

24. *Ibadov R.R., Ibadov S.R., Gapon N.V., Sizyakin R.A.* Issledovanie effektivnosti metodov sinteza tekstur na osnove eksperimental'nykh dannykh [A study of the effectiveness of methods of texture synthesis based on experimental data], *Nauchnaya vesna* [Scientific spring]. Shakhty, 2016, pp. 167-173.
25. *Efros A.A., Leung T.K.* Texture Synthesis by Non-parametric Sampling, *Proc. ICCV*, 1999, pp. 210-218.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н. В.И. Марчук.

Ибадов Рагим Рауфевич – Южный федеральный университет; e-mail: ragim_ibadov@mail.ru; 347928, г. Таганрог, ул. Энгельса, 1; тел.: 89298184480; аспирант.

Федосов Валентин Петрович – e-mail: vpfed@mail.ru; тел.: 89525601246; д.т.н.; профессор.

Ибадов Самир Рауфевич – Институт сферы обслуживания и предпринимательства ДГТУ в г. Шахты; e-mail: куууууууууууууу@yandex.ru; 346500, г. Шахты, ул. Шевченко, 147; тел.: 8951846-3738; аспирант.

Воронин Вячеслав Владимирович – e-mail: voronin_sl@mail.ru; тел.: 89885343459; к.т.н.; доцент.

Ibadov Ragim Raufevich – Southern Federal University; e-mail: ragim_ibadov@mail.ru; 1, Engels street, Taganrog, 347928, Russia; phone: +79298184480; postgraduate student.

Fedosov Valentin Petrovich – e-mail: vpfed@mail.ru; phone: +79525601246; dr. of eng. sc.; professor.

Ibadov Samir Raufevich – Institute of Service and Entrepreneurship (branch) Don State Technical University; e-mail: куууууууууууууууу@yandex.ru; 147, Shevchenko street, Shakhty, 346500, Russia; phone: +79518463738; postgraduate student.

Voronin Vyacheslav Vladimirovich – e-mail: voronin_sl@mail.ru; phone: +79885343459; cand. of eng. sc.; associate professor.

УДК 004.421

DOI 10.23683/2311-3103-2017-6-189-200

О.Ю. Воронков, С.А. Синютин

**МЕТОД ПОЛУЧЕНИЯ ЛУЧЕВЫХ СУММ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ
УСТАНОВОК ДЛЯ ТОМОСИНТЕЗА НА ОСНОВЕ АЛГОРИТМА
БРЕЗЕНХЕМА**

Работа посвящена описанию метода и алгоритма компьютерного моделирования процедуры получения трёхмерных лучевых сумм на основе алгоритма Брезенхема в установках для томосинтеза, предполагающего ограниченные углы съёма проекций исследуемого объекта. Приведена краткая историческая справка по томографическим системам, пояснено преимущество веерной схемы съёма данных перед параллельной, раскрыты цели развития томосинтеза наряду с полноценной томографией. Обобщённо изложена конструкция предлагаемой установки, указаны её технические характеристики, описан процесс съёма данных. Вскрыты особенности встроенных функций преобразования Радона и веерно-лучевого преобразования программного пакета MatLab, не позволяющие использовать их для решения поставленной задачи. Приведены общее описание алгоритма Брезенхема для растеризации векторных прямых, а также полная блок-схема предлагаемого алгоритма получения лучевых сумм на его базе. Продемонстрированы результаты вычислительного эксперимента по получению набора проекций виртуального математического фантома в среде MatLab. Актуальность работы заключается в развитии томосинтеза как более дешёвой, быстрой и безопасной альтернативы томографии, моделирование свойственных которому процессов затруднено по причине отсутствия подходящих готовых программных решений, в связи с чем возникает необходимость в разработке алгоритмов и программ для компьютерного моделирования, адаптированных под поставленные задачи. Научная

новизна состоит в адаптации двумерного алгоритма Брезенхема к решению задач томосинтеза и в создании на его основе трёхмерного алгоритма, реализующего полный цикл получения проекций исследуемого объекта в установке для томосинтеза с учётом всех геометрических особенностей последней.

Томография; томосинтез; лучевые суммы; компьютерное моделирование; ограниченные углы съёма; алгоритм Брезенхема.

O.Yu. Voronkov, S.A. Sinyutin

METHOD FOR OBTAINING RAY SUMS IN THE TOMOSYNTHESIS DEVICES MODELING BASED ON THE BRESENHAM'S LINE ALGORITHM

The work is devoted to description of the computer simulation procedure & the algorithm for obtaining three-dimensional ray sums basing on the Bresenham's line algorithm in the devices for tomosynthesis, assuming limited scan angles of the object projected. The paper contains a brief historical survey on tomographic systems, an explanation of the advantage of the fan-beam scheme of data extraction over parallel scheme, and purposes of tomosynthesis development alongside with the tomography. The proposed device design is summarized, its technical characteristics are specified, and the data extraction process is described. Features of the built-in Radon transformation & fan-beam transformation functions of the MatLab software package which prevent them from being used for solving the task are revealed. A general description of the Bresenham's line algorithm for vector lines rasterization is provided, and so is a complete block diagram of the proposed algorithm for obtaining beam sums based on it. The results of computational experiment for obtaining a set of virtual mathematical phantom projections in a MatLab environment are demonstrated. The relevance of the research lies in the development of tomosynthesis as a cheaper, faster & safer alternative to tomography in situation when the modeling of its inherent processes is difficult due to the lack of suitable ready-made software solutions, therefore arises the need to develop the algorithms and software for computer-aided modeling, adapted for the tasks set. The scientific novelty consists in the two-dimensional Bresenham's line algorithm adaptation for solving tomosynthesis problems & the creation of the three-dimensional algorithm, carrying out the complete cycle of obtaining the scanning object projections in a tomosynthesis device, taking into account all the geometric features of the latter.

