

## Качество и параметры реконструкции изображений в технологии томосинтеза

### Аннотация

Показано влияние на качество медицинского рентгеновского изображения параметров реконструкции томосинтеза.

### Введение

Медицинская рентгенография продолжает удерживать лидирующее положение среди методов визуализации и позволяет решать многие задачи клинической диагностики. Благодаря технологии цифровых плоскопанельных рентгеновских приемников, дозовую нагрузку на пациента можно существенно снизить по сравнению с классической аналоговой рентгенографией. Технология томосинтеза дает широкие возможности получения новой диагностической информации [1].

Следует внимательно относиться к выбору параметров реконструкции. Они могут как улучшить, так и ухудшить качество изображения. Задача представленной работы – дать понимание механизмов реконструкции, стоящих за технологией томосинтеза, и выработать рекомендации для врача-рентгенолога по использованию данной технологии.

### Материалы и методы

На текущий момент на рынке РФ присутствуют несколько производителей аппаратов с указанной технологией. Это «Телекорд-МТ-Плюс» (АО «МТЛ», РФ), «АРТ» (НИПК «Электрон», РФ), «ПроГраф» (НПАО «Амико», РФ), «FDR AcSelerate» («Fujifilm Medical Systems», Япония), «SonalVision Safire» («Shimadzu», Япония), «VolumeRAD» («GE», США) [2]-[7]. Все приведенные в данной статье снимки получены на аппарате «Телекорд-МТ-Плюс».

Традиционная линейная томография позволяет получать послойные снимки объекта, но за один проход излучателя получается изображение одного среза. В случае необходимости получения послойного изображения всего объема грудной клетки пациента процедура проводится несколько раз, что приводит к значительному увеличению радиационной нагрузки и длительности процедуры. Метод компьютерной томографии (КТ) позволяет получить информацию обо всем объеме грудной клетки, но существенно увеличивает дозовую нагрузку на пациента [7].

Технология томосинтеза находится на стыке линейной и компьютерной томографии, совмещая в себе высокую инфор-

мативность (по сравнению с линейной томографией) и низкую дозовую нагрузку (по сравнению с КТ). Источник рентгеновского излучения осуществляет поворот вокруг области интереса, выполняя серию экспозиций. Данные о геометрическом положении источника и приемника излучения позволяют осуществить реконструкцию области интереса.

Существует большое количество алгоритмов реконструкции: метод сдвига и суммирования (SAA), метод фильтрованных обратных проекций (FBP), метод максимального правдоподобия (MLEM), метод адаптивной статической итерационной реконструкции (ASiR) [8], [9]. Каждый алгоритм имеет свои достоинства и недостатки. SAA является одним из самых простых, однако он допустим только в случае параллельного перемещения источника и приемника излучения [10]. Алгоритм FBP является наиболее популярным на сегодняшний день, так как обеспечивает требуемое качество изображения и не является ресурсоемким [11]. Итеративные алгоритмы MLEM и ASiR обладают высокой ресурсоемкостью, что не позволяет широко применять их в коммерческих системах [12].

### Результаты

Параметры томосинтеза можно разделить на три группы: геометрические, реконструкции и экспозиции. К геометрическим параметрам томосинтеза относятся: фокусное расстояние, угол поворота излучателя, количество проекций, время сканирования. К параметрам реконструкции относятся: алгоритм реконструкции, толщина реконструируемой области, толщина слоя. Параметры экспозиции на одну проекцию допустимо установить в несколько раз меньше таковых при прямой рентгенографии для уменьшения суммарной дозы за обследование [13].

Угол поворота влияет на уровень артефактов, связанных с затемнением/наложением различных анатомических объектов. Количество проекций влияет на уровень детализации и дозовую нагрузку. Параметры экспозиции влияют на уровень шума. Высота среза подбирается исходя из высоты над декой интересуемой области. Время сканирования в среднем составляет от 5 до 15 с [14]. Значение количества электричества зависит

