

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

## ТОМОСИНТЕЗ ФАНТОМА ГОЛОВЫ ЧЕЛОВЕКА НА АППАРАТЕ «ПРОГРАФ-7000»

### Аннотация

В статье дается краткий обзор качества томосинтеза антропоморфного объекта. Приведена реконструкция программно восстановленных срезов из серий исходных снимков, полученных в процессе поворота жестко связанной системы излучатель–цифровой матричный детектор аппарата «ПроГраф®-7000» вокруг неподвижно зафиксированного фантома головы. Для оптимизации параметров и условий проведения томосинтеза две серии исходных снимков были выполнены при одном и том же анодном напряжении, в пределах одного и того же угла, с одним и тем же угловым интервалом. Различие между сериями состоит только в том, что каждый снимок первой серии экспонировался вдвое дольше, чем каждый снимок второй серии. Для максимального расширения диапазона качества восстановленных при томосинтезе слоев (при котором различия в качестве становятся хорошо заметными), кроме серий исходных снимков, полученных экспериментально, были также созданы дополнительные серии, полученные удалением или объединением пикселей исходных снимков.

Принципиальная возможность получения томосинтеза на серийно выпускаемом аппарате «ПроГраф-7000» была изучена на специально изготовленном техническом фантоме [1]. Следующий важный вопрос, на который авторы отвечают приводимыми в данной статье исследованиями, состоит в понимании возможностей осуществления томосинтеза органов и частей тела человека на этом аппарате.

В литературе описывается множество областей применения томосинтеза, среди которых можно отметить ортопедическую визуализацию, исследование суставов и костей. Так, например, авторы статьи [2] исследовали томосинтез в применении к колену, бедру, плечу, руке, ноге, лодыжке, запястью и нашли, что изображения томосинтеза хорошо демонстрируют тонкие трещины и металлические имплантаты, которые было бы трудно визуализировать на компьютерном томографе (КТ). Там же показано примерно в 3 раза более высокое пространственное разрешение изображений томосинтеза кости по сравнению с КТ, с дозой значительно ниже, чем на КТ. В работе [3] было доказано, что томосинтез может быть использован для оценки артрита в ортопедических исследованиях. Было продемонстрировано, что суставные щели в пальцах на изображениях томосинтеза видны более отчетливо, чем на обычных радиографических снимках.

Одной из возможных областей применения томосинтеза является 3D-визуализация головы, выполняемая при хирургической операции головы и шеи человека. Сложность анатомии головы и шеи является серьезной проблемой для хирургических вмешательств, проводимых в непосредственной близости от жизненно важных центров человека с риском возможных осложнений. Большинство существующих систем визуального хирургического контроля обеспечивают трехмерную навигацию за счет использования оптических или электромагнитных приборов слежения. Как правило, они исполь-

зуют информацию исключительно с предоперационных изображений КТ или МРТ и, следовательно, склонны к систематическим ошибкам, так как система не учитывает анатомические деформации во время операции [4], [5]. Существенным продвижением для хирургии головы и шеи является развитие высокопроизводительных систем 3D-визуализации, основанных на томосинтезе [6] и позволяющих проводить прецизионные измерения непосредственно во время операции.



Рис. 1. Положение фантома головы фирмы «Rondo® Phantoms» при получении исходных снимков на установке «ПроГраф®-7000»

Исходными данными для изучения качества томосинтеза объектов, близких по структуре к костям и тканям человека, послужили выполненные на

аппарате «ПроГраф-7000» рентгеновские снимки фантома головы человека, изготовленного фирмой «RONDO® Phantoms», Salem, NY. Схема установки показана на рис. 1.

