

УДК 621.386.12/17

## ВОПРОСЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Е. Н. Симонов  
(РФЯЦ-ВНИИТФ)

Проведено математическое моделирование влияния на качество томографического изображения: а) числа ракурсов и детекторов (отчетов в проекции); б) уровня шумов измерительных и проекционных данных; в) нестабильности потока рентгеновских фотонов источника излучения; г) флуктуаций ракурса и координаты детектора; д) спектра рентгеновского излучения.

Определены допустимые значения изменения указанных факторов, уточнены требования к проектированию блоков и систем разработанного отечественного рентгеновского компьютерного томографа РКТ-01, имеющего веерный пучок излучения и непрерывную линейку единичных ксеноновых детекторов и предназначенного для исследования всего тела человека.

Многие системы рентгеновского компьютерного томографа, а также явления, происходящие в нем, достаточно сложны, и часто их невозможно описать в виде формализованной аналитической модели [1]. Гораздо эффективнее в этом случае применение математического моделирования.

Математическое моделирование компьютерных томографов целесообразно проводить в несколько этапов:

1. Построение математической модели томографического процесса  $Ax = y$ , описывающей физические процессы, происходящие при распространении излучения в исследуемом объекте для заданной геометрии томографических измерений, где  $A$  — оператор преобразования;  $x$  — томографический параметр исследуемого объекта;  $y$  — косвенные измерения процесса. Здесь также решается задача выбора такой модели, которая лучше отвечает цели проводимого томографического исследования.

В работе [1] показано, что точное решение уравнения переноса найти затруднительно, и поэтому приходится искать различные приближения.

Если в схеме сканирования можно считать источник излучения точечным, коллимированным и моноэнергетическим, то томографический процесс можно описать с помощью уравнения

$$A_1 \mu \equiv \int_{L(l, \theta)} \mu(x, y) dl = - \ln \frac{J_x(l, \theta)}{J_0(l, \theta)}, \quad (1)$$

где  $\mu(x, y)$  — линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения;  $L(l, \theta)$  — набор путей (длин) рентгеновского луча в объекте по различным направлениям  $(l, \theta)$ ;  $J_x(l, \theta)$  — интенсивность излучения, прошедшего через объект в направлении  $(l, \theta)$ ;  $J_0(l, \theta)$  — интенсивность источника излучения в направлении  $(l, \theta)$ .

Если источник излучения полиэнергетичен, то модель (??) является неадекватной реальному процессу и вместо нее должно рассматриваться уравнение

$$A_2 \mu \equiv \int_{E_1}^{E_2} J_0 \eta(E) Z^{\zeta(E)}(l, \theta) \exp \left( - \int_{L(l, \theta)} [a_1(x, y) f_{\Phi}(E) + a_2(x, y) f_{\kappa}(E)] dl \right) dE = \int_{E_1}^{E_2} J_x(l, \theta, E) dE,$$



Задаётся схема сканирования, и из геометрических соотношений для заданной области реконструкции  $R_0$  и количества детекторов  $N$  определяются параметры  $l, \theta$ , если это параллельная схема сканирования, или параметры  $\gamma, \beta$ , если это веерная схема сканирования, которые соответственно являются функциями количества детекторов  $N$  и ракурсов  $M$  и используются в алгоритме реконструкции.

При веерной схеме сканирования для модели фантома определяют проекции

$$P_{ij} = \ln \frac{J_0(\gamma_i, \beta_j)}{J_x(\gamma_i, \beta_j)}, \quad (3)$$

где  $i$  — индекс детектора,  $i = [-N/2, N/2 - 1]$ ;  $j$  — индекс ракурса,  $j = [1, M]$ ;  $J_0$  — интенсивность излучения перед объектом исследования;  $J_x$  — интенсивность излучения за объектом.

В итоге получают матрицу проекционных данных (рис. 1, б) размерностью  $N \times M$ .

Рис. 1, а иллюстрирует определение матрицы проекционных данных для веерной схемы сканирования. При этом для модели фантома (2) каждому ракурсу  $\beta_j$  и каждому детектору с угловым разрешением  $\gamma_j$  соответствует длина  $L(\gamma, \beta)$  луча, проходящего через фантом ( $R_0, C_0$ ), содержащий различные локальные вставки ( $r_n, c_n$ ). Величина  $\Delta\gamma_i$  при постоянной дуге детектора  $\tilde{c}$  определяется апертурой единичного детектора  $d$  (для примера показаны  $d_1$  и  $d_2$ ).

Для принятого алгоритма реконструкции изображения и проекционных данных (3), определяемых для модели фантома (2), проводят реконструкцию томограммы фантома и определяют значения коэффициентов линейного ослабления фона  $\mu_0(x, y)$  и тонкой структуры  $\mu_1(x, y)$  для различных  $N$  и  $M$ . На рис. 2 показаны значения указанных коэффициентов для одного из сечений томограммы моделируемого фантома.

