

2. Падерно П.И., Попечителев Е.П. Надежность и эргономика биотехнических систем / Под общ. ред. проф. Е.П. Попечителева. – СПб.: ООО «Техномедиа» / Элмор, 2007. 264 с.
3. Магомедов Д.А., Попечителев Е.П., Ахлаков М.К., Алиев Э.А. Системы с переменными во времени параметрами в медико-биологических исследованиях / Монография. – СПб.: Изд-во «Политехника», 2011. 281 с.
4. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него / Уч. пособие. – М.: Машиностроение, 2004. 597 с.
5. Магомедов Д.А. Аппаратно-методическое обеспечение медико-биологических исследований на основе систем с переменными во времени параметрами / Монография. – Махачкала: РИО ДГУ, 2004. 250 с.
6. Попечителев Е.П. Задачи поэтапного моделирования при синтезе биотехнических систем // Известия СПбГЭТУ. 2008. Вып. 4. С. 67-73.
7. Попечителев Е.П. Метод редукции в задачах метрологического анализа алгоритмов обработки фотометрической информации // Вестник Метрологической академии. 2000. Вып. 5. С. 6-17.

Давуд Ахмеднабиевич Магомедов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Биотехнические и
медицинские аппараты и системы»,
ФГБОУ ВО «Дагестанский
государственный технический университет,
г. Махачкала, Республика Дагестан,
Евгений Парфирович Попечителев,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Биотехнические системы»,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова,
г. С.-Петербург,
e-mail: admi52@mail.ru

О.Н. Моргун, К.Э. Немченко

Сравнительный анализ маммографии на основе томосинтеза с традиционной маммографией

Аннотация

Приводятся результаты исследования качества изображений, полученных на цифровом рентгеновском маммографе, в котором использованы новые подходы к решению проблемы томосинтеза как в способе получения проекций, так и в методе восстановления трехмерной структуры молочной железы. Целью статьи является сравнительный анализ плоской (2D) и трехмерной (3D) маммографии.

Многочисленные исследования методики томосинтеза [1], [2], а именно сравнения диагностических свойств стандартной плоской 2D-цифровой маммографии и объемного 3D-цифрового томосинтеза молочной железы (МЖ) на фантомах и в клинической практике на пациентах, показали, что томосинтез имеет существенное преимущество при обнаружении опухолей (онкообразований), однако существенно проигрывает 2D-маммографии при обнаружении микрокальцинатов [3]. Это противоречие еще сильнее проявляется с увеличением максимального угла томосинтеза.

Подробные исследования указали на противоречивые тенденции в томосинтезе [4]: с увеличением угла томосинтеза выявляемость опухолей возрастает, а микрокальцинатов – падает [5]. Тенденция повышения выявляемости опухолей с увеличением угла томосинтеза объясняется уменьшением структурного шума при повышении томографического разрешения (т. е. пространственного разрешения по глубине МЖ), так как в каждом слое (на которые разбивается МЖ) будет меньше структуры железистой ткани, а следовательно, железистая ткань не будет заслонять опухоли или мимикрировать под них [6]. Кроме того, увеличение угла томосинтеза позволяет снизить контраст артефактов, тем самым улучшая видимость объектов исследуемого слоя.

С другой стороны, при увеличении угла томосинтеза увеличивается длина пути, проходимого рентгеновским излучением (РИ) в МЖ, что приводит к уменьшению числа квантов РИ, регистрируемых приемником РИ (ПРИ), а следовательно, к повышению (относительно) квантового шума [5]. Кроме того, прохождение пути большей длины в МЖ приводит к повышению эффективной энергии рентгеновских квантов РИ,

а следовательно, к понижению радиационного контраста микрокальцинатов. Также с увеличением длины пути в МЖ увеличивается уровень рассеянного РИ, что также снижает выявляемость микрокальцинатов [7].

Таким образом, в томосинтезе присутствует конкуренция между необходимостью увеличения максимального угла томосинтеза для устранения структурного шума и обеспечения высокого томографического разрешения (разрешения по высоте) и необходимостью обеспечения качественных изображений для проекций, сделанных под большим углом, что требует, в частности, неоправданного повышения дозовой нагрузки для этих проекций [8].