Фантом в виде слепка человеческой головы выполнен из черепа мужчины (рост 175 см, вес 73,5 кг), наполненного внутри и окруженного снаружи специально разработанными полиуретановыми материалами, имитирующими мягкие ткани, содержащие мышцы и случайно распределенный жир. Полимерные материалы, из которых изготовлен фантом, прочны и не изменяют своих свойств со временем. Фантом состоит из разбираемых слоев толщиной 2,5 см, в которых имеются отверстия для внедрения термолюминесцентных дозиметров для исследования поглощенных доз при облучении головы. Отверстия сделаны в мягких тканях и не затрагивают костей, что важно при томосинтезе для корректной реконструкции изображения.

Для восстановления объемного изображения использовался метод свернутых проекций [7], который сводит задачу томосинтеза к задаче интерполяции проекций или их спектров. Реконструкция выполнена на двух сериях входных данных, полученных на фантоме. Каждая серия состоит из 101 снимка, сделанного при одном и том же анодном напряжении, равном 80 кВ. В первой серии каждый отдельный снимок выполняли при экспозиции 4 мА·с, во второй серии – 8 мА·с. В обеих сериях снимки делались через 1°, при этом полный диапазон угла поворота траверсы в каждой серии составлял 100°.

#### Методические исследования качества томосинтеза

Измерения проводили на рентгенографическом комплексе «ПроГраф-7000» (рис. 1). В качестве детектора использовалась ПЗС-камера, содержащая 3000 x 3000 детектирующих ячеек, регистрирующих сигнал с активного поля 430 x 430 мм, обеспечиваемый CsI-усиливающим экраном. Измерения проводили при напряжении на излучателе 80 кВ и анодном токе 100 мА. Расстояние между фокусным пятном рентгеновской трубки и плоскостью усиливающего экрана (SID) составляло 1417 мм, а расстояние между осью вращения траверсы и плоскостью усиливающего экрана равнялось 725 мм. DQE прибора составляло около 40...50 %.

Во время измерений фантом был зафиксирован в пространстве и установлен таким образом, что ось его симметрии была совмещена с осью вращения траверсы аппарата (ось Z). Ось Y располагалась вертикально, ось X – горизонтально (рис. 1).

Во всех исследованиях количество восстановленных срезов вдоль вертикальной оси Y составило 60. В зависимости от типа исследований размер восстановленных срезов в коронарной плоскости (X-Z) варьировался от 1400 x 1400 до 560 x 560 пикселей, что соответствовало 0,14...0,35 мм/пикс. в плоскости объекта.

Главные методические задачи исследования сводили к выяснению соотношения между выбранным

набором параметров, от которых зависит качество выполнения томосинтеза антропоморфного объекта, оценке аппаратных возможностей осуществления этих характеристик при модернизации серийного аппарата, а также к дальнейшему развитию программного обеспечения для улучшения восстанавливаемых изображений на основе серий получаемых на установке рентгеновских снимков. При анализе качества изображений антропоморфного объекта основное внимание уделялось достоверности реконструкции томограмм без привнесения в них структур, отсутствующих у реального объекта, так называемых артефактов.

Набор оптимизируемых параметров был выбран следующим: суммарная доза рентгенологического исследования, полный угол сканирования (угол поворота траверсы во время исследования), угловой шаг между снимками, количество снимков, размер реконструированных срезов.

#### Вариация дозы

Основная цель работы – изучение качества томосинтеза при вариации различных параметров, влияющих на получение исходных данных и восстановление слоев изображения томосинтеза. Поэтому авторы посчитали возможным не проводить прецизионных количественных измерений поглощенной дозы, а для сравнительных характеристик оперировать только ее эквивалентом – величиной электрического заряда, прошедшего через рентгеновский источник при производстве отдельного снимка, или суммарного электрического заряда,

