

Пространственное разрешение в направлении сканирования в приемниках, использующих накопление сигнала с временной задержкой

Аннотация

Статья посвящена исследованию влияния пространственного и временного квантования на частотно-контрастную характеристику рентгеновского изображения в цифровых сканирующих рентгеновских аппаратах на основе матричных линейных приемников, работающих в режиме TDI (Time Delay Integration).

Введение

В последние годы цифровые сканирующие рентгеновские аппараты [1] получили широкое распространение в медицинской диагностике в основном благодаря своим преимуществам перед аппаратами на основе полноформатных цифровых приемников. Их достоинства заключаются в низкой стоимости матрично-линейного приемника, а также в отсутствии необходимости использования отсеивающего раstra, что ведет к снижению лучевой нагрузки на пациента.

Однако сканирующие аппараты требуют повышенной мощности питающего устройства, что влечет за собой работу на предельных тепловых режимах рентгеновской трубки, а это, в свою очередь, приводит к уменьшению срока службы трубки и даже к ее досрочному выходу из строя. Для снижения данного негативного эффекта в сканирующих аппаратах устанавливают многострочные (матричные) линейные приемники как с аналоговым (на основе ПЗС-матриц) [2], [3], так и с цифровым [4]-[6] интегрированием сигнала с временной задержкой (Time Delay Integration – TDI).

В идеальном случае линейный приемник совершает равномерное механическое движение в одну сторону, а непрерывный (не разбитый на пиксели) приемник рентгеновского изображения движется по рабочему полю приемника с той же скоростью, но в противоположном направлении. В этом случае частотно-контрастная характеристика (Modulation Transfer Function – MTF) рентгеновского изображения будет одинаковой как в направлении перемещения, так и в перпендикулярном направлении.

В реальности мы разбиваем (пространственно квантуем) рентгеновское изображение на пиксели, а непрерывное время – на интервалы времени выноса, оцифровки и формирования столбцов матрицы рентгеновского изображения. В итоге MTF полученного изображения в направлении перемещения может значительно отличаться от идеального случая [7], [8].

В рассматриваемой работе мы изучаем влияние пространственного и временного квантования на MTF рентгеновского изображения.

Достоинства и недостатки сканирующих приемников

Для изучения изменения качества детектируемого изображения при использовании TDI рассмотрим следующую модель (см. рис. 1). Предположим, что линейный приемник рентгеновского излучения расположен вдоль оси Y , а плоский рентгеновский пучок, проходящий через исследуемый объект и попадающий на приемник, параллелен плоскости YOZ . При этом и приемник, и пучок одновременно совершают сканирующее движение

вдоль оси X , т. е. поперек плоскости, содержащей приемник и пучок. Для удобства представим, что объект исследования и, следовательно, прошедшее через него рентгеновское излучение однородны вдоль оси Y , т. е. вдоль приемника. В этом случае задача становится двумерной и достаточно простой для изучения, так как нам необходимо будет изучать лишь поперечное распределение интенсивности, а именно распределение интенсивности вдоль оси X .

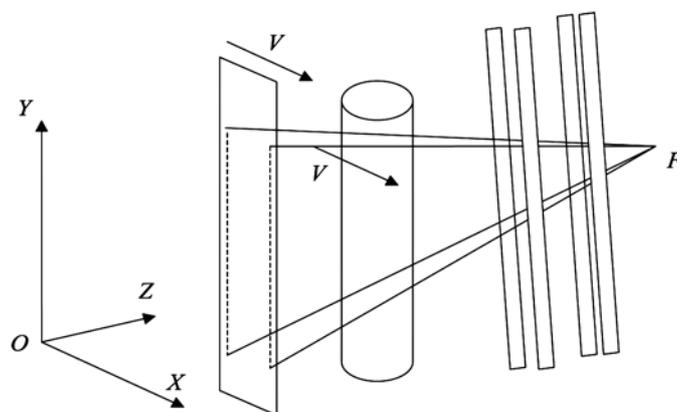


Рис. 1. Рассматриваемая в статье модель сканирующего устройства с коллиматорами

Теперь предположим, что интенсивность рентгеновского излучения после прохождения объекта исследования имеет некоторую зависимость $I(x)$ от координаты x . При этом величина $I(x)$ является интегральной интенсивностью, т. е. интенсивностью, накопленной за все время экспозиции, а мощность сигнала предполагается не зависящей от времени.

