
А.Б. Блинов, Н.Н. Блинов

Улучшение качества рентгеновского изображения за счет фильтрации рассеянного излучения

Аннотация

Рассматриваются возможности исключения вредного воздействия рассеянного излучения на рентгеновское изображение за счет определения его значения непосредственно при экспозиции. Показано, что приведенный метод обладает более эффективными характеристиками по сравнению с применением растров, отсеивающих рассеянное излучение.

Повсеместное внедрение цифровых методов в современную рентгенодиагностику вместо традиционной пленочной рентгенографии не привело к снижению дозы, получаемой персоналом и пациентом при исследовании. Это связано с расширением областей применения рентгеновского излучения в целях диагностики, как автономно, так и в комбинации с другими видами физического воздействия: МРТ, ПЭТ, КТ, томосинтезом.

Соответственно, остается актуальной проблема снижения вредного воздействия излучения, рассеянного объектом, на качество изображения.

Общезвестно, что при взаимодействии рентгеновского излучения с веществом возникает рассеянное излучение, создающее на изображении вредный шум, ухудша-

ющий его качество. Рассеянное излучение возникает при процессах:

- а) фотоэлектрического поглощения (ФЭП);
- б) комптоновского рассеяния (КР);
- в) томпсоновского рассеяния (ТР);
- г) фотопоглощения (ФП).

При энергиях рентгеновского излучения, используемых в диагностических рентгеновских исследованиях (ниже 100 кэВ), имеют значение только КР и ФП. Геометрия измерения рассеянного излучения по ГОСТ Р МЭК 60627-2005 представлена на *рис. 1* для аналоговой рентгенографии при фильтрации рассеянного излучения с помощью отсеивающих растров.

Для оценки вредного воздействия рассеянного излу-

чения на качество изображения целесообразно использовать относительное значение отношения сигнал/шум

$$\delta = \frac{Rc}{R_{шум}}, \quad (1)$$

где Rc есть разница между пришедшим на детектор излучением и шумовым сигналом, формирующим изображение, т. е. Rc – полезный сигнал; $R_{шум}$ есть доля излучения, попадающего на детектор в виде рассеянного от объекта исследования, а также шум систем преобразования.

Значение δ зависит от:

- размеров рабочего поля;
- размера объекта излучения;
- напряжения на рентгеновской трубке;
- расстояния от объекта исследования до детектора;
- шумовых характеристик пятна детектирования.

Все эти зависимости достаточно сложны и плохо подчиняются аналитическому выражению.

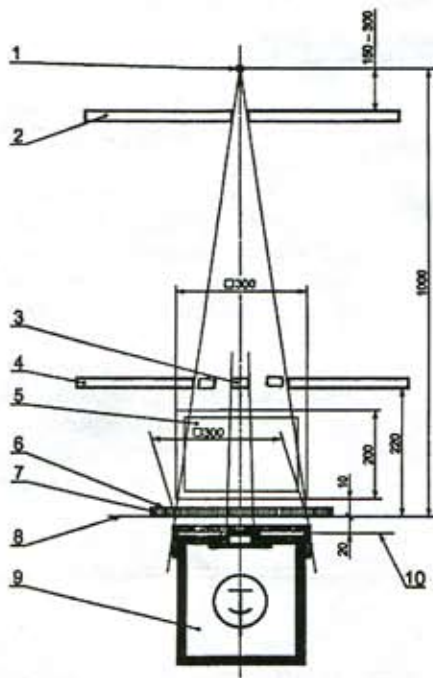


Рис. 1. Установка измерения параметров отсеивающего раstra общего назначения в условиях широкого пучка по ГОСТ Р МЭК 60629-2005

Широко используемая в аналоговой рентгенографии фильтрация рассеянного излучения с помощью отсеивающих растр позволяет исключить из процесса формирования изображения до 70% рассеянного излучения (при потере до 20% прямого излучения) [1]. Это приводит к улучшению отношения сигнал/шум и одновременно к увеличению экспозиции, определяемому так называемым фактором БУКИ, достигающим 4...5 [2].