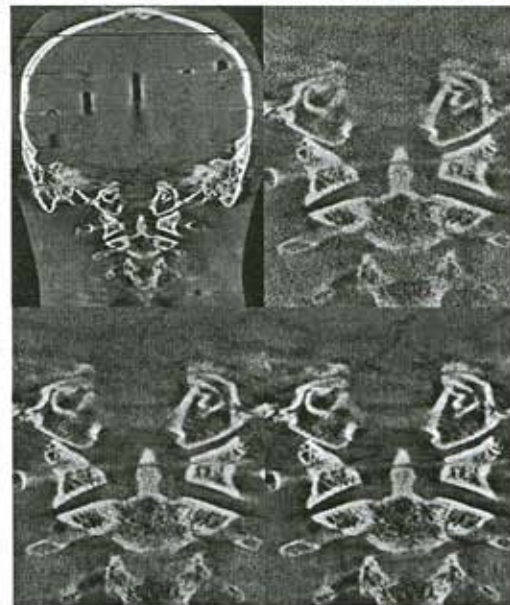


Рис. 2. Приведены результаты исследований, на которых продемонстрировано влияние суммарной дозы томосинтеза на качество восстановленных срезов при прочих равных условиях. Представлен срез 42. Полный угол сканирования 100°, угловой шаг 1°, количество снимков 101, размер реконструированных срезов 934 x 934 пиксела: левый верхний срез – суммарная доза 808 мА·с; правый верхний фрагмент среза – суммарная доза

потраченного на выполнение серии снимков в данном исследовании.

На *рис. 2* приведены результаты исследований, на которых продемонстрировано влияние суммарной дозы томосинтеза на качество восстановленного изображения при прочих равных условиях. Суммарная доза томосинтеза есть произведение количества снимков, участвующих в реконструкции, на среднюю дозу, приходящуюся на каждый снимок.

Для данного типа исследований размер восстановленных срезов составлял 934 x 934 пиксела. В соответствии с этим линейный размер исходных снимков программно уменьшался в 3 раза, что примерно соответствовало размеру реконструированных срезов. Процедура уменьшения размеров снимка позволяла, во-первых, уменьшить время вычислений и, во-вторых, варьировать соотношение сигнал-шум исходных снимков. В случае сложения всех 9 соседних пикселей сигнал увеличивается в 9 раз. Программное изменение размеров снимка является частичным аналогом аппаратного объединения детектирующих ячеек в более крупные, в литературе получившего названия биннинга [8].

В исследованиях использовались наборы из 101 снимка с дозой на один снимок 4 и 8 мА·с, а также 2 дополнительных набора из 101 снимка с дозами соответственно 4/9 и 20/9 мА·с на снимок. Угол сканирования для всех серий составлял 100°. Была проведена реконструкция всех 4-х наборов исходных данных.

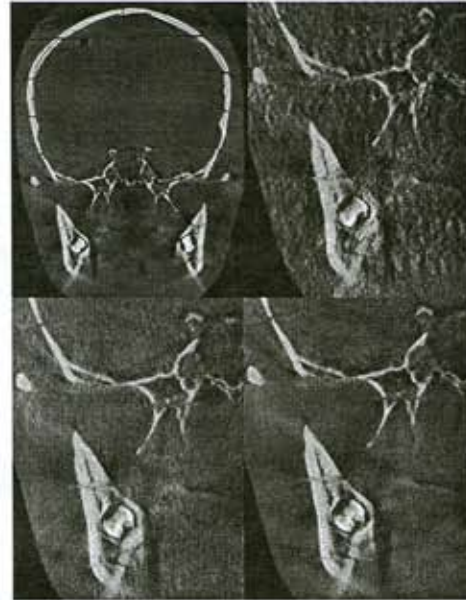
Результаты реконструкции приведены на *рис. 2* для среза 42. В целях улучшения восприятия графической информации на *рисунке* представлен весь срез целиком для серии с дозой 8 мА·с, а для наборов 4/9, 20/9, 4 мА·с в этом срезе выделена характерная область интереса и представлена в увеличенном масштабе.

На *рисунке* явно виден прогресс качества изображения с увеличением суммарной дозы. Это означает, что при фиксированной геометрии качество реконструированных изображений зависит от суммарной дозы так же, как и для обычных снимков. В нашем случае реконструированный срез достигает приемлемого качества при суммарной дозе исследования около 200 мА·с.

