного фокуса, в параллельные лучи или в лучи, исходящие из другого фокуса.

Его можно применить для превращения томографической задачи с проекциями в широко расходящихся конических пучках в задачу с почти параллельными пучками, если источники пучков лучей лежат на приблизительно одинаковом расстоянии от некоторой плоскости Q, проходящей через объект. Тогда существует проективное преобразование, превращающее одновременно все эти пучки в приблизительно параллельные, после чего можно применить любой метод реконструкции для параллельных пучков, в том числе метод свернутых проекций, а найденную плотность потом пересчитать в исходные координаты. Ограниченность перемещения фокуса относительно объекта, типичная для томосинтеза, часто создает условия для применимости такого преобразования.

Практически, при использовании метода свернутых проекций в сочетании с проективным преобразованием достаточно найти направления на источники после проективного преобразования и действовать дальше так, как если бы исходные проекции были параллельными проекциями в этих направлениях. Восстановленные таким образом плотности объекта в плоскостях, параллельных плоскости Q, получаются в новых координатах и отличаются от плотностей в исходных координатах масштабом и нормировкой, зависящими от третьей координаты. В большинстве медицинских применений эти отличия несущественны и пересчет в исходные координаты не нужен.

Метод свернутых проекций эффективен в большом классе практически важных случаев.

Измерения

Измерения проводились на рентгенографическом комплексе «ПроГраф-7000» (*рис. 1*). В качестве детектора использовалась ПЗС-камера на 4000×4000 пикселов с размером активного поля 430×430 мм, применялся люминофорный CsI-экран. Измерения проводились при напряжении на излучателе 70 кВ, токе 100 мА. DQE прибора составляло приблизительно 40...50 %.

Рис. 1. Внешний вид аппарата «ПроГраф-7000»

Для оценки качества алгоритма реконструкции и пригодности рентгеновского аппарата «ПроГраф» для томосинтеза было проведено натурное моделирование с использованием фантома. Фантом состоял из четырех пластин толщиной 20 мм и размером 120×240 мм. В трех пластинах были сделаны пазы размером 100×80×1 мм, внутрь которых были помещены предметы различного размера и конфигурации из алюминиевой фольги толщиной 0,080, 0,200, 0,400, 0,800 мм и медной проволоки диаметром 0,200, 0,500, 0,700 мм. Все свободное пространство в пазах было залито стеарином. В каждой пластине с боковых сторон на различную глубину были просверлены 4 отверстия диаметром 8, 4, 2, 1 мм. Верхняя и нижняя пластины были изготовлены из полиметилметакрилата (ПММА), две средних – из полипропилена. Все четыре пластины были собраны в единую конструкцию при помощи болтовых соединений, расположенных по углам пластин. В третьей пластине было сделано углубление 5 мм прямоугольной формы размерами 30×40 мм со скругленными краями. Общий размер фантома составил 80×120×240 мм (*рис. 2*).

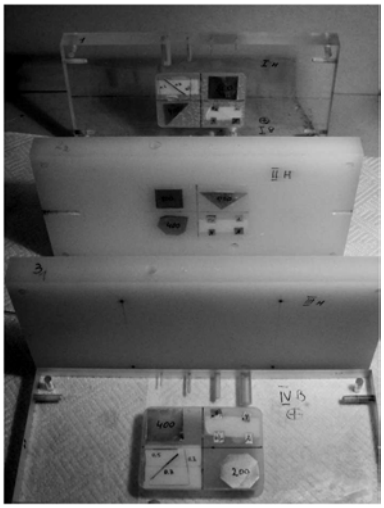


Рис. 2. Фотография четырех пластин фантома перед сборкой

Фантом крепился на специальную подставку и располагался в центре вращения траверсы аппарата. Во время измерений фантом был зафиксирован в пространстве и сориентирован таким образом, что ось его симметрии вдоль стороны 240 мм была совмещена с осью вращения траверсы аппарата. Сторона фантома 240 мм располагалась вдоль оси Z, сторона 120 мм – вдоль оси X, сторона 80 мм – вдоль оси Y (*рис. 3*). Детектор и излучатель аппарата «ПроГраф-7000» вращались вокруг фантома. Измерения проводились для трех диапазонов углов –20...+20, –30...+30, –45...+45°, что соответствовало полным углам сканирования 40, 60 и 90°. Снимки производились через каждые 2° вращения. 40° соответствовал 21 снимок, 60° соответствовал 31 снимок, 90° соответствовали 46 снимков. За нулевой угол принималось положение аппарата, когда излучатель находился в наивысшей верхней точке вращения. Измерения проводились при двух величинах поглощенной дозы на снимок 0,060 и 0,180 мГр. Суммарная поглощенная доза на серию из 21 снимка составила 1,28 и 3,78 мГр, на 31 снимок – 1,4 и 4,2 мГр, на 46 снимков – 2,76 и 8,28 мГр соответственно.