Цифровая рентгенография 2D

Для цифровых плоских 2D-детекторов может быть предложен метод снижения вредного влияния рассеянного излучения на качество изображения, заключающийся в построении поля рассеянного излучения непосредственно в процессе экспозиции. В основу метода положена возможность частотного разделения сигналов от рассеянного и прямого излучения от объекта.

Наши исследования показывают, что распределение рассеянного излучения практически ото всех медицин-

ских объектов по плоскости изображения характеризуется низкими пространственными частотами, не превышающими 0,1 п.л./см. Между тем частота Найквиста в медицинских цифровых рентгеновских преобразователях составляет 2,5...5 п.л./мм, т. е. на два порядка выше.

Методы цифровой рентгенографии позволяют исключить «фактор БУКИ» из расчета экспозиции при фильтрации рассеянного излучения. Это связано с большими значениями динамического диапазона и возможностью минимизировать значение дозы облучения при сохранении или увеличении отношения сигнал/шум.

На рис. 2а представлена геометрия размещения фильтра рассеянного излучения относительно объекта O и фокуса f . На рис. 2б представлена форма сигнала рентгеновского излучения за фильтром F с учетом нерезкости от размера фокуса f в миллиметрах.

Нерезкость H_1 равняется H_2 при условии равномерности фокуса f .

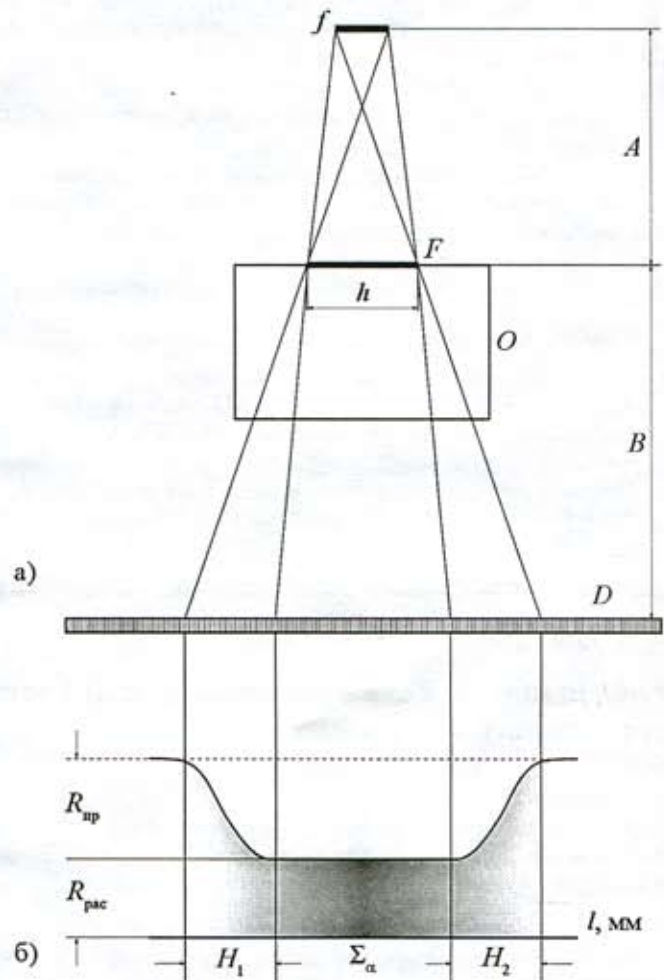


Рис. 2. Геометрическое размещение фильтра рассеянного излучения F (а) и форма сигнала за фильтром F (б): $R_{рас}$ – рассеянное излучение; $R_{пр}$ – прямое излучение

Рассеянное излучение $R_{рас}$ должно составлять Σd мм. Общее искажение сигнала, вызванного введением фильтра F , составляет

$$J = 2H_1 + \Sigma d, \quad (2)$$

где d – размер пикселей, мм.