Fomography; tomosynthesis; ray sums; computer modeling; limited angles of removal; Bresenham's line algorithm.

Введение. Компьютерная томография предназначена для неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта, базируется на измерении и компьютерной обработке разности ослабления рентгеновских лучей различными участками объекта. Этот метод был предложен в 1972 году Годфри Хаунсфилдом и Алланом Кормаком, получившими в 1979 году за данную разработку Нобелевскую премию по физиологии и медицине. Кроме медицины, томография нашла широкое применение во многих других областях деятельности, например, в дефектоскопии [1–5].

В медицинских томографах первого поколения применялась *параллельная* схема съёма данных (рис. 1,а), при которой для получения отдельной проекции остронаправленный источник и единственный детектор рентгеновского излучения, располагаясь напротив друг друга, синхронно двигались вдоль объекта (пациента). Это приводило к очень продолжительному времени сканирования, в связи с чем первые томографы оказывались непригодными для исследования подвижных органов и подходили только для диагностики головного мозга. Сейчас для медицинских целей устройства первого поколения больше не выпускаются.

В последующих поколениях медицинских установок стала использоваться *векторная* схема считывания информации (рис. 1,б), предполагающая пучок рентгеновских лучей, излучаемый в виде конуса и регистрируемый одновременно множеством сенсоров. Этот подход исключил поступательное движение источника и приёмника лучей вдоль объекта в процессе фиксации отдельной проекции, что привело к значительному сокращению времени сканирования и облучения пациента [6–8].

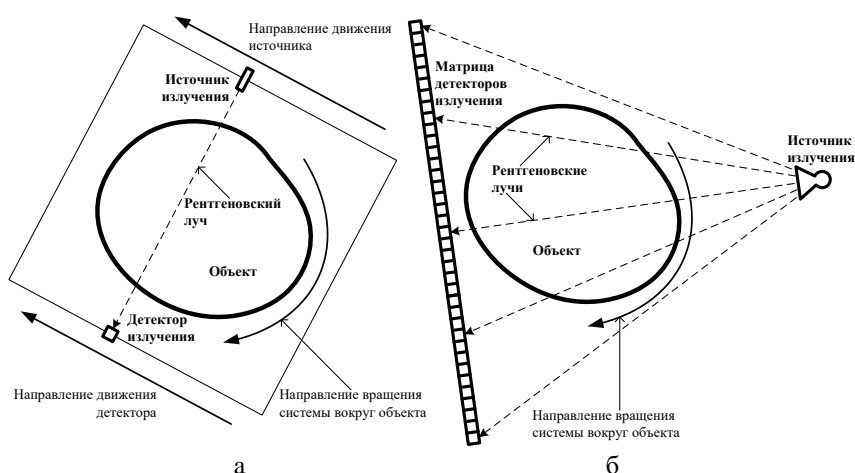


Рис. 1. Параллельная (а) и веерная (б) схемы сканирования объекта

Современные устройства для полноценной томографии, предполагающей съём проекций в широком диапазоне углов (при веерной схеме – 360°) остаются сложными, громоздкими, дорогими и к тому же оказывают на пациента вредное облучающее воздействие довольно высокой степени, по причине чего получил развитие подход, называемый *томосинтезом*. Он предполагает считывание проекций, получаемых коническим пучком лучей и плоской прямоугольной матрицей датчиков, в узком диапазоне углов (50° – 120°), чем достигаются компактность, относительная дешевизна оборудования, ещё меньшее время сканирования и, как следствие, низкое лучевое действие на пациента [9–15].

Описание установки. Схема предлагаемой установки для томосинтеза представлена на рис. 2. Необходимо отметить тот факт, что на данном изображении в целях его упрощения не соблюдены пропорции между линейными размерами элементов.

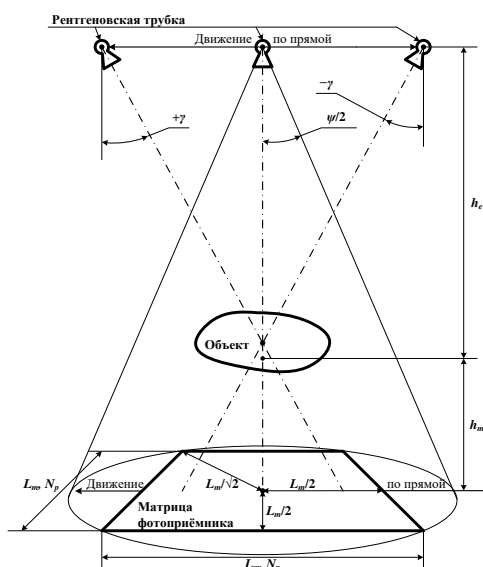


Рис. 2. Схема установки для томосинтеза

Принцип действия установки – следующий. Рентгеновская трубка испускает веерный (конический) пучок лучей, просвечивающих объект и попадающих на матрицу фотоприёмника. В целях получения проекций объекта в разных ракурсах трубка движется по прямой и одновременно отклоняет центральную линию пучка лучей, а матрица синхронно движется по прямой в противоположную сторону так, чтобы центральные лучи просвечивали центральную область объекта и попадали на центральную область матрицы. Угол ψ раствора конусного пучка лучей подобран так, чтобы матрица полностью охватывалась пучком. Источник излучения в первом приближении считается точечным. Характеристики установки приведены в табл. 1.