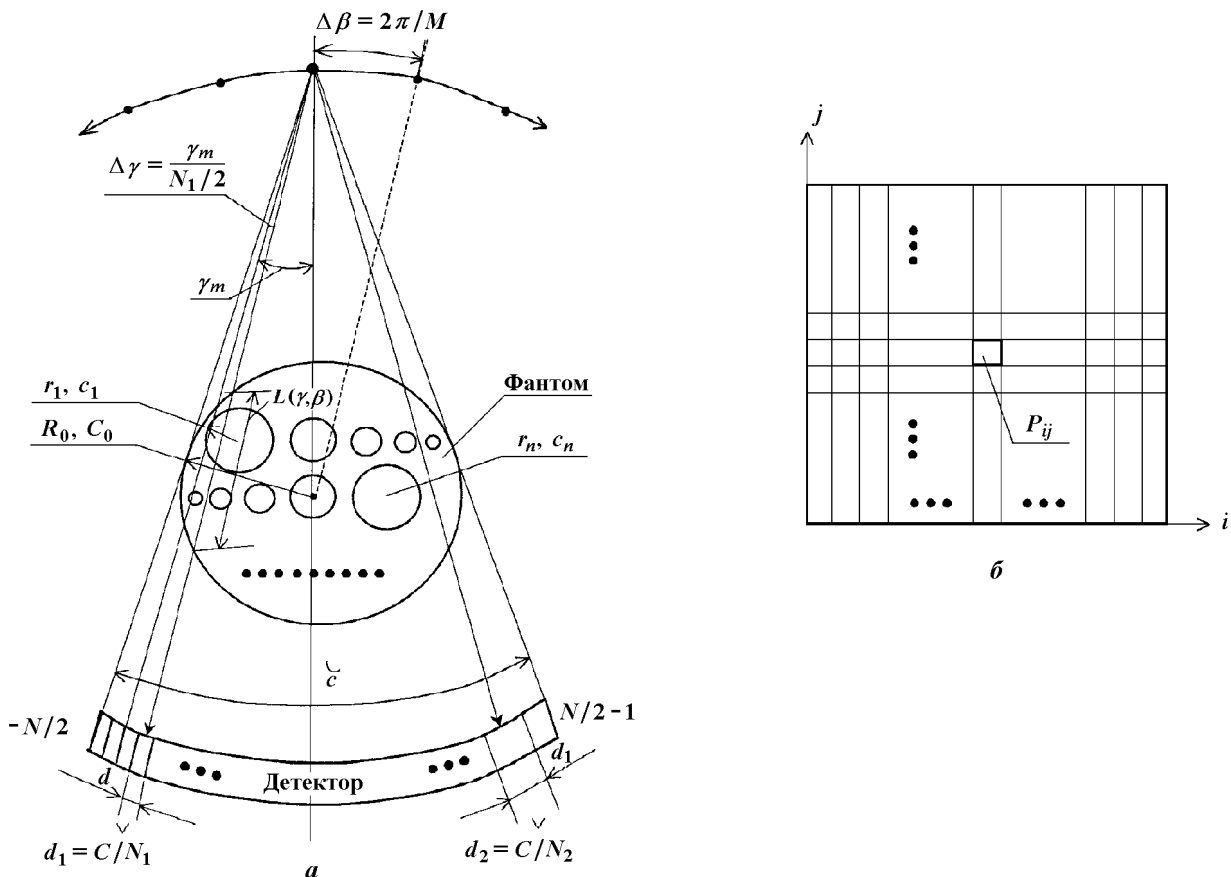


Рис. 1. Определение матрицы проекционных данных (б) для модели фантома при веерной схеме сканирования (а)