Здесь необходимо отметить, что большинство маммографов с томосинтезом обладают стационарным или поворачиваемым на малый угол ($\pm 2,1^\circ$) ПРИ. Это приводит к тому, что с увеличением томографического угла РИ падает на ПРИ не перпендикулярно, тем самым ухудшая ЧКХ ПРИ (даже для игольчатых люминофоров) и размывая изображения, особенно мелких деталей, которыми являются микрокальцинаты [5].

Также следует отметить, что, кроме физических причин возможного низкого качества восстановления микрокальцинатов, большую роль играют и чисто математические причины (метод восстановления и его реализация). Дело в том, что на качество восстановленных изображений, а следовательно, и на выявляемость микрокальцинатов влияет вид алгоритма восстановления томографических слоев [9]-[11], и при этом очень существенной оказывается роль геометрической калибровки маммографа [12].

На основании вышеуказанных причин, можно сделать вывод, что выявление и опухолей, и микрокальцинатов в гомо-

генной (однородной) среде, например в МЖ с большим содержанием жировой ткани и малым присутствием железистой ткани, в стандартном 2D-случае маммографии всегда будет эффективней, чем в случае 3D-томосинтеза. Поэтому для МЖ с большим содержанием жировой ткани и малым присутствием железистой ткани применение томосинтеза является нежелательным. В случае плотных МЖ с большим содержанием железистой ткани томосинтез необходим как средство для понижения вклада структурного шума. Однако сравнительный анализ качества изображений в 3D- и 2D-режимах лучше проводить для гомогенной (однородной) среды без структурного шума, например с помощью фантома RMI-156 («Gammex», США).

Таким образом, рассматриваемая работа посвящена решению проблемы повышения томографического разрешения при больших углах томосинтеза с минимальным ухудшением выявляемости микрокальцинатов по сравнению с 2D-снимками при одинаковых дозовых нагрузках на МЖ.

Описание используемой методики томосинтеза

Основные результаты работы базировались на экспериментальных исследованиях, проведенных на цифровом маммографе с функцией томосинтеза «Медима-3Д» («Мосрентгенпром», РФ), внешний вид которого представлен на *рис. 1а*. Одной из особенностей этого аппарата является горизонтальное расположение пациентки, что позволяет проводить томографические широкоугольные исследования.

Это устройство отличается двумя принципиальными свойствами от других похожих и используемых на практике устройств [13].

Во-первых, ПРИ и источник РИ совершают совместное вращение вокруг МЖ. В отличие от аппаратов с неподвижным ПРИ [14] в данном устройстве рентгеновское излучение падает перпендикулярно на игольчатый люминофор приемника не только в прямых, но и в боковых проекциях. Это позволяет обеспечить как высокую квантовую эффективность детектирования (порядка 78 % на частоте, близкой к нулевой), так и высокое пространственное разрешение для проекций, сделанных под большим углом. При этом максимальный угол проекции достигает величины 60° , что позволяет достигнуть на этом устройстве высокого томографического разрешения. Такой угол оказался оптимальным, потому что дальнейшее повышение угла проекции приводит, как отмечалось выше, к ухудшению выявляемости микрокальцинатов.

Во-вторых, особенностью данного устройства является высокое пространственное разрешение в плоскости изображения. Это разрешение достигает величины 20 пар линий/мм во всех направлениях как вдоль, так и поперек сканирования (в режиме томосинтеза осуществляется бинирование 2×2). Такое высокое разрешение необходимо для повышения выявляемости микрокальцинатов, тонкой структуры железистой ткани и кровеносных сосудов. Высокого разрешения удалось добиться с помощью применения метода дискретного импульсного сканирования [15], [16].



При работе в режиме томосинтеза производится $N = 15$ двумерных проекций J_n , которые нумеруются индексом $n = 0, \pm 1, \pm (N-1)/2$. Для проведения проекции вся система «ПРИ – источник РИ» поворачивается вокруг оси, проходящей через МЖ, на угол, кратный примерно $4,29^\circ$. Таким образом, крайние проекции выполняются под углом $\pm 30^\circ$. Весь объем исследуемого объекта разбивается на слои I_m , где $m = 1, \dots, M$, которые подлежат восстановлению. Количество слоев M определяется их толщиной, которая, в свою очередь, определяется величиной томографического разрешения.