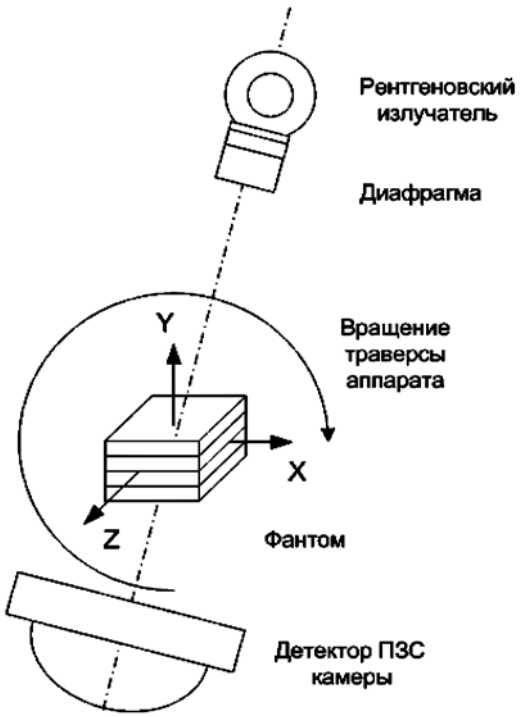


Рис. 3. Схема расположения оборудования

Надо отметить, что изготовленный фантом не предназначался для количественных измерений. Цель измерений состояла в том, чтобы в реальных условиях (при наличии шумов и неточностей позиционирования аппарата), во-первых, протестировать новый алгоритм реконструкции, во-вторых, оценить видимость слабоконтрастных объектов и степень проникновения артефактов от контрастных объектов для различных условий съемки.

Результаты

Размер реконструированного изображения составлял 1000×1000 пикселов в плоскости X-Z и 132 пиксела вдоль оси Y. Размер воксела реконструированного изображения равнялся 0,19×0,19×0,82 мм соответственно.

На *рис. 4* показаны положения сечений фантома, для которых исследовались реконструированные изображения. Сечения 1, 2, 3 проходили через плоскости, в которых располагались малоконтрастные и контрастные объекты. Сечения А и В были смещены на 4 мм в разные стороны относительно сечения 2.