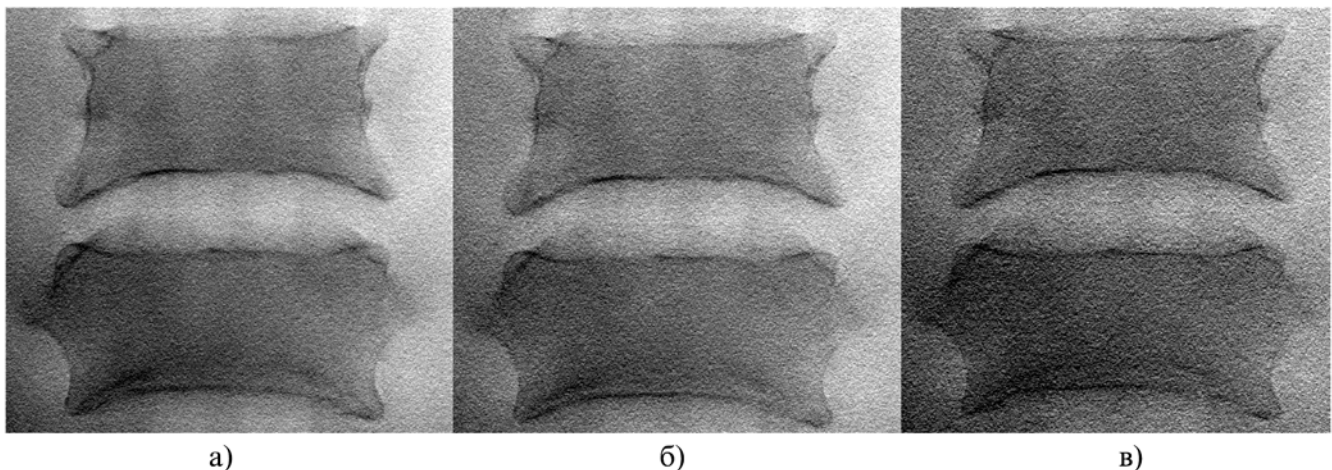


Рис. 1. Реконструкции участка поясничного отдела позвоночника при угле 60° и количестве проекций: а) 60; б) 40; в) 20

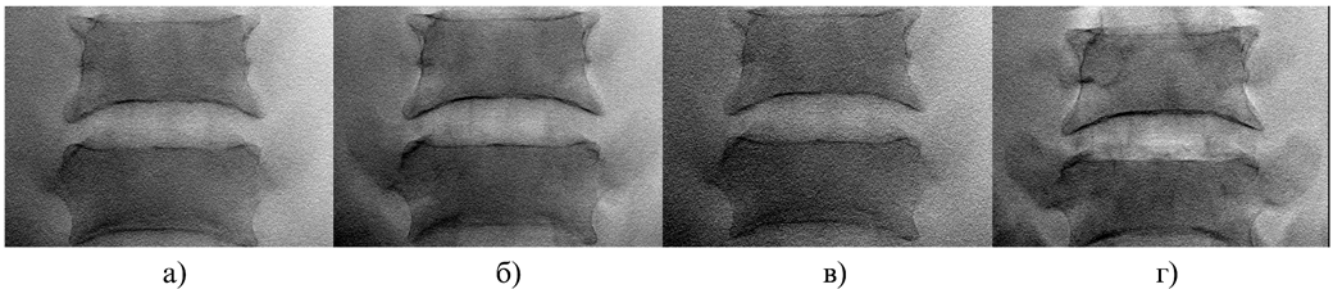


Рис. 2. Реконструкция участка поясничного отдела позвоночника при 40 проекциях и угле:  
а) 60°; б) 40°; при 20 проекциях и угле: в) 60°; г) 20°



Рис. 3. Реконструкция головы взрослого мужчины

Таблица 1

**Параметры томосинтеза**

Параметры	Пазухи носа	Органы грудной клетки	Позвоночник	Конечности	Тазобедренный сустав
Фокусное расстояние, см	100...110	110...130	100...110	100...110	100...110
Угол поворота, град	40...60	40...60	40...60	30...40	40...60
Количество проекций, шт.	40...60	50...60	40...60	30	40...60
Толщина слоя, мм	2...3				
Алгоритм реконструкции	FBP				
Напряжение, кВ	80...90	100...120	80...100	70...80	70...80
Кол-во электричества, мА·с/кадр	2...4	1...2	4...8	2...4	4...8

от чувствительности детектора и величины анодного напряжения.

На рис. 1 представлены примеры реконструкции позвоночника фантома «Kyoto Kagaku PBU50» при фиксированном угле поворота и различном количестве проекций.

Как видно из рис. 1, уровень шума возрастает при уменьшении количества проекций. Количество проекций должно быть не менее 30 для получения диагностического изображения. Большее количество проекций увеличит детализацию изображения, но приведет к росту дозовой нагрузки на пациента.

На рис. 2 представлены примеры реконструкции позвоночника фантома при фиксированном количестве проекций и различных углах поворота излучателя.

Как видно из рис. 2, уровень артефактов наложения возрастает при уменьшении угла поворота излучателя и сохранении уровня шума на том же уровне. Следует увеличить угол поворота излучателя до максимального при проведении обследования.

На рис. 3 представлена реконструкция головы взрослого мужчины, выполненная при 60 проекциях и угле 60°. Параметры экспозиции: 80 кВ; 200 мА; 4 мА·с/кадр.

### Заключение

Внедрение технологии томосинтеза в медицинскую практику позволит отказаться в ряде случаев от проведения обследований в кабинетах КТ и поможет разгрузить их от рутинных обследований.

Рекомендуемые параметры для проведения обследования с использованием томосинтеза приведены в табл. 1 [15]-[18].