Далее предполагается, что каждая из проекций является суперпозицией проекций каждого из слоев:

$$J_n = \sum_{m=1}^{m=M} J_{nm} = \sum_{m=1}^{m=M} G_{nm} I_m, \quad (1)$$

где J_{nm} – n -я проекция m -го слоя, а G_{nm} – операторы прямого проецирования, которые связывают воксели слоя I_m с пикселями проекции J_n .

В качестве искоемых величин в работе рассматриваются центральные проекции слоев J_{0m} , для которых было получено следующее уравнение:

$$J_{0m} = \frac{1}{N} \sum_n F_{0n}(m) J_n - \frac{1}{N} \sum_n F_{0n}(m) \sum_{k \neq m} F_{0n}^{-1}(k) J_{0k}. \quad (2)$$

Здесь операторы

$$F_{0n}(m) = G_{0m} G_{nm}^{-1} \quad (3)$$

описывают локальные аффинные преобразования n -й проекции в нулевую и определяются из априорной информации, которую получают в результате предварительной калибровки томографической системы. Такой подход позволяет избавиться от сложностей определения геометрических параметров системы, которые используются в других алгоритмах томосинтеза, и вследствие этого получить достаточно хорошие параметры восстановления.

В частности, эта методика позволила добиться толщины слоя МЖ в 250 мкм, при этом не ухудшив разрешения в слое по сравнению с обычными 2D-изображениями.

Результаты исследований и обсуждение

В качестве критерия томографического разрешения (широко применяемого другими авторами [6], [10], [17]) используется функция расширения артефактов $ASF(z)$. Графики зависимостей $ASF(z)$ для объектов, имитирующих микрокальцинаты размером 540 мкм в фантоме RMI-156 («Gammex», США), представлены на *рис. 2*. Теоретическая зависимость $ASF(z)$ определяется формулой

$$ASF(z) = \frac{1}{N} \sum_{n=-(N-1)/2}^{n=(N-1)/2} \sqrt{1 - \frac{(z - z_0)^2}{r^2} \sin^2(\alpha_n)}, \quad (4)$$

где дискретный угол $\alpha_n = 60^\circ / (N - 1) \approx 4,29^\circ$ – угол между проекциями в томосинтезе. Расчет проводился в модели микрокальцината сферической формы с радиусом $r = 270$ мкм. Из

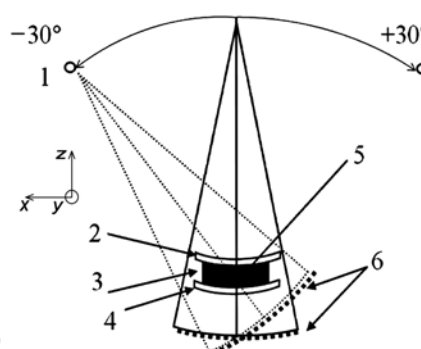


Рис. 1. Внешний вид (а) и принцип действия рентгеновского канала (б) цифрового маммографа с функцией томосинтеза «Медима-3Д» («Мосрентгенпром», РФ): 1 – движущийся источник РИ; 2 – изогнутая компрессионная пластина; 3 – сжатая МЖ; 4 – изогнутая поддерживающая пластина; 5 – центр вращения; 6 – криволинейные траектории детектора в ПРИ при получении 2D-снимка

рисунка видно хорошее соответствие полной ширины на полувысоте (ПШПВ) теоретической зависимости и экспериментальных данных.