При этом

$$H_1 = f \frac{B}{A}. \quad (3)$$

Выражение (3) позволяет определить размеры фильтра, позволяющие исключить влияние прямого пучка на сигнал декектора, размещенного под фильтром в плоскости изображения. Для примера, при $f = 1$ мм и $B = A$ нерезкость H составит 1 мм, а, следовательно, минимальный размер фильтра, перекрывающего рабочий пучок, должен составлять не менее 2×2 мм.

Такой размер площади изображения, не содержащий информации об объекте исследования, может отрицательно сказаться на диагностической ценности всего исследования. Уменьшить этот размер можно, уменьшив f и B или увеличив A в формуле (3). Уменьшение размеров фокуса f неизбежно ведет к ограничению допустимой мощности рентгеновского излучения.

Зона рассеянного излучения Σd не должна быть меньше $2d$, для того чтобы по крайней мере один пиксел всегда находился в зоне рассеянного излучения. Таким образом, условием получения сигнала о рассеянном излучении по крайней мере от одного пиксела является

$$J \geq 2(H + d). \quad (4)$$

При условии $f = 0,6$ мм, $a = b$ выражение (3) принимает вид $J = 1,2 + 2d$ (мм), где d – размер одного пиксела в миллиметрах.

При размере изображения 400×400 мм и размере пиксела 0,1 мм это составляет менее 0,5 % от поверхности изображения, что допустимо без существенной потери информации. Сигнал на пикселах, находящихся в зоне фильтра F , программно усредняется по среднему значению сигнала окружающих пикселей.

Для исследований, где применяются нерегулируемые диафрагмы и тубусы, целесообразно зону измерения рассеянного излучения расположить в наименее информативной области изображения (маммография, дентальная рентгенография), рис. 3а, в. Для исследований с регулируемыми диафрагмами зону измерения рассеянного излучения возможно разместить в центре изображения (рис. 3б).

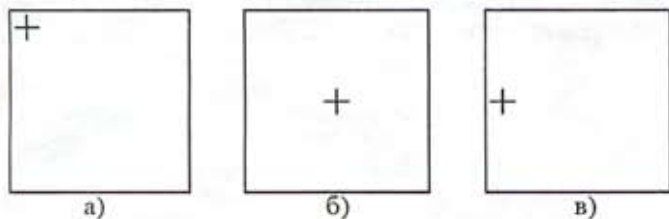


Рис. 3. Расположение зоны измерения рассеянного излучения при различных исследованиях: а), в) – при нерегулируемой диафрагме; б) – при регулируемом размере изображения. Зона измерения рассеянного излучения обозначена как +

Провести построение поля рассеяния в плоскости цифрового изображения программными средствами не представляет особой сложности. Далее поле рассеяния вычитается из цифрового изображения.

Цифровая рентгенография 3Д

В последние годы в РФ действуют международные рекомендации по определению дозовых уровней при РКТ, где приводятся не только методики оценки так называемого параметра индекса дозы $CTDI$ при РКТ [ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, ИМЭ, ч. 2. Частные требования безопасности к рентгеновским компьютерным томографам (ИЕС 60601-2-44)], но и средства для ее определения [цилиндрические фантомы из полиметилметакрилата размером 32 см (все тело) и 16 см (голова) и дозиметр с пальчиковой камерой].

В соответствии с определением ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, индекс дозы компьютерной томографии ($CTDI_{100}$) есть интеграл профиля дозы вдоль линии, перпендикулярной к томографической плоскости от -50 до $+50$ мм, деленный на произведение числа томографических срезов N за один скан на номинальную томографическую толщину среза (индекс 100 означает, что измерения проводят посредством ионизационной камеры диаметром 100 мм):

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ мм}}^{+50 \text{ мм}} \frac{D_{(z)}}{NT} dz, \quad (5)$$

где $D_{(z)}$ – измеренное значение дозы; N – число томографических срезов за один скан; T – толщина среза.

Показатель $CTDI$, рассчитанный по выражению (5), зависит от толщины срезов и размеров детектора дозы, поэтому он не является единственным.