Таблица 1

Характеристики установки для томосинтеза

Параметр	Обозначение	Значение
Форма матрицы фотоприёмника	–	Квадратная
Длина/ширина матрицы фотоприёмника	L_m	0,43 м
Количество сенсоров матрицы фотоприёмника в одном ряду	N_p	1024 шт.
Расстояние от нижней границы объекта до линии траектории рентгеновской трубки	h_e	1 м
Расстояние от нижней границы объекта до линии траектории матрицы фотоприёмника	h_m	0,08 м
Угол отклонения центра пучка лучей	γ	$\pm 25^\circ$

Описание предлагаемого подхода. Моделирование процесса получения лучевых сумм для последующей томографической реконструкции предлагается вести в среде программного пакета *MatLab* [16–20]. Данный пакет обладает встроенными функциями преобразования Радона (для параллельного сканирования) и веерно-лучевого преобразования (для веерного сканирования), особенности реализации которых, однако, не в полной мере соответствуют задачам томосинтеза: так, веерно-лучевое преобразование требует поворота системы считывания вокруг объекта на 360° , а плоскость матрицы фотоприёмника при этом всегда перпендикулярна центральной линии конуса лучей. В связи с этим авторами данной работы предлагается алгоритм получения лучевых сумм, требующий написания программы на языке *MatLab* на базе алгоритма Брезенхема [21–24] для растеризации векторных прямых и учитывающий все геометрические особенности приведённой выше установки для томосинтеза.

Оригинальный вариант алгоритма Брезенхема является двумерным, т.е. предназначенным для работы на плоскости. Его идея состоит в том, чтобы определять, какие точки (пиксели) растра следует задействовать (закрасить), чтобы получить максимально точное приближение к векторной прямой. Ключевым элементом данного алгоритма выступает отслеживание ошибки, превышение критического значения 0,5 которой требует перестроения на соседний ряд пикселей с одновременным уменьшением значения ошибки на 1. В данной работе этот алгоритм применяется к трёхмерному пространству вокселей (объёмных пикселей), что выражается в независимом его применении к плоскостям xOz и yOz .

Особенность алгоритма Брезенхема в том, что требуется фактически несколько вариантов алгоритма в зависимости от направления прямой (вверх и вправо или вверх и влево) и угла её наклона к вертикали (меньше или больше 45°). Поскольку в установке для томосинтеза лучи могут исходить из трубки как под положительными, так и под отрицательными углами, то при моделировании необходимо учитывать направления прямых. Однако углы испускания лучей никогда не превышают 45° , что лишает смысла использование вариантов алгоритма для углов больше этого значения.

Блок-схема предлагаемого алгоритма получения трёхмерных лучевых сумм показана на рис. 3. Отмеченное в самом начале алгоритма создание нулевой трёхмерной матрицы M требуется для того, чтобы в дальнейшем заменять в этой матрице требуемые воксели таковыми из математического фантома, просвечиваемыми конкретным лучом, попадающим на конкретный сенсор матрицы фотоприёмника. В дальнейшем общий принцип работы алгоритма заключается в последовательном переборе сенсоров матрицы и взаимных положений трубки и матрицы.