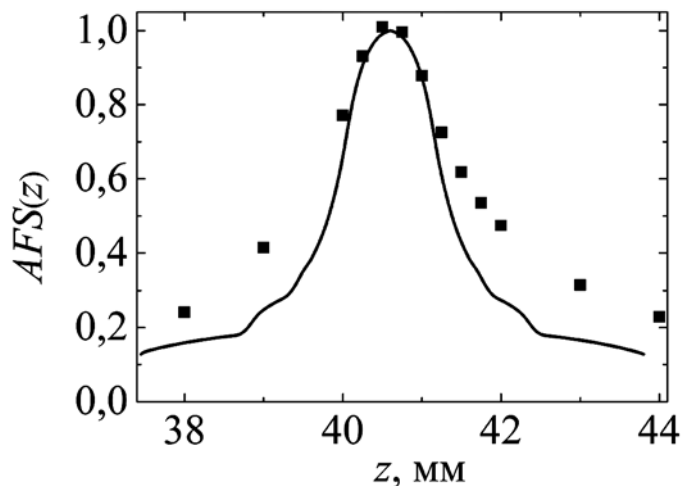


Рис. 2. Функция $ASF(z)$, усредненная по группе из шести объектов размером 540 мкм, которые имитируют микрокальцинаты в фантоме RMI-156: сплошная линия – расчет по формуле (4); точки – экспериментальные данные, относительная среднеквадратичная погрешность которых не превышает 25 %

Величина ПШПВ для $ASF(z)$ микрокальцината с диаметром 540 мкм в фантоме RMI-156 оказалась равной 2,5 мм, что значительно меньше величины ПШПВ, равной 4,1 мм, полученной авторами работы [17].

В проведенных расчетах толщина томографического слоя принималась равной 250 мкм. Такая толщина слоя определена исходя из того, что при меньших толщинах ПШПВ $ASF(z)$ не уменьшается, а при увеличении толщины слоя начинается рост ПШПВ $ASF(z)$. Столь малое по сравнению с исследованиями [17] значение томографического разрешения прежде всего связано с большим углом максимального отклонения для крайней боковой проекции в $\pm 30^\circ$. Здесь стоит отметить, что в других аппаратах также применяют такие углы [4]-[6], [18]. Однако в исследуемой методике применяется одновременное вращение ПРИ и излучателя вокруг МЖ, что дает преимущество при восстановлении слоев по сравнению с другими методиками, где используются неподвижные ПРИ [14].

Наряду с необходимостью обеспечения высокого томографического разрешения, для качественной диагностики микрокальцинатов необходимо получить пространственное разрешение в фокальной плоскости, сравнимое с пространственным разрешением плоского 2D-изображения. В качестве критерия сравнения был выбран анализ ПШПВ денситограмм рентгеновского изображения, построенных вдоль диаметров объектов, имитирующих микрокальцинаты размером 540 и 320 мкм

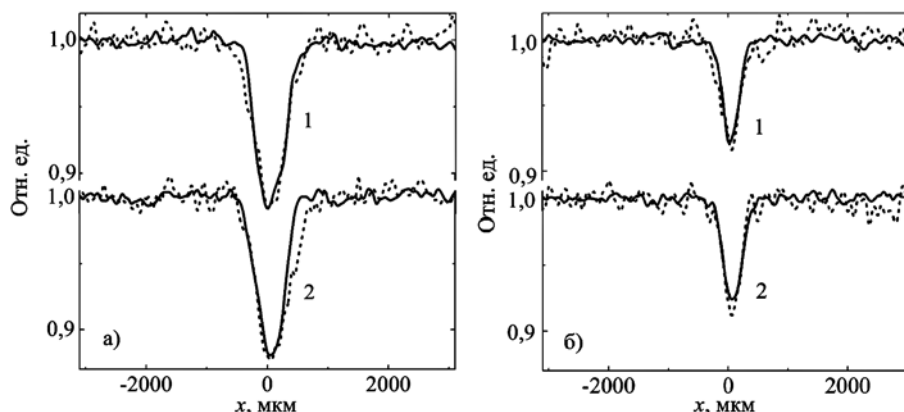


Рис. 3. Сравнение денситограмм микрокальцината в 2D- (сплошная линия) и 3D- (пунктирная линия) случаях, построенных вдоль (1) и поперек (2) направления томосинтеза для микрокальцинатов размером 540 мкм (а) и 320 мкм (б). Относительная среднеквадратичная погрешность не превышала 5 %

фантома RMI-156 («Gammex», США). Такие денситограммы строились как для рентгеновского изображения в плоском 2D-снимке, так и для рентгеновского изображения, полученного методом 3D-томосинтеза в фокальном слое, при одних и тех же геометрических положениях фантома, напряжении на аноде рентгеновской трубки $U = 35$ кВ и общем количестве электричества 60,8 мА·с.