Также предположим, что приемник является бесконечно узким, не вносит собственных шумов и не требует временного накопления. В этом случае сигнал $J(x)$ на приемнике, полученный в результате сканирования, будет в точности соответствовать падающему на него рентгеновскому излучению:

$$J(x) \propto I(x). \quad (1)$$

Теперь рассмотрим случай обычного сканирования, когда приемник движется с заданной скоростью V вдоль оси x . При этом предположим, что приемник имеет ширину d , а сигнал накапливается в приемнике в течение времени τ и выносится мгновенно.

В этом случае полученное изображение будет пространственно дискретным с шириной пиксела, равной d , и будет определяться следующей формулой:

$$G_n = \int_{x_n}^{x_n+d} dx G(x) = \int_{x_n}^{x_n+d} dx \int_x^{x+V\tau} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V\tau}. \quad (2)$$

Здесь величина G_n представляет собой значение сигнала в n -м пикселе изображения, а X_n и $X_n + d$ – координаты левой и правой границ этого пиксела. Внутренний интеграл $G(x)$ в формуле (2) получается следующим образом. Сначала мы вводим понятие «мощность сигнала» $J(\tilde{x})/\tau$, т. е. сигнала, который мог быть накоплен за единицу времени, а затем интегрируем по времени с учетом движения:

$$G(x) = \int_0^\tau \frac{J[\tilde{x}(t)]}{\tau} dt \equiv \int_x^{x+V\tau} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V\tau}.$$

Здесь зависимость $\tilde{x}(t) = x + Vt$ представляет собой закон движения детектора с постоянной скоростью V .

Следует отметить, что чаще всего скорость и время интегрирования для формирования изображения в одном пикселе выбираются так, чтобы размер пиксела в конечном изображении равнялся размеру детектора, т. е.

$$d = V\tau. \quad (3)$$

В случае очень малой скорости движения, который соответствует получению изображения неподвижным приемником, формула (2) дает стандартный результат для дискретных изображений:

$$G_n = \int_{x_n}^{x_n+d} dx J(x), \quad (4)$$

согласно которому сигнал в пикселе соответствует полному излучению, попавшему в этот пиксел. Таким образом, при пространственной дискретизации изображений происходит размытие, связанное с конечным размером элементарных детекторов приемника рентгеновского изображения.

В то же время, как видно из формулы (2), при сканировании происходит дополнительное размытие сигнала, связанное с необходимостью движения приемника. Из-за такого ухудшения частотно-контрастные характеристики (MTF) и, следовательно, DQE (Detective Quantum Efficiency) сканирующих приемников вдоль направления сканирования заметно хуже MTF и DQE вдоль самого линейного приемника [9]. Этот факт всегда являлся основным недостатком, присущим всем сканирующим устройствам, преодолеть который не удастся из-за необходимости непрерывного движения приемника и непрерывного облучения рентгеновским излучением.

Еще одним недостатком, присущим сканирующим устройствам, является излишнее облучение пациента, вызванное тем, что ширина коллимированного пучка рентгена всегда, хоть и на малую величину, больше ширины приемника. Таким образом, доза на пациенте всегда оказывается больше, чем она могла бы быть в случае применения полноформатного приемника. Борьба с этим недостатком ведется в течение многих лет и является одной из движущих сил прогресса сканирующих устройств.

Одним из методов борьбы с данным недостатком является применение широких приемников, содержащих более чем одну строку. В этом случае краевой эффект оказывается значительно меньшим, в меру отношения площади зоны излишнего облучения и площади приемника.

Однако при этом возникает новая проблема – проблема считывания данных с широкого непрерывно движущегося приемника.

Методика TDI

Попытка одновременного решения этих двух проблем – использования более широкого приемника и сохранения большой скорости считывания – привела к тому, что было предложено уникальное решение [10], сочетающее в себе достоинства широких приемников и медленный перенос заряда в процессе накопления сигнала.

Этот метод заключается в том, что в формировании сигнала в определенном элементе изображения последовательно принимают участие различные области приемника. Сигналы, полученные с разных областей приемника в последовательные моменты времени, суммируются, и полученное значение присваивается определенному пикселу рентгеновского изображения. По этой причине такой метод получил название TDI – Time Delay Integration [10], т. е. накопление с временной задержкой (ВЗН) [4]-[6].

Методика TDI действительно избавлена от многих недостатков сканирующих однострочных систем и от некоторых недостатков полноформатных систем. Так как такая система является сканирующей системой, т. е. в ней используется достаточно узкий рентгеновский пучок, то в этой системе существенно уменьшается вклад комптоновского рассеянного излучения в изображение. При этом достаточно большое число строк на приемнике позволяет увеличить время интегрирования сигнала, что дает возможность использовать менее мощные трубки и более длительные экспозиции.