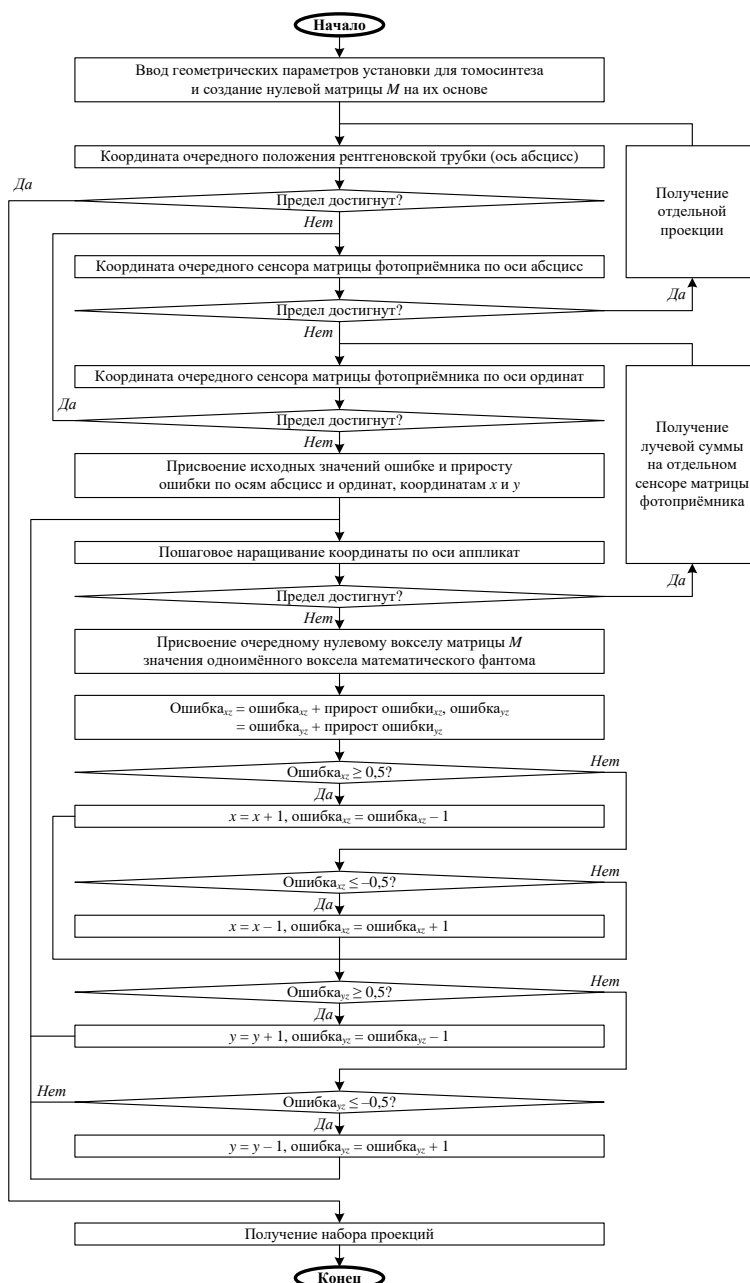


Рис. 3. Блок-схема предлагаемого алгоритма получения трёхмерных лучевых сумм

Моделирование. Вычислительный эксперимент заключался в написании нескольких программ на языке *MatLab* для разносторонней проверки корректности функционирования сформированного алгоритма в пределах изменения угла γ от -17° до $+17^\circ$. В целях упрощения в этих программах не моделировалось перемещение матрицы фотоприёмника относительно сканируемого объекта.

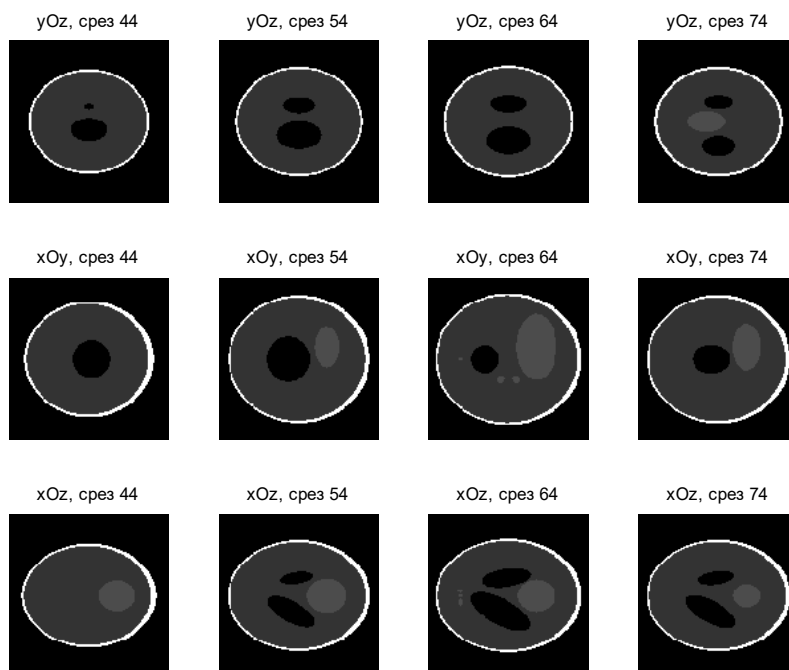


Рис. 4. Срезы математического фантома в разных плоскостях

Одна из программ предназначена для отображения на экране хода лучей по алгоритму Брезенхема сквозь математический фантом в виде упрощённого макета головы человека [25], несколько срезов которого в разных плоскостях приведено на рис. 4 (на данном рисунке настраиваемое разрешение фантома равно 128 вокселей по каждому измерению). В этой программе применён усечённый вариант алгоритма с рис. 3 – без перемещения по оси ординат. В командном окне *MatLab* пользователем вводится следующая информация:

```
Ввод значений параметров в вокселях
Шаг следования рентгеновских лучей: 5
Разрешение математического фантома: 64
Диапазон перемещения трубки: от -53.5 до 53.5
Три смещения трубки от центра матрицы (dTM): [-50 0 50]
```

На рис. 5 показана имитация прохождения рентгеновских лучей сквозь фантом по алгоритму Брезенхема, реализуемая этой программой. Шаг следования рентгеновских лучей (т.е. фактически шаг их попадания на очередной сенсор матрицы фотоприёмника по оси абсцисс) выбирался исходя из соображений наглядности. В соответствии с рис. 5 можно констатировать правильность построения лучей для разных положений рентгеновской трубки относительно матрицы фотоприёмника.

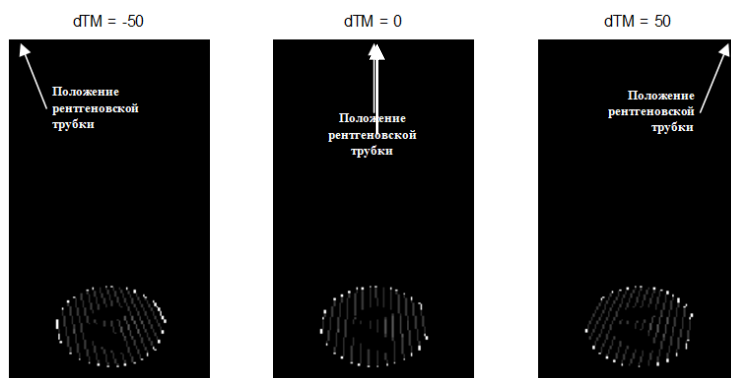


Рис. 5. Моделирование прохождения рентгеновских лучей сквозь математический фантом по алгоритму Брезенхема для трёх разных положений рентгеновской трубки относительно матрицы фотоприёмника (dTM)