Денситограммы строились и сравнивались в направлении оси x (вдоль направления томосинтеза) и вдоль оси y (поперек направления томосинтеза). Результаты измерений, представленные на рис. 3 и в табл. 1, показывают хорошее соответствие геометрических размеров микрокальцинатов в обоих направлениях.

Таблица 1

Значения ПШПВ денситограмм для объекта размером 540 мкм

Источник	ПШПВ	Примечания
Настоящая статья	0,5 мм	Вдоль направления томосинтеза
	0,5 мм	Поперек направления томосинтеза
Работа [10]	0,691 мм 0,561 мм	До обработки После обработки
Работа [9]	0,51 мм	–

Выводы

В статье приводятся результаты исследования технических параметров изображений, полученных на цифровом рентгеновском маммографе, в котором использованы новые подходы к решению проблемы томосинтеза: импульсное дискретное сканирование для получения плоских 2D-снимков, квазилокальные аффинные преобразования для восстановления трехмерной структуры молочной железы в томосинтезе. Показано, что совместное применение данных методик позволяет достичь высокого томографического разрешения (толщина томографического слоя – 250 мкм, ПШПВ функции $ASF(z)$ – 2,5 мм); при этом пространственное разрешение в восстановленном 3D-слое остается на уровне плоского 2D-снимка при одинаковых дозовых нагрузках.

Список литературы:

1. Mackenzie A. et al. Effect of doze on the detection of microcalcification clusters for planar and tomosynthesis imaging / Proc. of IWDM 2016. Malmo, Sweden. PP. 142-149.
2. Timberg P., Baath M., Andersson I., Mattsson S., Tinberg A., Ruschin M. Visibility of micro-calcification clusters and masses in breast tomosynthesis image volumes and digital mammography: A 4AFC human observation study // Med. Phys. 2012. Vol. 39. № 5. PP. 2431-2437.

3. *Cockmartin L. et al.* Comparison of digital reast tomosynthesis and 2D digital mammography using a hybrid performance test // *Phys. Med. Biol.* 2015. Vol. 60. № 10. PP. 3939-3958.
4. *Goodsitt M. et al.* Digital breast tomosynthesis: Studies of the effects of acquisition geometry on contrast-to-noise ratio and observer preference of low-contrast objects in breast phantom images // *Phys. Med. Biol.* 2014. Vol. 59. № 19. PP. 5883-5902.
5. *Chan H.P. et al.* Digital breast tomosynthesis: Observer performance of clustered microcalcification detection on breast phantom images acquired with an experimental system using variable scan angles, angular increments, and number of projection views // *Radiology.* 2014. Vol. 273. № 3. PP. 675-685.
6. *Sechopoulos I., Ghetti C.* Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast // *Med. Phys.* 2009. Vol. 36. № 4. PP. 1199-1207.
7. *Wu G., Mainprize J., Boone J., Yaffe M.* Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis // *Med. Phys.* 2009. Vol. 3. № 10. PP. 4425-4432.
8. *Chawla A., Lo J., Baker J., Samei E.* Optimized image acquisition for breast tomosynthesis in projection and reconstruction space // *Med. Phys.* 2009. Vol. 36. № 11. PP. 4859-4869.
9. *Zhao B. et al.* Experimental validation of a three-dimensional linear system model for breast tomosynthesis // *Med. Phys.* 2009. Vol. 36. № 1. PP. 240-251.
10. *Mota A. et al.* 3D Total Variation Minimization Filter for Breast Tomosynthesis Imaging / *Proc. of 13th Int. Workshop IWDM 2016.* Malmo, Sweden. PP. 484-492.
11. *Lu Y. et al.* Adaptive diffusion regularization for enhancement of microcalcifications in digital breast tomosynthesis (DBT) reconstruction / *Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging, 796117.* March 16, 2011.
12. *Li X., Zhang D., Liu B.* A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors – A detailed implementation guide // *Med. Phys.* 2010. Vol. 37. № 7. PP. 3844-3854.
13. *Vadantham S., Karrelas A., Vijaraghavan G., Kopaks D.* Digital Breast Tomosynthesis: State of the Art // *Radiology.* 2015. Vol. 277. № 3. PP. 663-684.
14. *Sompel D., Brady S.M., Boone J.* Task-based performance analysis of FBP, SART and ML for digital breast tomosynthesis using signal CNR and Channelised Hotelling Observers // *Med. Im. An.* 2011. Vol. 15. № 1. PP. 53-70.
15. *Моргун О.Н.* Устройство для визуализации молочной железы пациента рентгеновским излучением в режиме томосинтеза или маммографии / Патент на изобретение РФ № 2553505. 2014.
16. *Конончук Р.Д., Моргун О.Н., Немченко К.Е.* Пространственное разрешение в направлении сканирования в приемниках, использующих накопление сигнала с временной задержкой // *Медицинская техника.* 2014. № 5. С. 22-25.
17. *Tucker A., Lu J., Zhou O.* Dependency of image quality on system configuration parameters in a stationary digital breast tomosynthesis system // *Med. Phys.* 2013. Vol. 40. № 3. PP. 031917-039.
18. *Zhang Y. et al.* Comparative study of limited-angle cone-beam reconstruction methods for breast tomosynthesis // *Med. Phys.* 2006. Vol. 33. № 10. PP. 3781-3795.