### Вариация углового шага

*Рис. 3*, полученный при постоянной полной дозе и различном шаге, показывает, что меньший шаг дает существенно лучшее качество восстановленного изображения, несмотря на уменьшение величины дозы на снимок (т. е. несмотря на соответствующий рост относительного шума на исходных снимках). Амплитуда шума на восстановленном изображении при этом не меняется. Это объясняется тем, что квадрат амплитуды шума на каждой проекции пропорционален полной дозе, распределенной по количеству проекций. Если в процессе томосинтеза использованы все проекции, то квадрат амплитуды реконструированного шума равен

сумме квадратов амплитуд шумов всех отдельных проекций и, следовательно, зависит только от полной дозы и не зависит от ее разбиения по проекциям. Однако высокочастотные артефакты, воспринимаемые как рябь на изображении *рис. 3*, существенно зависят от углового шага между проекциями.



*Рис. 3.* Приведены результаты томосинтеза, выполненного при постоянной суммарной дозе, одинаковом полном угле сканирования, но различном количестве снимков и угловом шаге между снимками. Представлен срез 24. Полный угол сканирования 96°, размер реконструированных срезов 934 x 934 пиксела: левый верхний срез – суммарная доза 808 мА·с, количество снимков 101, угловой шаг 1°; правый верхний фрагмент среза – суммарная доза 43 мА·с, количество снимков 24, угловой шаг 4°; левый нижний фрагмент среза – суммарная доза 43 мА·с, количество снимков 48, угловой шаг 2°; правый нижний фрагмент среза – суммарная доза 43 мА·с, количество снимков 96, угловой шаг 1°

### Наращивание количества данных в пределах одного угла

На *рис. 4* приведены результаты исследования, в котором выяснялось влияние на качество изображений томосинтеза количества исходных снимков, выполняемых в пределах одного и того же угла сканирования. Для этого из набора в 101 снимок (в каждом из которых на экспозицию отводилось около 4 мА·с) были дополнительно отобраны наборы в 51 и 25 снимков. В результате получилось три набора снимков, выполненных в пределах угла 100° с интервалами углов в 1, 2 и 4°. Дополнительно для сравнения также использован набор из 101 снимка, сделанного с интервалом в 1° с экспозицией в 8 мА·с на каждый снимок. По всем описанным наборам в плоскости X-Z выполнен томосинтез 60 срезов фантома головы. На *рис. 4* представлены

результаты томосинтеза – томограммы для среза 31 для всех четырех наборов исходных данных. Все томограммы получены для одного и того же разрешения  $934 \times 934$  пикселей, однако томограммы, полученные из наборов данных, в которых каждый снимок выполнялся с экспозицией 4 мА·с, приведены на рисунке в увеличенном масштабе.

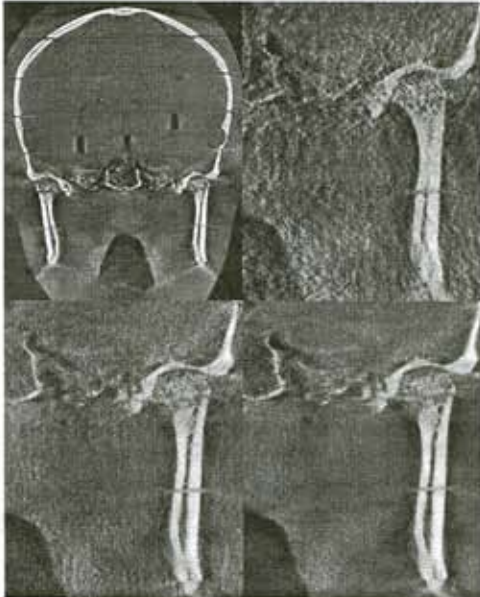


Рис. 4. Приведены результаты томосинтеза, выполненного при одинаковом полном угле сканирования, одинаковой дозе на снимок 4 мА·с, но различном количестве снимков и угловом шаге между снимками. Представлен срез 31. Полный угол сканирования  $100^\circ$ , размер реконструированных срезов  $934 \times 934$  пиксела: левый верхний срез – суммарная доза 808 мА·с, количество снимков 101, угловой шаг  $1^\circ$ ; правый верхний фрагмент среза – суммарная доза 100 мА·с, количество снимков 25, угловой шаг  $4^\circ$ ; левый нижний фрагмент среза – суммарная доза 204 мА·с, количество снимков 51, угловой шаг  $2^\circ$ ; правый нижний фрагмент среза – суммарная доза 404 мА·с, количество снимков 101, угловой шаг  $1^\circ$