Вторая программа предполагает построение двумерных лучевых сумм, для чего используется центральный вертикальный срез фантома, лежащий в плоскости xOz (на рис. 4 это срез под заголовком « xOz , срез 64»). Реализованная версия алгоритма с рис. 3 – также усечённая, т.е. без перемещения по оси ординат. В данном случае основной задачей выступает визуальная оценка близости этих результатов к таковым, получаемым встроенной функцией веерно-лучевого преобразования *MatLab* и заключённым в ограниченном диапазоне углов сканирования, определяемом теми же ракурсами облучения объекта, что в описываемой установке для томосинтеза. Изображения, получаемые посредством выполнения этой программы при разрешении фантома 128 вокселей по каждому измерению, приведены на рис. 6.

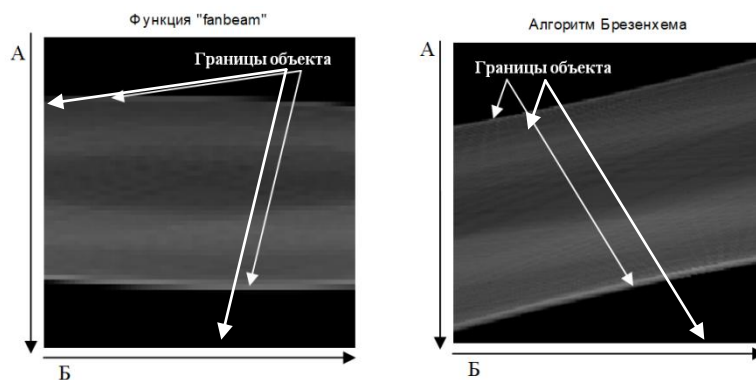


Рис. 6. Сравнение двумерных лучевых сумм, полученных встроенными возможностями программного пакета *MatLab* (функция “*fanbeam*” для веерно-лучевого преобразования) и программой на базе предлагаемого алгоритма

Двумерные лучевые суммы на рис. 6 представляют собой наборы одномерных (т.е. в виде отрезков прямых линий) проекций, регистрируемых одним рядом сенсоров фотоприёмника при просвечивании объекта рентгеновскими лучами по образу рис. 1 (б) для функции “*fanbeam*” и по образу рис. 5 для алгоритма Брезенхема. Каждый вертикальный ряд пикселей на рис. 6 является отдельной одномерной проекцией, получаемой при одном и том же положении системы сканирования относительно объекта (стрелка А, направление вниз соответствует движению вдоль оси абсцисс матрицы сенсоров в положительном направлении), и каждая

новая проекция, получаемая при каждой смене положения системы сканирования, добавляется к предыдущим справа по стрелке Б (направление вправо соответствует увеличению порядковых номеров проекций). Более светлые и более тёмные участки лучевых сумм соответствуют более светлым (более плотным) и более тёмным (менее плотным) фрагментам фантома.

Посредством сравнения левого и правого изображений на рис. 6 возможно заметить, что на правом рисунке в пределах границ объекта пропорции проекций исказились по сравнению с левым рисунком, что объясняется, во-первых отсутствием моделирования перемещения матрицы фотоприёмника синхронно с рентгеновской трубкой, во-вторых, движением трубки и матрицы по прямой, т.е. без поворота относительно объекта. Тем не менее, общее расположение светлых и тёмных участков на обоих рисунках совпадает, что позволяет сделать заключение об их сходстве, а следовательно, о правильности работы программы, использующей предлагаемый алгоритм.

Третья программа, осуществляющая формирование трёхмерных лучевых сумм, использует полный вариант алгоритма их построения в соответствии с рис. 3 для компьютерного моделирования съёма проекций объёмного математического фантома. Фрагмент листинга программы, реализующий трёхмерную версию алгоритма Брезенхема, представлен ниже.

```
% Верно-лучевое преобразование по алгоритму Брезенхема
for position = step:step:x1 % Движение рентгеновской трубки
    for x0 = 1:x1 % Перебор сенсоров по оси абсцисс
        for y0 = 1:N % Перебор сенсоров по оси ординат
            delta_x = position - x0; % Начало алгоритма Брезенхема
            delta_y = N/2 - y0;
            delta_z = z1 - z0;
            error_xz = 0;
            error_yz = 0;
            delta_error_xz = delta_x/delta_z;
            delta_error_yz = delta_y/delta_z;
            x = x0;
            y = y0;
            for z = z0:z1
                if z <= N
                    M(x, y, z) = I(x, y, z);
                end
                error_xz = error_xz + delta_error_xz;
                error_yz = error_yz + delta_error_yz;
                if error_xz >= 0.5
                    x = x + 1;
                    error_xz = error_xz - 1;
                end
                if error_xz <= -0.5
                    x = x - 1;
                    error_xz = error_xz + 1;
                end
                if error_yz >= 0.5
                    y = y + 1;
                    error_yz = error_yz - 1;
                end
                if error_yz <= -0.5
                    y = y - 1;
                    error_yz = error_yz + 1;
                end
            end
            sensor(x0, y0) = sum(sum(sum(M))); % Лучевая сумма на сенсоре
            M = zeros(x1, N, z1); % Обнуление нулевой матрицы
        end
    end
end
tube(:, :, (position/step)) = sensor; % Набор лучевых сумм
end
```