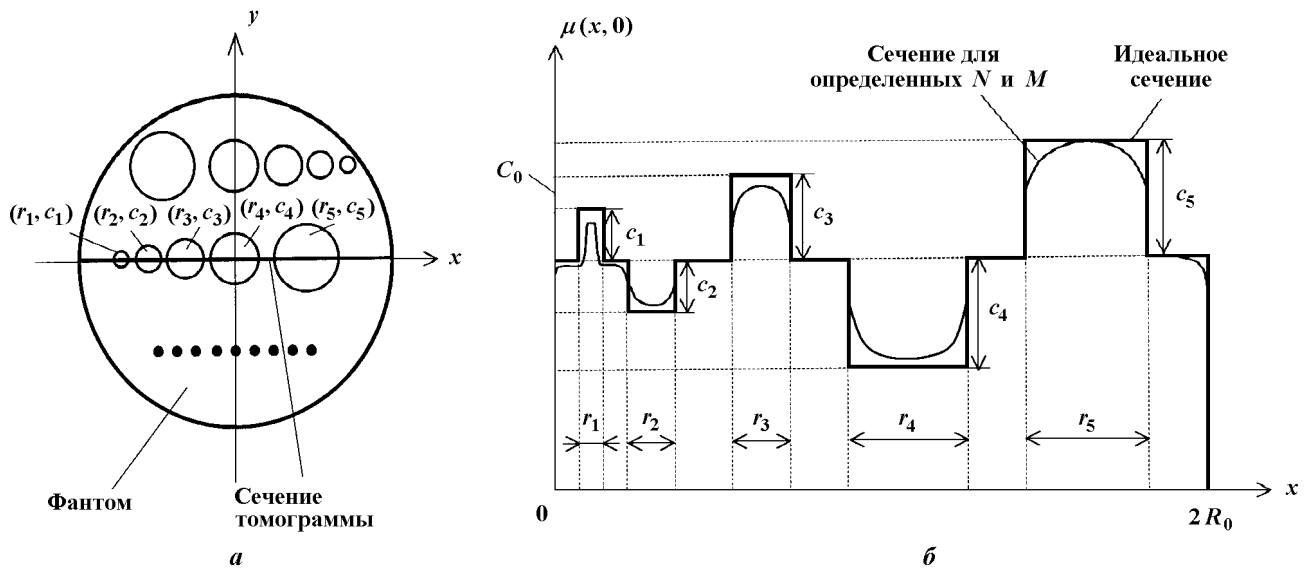


Рис. 2. Представление  $\mu_0(x, y) = C_0$  и  $\mu_1(x, y) = \{c_1, \dots, c_5\}$  (б) для центрального сечения моделируемого фантома (а)

С помощью критериев оценки качества, рассмотренных в [1], для тонкой структуры  $\mu_1(x, y)$  определяют зависимость  $\mu_1(x, y)$  от  $N$  и  $M$ . Если выбрать как критерий качества относительное квадратическое отклонение  $\Delta_{\text{на}}^2(x, y)$ , которое определяет отклонение среднего значения  $\mu_1$  от истинного в точке  $(x, y)$ , то погрешность  $\Delta_{\text{на}}$  реконструируемой томограммы определится как

$$\Delta_{\text{на}}(x, y) = \frac{|\mu_1(x, y) - \bar{\mu}_1(x, y)|}{\mu_1(x, y)},$$

где  $\mu_1(x, y)$  — истинное значение в точке  $(x, y)$  модели;  $\bar{\mu}_1(x, y)$  — значение в точке  $(x, y)$  в результате моделирования для заданных  $N$  и  $M$ .

На рис. 3 приведены результаты моделирования численного эксперимента по оценке влияния  $N$  и  $M$  на уровень погрешности  $\Delta_{\text{на}}$  реконструируемого изображения тонкой структуры при использовании алгоритма обратного проецирования с фильтрацией сверткой (ОПФС) [2] для верной геометрии сканирования. Из рисунка следует, что при  $N \leq 120$  и  $M \leq 100$  погрешность восстановления тонкой структуры исследуемого объекта становится достаточно большой.

В случае восстановления фоновой структуры объекта потребуются гораздо меньшие  $N$  и  $M$ .

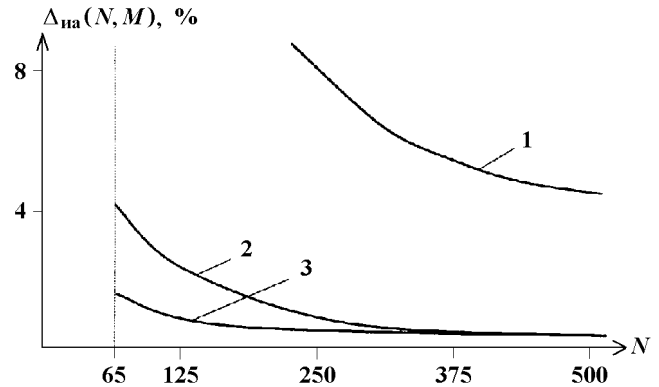


Рис. 3. Зависимости погрешности  $\Delta_{\text{на}} = \Delta_{\text{на}}(N, M)$  при использовании алгоритма ОПФС для верной геометрии сканирования: 1 —  $M = 65$ ; 2 —  $M = 300$ ; 3 —  $M = 600$

### Влияние шумов при томографических измерениях

В модели [1] шум принимается как случайный процесс с нулевым математическим ожиданием. Однако при моделировании шум можно воспроизводить с любым математическим ожиданием и математическое ожидание шума можно учитывать как систематическую составляющую погрешности.

Кроме того, моделирование позволяет расширить условия представления шума:

- проводить наложение шума на первоначальные ("сырые") измерительные данные до получения проекций (логарифмирования);

- проводить анализ влияния шума для различных ядер свертки с различной степенью регуляризации;
- исследовать алгоритмы предварительной обработки измерительных данных и определенные этапы алгоритма реконструкции;
- проводить многофакторный эксперимент, т. е. наложение на полезный измерительный сигнал одновременно квантового шума и шума измерительного тракта.