Олег Николаевич Моргун,
 канд. физ.-мат. наук, директор,
Константин Эдуардович Немченко,
 д-р физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
 ООО «Лаборатория рентгеновской
 медицинской техники»,
 г. Харьков, Украина,
 e-mail: nemchenko@bk.ru

В.С. Кубланов, М.В. Бабич, Т.С. Петренко

Новые принципы организации нейрореабилитации

Аннотация

Рассмотрены принципы организации нейрореабилитации с применением аппарата для нейроэлектростимуляции, в котором формируется пространственно-распределенное поле низкочастотных однополярных импульсов тока и реализуется возможность дистанционно изменять структуру этого поля, управлять его биотропными параметрами, мишенями стимуляции и лечебным процессом. Описаны основные схемно-технические решения, реализуемые с помощью микроконтроллеров и электрорадиоизделий высокого уровня системной интеграции, которые обеспечивают требования, предъявляемые к персонализированным изделиям медицинской техники, цифровому здравоохранению и телемедицине.

Введение

Актуальнейшими задачами научно-технического прогресса в современном обществе являются увеличение продолжительности и повышение качества жизни человека, поддержание его высокой работоспособности и интеллектуальной активности. Однако при их реализации наблюдается увеличение психической нагрузки вследствие нестабильного развития экономики и непредсказуемых кризисных ситуаций, локальных войн, межнациональных конфликтов и стихийных бедствий. Эти процессы способствуют формированию хронического стресса, деформации личности, росту психических расстройств, и вследствие этого человек теряет способность эффективной переработки информации, когнитивного контроля и принятия решений, нарушаются базовые механизмы социальной адаптации.

Современные подходы к терапии подобных ситуаций строятся на основе нейропротекторной терапии, которая усиливает

активность нервной ткани и ее структурное восстановление в ответ на возникающие патогены. Из специфических нейропротекторов наиболее исследованными и имеющими весомую доказательную базу являются фармакологические препараты. На сегодняшний день большая группа препаратов и методов, которые были результативны в эксперименте, оказались неэффективными в лечебной практике [1].

В последние годы активно развиваются нефармакологические нейропротекторные методы, в которых лечебный эффект достигается с помощью нетепловых физических полей. Более 20 лет назад было предложено использовать для этих целей пространственно-распределенное поле низкочастотных однополярных импульсов тока для стимуляции шейных ганглиев симпатической нервной системы [2]. Аппарат «СИМПАТОКОР-01», реализующий эти принципы, включен в Государственный реестр медицинских изделий России (регистрационные удостоверения № ФСР 2007/00757 от 28.09.2007). Медицинские методики, использующие при лече-