В этом фрагменте листинга:

- ◆ N – разрешение математического фантома;
- ◆ *position* – переменная, отражающая очередную позицию трубки относительно объекта;

- ◆ $x0, y0$ – координаты очередного сенсора фотоприёмника по осям абсцисс и ординат соответственно;
- ◆ $x1, z1$ – разрешение по осям абсцисс и аппликат соответственно виртуального пространства вокселей, внутри которого моделируется ход лучей (разрешение по оси ординат равно разрешению фантома);
- ◆ $error_{xz}, error_{yz}$ – ошибка $_{xz}$, ошибка $_{yz}$ соответственно (см. рис. 3);
- ◆ $delta_error_{xz}, delta_error_{yz}$ – прирост ошибки $_{xz}$, прирост ошибки $_{yz}$ соответственно (см. рис. 3);
- ◆ x, y – переменные реализующие перестроение на соседний ряд вокселей по осям абсцисс и ординат соответственно;
- ◆ I – фантом, помещённый в виртуальное пространство вокселей;
- ◆ M – виртуальное пространство вокселей с единственным лучом, попадающим на единственный сенсор (до начала алгоритма Брезенхема является трёхмерной нулевой матрицей, обнуляемой по завершении каждой итерации);
- ◆ $sensor$ – двумерная матрица лучевых сумм на каждом сенсоре фотоприёмника;
- ◆ $tube$ – трёхмерная матрица проекций для каждой позиции трубки относительно объекта.

Результаты вычислительного эксперимента на примере шести характерных проекций из 107 для фантома с разрешением, равным 64 вокселя по каждому измерению, и шага движения трубки по горизонтали, равного длине одного сенсора фотоприёмника (т.е. фактически равного одному вокселу), отображены на рис. 7.

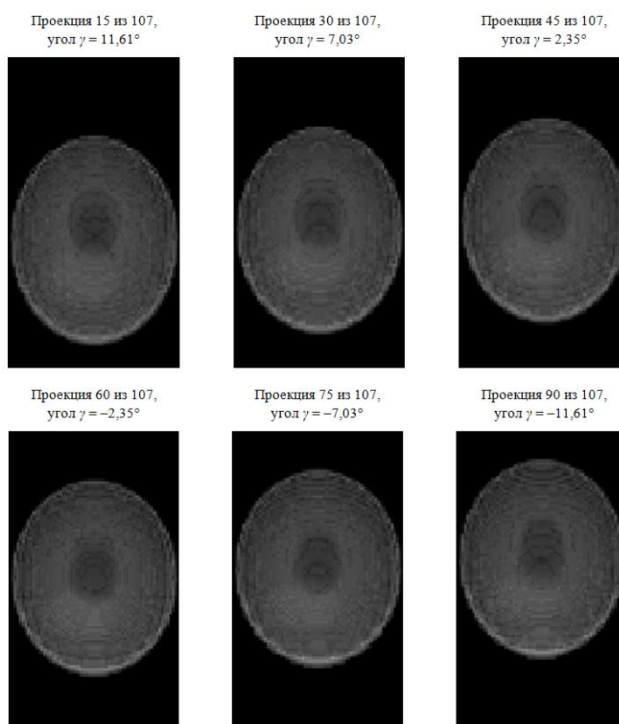


Рис. 7. Результаты вычислительного эксперимента

Так же, как и в предыдущем случае, более светлые и более тёмные участки трёхмерных лучевых сумм на рис. 7 соответствуют более плотным и менее плотным фрагментам фантома с рис. 4. Кроме того, следует отметить, что на рис. 7

рентгеновская трубка перемещается вниз по вертикали. Полученные трёхмерные лучевые суммы в дальнейшем подлежат использованию в том числе для проверки возможностей алгоритмов томографической реконструкции, которые могут быть разработаны для предложенной установки для томосинтеза.

Заключение. В данной работе представлен метод компьютерного моделирования процедуры получения лучевых сумм в среде программного пакета *MatLab* на основе алгоритма Брезенхема при ограниченных углах съёма проекций, позволяющий учесть геометрические особенности установки для томосинтеза по сравнению с полноценным томографом. Этот метод позволяет адаптировать к решению задач томосинтеза алгоритм Брезенхема для растеризации векторных прямых, изначально не предназначенный для данных целей, и расширить его исходный двумерный вариант, созданный для работы на плоскости, до трёхмерной версии, позволяющей применять его к объёмному пространству. Кроме того, отсутствие жёсткой привязки предложенного алгоритма к конкретным геометрическим параметрам аппаратуры даёт возможность с его помощью моделировать прохождение рентгеновских лучей и получать лучевые суммы в любых томографических установках, в том числе нестандартных, для компьютерного исследования которых встроенные функции программного пакета *MatLab* являются неподходящими.