Последнее условие требует представления измеряемого сигнала, идущего на предварительную обработку в алгоритме реконструкции, в виде

$$J(r) = K(r) + j(r).$$

Здесь:

$J(r)$  — измеряемый сигнал при фиксированных координатах  $r$  источника и детектора;

$K(r)$  — истинное значение измеряемого сигнала, его можно представить как среднее значение сигнала, пропорциональное числу сосчитанных детектором фотонов:

$$K(r) = k\bar{n}_x(r) = k\bar{n}_0(r) \sigma \exp(-\mu L),$$

где  $k$  — коэффициент пропорциональности;  $\bar{n}_0(r)$  — среднее число фотонов, испущенных источником;  $\sigma$  — эффективность детектора;  $\exp(-\mu L)$  — коэффициент пропускания излучения объектом толщиной  $L$ ;

$j(r)$  — случайная величина, у которой  $\overline{j(r)} = 0$ , а дисперсия

$$\sigma_{j(r)}^2 = \sigma_{\text{кш}}^2 + \sigma_{\text{шт}}^2,$$

где  $\sigma_{\text{кш}}^2$  — дисперсия квантового шума за объектом исследования, распределенная по закону Пуассона,

$$\sigma_{\text{кш}}^2 = k^2 \bar{n}_x(r) = k^2 \sigma \exp(-\mu L) \bar{n}_0(r) = k^2 \sigma \exp(-\mu L) \sigma_{n_0(r)}^2;$$

$\sigma_{\text{шт}}^2$  — дисперсия шума измерительного тракта;  $\sigma_{n_0(r)}^2$  — дисперсия квантового шума источника излучения.

На рис. 4 представлены результаты вычислительного эксперимента по определению погрешности  $\mu$  на томограмме при заданном квантовом шуме измеряемого сигнала для модели однородного фантома

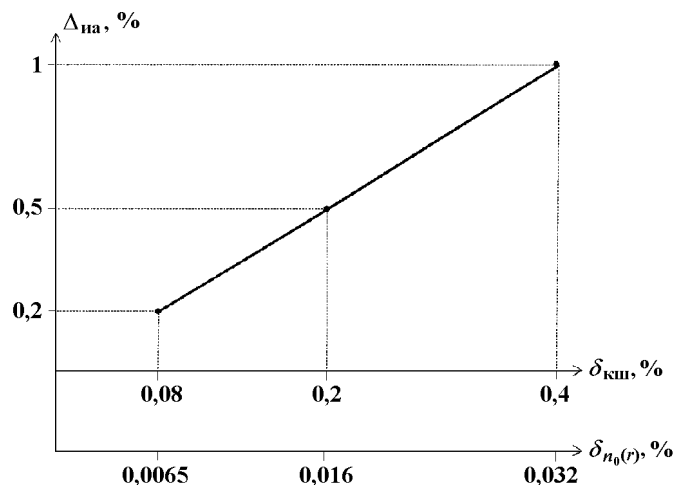


Рис. 4. Влияние относительной величины квантового шума на относительную погрешность томографического изображения

ма  $R_0 = 150$  мм,  $N = 512$ ,  $M = 600$ , ядра свертки с прямоугольным *окном* алгоритма реконструкции при веерной геометрии сканирования. Пуассоновский квантовый шум накладывался на сигнал, измеряемый перед однородным фантомом, с дисперсией  $\sigma_{n_0(r)}^2 = \sigma_{\text{кш}}^2 / k^2 \sigma \exp(-\mu L)$ , где  $\sigma_{\text{кш}}^2$  задавалась для максимального  $L = 2R_0$ .

Из рис. 4 видно, что требования к относительной величине квантового шума источника излучения  $\delta_{\text{кш}}$  значительно жестче (приблизительно на порядок), чем к величине квантового шума за объектом исследования  $\delta_{n_0(r)}$ . Относительная величина квантового шума источника излучения  $\delta_{\text{кш}}$  должна быть примерно в 30 раз меньше необходимой относительной погрешности  $\Delta_{\text{на}}$  томографического изображения.

### Влияние нестабильности потока рентгеновских фотонов, испускаемых источником излучения

Для задания требований к высоковольтному источнику напряжения рентгеновской трубки при проектировании рентгеновского томографа важно иметь оценки нестабильности потока излучения в течение времени сканирования.

Рассмотрим веерную геометрию сканирования. Пусть  $T$  — время перемещения системы *источник-детекторы* из одного ракурса в другой,  $T = t_{ск}/M$ , где  $t_{ск}$  — время сканирования;  $R_0$  — радиус исследуемого объекта;  $\omega$  — частота пульсаций потока излучения;  $c$  — коэффициент пульсаций. Если за  $J_{x0}(\gamma, \beta)$  принять поток рентгеновских фотонов, регистрируемых детекторами в отсутствии пульсаций, поток фотонов  $J_x(\gamma, \beta)$ , искаженный пульсациями, можно представить в виде

$$J_x(\gamma, \beta) = J_{x0}(\gamma, \beta) [1 + c \sin(\omega T M)]$$

с учетом того, что для веерной геометрии сканирования все детекторы в одном ракурсе измеряют поток квантов одновременно. Здесь целесообразно исследовать вибуляцию потока от ракурса к ракурсу.