Приведенные на рис. 4 результаты томосинтеза свидетельствуют, что при одновременном увеличении количества снимков и росте суммарной дозы качество реконструкции быстро стремится к предельно возможному.

#### Вариации размеров и биннинга

Размер исходных проекций «ПроГрафа» в несколько раз превышает обычно требуемый размер реконструируемых срезов объекта, поэтому при уменьшении изображения используется биннинг (суммирование соседних пикселей). Суммирование пикселей предпочтительно выполнять на аппаратном уровне, что позволяет сократить время ввода данных в компьютер и улучшить соотношение сигнал-шум входных данных. Степень сжатия входных снимков зависит от желаемого размера и разрешения реконструированных изображений. Очевидно, что чем больше биннинг входных снимков, тем

меньше дозовая нагрузка на пациента, но, с другой стороны, при этом теряется часть информации и усиливаются шумы, порождаемые дискретностью промежуточных изображений, преобразуемых при томосинтезе. На рис. 5 представлены изображения среза, выполненные при различных значениях биннинга снимков. Размер реконструированных изображений выбирался равным размеру входных снимков, прошедших биннинг. Из рисунка видно, что разрешение изображения для биннинга  $2 \times 2$  ( $1400 \times 1400$  пикселей) немного выше, чем для изображения с биннингом  $5 \times 5$  ( $560 \times 560$  пикселей). Но в то же время шумы первого изображения превышают шумы второго изображения. Таким образом, степень биннинга является компромиссом между желаемым разрешением реконструкции и суммарной дозой, получаемой пациентом.

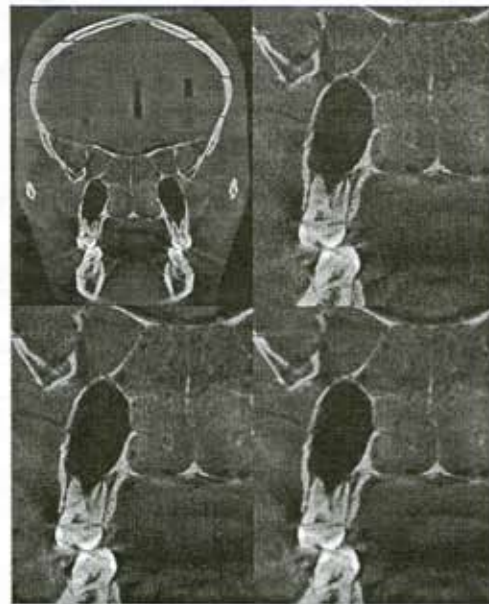


Рис. 5. Приведены результаты томосинтеза, выполненного при различном размере реконструированных срезов. Представлен срез 16. Количество снимков 101, полный угол сканирования  $100^\circ$ , угловой шаг  $1^\circ$ : левый верхний срез – суммарная доза 808 мА·с, размер среза  $934 \times 934$  пиксела; правый верхний фрагмент среза – суммарная доза 404 мА·с, размер среза  $1400 \times 1400$  пиксела; левый нижний фрагмент среза – суммарная доза 404 мА·с, размер среза  $934 \times 934$  пиксел; правый нижний фрагмент среза – суммарная доза 404 мА·с, размер среза  $560 \times 560$  пикселей