Результаты исследований, изложенные в данной статье, получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта «Разработка и создание высокотехнологичного производства отечественного инновационного цифрового рентгеновского комплекса с функцией томографического синтеза изображений» по постановлению правительства №218 от 09.04.2010г. Исследования проводились в ФГАОУ ВО ЮФУ.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. – 2-е изд. перераб. и доп. – М.: Мед. лит., 2008. – 224 с.
2. Терновой С.К., Абдураимов А.Б., Федотенков И.С. Компьютерная томография: учеб. пособие. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 176 с.
3. Губарени Н.М. Вычислительные методы и алгоритмы малоракурсной компьютерной томографии. – Киев: Наукова думка, 1997. – 328 с.
4. Наттерер Ф. Математические аспекты компьютерной томографии: пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 288 с.
5. Avinash C. Kak, Malcolm Slaney. Principles of Computerized Tomographic Imaging. – The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York. – 337 p.
6. Лихачев А.В. Алгоритмы томографической реконструкции: учеб. пособие. – Новосибирск: НИУ-НГУ, 2013. – 117 с.
7. Изучение методов компьютерной томографии. Метод. Указания к лаб. раб. по курсу «Физические основы получения информации». – Режим доступа: URL: http://dfe.petrstu.ru/koi/teaching/fopi/lab-tomogr_2015.pdf.
8. Edwin L. Dove. Notes on Computerized Tomography. – Режим доступа: URL: <https://www.imt.liu.se/edu/courses/TBMT02/ct/CTNotes.pdf>.
9. Москвитин Е.В. Томографическая реконструкция трёхмерного объекта на базе методов томосинтеза // Известия Томского политехнического университета. – 2002. – Т. 305. – Вып. 5. – С. 31-35.
10. Патент РФ №2510080. Устройство для обработки изображения, способ обработки изображения и среда долговременного хранения информации / Нода Такеси. 21.11.2011.
11. Tsutomu Gomi, Hiroshi Hirano, Masahiro Nakajima, Tokuo Umeda. X-ray digital linear tomosynthesis imaging. – Режим доступа: URL: <http://www.scirp.org/JOURNAL/PaperInformation.aspx?PaperID=5640>.
12. Yulia Levakhina. Three-Dimensional Digital Tomosynthesis: Iterative Reconstruction, Artifact Reduction and Alternative Acquisition Geometry. – Springer Vieweg, 2014. – 192 p.
13. Ingrid Reiser, Stephen Glick. Tomosynthesis Imaging. – CRC Press, Taylor & Francis Group, 2014. – 257 p.

14. *Hiroshi Hirano*. Utility of Tomosynthesis with a Flat-panel Detector – Comparison with MSCT // *Medical Now*. – 2005. – Vol. 57. – P. 16-23.
15. *Grant D.G.* Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique // *IEEE Trans Biomed Eng*. – 1972. – Vol. 19. – P. 20-27.
16. *Дьяконов В.П.* MatLab. Полный самоучитель. – М.: ДМК Пресс, 2012. – 768 с.
17. *Поршнев С.В.* Компьютерное моделирование физических процессов в пакете MatLab. – М.: Горячая линия-Телеком, 2003. – 592 с.
18. *Сизиков В.С.* Обратные прикладные задачи и MatLab: учеб. пособие. – СПб.: Изд-во «Лань», 2011. – 256 с.
19. *Artyom M. Grigoryan, Merughan M. Grigoryan*. Image Processing: Tensor Transform and Discrete Tomography with MATLAB. – CRC Press, Taylor & Francis Group, 2013. – 466 p.
20. *Журавель И.М.* Краткий курс теории обработки изображений. – Режим доступа: URL: <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/47.php>.
21. *Роджерс Д.* Алгоритмические основы машинной графики. – М.: Мир, 1989. – 512 с.
22. *Шилдт Г.* «Си» для профессиональных программистов. – М., 1989.
23. Алгоритм Брезенхэма. – Режим доступа: URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Алгоритм_Брезенхэма.
24. *Даниил Басманов*. Брезенхем и У на страже диагоналей. – Режим доступа: URL: <https://habrahabr.ru/post/185086/>.
25. *Хермен Г.* Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии: пер. с англ. – М.: Мир, 1983. – 352 с.

REFERENCES

1. *Khofer M.* Komp'yuternaya tomografiya. Bazovoe rukovodstvo [Computer tomography. A basic guide. 2nd ed. Moscow: Med. lit., 2008, 224 p.
2. *Ternovoy S.K., Abduraimov A.B., Fedotenkov I.S.* Komp'yuternaya tomografiya: ucheb. posobie [Computed tomography: a tutorial]. Moscow: GEOTAR-Media, 2008, 176 p.
3. *Gubareni N.M.* Vychislitel'nye metody i algoritmy malorakursnoy komp'yuternoy tomografii [Computational methods and algorithms malorechenskoe computed tomography]. Kiev: Naukova dumka, 1997, 328 p.
4. *Natterer F.* Matematicheskie aspekty komp'yuternoy tomografii [Mathematical aspects of computerized tomography]: translation from English. Moscow: Mir, 1990, 288 p.
5. *Avinash C. Kak, Malcolm Slaney.* Principles of Computerized Tomographic Imaging. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, 337 p.
6. *Likhachev A.V.* Algoritmy tomograficheskoy rekonstruktsii: ucheb. posobie [The tomographic reconstruction algorithms: a tutorial]. Novosibirsk: NIU-NGU, 2013, 117 p.
7. *Izucheniye metodov komp'yuternoy tomografii. Metod. Ukazaniya k lab. rab. po kursu «Fizicheskie osnovy polucheniya informatsii»* [The study of methods of computer tomography. Method. Instructions for laboratory works on course "Physical foundations of information"]. Available at: http://dfe.petsru.ru/koi/teaching/fopi/lab-tomogr_2015.pdf.
8. *Edwin L. Dove.* Notes on Computerized Tomography. – Available at: <https://www.imt.liu.se/edu/courses/TBMT02/ct/CTNotes.pdf>.
9. *Moskvitin E.V.* Tomograficheskaya rekonstruktsiya trekhmernogo ob"ekta na baze metodov tomosinteza [Tomographic reconstruction of three-dimensional object on the basis of the tomosynthesis methods], *Izvestiya Tomskogo politekhnicheskogo universiteta* [Bulletin of the Tomsk Polytechnic University], 2002, Vol. 305, Issue 5, pp. 31-35.
10. *Noda Takesi.* Ustroystvo dlya obrabotki izobrazheniya, sposob obrabotki izobrazheniya i sreda dolgovremennogo khraneniya informatsii [A device for processing image, method of image processing and the environment long-term storage of information]. Patent RF №2510080. 21.11.2011.
11. *Tsutomu Gomi, Hiroshi Hirano, Masahiro Nakajima, Tokuo Umeda.* X-ray digital linear tomosynthesis imaging. Available at: <http://www.scirp.org/JOURNAL/PaperInformation.aspx?PaperID=5640>.
12. *Yulia Levakhina.* Three-Dimensional Digital Tomosynthesis: Iterative Reconstruction, Artifact Reduction and Alternative Acquisition Geometry. Springer Vieweg, 2014, 192 p.
13. *Ingrid Reiser, Stephen Glick.* Tomosynthesis Imaging. – CRC Press, Taylor & Francis Group, 2014, 257 p.