На рис. 5 показаны результаты вычислительного эксперимента по оценке влияния пульсаций на реконструкцию томографического изображения при  $\omega = 50$  Гц для веерной геометрии сканирования,  $t_{ск} = 6$  с,  $M = 600$ ,  $R_0 = 150$  мм и алгоритма реконструкции ОПФС. Из рисунка видно, что допустимый уровень пульсаций  $c$  не должен превышать 0,5 %.

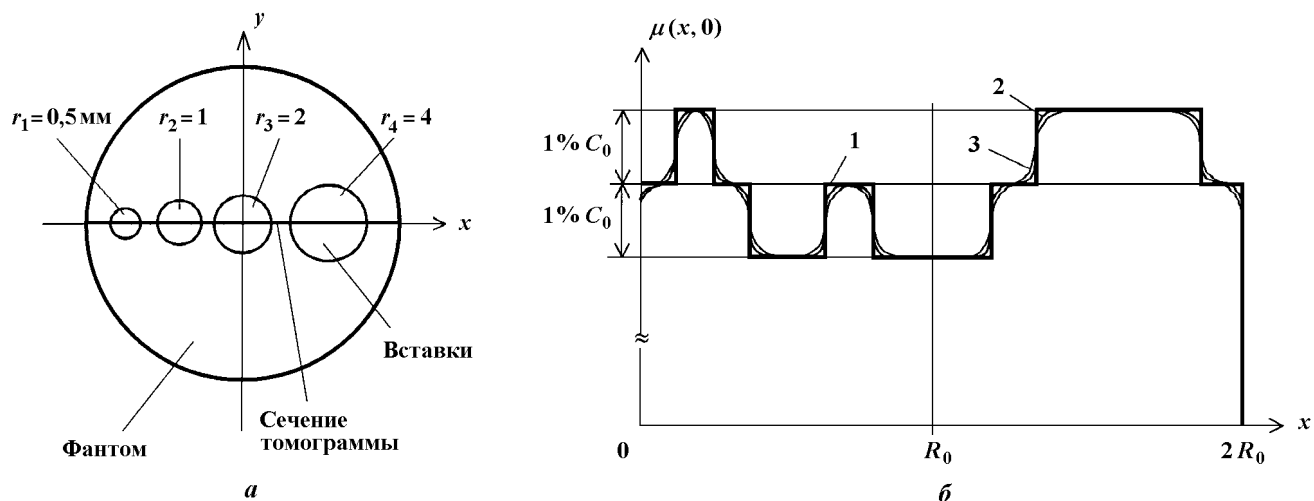


Рис. 5. Влияние вибуляции потока источника рентгеновских квантов (б) на фантоме (а): 1 — линейный коэффициент ослабления в отсутствие вибуляции ( $c = 0$ ); 2 —  $c = 0,001$  (или 0,1 % значения потока  $J_{x0}(\gamma, \beta)$ ); 3 —  $c = 0,005$  (0,5 %)

### Влияние флуктуаций ракурса и координаты детектора

При проведении сканирования измерение потока излучения детекторами должно проводиться через равные угловые промежутки  $\Delta\beta = 360^\circ/M$ . Угловые координаты системы *источник-детекторы* определяет круговая масштабно-координатная линейка с датчиком позиционирования. Этот прибор может вносить погрешность в определение угла  $\beta_j$ ,  $j = 1, 2, \dots, M$ . Поскольку значение величины, измеренной датчиком, корректируется масштабной линейкой, накопление ошибки угла позиционирования не происходит и систематическая ошибка в определении угла является пренебрежимо малой. Исходя из этого моделирование угловой координаты можно проводить по следующей зависимости [1]:

$$\beta_j = \Delta\beta j + \sigma_1 U_j,$$

где  $j$  — номер ракурса;  $\sigma_1$  — среднеквадратическое отклонение срабатывания датчика по масштабнo-координатной линейке;  $U_j$  — выборка случайной величины, распределенной по нормальному закону со средним, равным 0, и среднеквадратическим, равным 1, отклонением.

Расположение единичных детекторов в блоке детекторов должно быть строго равномерным. Расположение каждого единичного детектора определяет координату  $\gamma_i$  для веерной геометрии,  $l_i$  — для параллельной геометрии сканирования,  $i = 1, 2, \dots, 2N$ . Погрешность в определении координаты в итоге влияет на погрешность реконструкции томограммы. Моделирование координаты детектора (для веерной геометрии) можно проводить по следующей зависимости:

$$\gamma_i = \Delta\gamma i + \xi(i), \quad (4)$$

где  $\xi(i)$  — случайная величина, распределенная равномерно на отрезке  $[-a, a]$ ,  $a > 0$  — уровень максимальной погрешности в определении координаты детектора;  $i$  — номер детектора;  $\Delta\gamma$  — угловое расстояние между соседними детекторами.

При заданном значении среднеквадратического отклонения равномерного распределения  $\sigma_2$  координаты детектора выражение (4) примет вид

$$\gamma_i = \Delta\gamma i + a(2t_i - 1),$$

где  $a = \sqrt{3}\sigma_2$ ;  $t_i$  — выборка случайной величины, распределенной по равномерному закону в интервале  $(0, 1)$ .