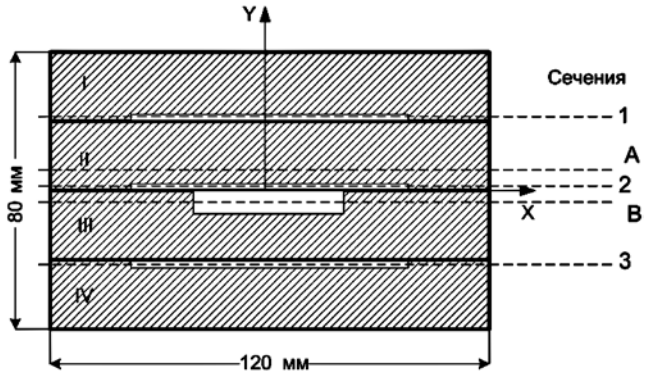


Рис. 4. Расположение сечений фантома

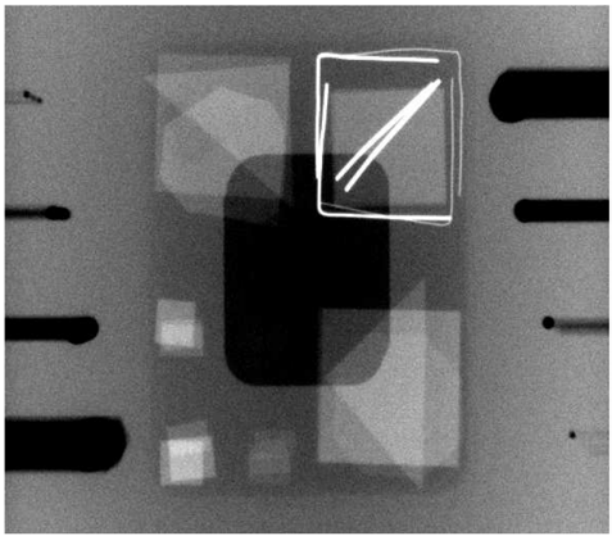


Рис. 5. Снимок проекции фантома под нулевым углом

На *рис. 5* представлен снимок проекции фантома, выполненный под нулевым углом. На снимке в правом верхнем углу отчетливо видны изображения проволочек. Проволочки расположены в сечениях фантома 1 и 3, а проекции от них на снимке наложились одна на другую, поэтому трудно понять, какие проволочки принадлежат какой плоскости. Точно таким же образом перемешались на снимке проекции от объектов из алюминиевой фольги, расположенных в сечениях фантома 1, 2, 3.

На *рис. 6* представлены реконструированные изображения срезов фантома для сечений 1 и 3. Угол сканирования 90°, суммарная поглощенная доза 8,28 мГр. На изображениях хорошо видны малоконтрастные объекты из алюминиевой фольги, расположенные в плоскости среза. Малоконтрастные объекты из других срезов фантома полностью подавляются алгоритмом реконструкции и в данные изображения не попадают. Исключения составляют объекты из медной проволоки, контраст которых более чем на порядок выше, чем у фольги. Объекты из проволоки расположены только в сечениях 1 и 3. Артефакты от объектов из проволоки, расположенных в плоскости 1, проникают в реконструированное изображение, расположенное в сечении 3, и наоборот.

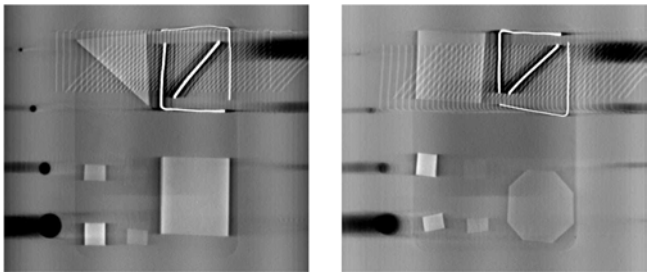


Рис. 6. Реконструированные изображения срезов фантома для сечений 1 и 3, угол сканирования 90°

Анализ реконструированных изображений показал, что уменьшение суммарной поглощенной дозы в три раза, до уровня 2,76 мГр, не приводит к заметной деградации качества изображений срезов фантома.

На *рис. 7* представлены реконструированные изображения срезов фантома для сечения 2. Углы сканирования составляют 40, 60, 90°, суммарные поглощенные дозы – 3,78, 4,2, 8,28 мГр соответственно. На всех трех изображениях наблюдается проникновение артефактов от сильноконтрастных объектов-проволочек, расположенных в сечениях 1 и 3. Кроме того, артефакты от слабоконтрастных объектов из алюминиевой фольги из сечений 1 и 3 также проникают в изображение сечения 2. Особенно большой вклад в артефакты дает фольга малых размеров (*рис. 7а*). С увеличением угла сканирования эффект проникновения артефактов уменьшается. На *рис. 7б* артефакты от фольги из соседних сечений практически полностью исчезают. Кроме того, с увеличением угла сканирования более достоверно видны слабоконтрастные объекты. На *рис. 7в* достаточно отчетливо виден объект из фольги толщиной 0,200 мм.

На *рис. 8а*, *б*, *в* представлены реконструированные изображения срезов фантома для сечения А. Углы сканирования составляют 40, 60, 90°. Сече-

ние А находится на 4 мм выше сечения 2. На *рисунке* можно проследить, как меняется степень проникновения артефактов объектов, расположенных в сечении 2, в реконструированные изображения сечения А.