Однако данная методика не избавлена от главного недостатка всех сканирующих систем – невысокого разрешения в направлении сканирования. Эта проблема возникает из-за необходимости осуществления непрерывного движения, что всегда приводит к размытию изображения.

Целью рассматриваемой работы является количественный анализ разрешающей способности приемников рентгеновского изображения, использующих TDI.

Количественное описание методики TDI

Для количественного описания методики TDI удобно ввести понятие идеального TDI, в котором область накопления сигнала движется поперек приемника со скоростью, строго равной по величине скорости самого приемника и направленной, естественно, в противоположную сторону (см. рис. 2).

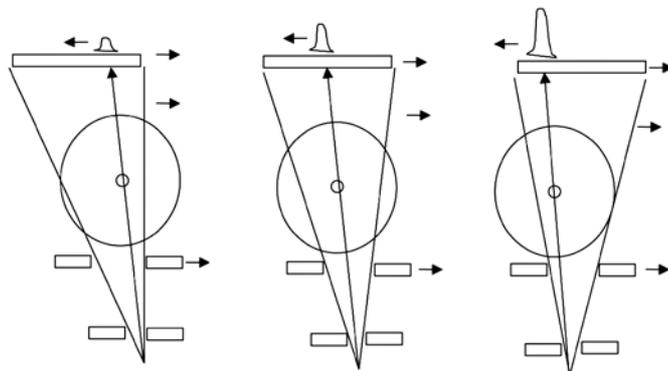


Рис. 2. Схематическое представление методики TDI. На рисунке отображены последовательные моменты времени, процесс накопления сигнала и относительное движение приемника и коллиматора

В этом случае не будет происходить размытия, связанного со сканирующим движением, и сигнал в пикселе

будет определяться таким же соотношением, как и в случае неподвижного приемника (4):

$$G_n = \int_{x_n}^{x_n+d} dx J(x). \quad (5)$$

Соотношение (5) можно переписать так, чтобы в него явно входили скорость движений и время экспозиции:

$$G_n = \int_0^T dt \int_{x_n}^{x_n+Vt} dx W(x), \quad (6)$$

где $W(x)$ – мощность прошедшего через объект излучения.

В реальных приборах движение области накопления сигнала не происходит непрерывно. Этот процесс разделен на два этапа. Сначала в течение определенного промежутка времени t_{el} область накопления неподвижна относительно приемника и находится в одном из элементарных детекторов приемника (элементарная экспозиция). В это время происходит накопление сигнала. Затем, практически мгновенно, осуществляется перенос накопленного сигнала в соседний элементарный детектор приемника и происходит дальнейшее накопление сигнала. Величина t_{el} связана со скоростью движения V и размером элементарного детектора d соотношением, аналогичным (3):

$$d = Vt_{el}. \quad (7)$$

Накопленный сигнал за время t_{el} оказывается равным

$$G_n^{(el)} = \int_{x_n}^{x_n+d} dx \int_x^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{Vt_{el}}. \quad (8)$$

Полный сигнал, накопленный за время экспозиции T , будет равен

$$G_n = N \int_{x_n}^{x_n+d} dx \int_x^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{Vt_{el}}. \quad (9)$$

Здесь величина N определяет количество элементарных экспозиций и равна $N = T/t_{el}$. Итак, получаем итоговую формулу для сигнала в методике TDI

$$G_n = \frac{T}{t_{el}} \int_{x_n}^{x_n+d} dx \int_x^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{Vt_{el}}. \quad (10)$$

Заметим, что в зависимости от устройства приемника сигналы, накопленные во время элементарных экспозиций, можно не переносить в следующий элемент детектора, а считывать и сохранять после оцифровки с дальнейшим суммированием уже программными методами. Такая идея, в частности, реализована в приемнике [10].

Анализ полученных соотношений

Общее соотношение (10) позволяет рассмотреть всевозможные предельные соотношения между характерными временами экспозиций. В частности, предел, в котором время элементарной экспозиции тел равно времени полной экспозиции T , соответствует обычному сканированию без TDI. В этом случае из соотношения (10) следует соотношение (2).

В идеальном случае, если область накопления сигнала никогда не останавливается, а движется с постоянной скоростью, т. е. время накопления в неподвижном состоянии равняется нулю ($t_{el} = 0$), соотношение (10) переходит в соотношение (4), соответствующее случаю стационарных детекторов. В этом случае методика TDI демонстрирует максимальные свои преимущества: малое избыточное облучение пациента, малую мощность

источника и отсутствие размытия, связанного со сканированием.