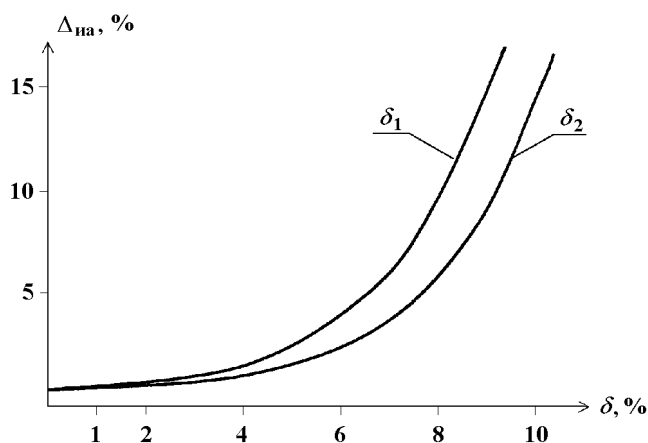


Рис. 6. Влияние флуктуаций угловой координаты системы источник-детектор ( $\delta_1$ ) и координаты детектора ( $\delta_2$ )

На рис. 6 приводится оценка погрешности  $\Delta_{на}$  восстановления  $\mu_0(x, y)$  однородного фантома в зависимости от погрешности  $\delta_1$  в определении угловой координаты (ракурса) и погрешности  $\delta_2$  координаты детектора для веерной геометрии сканирования.

Результаты показывают, что погрешности в определениях угловой координаты (значения ракурса) и координаты детектора в линейке детекторов до  $\delta = 1\%$  не вносят существенных искажений в реконструируемое томографическое изображение. Это значение погрешности может быть принято за уровень допустимой погрешности в проектировании и изготовлении круговой масштабнo-координатной линейки и датчика углового (ракурсного) позиционирования, а также в расположении ионизационных камер блока детекторов по его длине.

### Влияние спектра рентгеновского излучения

Одной из причин нелинейного искажения томографического изображения при его реконструкции является "ужесточение" спектра излучения по мере прохождения его через исследуемый объект.

Влияние спектра излучения на качество изображения можно моделировать через получение полиэнергетических проекций. Получение полиэнергетических проекций дает возможность оценить значение эффективной энергии  $E_{эф}$ , при которой восстанавливается коэффициент ослабления, равный среднему коэффициенту ослабления для полиэнергетических проекций. Имея значение эффективной энергии  $E_{эф}$ , также можно оценить влияние рассеяния излучения на качество изображения.

Величина сигнала, регистрируемая детектором, может быть представлена как

$$J_x = J_0 \int_{E_1}^{E_2} \eta(E) \exp\left(\int_{L_i} -\mu(E, L_i) dl_i\right) dE, \quad (5)$$

где  $\eta(E)$  — спектральная плотность источника излучения,  $\int_{E_1}^{E_2} \eta(E)dE = 1$ ;  $\mu(E, L_i)$  — линейный коэффициент ослабления излучения в зависимости от энергии  $E$  вдоль прямой объекта исследования  $L_i$ ;  $J_0$  — интенсивность излучения источника.

В дискретной форме, используемой в программах моделирования, выражение (5) запишется в виде

$$J_x = J_0 \sum_{e=1}^K \eta_e \exp \left( \sum_{m=1}^n -\mu_{e,m} \Delta L_m \right) \Delta E, \quad (6)$$

где  $K$  — число уровней спектра излучения;  $n$  — число элементарных локальностей в объекте исследования, имеющих линейный коэффициент ослабления  $\mu_{e,m}$ ;  $\Delta L_m$  — длина пересечения луча с элементарной локальностью  $n$ .

Проекции для модели фантома с учетом выражения (6) определяют по формуле

$$P_{ij} = -\ln \left( \sum_{e=1}^K \eta_e \exp \left( \sum_{m=1}^n -\mu_{e,m} (\Delta\gamma_i, \Delta\beta_j) \Delta L_m \right) \Delta E \right). \quad (7)$$

Восстанавливая изображение модели однородного фантома для моноэнергетических проекций и для полиэнергетических проекций (7), можно оценить погрешность реконструкции  $\mu(x, y)$ .

На рис. 7 показаны результаты, полученные для модели однородного водяного фантома  $R_0 = 150$  мм при веерной геометрии сканирования, толщине рентгеновского пучка и спектре рентгеновской трубки с W-Re-слоем излучения при  $U_a = 120$  кВ. Из рисунка видно, что реконструкция  $\mu(x, y)$  при полиэнергетических проекциях имеет нелинейную погрешность  $\Delta\mu$ , максимальное значение которой находится в центре изображения. Это обусловлено эффектом ужесточения луча, который проявляется максимально для длины луча, равной  $2R_0$ .