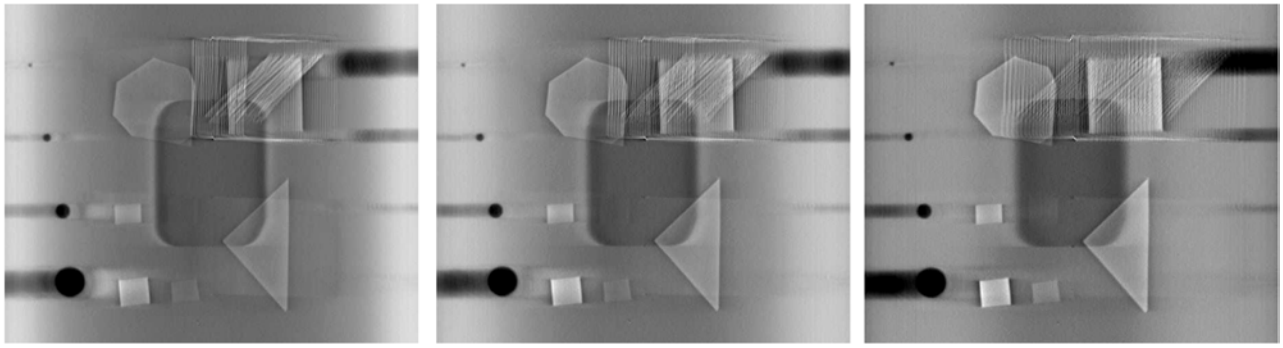
На *рис. 9а*, *б*, *в* представлены реконструированные изображения среза фантома для сечения В. Углы сканирования составляют 40, 60, 90°. Сечение В находится на 4 мм ниже сечения 2. Так же, как и в предыдущем случае, в реконструированном изображении артефакты проникновения объектов из соседних областей уменьшаются с увеличением угла сканирования.

На *рис. 10* представлено реконструированное изображение среза тканеэквивалентного фантома черепа, выполненное в корональной проекции. Полный угол сканирования составлял 100°, снимки проекций проводились через 2°. Для реконструкции был использован 51 снимок. На изображении хорошо видны шейные позвонки у основания черепа. Изображения срезов фантома в сагиттальной и аксиальной плоскостях также информативны, но менее удобны для использования, так как содержат протяженные артефакты и геометрические искажения. Для коррекции искажений в этих плоскостях требуется оптимизация алгоритмов востановления, выполненных иным способом.

Выводы

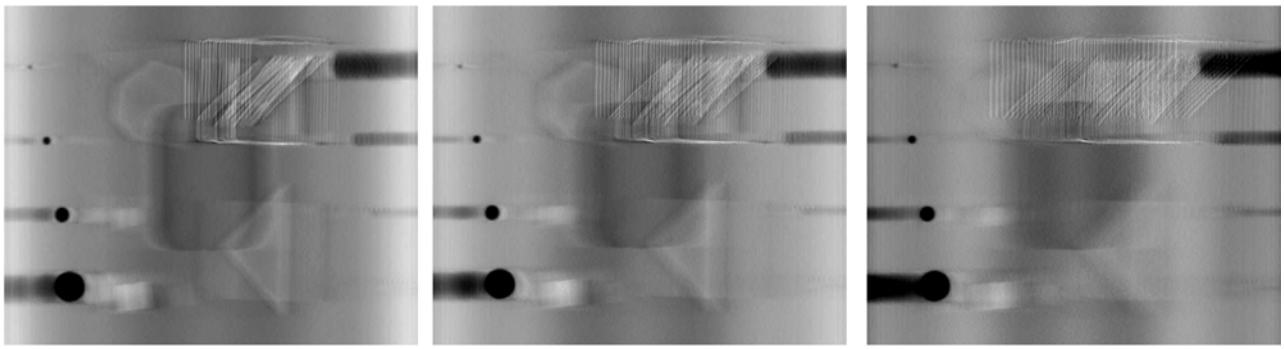
Метод реконструкции свернутых проекций показал хорошие результаты восстановления изображений в реальных условиях, при наличии шумов и неточностей позиционирования аппарата.

Исследования, проведенные на фантоме, позволили оценить величину артефактов в зависимости от угла сканирования, поглощенной дозы и геомет-