14. *Hiroshi Hirano*. Utility of Tomosynthesis with a Flat-panel Detector – Comparison with MSCT, *Medical Now*, 2005, Vol. 57, pp. 16-23.
15. *Grant D.G.* Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique, *IEEE Trans Biomed Eng.*, 1972, Vol. 19, pp. 20-27.
16. *D'yakonov V.P.* MatLab. Polnyy samouchitel' [MatLab. The full tutorial.]. Moscow: DMK Press, 2012, 768 p.
17. *Porshnev S.V.* Komp'yuternoe modelirovanie fizicheskikh protsessov v pakete MatLab [Computer modeling of physical processes in the package MatLab]. Moscow: Goryachaya liniya-Telekom, 2003, 592 p.
18. *Sizikov V.S.* Obratnye prikladnye zadachi i MatLab: ucheb. posobie [The reverse applied problems and MatLab: a tutorial]. Saint Petersburg: Izd-vo «Lan», 2011, 256 p.
19. *Artyom M. Grigoryan, Merughan M. Grigoryan*. Image Processing: Tensor Transform and Discrete Tomography with MATLAB. CRC Press, Taylor & Francis Group, 2013, 466 p.
20. *Zhuravel' I.M.* Kratkiy kurs teorii obrabotki izobrazheniy [A brief course in the theory of image processing]. Available at: <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/47.php>.
21. *Rodzhevs D.* Algoritmicheskie osnovy mashinnoy grafiki [Algorithmic bases of computer graphics]. Moscow: Mir, 1989, 512 p.
22. *Shildt G.* «Si» dlya professional'nykh programmistov [C for professional programmers]. Moscow, 1989.
23. Algoritm Brezenkhema [Algorithm Bresenham]. Available at: https://ru.wikipedia.org/wiki/Algoritm_Brezenkhema.
24. *Daniil Basmanov*. Brezenkhem i U na strazhe diagonaley [Bresenham, and the guardian of the diagonals]. Available at: <https://habrahabr.ru/post/185086/>.
25. *Khermen G.* Vosstanovlenie izobrazheniy po proektsiyam: Osnovy rekonstruktivnoy tomografii [The restoration of images by projections: the fundamentals of reconstructive tomography]: translation from English. Moscow: Mir, 1983, 352 p.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор С.В. Соколов.

Воронков Олег Юрьевич – Научно-технический центр «Техноцентр» Южного федерального университета; e-mail: oleg.voronkov.1985@gmail.com; 347900, г. Таганрог, ул. Петровская, 81; тел.: +79508449549; к.т.н.; н.с.

Синютин Сергей Алексеевич – e-mail: ssin@mail.ru; тел.: 88634311143; к.т.н.; кафедра встраиваемых систем; зав. кафедрой.

Voronkov Oleg Yurievich – Scientific and Technical Center “Technocenter” Southern Federal University; e-mail: oleg.voronkov.1985@gmail.com; 81, Petrovskaya street, Taganrog, 347900, Russia; phone: +79508449549; cand. of eng. sc.; researcher.

Sinyutin Sergey Alexeevich – e-mail: ssin@mail.ru; phone: +78634311143; cand. of eng. sc.; the department of embedded systems; head of department.

УДК 004.8

DOI 10.23683/2311-3103-2017-6-200-212

Е.С. Стариков, Л.И. Сучкова

ТРАНСФОРМАЦИЯ ЛИНГВИСТИЧЕСКОГО ОПИСАНИЯ ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ В ДАННЫХ МОНИТОРИНГА В ГИБРИДНЫЙ ПАТТЕРН ЭКСПЕРТНОЙ СИСТЕМЫ

Описывается лингвистический метод формализации экспертных знаний и трансформация экспертного описания закономерностей в гибридный паттерн механизма принятия решений экспертной системы. Приведены особенности разработанного специализированного языка для описания темпоральных событий на объекте мониторинга. Порождающая грамматика языка является модификацией универсальной темпоральной грамматики и позволяет оперировать с нечеткими данными. Модификация заключается в упрощенном описании многоуровневых закономерностей в данных, в предоставлении эксперту возможно-