Оценку значения эффективной энергии  $E_{\text{эф}}$  томографа можно получить исходя из равенства

$$P_{ij}^m = P_{ij} + a_1 P_{ij}^2 + a_2 P_{ij}^3 + \dots, \quad (8)$$

где  $P_{ij}$  — полиэнергетические проекции, моделируемые по (9) (см. ниже) для однородного водяного фантома;  $a_1, a_2, \dots$  — коэффициенты полинома, определяемые итерационным методом при  $\Delta\mu \rightarrow 0$ ;  $P_{ij}^m$  — моноэнергетические проекции, получаемые для однородного водяного фантома при энергии  $E_{\text{эф}}$ .

Выражение (8) определяет методологию коррекции влияния полиэнергетического излучения на нелинейность реконструкции  $\mu(x, y)$ . По своей сути эта методология определяет нахождение значения  $\mu(x, y)$ , которое при коррекции должно стремиться к некоторому значению  $\mu_{\text{эф}}(x, y)$ , задаваемому прямой 1 на рис. 7. Таким образом, определив значения моноэнергетической проекции  $P_{ij}^m$  (8) и учитывая, что

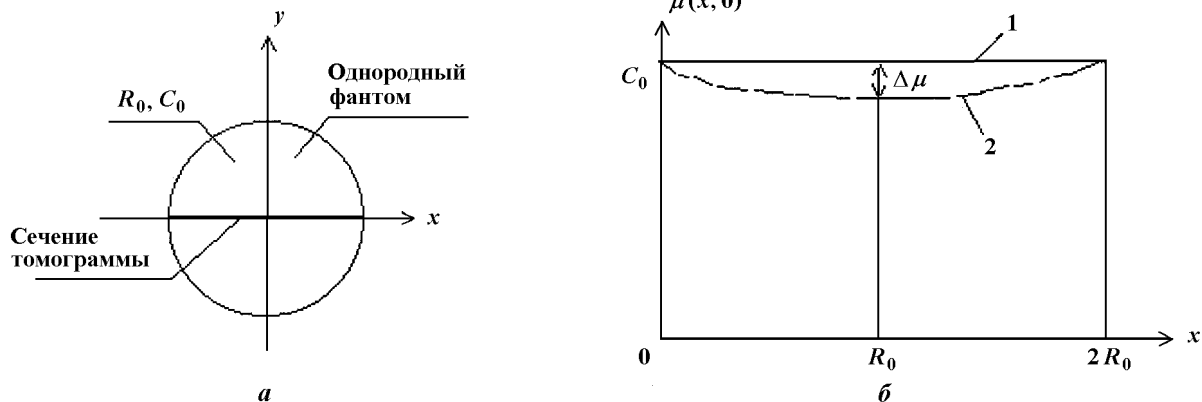


Рис. 7. Оценка  $\mu(x, y)$  погрешности реконструкции (б) однородного водяного фантома (а) для моноэнергетических (1) и полиэнергетических (2) проекций



$$P_{ij}^m = \ln \frac{J_0(E_{\text{эф}})}{J_0(E_{\text{эф}}) e^{-\mu_{\text{эф}} R_0}} = \mu_{\text{эф}} R_0, \quad (9)$$

получаем из заданной зависимости  $\mu_{\text{эф}} = \mu_{\text{эф}}(E)$ . Для воды  $E = E_{\text{эф}}$ .

Рис. 8 поясняет механизм в различии проекций  $P_{ij}$  и  $P_{ij}^m$ .

Зависимость значений моноэнергетических проекций  $P_{ij}^m$  от толщины исследуемого объекта  $L$  в соответствии с (9) имеет вид прямой, а зависимость значений полиэнергетических проекций  $P_{ij}$  от  $L$  имеет нелинейный характер в соответствии с (7). При этом разница между  $P_{ij}^m$  и  $P_{ij}$  увеличивается с увеличением  $L$  за счет уменьшения  $\mu(E)$  для  $P_{ij}$  при ужесточении луча.

Результаты моделирования показали, что для веерного пучка излучения при сканировании водяного фантома  $2R_0 = 215$  мм для  $U_a = 120$  кВ эффективная энергия равна  $E_{\text{эф}} = 70,3$  кэВ.

Для оценки рассеянного излучения можно рассмотреть полный поток фотонов, первичных и вторичных (однократно рассеянных),  $\Phi(\bar{\mu}L, E^*)$ , где  $E^* = E_{\text{эф}}$  [1]. Эта функция описывает накопление вторичных фотонов и их частичную компенсацию за счет фильтрации спектральных компонентов излучения.

На рис. 9 показана функция  $\Phi(\bar{\mu}L, E^*)$  для  $E^* = 70,3$  кэВ и  $E^* = 60$  кэВ при моделировании на водяном однородном фантоме  $2R_0 = 215$  мм. Из рисунка следует, что для  $E_{\text{эф}} = 70,3$  кэВ будет происходить уменьшение потока первичных фотонов, т. е. преобладание эффекта фильтрации спектральных компонентов излучения над эффектом накопления вторичных фотонов, а для  $E_{\text{эф}} = 60$  кэВ ситуация будет обратной и это уменьшение потока будет не более 3 %.