#### Список литературы:

1. Мазуров А.И. Последние достижения в цифровой рентгенотехнике // Медицинская техника. 2010. Т. 263. № 5. С. 10-13.
2. Устинов А.О., Дабагов А.Р. Перспективные технологии медицинской рентгенографии: томосинтез и двойная энергия / Сб. тез. III Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники. 2016. С. 16-20.
3. Сержан А.Т. Универсальный рентгеновский комплекс / Патент № RU2587313C1 от 20.06.2016.
4. Гуржиев С.Н., Новиков В.П., Соколов С.Н. Томосинтез фантома головы человека на аппарате «Програф-7000» // Медицинская техника. 2012. Т. 271. № 1. С. 12-17.
5. Lanier R.G. Recent Developments in X-ray Imaging Technology. – Livermore: Lawrence Livermore National Laboratory, 2012.
6. Gomi T., Masahiro N. Dual-Energy Subtraction X-Ray Digital Tomosynthesis: Basic Physical Evaluation // Open Journal of Medical Imaging. 2012. Vol. 2. PP. 111-117.
7. Dobbins III J.T., McAdams H.P., Sabol J.M., Dev P. Chakraborty, Kazerooni E.A., Reddy G.P., Vikgren J., Bath M. Multi-Institutional Evaluation of Digital Tomosynthesis, Dual-Energy Radiography, and Conventional Chest Radiography for the Detection and Management of Pulmonary Nodules // Proceedings of conference of RSNA. 2017. Vol. 282. № 1. PP. 236-238.
8. De Man B., Fessler J.A. Statistical iterative reconstruction for X-ray computed tomography. – In: Biomedical Mathematics: Promising Directions in Imaging, Therapy Planning and Inverse Problems. 2010. Medical Physics Publishing, Madison, WI. PP. 113-140.

9. Fessler J.A. Image Reconstruction: Algorithms and Analysis. – University of Michigan, 2017.
10. Gomi T. X-ray digital linear tomosynthesis imaging // Journal of Biomedical Science and Engineering. 2011. Vol. 4. № 6. PP. 443-453.
11. Gomi T. X-ray Digital Tomosynthesis Imaging – Comparison of Reconstruction Algorithms in Terms of a Reduction in the Exposure Dose for Arthroplasty. – In: Arthroplasty – A Comprehensive Review. 2016. PP. 162-172.
12. Gomi T., Sakai R., Goto M., Hara H., Watanabe Y., Umeda T. Evaluation of digital tomosynthesis reconstruction algorithms used to reduce metal artifacts for arthroplasty: A phantom study // Physica Medica. 2017. Vol. 42. PP. 28-38.
13. Sabol J.M. A Monte Carlo Estimation of Effective Dose in Chest Tomosynthesis // Medical Physics. 2009. Vol. 36. PP. 5480-5487.
14. Machida M., Yuhara T., Tamura M., Ishikawa T., Tate E., Ueno E., Nye K., Sabol J.M. Whole-Body Clinical Applications of Digital Tomosynthesis // RadioGraphics. 2016. Vol. 36. № 3. PP. 735-750.
15. Нечаев В.А., Васильев А.Ю. Возможности томосинтеза в диагностике заболеваний и повреждений органов грудной клетки // Современные технологии в медицине. 2016. Т. 8. № 2. С. 59-65.
16. Machida H., Yuhara T., Mori T., Ueno E., Moribe Y., Sabol J.M. Optimizing Parameters for Flat-Panel Detector Digital Tomosynthesis // RadioGraphics. 2010. Vol. 30. № 2. PP. 549-562.
17. Yoo J.Y., Chung M.J., Choi B., Jung H.N., Koo J.H., Bae Y.A., Jeon K., Byun H.S., Lee K.S. Digital Tomosynthesis for PNS Evaluation: Comparisons of Patient Exposure and Image Quality with Plain Radiography // Korean Journal of Radiology. 2012. Vol. 13. № 2. PP. 136-143.
18. Clinical Reports Collection of SHIMADZU Advanced Application Technology: Tomosynthesis and Slot Radiography. – SHIMADZU CORPORATION, 2014.

Артем Олегович Устинов,  
руководитель лаборатории,  
ООО «Научно-технический центр «МТ»,  
г.п. Малаховка, Овражки, Московская область,  
Анатолий Рудольфович Дабагов,  
президент,  
АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ Лтд»,  
Сергей Сергеевич Карпов,  
зав. отделением рентгенологической диагностики,  
ГБУЗ «ГП № 3 ДЗМ»,  
Валентин Александрович Нечаев,  
канд. мед. наук, врач-рентгенолог,  
отделение компьютерной томографии  
отдела лучевой диагностики,  
ГБУЗ «ГКБ № 4 ДЗМ»,  
г. Москва,  
e-mail: uao@mtl.ru