В европейских странах принято определение взвешенного $CTDI_{100}$ [2]:

$$CTDI_{100} (CTDI_w) = \frac{1}{3} CTDI_{100(c)} + \frac{2}{3} CTDI_{100(n)}. \quad (6)$$

Первое слагаемое формулы (6) представляет собой 1/3 индекса дозы, измеренного в центре цилиндрического фантома (c), второе – измерения $CTDI$ в двух точках по периферии фантома на глубине 10 мм (n).

В соответствии с требованиями ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, в эксплуатационных документах должна быть приведена информация об индексах дозы ($CTDI_{100}$) для каждого применения, измеренных с помощью цилиндрического фантома и пальчиковой камеры.

В [6] нами было указано, что введение в компьютерные томографы систем, минимизирующих дозу, описанных выше, делает неопределенным значение индекса дозы $CTDI$, определенного с помощью цилиндрического фантома. Дело в том, что с помощью равномерного фантома цилиндрической формы невозможно учесть изменения мощности излучения в процессе сканирования, создаваемые при изменениях плотности объекта, угла наклона системы излучатель-детекторы. Воздействие оптимальных пространственных фильтров на уменьшение дозы облучения в условиях цилиндрического объекта также оказывается неэквивалентно форме человеческого тела.

Таким образом, указание в эксплуатационных документах значений $CTDI$, предписываемое ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005, не содержит информации о реальных дозовых нагрузках, получаемых при исследовании. Более близким к форме грудной клетки и всего торса человеческого тела является эллипсоидальный фантом. Для головы пригоден цилиндрический фантом диаметром 16 см.

Те же соображения относятся к системам для томосинтеза.

Следует отметить, что увеличение количества линеек детекторов, включаемых одновременно, при прочих равных условиях неизбежно снижает качество изображения и увеличивает дозу облучения. Ухудшение качества определяется возрастанием доли рассеянного излучения, вызванным расширением угла раскрытия рабочего пучка и необходимостью усложнения программы реконструкции для учета отклонения углов падения излучения от прямого угла. Высокая доля рассеянного излучения влияет на возрастание дозы и снижает отношение сигнал/шум. В системах томосинтеза это влияние особенно значительно.

Таким образом, чрезмерную погоню за количеством срезов в современных компьютерных томографах (300 и более) вряд ли можно считать оправданной. С диагностической точки зрения, важнейшим параметром при РКТ является время проведения исследования, а вовсе не количество срезов. В ближайшем будущем следует ожидать значительного расширения областей применения систем для томосинтеза – устройств, где для получения компьютерной томографии используют плоскую 2D-цифровую матрицу, осуществляющую за один оборот или его часть полную трехмерную реконструкцию участка тела размерами до 30 x 40 см. Здесь применимы те системы снижения дозы облучения и программы, улучшающие качество реконструкции, которые созданы для спиральных мультidetекторных РКТ. Снижение вредного влияния рассеянного излучения является определяющей задачей в таких системах.

Есть основания полагать, что вычитание поля рассеяния из каждого промежуточного изображения, получаемого в процессе 3D-томосинтеза, приведет к значительному возрастанию отношения сигнал/шум, а следовательно, при прочих равных условиях, к снижению дозы без потери качества.