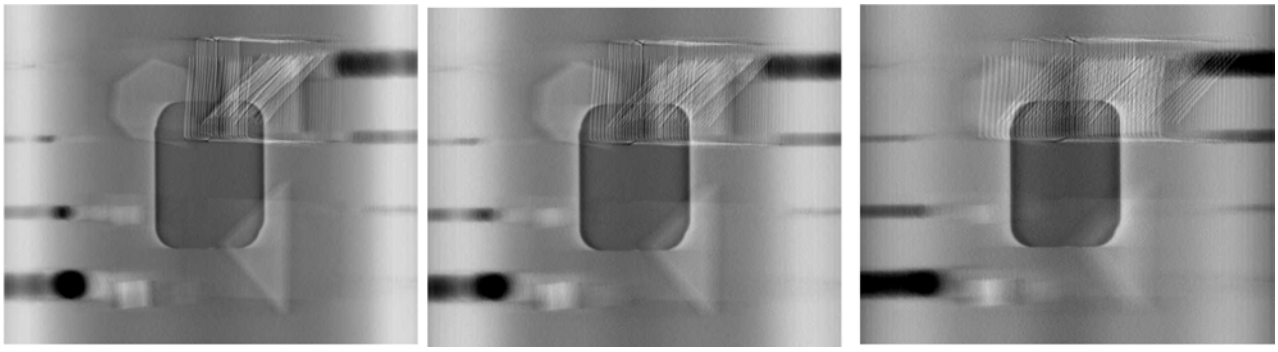
а) б) в)

Рис. 7. Реконструированные изображения срезов фантома для сечения 2; углы сканирования 40 (а), 60 (б), 90˚ (в)



а) б) в)

Рис. 8. Реконструированные изображения срезов фантома для сечения А; углы сканирования 40 (а), 60 (б), 90˚ (в)



а) б) в)

Рис. 9. Реконструированные изображения срезов фантома для сечения В; углы сканирования 40 (а), 60 (б), 90˚ (в)

рии объектов, настроить и оптимизировать алгоритм реконструкции для работы на аппарате «ПроГраф-7000». С увеличением угла сканирования существенно уменьшаются артефакты от объектов, расположенных в других сечениях фантома. Например, для угла сканирования 90° глубина проникновения артефактов от слабоконтрастных объектов составляет около 4 мм.

Реконструкция изображений тканеэквивалентного фантома черепа показала хорошее пространственное разрешение в корональной плоскости. А при достаточно больших углах сканирования имеется потенциальная возможность использования изображений срезов в двух других плоскостях. Но для реализации этого требуется проведение дальнейших исследований.

Результаты проведенной работы показали принципиальную возможность создания аппаратно-программных средств, позволяющих реализовать на стандартном аппарате «ПроГраф-7000» функции томосинтеза.

Рис. 10. Реконструированное изображение среза фантома головы

Список литературы:

1. *McAdams P., Godfrey D.J. and Dobbins III J.T.* Digital tomosynthesis for improved lung nodule detection: Initial clinical experience // RSNA 89th Scientific Assembly, Chicago, IL, 2003.
2. *Daly M.J., Siewerdsen J.H., Moseley D.J., Jaffray D.A., Irish J.C.* Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype // Med. Phys. 2006. 33 (10). PP. 3767-3780.
3. *Wu Tao, Moore R.H., Rafferty E.A. and Kopans D.B.* A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis // Med. Phys. 2004. 31(9). PP. 2636-2647.
4. *Ghosh Roy N., Kruger R.A., Yih B. and Del Rio P.* Selective plane removal in limited angle tomographic imaging // Med. Phys. 1985. 12. PP. 65-70.
5. *Chakraborty P., Yester M.V., Barnes G.T. and Lakshminarayanan A.V.* Self-masking subtraction tomosynthesis // Radiology. 1984. 150. PP. 225-229.
6. *Ruttimann E., Groenhuis R.A.J. and Webber R.L.* Restoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method // IEEE Trans. Med. Imaging. 1984. 3. PP. 141-148.
7. KTH/Nordita/SU SEMINAR IN THEORETICAL PHYSICS on Wednesday 19 May 2010 from 11:00 to 12:00 at FA31 Speaker: Skiff Sokolov (Stockholm) / https://lists.su.se/archive/public/kof-at-fysik.su.se/msg00247.html.
8. *Grangeat P.* Analyse d'un système d'imagerie 3D par reconstruction apartir de radiographies X en géometry conique / Ph.D. thesis, Ecole Nationale Superieure des Telecommunications, Paris, France, 1987. Mathematical framework of cone beam 3D reconstruction via her first derivative of the Radon transform. Mathematical Methods in Tomography. Springer, Oberwolfach, 1990.
9. *Bartolaca S., Noo F., Siewerdsen J., Moseley D., Jaffray D.* A local shift-variant Fourier model and experimental validation of circular cone-beam computed tomography artifacts // Med. Phys. 2009. 36. № 2. PP. 500-512.

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