В общем случае необходимость накапливать сигнал в неподвижной относительно детектора области приводит к пространственному размытию. Рассмотрим, каким образом это сказывается на качестве изображения.

Рассмотрим случай, когда время элементарной экспозиции равно времени, за которое приемник проходит расстояние, равное размеру пиксела: $d = Vt_{el}$. Напомним еще раз, что в этом случае изображение размазывается так же сильно, как и при обычном сканировании.

На рис. 3 показано ухудшение MTF по направлению сканирования. Из рисунка видно, что по мере увеличения частоты MTF уменьшается и становится равной нулю на частоте Найквиста.

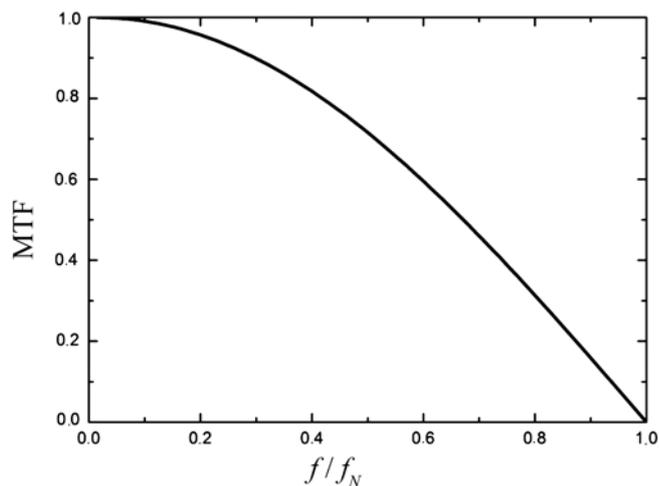


Рис. 3. Функция, описывающая ухудшение MTF за счет применения методики TDI. По горизонтальной оси отложены пространственные частоты, нормированные на частоту Найквиста

Таким образом, проблема плохого разрешения вдоль направления сканирования присуща методике TDI, как и другим сканирующим методикам. Хотя следует отметить, что в принципе, при соответствующих технических подходах, методика TDI может приблизиться по этому параметру к стационарным детекторам.

Влияние рассогласования скоростей

В предыдущей части статьи рассмотрена ситуация, когда скорость движения приемника абсолютно точно совпадает с отношением размера пиксела к времени однократного накопления, т. е. времени, в течение которого заряд накапливается в области накопления сигнала, неподвижной относительно детектора:

$$V = d/t_{el}. \quad (11)$$

Напомним, что в устройствах с аналоговым накоплением сигнала (использующих ПЗС) областью накопления сигнала является потенциальная яма, совершающая движение поперек ПЗС-матрицы. В случае же приемников с цифровым [4] интегрированием сигнала областью накопления сигнала являются отдельные детекторы приемника, сигналы с которых затем складываются определенным образом.

В реальных устройствах соотношение (11) выполняется с некоторой степенью точности и малейшее отклонение от этого равенства приводит к существенному понижению качества изображения. Убедимся в этом.

Предположим, что равенство (11) нарушено и, следо-

вательно, после элементарной экспозиции, потенциальная яма, в которой уже накоплен некоторый заряд, быстро перемещается в исходную точку, но с некоторой ошибкой

$$\delta = d - Vt_{el} \quad (12)$$

В таком случае при следующей элементарной экспозиции эта потенциальная яма «соберет» информацию с области большей, чем Vt_{el} , т. е. произойдет дополнительное размытие изображения. Это размытие будет накапливаться по мере последующих элементарных экспозиций, т. е. определяться количеством столбцов в линейке. В итоге в один элемент изображения будет считываться информация с области размером

$$\Delta = N\delta = N(d - Vt_{el}), \quad (13)$$

где $N = L/d = T/t_{el}$ – количество столбцов в линейке.

В итоге получаем следующую формулу, описывающую сигнал как функцию величины δ рассогласования скоростей движения приемника и области накопления сигнала:

$$G_n = \sum_{k=0}^{N-1} \int_{x_n+k\delta}^{x_n+d+k\delta} dx \int_x^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{Vt_{el}}. \quad (14)$$

На рис. 4 представлены функции ухудшения MTF для разных значений отношения Δ/d . Это отношение характеризует полную ошибку в смещении приемника при прохождении областью накопления сигнала всех N детекторов приемника.

Таким образом, основное достоинство сканирующих методик, использующих многострочные линейки, становится их недостатком, если недостаточно точно согласованы между собой скорости движения приемника и зоны накопления сигнала.