#### Вариация углового диапазона

Рис. 6 иллюстрирует зависимость качества томограммы от угла сканирования при одинаковой суммарной дозе и одинаковом количестве снимков. В данном примере большой угол сканирования  $100^\circ$  дает более достоверную информацию реконструированного среза по сравнению с углом сканирования  $50^\circ$ . Это выражается в присутствии на изображении деталей фантома, которые отсутствуют или сильно искажены в реконструкции для малого угла сканирования. В то же время угловой шаг  $2^\circ$  между

снимками для угла сканирования  $100^\circ$  вносит в реконструированный срез больше артефактов (рябь на изображении), чем  $1^\circ$  для угла сканирования  $50^\circ$ . По этой причине снимок для малого угла сканирования чисто визуально смотрится лучше, чем для большого угла сканирования.

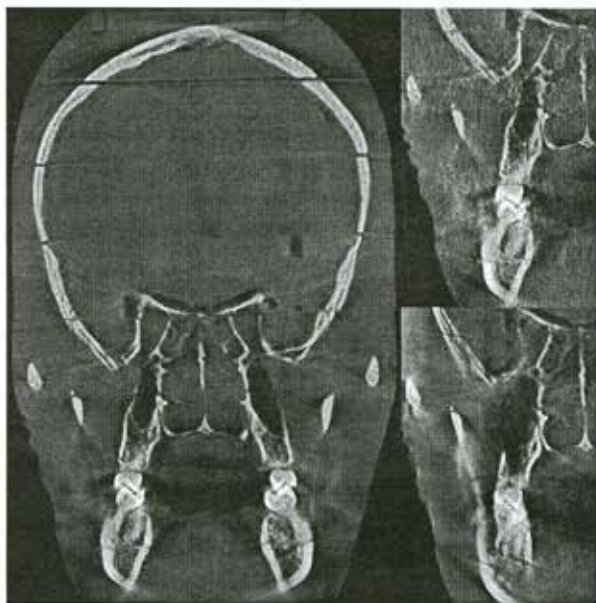


Рис. 6. Зависимость качества реконструированных срезов от величины полного угла сканирования при одинаковой суммарной дозе и одинаковом количестве снимков. Представлен срез 18. Размер реконструированных срезов  $934 \times 934$  пиксела: левый срез – суммарная доза  $808 \text{ мА}\cdot\text{с}$ , полный угол сканирования  $100^\circ$ , количество снимков 101, угловой шаг  $1^\circ$ ; правый верхний фрагмент среза – суммарная доза  $204 \text{ мА}\cdot\text{с}$ , полный угол сканирования  $100^\circ$ , количество снимков 51, угловой шаг  $2^\circ$ ; правый нижний фрагмент среза – суммарная доза  $204 \text{ мА}\cdot\text{с}$ , полный угол сканирования  $50^\circ$ , количество снимков 51, угловой шаг  $1^\circ$

## Обсуждение

Процедура томосинтеза – это многопараметрический процесс, состоящий из рентгеновского цифрового сканирования объекта и основанный на математическом алгоритме его 3-мерного восстановления с целью получения наивысшего качества реконструированного изображения при минимизации суммарной дозы, получаемой пациентом, времени сканирования, и, желательно, углов сканирования.

Можно предположить, что зависимость качества результатов томосинтеза от угловых интервалов между проекциями и других параметров исходных данных должна быть в общих чертах схожа с аналогичной зависимостью для случая компьютерных томограмм, реконструированных из данных, полученных при полном обороте системы детектор-излучатель вокруг объекта исследования. Однако из-за наличия значительной угловой области, в которой данные отсутствуют, широкоугольности используемого конического пучка и применения

специфического метода томосинтеза, приспособленного для таких данных, ситуация является более сложной.