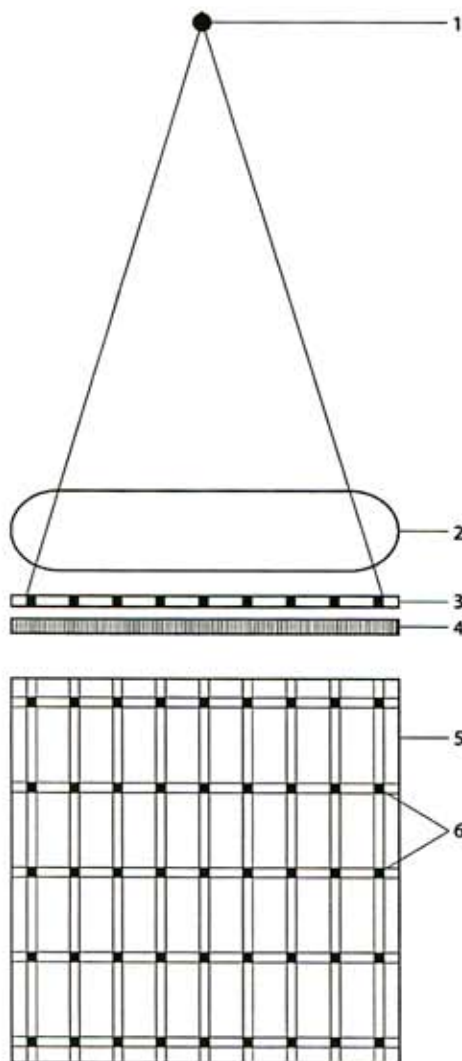


Рис. 4. Геометрия размещения фильтров при реализации программного метода вычитания рассеянного излучения при томосинтезе: 1 – фокус излучателя; 2 – объект исследования; 3 – сечение «маска с фильтрами»; 4 – цифровой детектор; 5 – плоскость с фильтрами; 6 – свинцовая фольга фильтра

На рис. 4 представлено размещение нескольких фильтров для измерения рассеянного излучения при томосинтезе. Особенностью измерения рассеянного излучения в данном случае является отсутствие потери информации в конечном восстановленном изображении, поскольку проекция каждого фильтра приходится на разные зоны изображения, что легко может быть учтено при соответствующем программировании.

Программный метод фильтрации рассеянного излучения не ухудшает качество конечного 3D-изображения, поскольку каждое промежуточное вычитание рассеяния производится под разными углами. Этот метод применим не только в компьютерной томографии и при томосинтезе: положительный эффект может быть достигнут при любом виде цифровой рентгенографии, в том числе и при применении фотостимулируемых люминофоров. Поскольку линейные отсеивающие растры позволяют, в зависимости от отношения растра r , фильтровать до 70...80 % рассеянного излучения и 20...25 % рабочего пучка, описанный программный способ фильтрации рассеянного излучения может оказаться более эффективным средством повышения качества изображения, чем растр, и приведет к отказу от растров. Несомненным достоинством программного способа является снижение так называемого «фактора Буки» – коэффициента повышения экспозиции при применении растра. Этот коэффициент колеблется от 2,5 до 5 в зависимости от параметров растра. Есть основание полагать, что в рассматриваемом методе при цифровой рентгенографии коэффициент Буки окажется близок к единице, а потеря информации за счет пикселей, регистрирующих рассеяние, не должна превысить 0,02 %.

Список литературы:

1. Блинов Н.Н., Варшавский Ю.В. и др. Сравнительный анализ дозовых нагрузок на пациентов при проведении кардио-васкулярных исследований с использованием компьютерных томографов и ангиографических комплексов // Радиология и практика. 2009. № 3. С. 30-40.
2. Зеликман М.И., Кручинин С.А. Сравнительный анализ различных методов оценки эффективных доз при использовании рентгеновских компьютерных томографов // Медицинская техника. 2009. № 5. С. 7-12.
3. ГОСТ Р МЭК 60601-2-44-2005 ИМЭ. Частные требования безопасности к рентгеновским компьютерным томографам (IEC 60601-2-44).
4. Computed tomography mission possible: Reducing Radiation Dose in CT. RAD-book. 2010. PP. 12-18.
5. Блинов А.Б., Блинов Н.Н., Колесникова Н.В. и др. К проблеме радиационной защиты при спиральной компьютерной томографии // Медицинская техника. 2008. № 5. С. 10-13.
6. Блинов А.Б., Блинов Н.Н. Лучевые нагрузки при рентгеновской компьютерной томографии // Медицинская техника. 2010. № 5. С. 23-25.
7. Блинов А.Б., Блинов Н.Н., Горелик Ф.Г., Штабалоюк К.И. Рентгенодиагностический цифровой аппарат / Патент РФ на полезную модель № 123312 от 30.06.12.

Андрей Борисович Блинов,
канд. техн. наук, директор,
ООО «Рентген-Комплект»,
Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
заведующий лабораторией № 23,
ФГУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
г. Москва,
e-mail: otdel-22@mail.ru