Для отечественного рентгеновского компьютерного томографа РКТ-01 [1] при  $E_{\text{эф}} = 70,3$  кэВ трехпроцентное уменьшение имеет достаточно систематический характер по толщине фантома, что мало отражается на качестве томографического изображения.

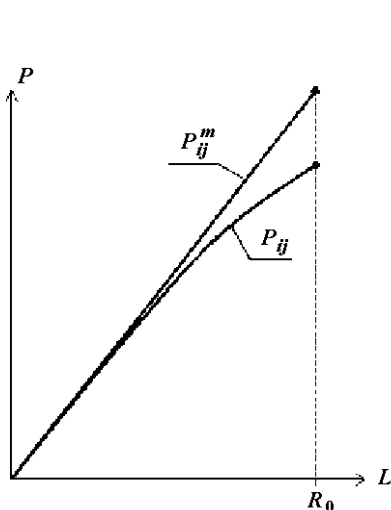


Рис. 8. Качественный характер зависимостей  $P_{ij}^m$  и  $P_{ij}$  от толщины объекта (водяного фантома)

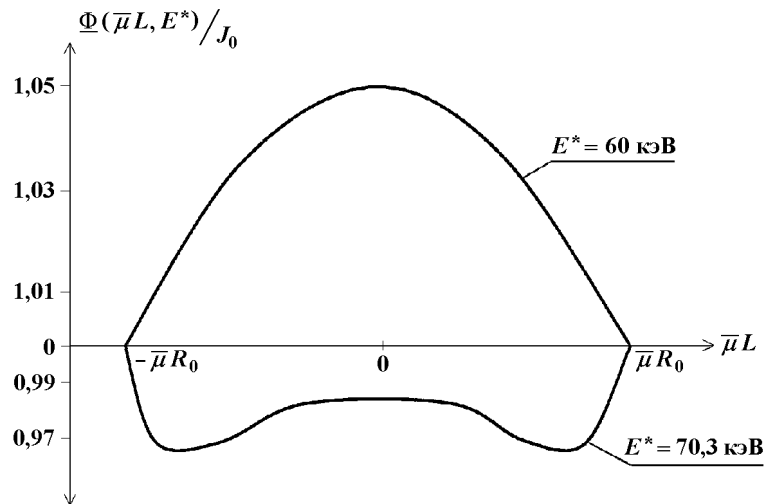


Рис. 9. Зависимость нормированного эффективного потока фотонов от величины  $\bar{\mu}L$

### Заключение

Учитывая, что рентгеновский компьютерный томограф — это сложная разомкнутая система с большим количеством физических, математических и технических параметров, представить ее для анализа в виде формальной модели интегральных операторов, зависящих от этих параметров и соединенных между собой определенным образом, не всегда удается.

Существуют явления и параметры, которые в рамках рассмотренных моделей невозможно формализовать. К ним относятся:

- физические процессы, протекающие при регистрации прошедшего через исследуемый объект излучения;

- шумы источника излучения и измерительных трактов;
- процессы реконструкции пространственного распределения томографического параметра и отображение этого распределения в виде полутонового изображения.

Для исследования этих процессов и параметров с использованием математического моделирования разработаны модели:

- алгоритма реконструкции томографического параметра и отображения его в виде полутонового изображения;
- фантомов исследуемых объектов;
- схемы сканирования;
- представления измерительных и проекционных данных.

Исследуемый процесс или параметр, как правило, представляется в виде определенного изменения измерительных или проекционных данных, полученных по модели объекта, по которым проводят восстановление изображения на модели алгоритма реконструкции с анализом характеристик качества изображения.

Проведено математическое моделирование влияния на качество томографического изображения:

- числа ракурсов и детекторов (отсчетов в проекции);
- уровня шумов измерительных и проекционных данных;
- нестабильности потока рентгеновских фотонов источника излучения;
- флуктуаций ракурса и координаты детектора;
- спектра рентгеновского излучения.

В результате моделирования были определены допустимые значения изменения вышеуказанных факторов, уточнены требования к проектированию блоков и систем разработанного отечественного рентгеновского компьютерного томографа РКТ-01, имеющего веерный пучок излучения и непрерывную линейку единичных ксеноновых детекторов и предназначенного для исследования всего тела человека.

### Список литературы

1. *Симонов Е. Н.* Рентгеновская компьютерная томография. Монография. Снежинск: РФЯЦ-ВНИИТФ, 2002.
2. *Симонов Е. Н.* Интегральный алгоритм реконструкции томографического изображения // См. настоящий выпуск. С. 31–43.
3. *Хермен Г.* Восстановление изображений по проекциям // Основы реконструктивной томографии / Пер. с англ. М.: Мир, 1983.
4. *Наттерер Ф.* Математические аспекты компьютерной томографии / Пер. с англ. М.: Мир, 1990.
5. *Терновой К. С., Синьков М. В., Закидальский Л. И. и др.* Введение в современную томографию. Киев: Наук. думка, 1983.

Статья поступила в редакцию 28.05.04.

---