Так, например, угловой шаг при получении серии исходных снимков определяет величину тонких клиновидных провалов в Фурье-спектре восстановленной плотности, порождающих артефакты изображений томосинтеза. На рис. 7 показана квадратичная амплитуда спектра Фурье восстановленной плотности в вертикальной плоскости, перпендикулярной оси Z (оси вращения аппарата «ПроГраф»), усредненная по 40 таким плоскостям. Для реконструкции спектров вертикальных плоскостей на рис. 7 использовались те же наборы проекций, что и для томосинтеза горизонтальных плоскостей на рис. 3. Слева приведена амплитуда для случая 96 проекций, справа – для случая 24 проекций. На этих рисунках черные треугольные области слева и справа – провалы в Фурье-спектре, соответствующие отсутствующим углам сканирования. Светлые лучи в случае 24 проекций соответствуют частям Фурье-спектра плотности, которые восстанавливаются из соответствующих проекций. В темных промежутках между ними амплитуды восстанавливаются лишь частично и с большим относительным шумом. На изображениях горизонтальных плоскостей на рис. 3 эти темные клиновидные провалы проявляются как рябь.

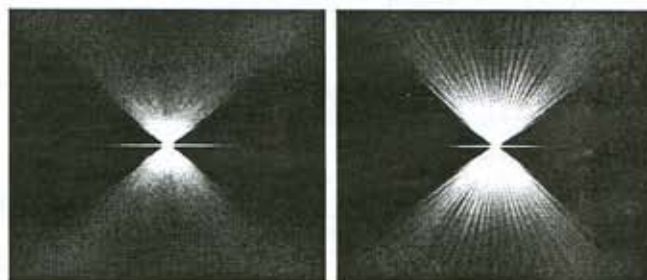


Рис. 7. Показана квадратичная амплитуда спектра Фурье восстановленной плотности в вертикальной плоскости (Y-X), усредненная по 40 плоскостям. Слева приведена амплитуда для случая 96 проекций, справа – для случая 24 проекций

При применении томосинтеза во время хирургических операций есть потребность оперативного восстановления плотности объекта в определенной наклонной плоскости. Томосинтез дает такую возможность. Рис. 8 демонстрирует пример восстановленной плоскости, наклоненной на  $45^\circ$ . Так как этот наклон находится в пределах углового диапазона использованных проекций, то качество изображения остается близким к качеству горизонтальных плоскостей. Подчеркнем, что в использованном методе томосинтеза наклонные плоскости получаются не разрезанием трехмерной восстановленной плотности, а вычисляются непосредственно из проекций, и поэтому скорости вычисления горизонтальных и наклонных плоскостей томосинтеза одинаковы.

Во всех приведенных в статье примерах для томосинтеза применяли один и тот же вариант мето-

да свернутых проекций с использованием проективных преобразований. Результаты никак не фильтровались. Полученное качество в целом соответствует теоретически ожидаемому.

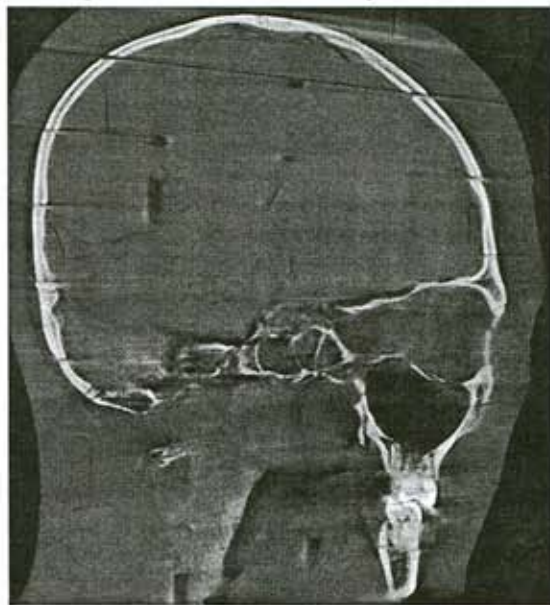


Рис. 8. Восстановление плотности объекта в плоскости, наклоненной к плоскости Z-X на 45° относительно оси X

Сравнение результатов для разных наборов проекций показывает, что наилучшее отношение качества к суммарной дозе достигается при распределении этой дозы между большим числом проекций, сделанных с малым угловым шагом, и при максимально большом перекрываемом угловом диапазоне. Для томограмм формата 1000 x 1000 угловой шаг в 1° для практических применений является уже достаточно малым. При ограничении числа проекций для увеличения перекрываемого угла шаг можно увеличивать до 2...3°, но дальнейшее увеличение нерационально из-за быстрого роста высокочастотных артефактов. При небольших перекрываемых углах часть тонких плоских деталей объекта теряется на томограммах из-за их низкого контраста, но все же томосинтез делает видимыми многие детали объекта, которые невозможно разглядеть на исходных проекциях.