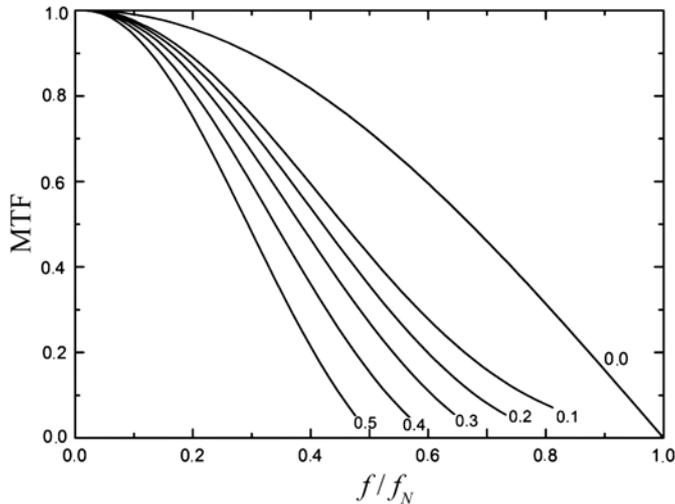


Рис. 4. Функция, описывающая ухудшение MTF за счет рассогласования скоростей движения приемника и зоны накопления. Разные линии соответствуют указанным около них различным значениям отношения, которое характеризует полную ошибку в смещении приемника при прохождении областью накопления сигнала всех детекторов приемника

Выводы

В статье показано, что методика TDI, которая является одной из самых прогрессивных сканирующих методик получения рентгеновского изображения, практически полностью избавлена от недостатков, присущих обычным сканирующим системам: избыточной дозой на-

грузке на пациенте, высокой мощности рентгеновских источников. Однако проблема плохого разрешения вдоль направления сканирования так же присуща методике TDI, как и другим сканирующим методикам. Хотя следует отметить, что в принципе, при соответствующих технических подходах, методика TDI может приблизиться по этому параметру к стационарным детекторам.

Список литературы:

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под редакцией Н.Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002. 392 с.
2. *Ostman B.* TDI CCDs are still the sensors of choice for demanding applications // *Laser Focus World Magazine*. PennWell Corporation. Retrieved 22 May 2013 / <http://www.laserfocusworld.com/articles/2010/01/tdi-ccds-are-still-the-sensors-of-choice-for-demanding-applications.html>.
3. *Holdsworth D.W., Gerson R.K., Fenster A.* A time-delay integration charge-coupled device camera for slot-scanned digital radiography // *Medical Physics*. AAPM and of the COMP/CCPM/IOMP. doi:10.1118/1.596578. Retrieved 22 May 2013.
4. *Бехтерев А.В., Лабусов В.А., Печуркин В.И., Попов В.И., Путьмаков А.Н.* Радиографическое сканирующее устройство / *Полезная модель РФ № 31946* от 29.08.2000.
5. *Бехтерев А.В., Куроченко А.Е., Попов В.И., Путьмаков А.Н.* Диагностический рентгеновский сканирующий цифровой аппарат / *Полезная модель РФ № 56157* от 10.05.2006.
6. *Бехтерев А.В., Ещенко В.Н., Магдлели А.В., Попов В.И.* Приемник рентгеновский матричный / *Заявка № 2006145313/22 (049466)* от 30.01.07.
7. *Gibson B.K., Hickson P.* Time-delay integration CCD read-out technique // *Image Deformation Monthly Notices of the Royal Astronomical Society*. 1992. Vol. 258. № 3. PP. 543-551.
8. *Wong H.-S., Heights T.J., Yao Y.L.* TDI charge-coupled devices: Design and applications // *IBM Journal of Research and Development*. 1992. Vol. 36. Issue 1.
9. *Marshall N.W., Monnin P., Bosmans H., Bochud F.O., Verduin F.R.* Image quality assessment in digital mammography. Part I. Technical characterization of the systems // *Phys. Med. Biol.* 2011. Vol. 56. PP. 4201-4220.
10. *Gould R.G.* New detector technology / In: *The Expanding Role of Medical Physics in Diagnostic Imaging*. – Advanced Medical Publishing, Madison, Wisconsin, 1997.

Родион Дмитриевич Конончук,
студент,
Харьковский национальный
университет им. В.Н. Каразина,
Олег Николаевич Моргунов,
канд. физ.-мат. наук, директор,
ООО «Лаборатория рентгеновской
медицинской техники»,
Константин Эдуардович Немченко,
профессор,
Харьковский национальный
университет им. В.Н. Каразина,
г. Харьков, Украина,
e-mail: rdnbox@gmail.com