### Заключение

Проведенные на фантоме головы исследования позволяют сделать вывод, что изображения реконструированных срезов 934 x 934 пикселей достигают приемлемого качества при суммарной дозе на всю исходную серию снимков около 200 мА·с. Вариация размеров реконструированных срезов показывает, что уменьшение размеров до 560 x 560 пикселей (0,35 x 0,35 мм) не приводит к заметной деградации разрешения, но позволяет дополнительно снизить суммарную дозовую нагрузку на пациента и уменьшить время вычислений на компьютере.

Оптимизация количества снимков при фиксированной суммарной дозе и угле сканирования показывает, что артефакты, вносимые в реконструиро-

ванные изображения от большого углового шага (2° и более) между снимками, преобладают над шумами снимков, сделанных при малом угловом шаге, равном 1°. Следовательно, качество реконструкции будет выше, если сделать больше снимков с меньшей дозой на снимок, нежели меньше снимков с более высокой дозой на снимок.

Угол сканирования 100° является вполне достаточным для получения достоверной информации субмиллиметрового уровня в корональной плоскости, но недостаточным для получения аналогичного уровня информации в аксиальной и сагиттальных плоскостях. Для того чтобы иметь равноценную информацию в трех плоскостях, необходимо, чтобы угол сканирования был близок к 180°.

Результаты исследования подтверждают перспективность оснащения рентгенографического аппарата «ПроГраф-7000» опцией томосинтеза.

### Список литературы:

1. Гуржиев С.Н., Новиков В.П., Соколов С.Н. Исследование возможности томосинтеза на рентгенографическом аппарате «ПроГраф-7000» / Доклад на V Всероссийском национальном конгрессе лучевых диагностов и терапевтов «Радиология 2011», 25 мая 2011 г. МВЦ «Крокус Экспо», Москва.
2. Flynn M.J., McGee R., Blechinger J. Spatial resolution of X-ray tomosynthesis in relation to computed tomography for coronal/sagittal images of the knee // Proc. SPIE 6510, 0D1-0D9. 2007.
3. Duryea J., Dobbins J.T. III, Lynch J.A. Digital tomosynthesis of hand joints for arthritis assessment // Med. Phys. 2003. Vol. 30. PP. 325-333.
4. Grunert P., Darabi K., Espinosa J., Filippi R. Computer-aided navigation in neurosurgery // Neurosurg. 2003. Rev. 26. PP. 73-99.
5. Galloway R.L. Jr. The process and development of image-guided procedures // Annu. Rev. Biomed. Eng. 2001. Vol. 3. PP. 83-108.
6. 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. Vol. 33. № 10. PP. 3767-3780.
7. Sokolov S. KTH/Nordita/SU Seminar in theoretical physics on Wednesday 19 May 2010 from 11:00 to 12:00 at FA31 (Stockholm) / <https://lists.su.se/archive/public/kof-at-fysik.su.se/msg00247.html>.
8. Прокоп М., Галацки М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. В 2-х томах. – М.: МЕДпресс-информ, 2008.

Сергей Николаевич Гуржиев,

канд. физ.-мат. наук,

исполнительный директор,

Владимир Петрович Новиков,

руководитель отдела детекторов,

Скифф Николаевич Соколов,

д-р физ.-мат. наук, профессор,

гл. специалист по томосинтезу,

ЗАО «Рентгенпром», г. Москва,

e-mail: gurzhev@roentgenprom.ru