

Эффективное накопление сигнала в компьютерной радиографии

В компьютерной радиографии считывание изображений традиционно осуществляется путем последовательного сканирования запоминающих пластин лучом газового или полупроводникового лазера. В ряде случаев, таких как дентальные системы, можно реализовать параллельное считывание изображения с запоминающей пластины при одновременной засветке всей ее площади инфракрасным излучением и считыванием информации единой ПЗС матрицей. Целью данной статьи является нахождение оптимального времени накопления сигнала ПЗС матрицей, при котором соотношение сигнал/шум будет максимальным.

Reading of images in computer radiography is traditionally carried out by the successive scanning of memorizing plates by the ray of gas or semiconductor laser. In some cases, such as dental systems, it is possible to realize the parallel image reading from a memorizing plate at simultaneous illumination of all areas by the infrared rays and reading information from single CCD matrix. The purpose of this article is finding of optimum time of accumulation of signal by CCD matrix with maximum correlation between signal and noise.

Введение

Традиционно в системах компьютерной радиографии считывание изображений осуществляется путем последовательного сканирования запоминающих пластин лучом газового или полупроводникового лазера [1]. Недостатком такого подхода является неполное считывание, аналогичное неполному считыванию в запоминающих ЭЛТ [2,3,4], а также большое время сканирования пластины.

Использование линейных фотоприемников на ПЗС для параллельного считывания строки рентгеновского изображения с запоминающей панели позволяет существенно сократить время считывания всего изображения и значительно увеличить время считывания сигнала фото стимулированного излучения от одного пикселя по сравнению с традиционной схемой [5].

В ряде случаев, таких как дентальные системы, можно реализовать параллельное считывание изображения с запоминающей пластины при одновременной засветке всей ее пло-

щади инфракрасным излучением и считыванием информации единой ПЗС матрицей. При этом важно время считывания сигнала, т.к. при раннем считывании информации можно потерять часть полезной составляющей сигнала, а при позднем времени считывания – накопить шумы.

Целью данной статьи является нахождение оптимального времени накопления сигнала ПЗС матрицей, при котором соотношение сигнал/шум будет максимальным.

Основная часть

Рассмотрим систему параллельного считывания изображения с запоминающей панели (изображение накоплено в запоминающей панели после прохождения рентгеновского потока через тестируемый объект), схематически показанную на рис. 1.

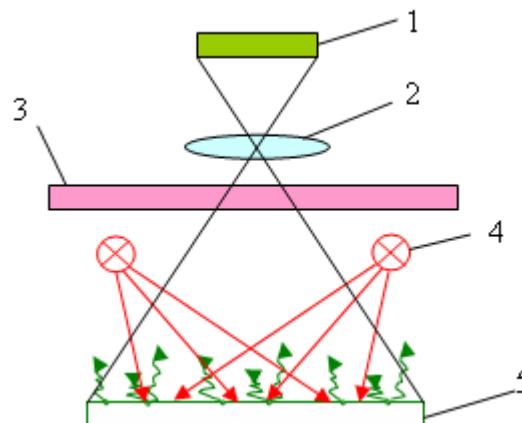


Рис. 1. Параллельное считывания сигнала с запоминающей панели

С помощью системы ИК подсветки 4 с запоминающей панелью 5 освобождаются фотоны видимого свечения, соответствующие накопленному ранее рентгеновскому сигналу. После прохождения через оптический тракт 2 фотоны попадают на ПЗС-матрицу 1. Часть фотонон подсветки также проходит через оптический тракт и накапливается в ПЗС-матрице, что, несомненно, приводит к искажению полезного сигнала изображения. Чтобы снизить влияние фотонон подсветки на результат считывания, перед оптическим трактом ставят фильтр 3. Т.о. накопленный поток фотонон на входе ПЗС матрицы $\Phi_{\text{нак0}}(\lambda)$ будет состоять из потока полезных фотонон сигнала $\Phi_{\text{сигн}}(\lambda)$ и фотонон под-

светки $\Phi_{\text{подсв}}(\lambda)$, прошедших сквозь фильтр с коэффициентом пропускания $K(\lambda)$:

$$\Phi_{\text{нак0}}(\lambda) = (\Phi_{\text{сигн}}(\lambda) + \Phi_{\text{подсв}}(\lambda)) \cdot K(\lambda) \quad (1)$$

На выходе ПЗС-матрицы к накопленному сигналу $\Phi_{\text{нак0}}(\lambda)$ добавятся и шумы считывания ПЗС-матрицы $\Phi_{\text{экв.ш.счит.}}$:

$$\Phi_{\text{нак}}(\lambda) = (\Phi_{\text{сигн}}(\lambda) + \Phi_{\text{подсв}}(\lambda)) \cdot K(\lambda) + \Phi_{\text{экв.ш.счит.}} \quad (2)$$

Зависимость энергии сигнала от прошедшего через фильтр полезного потока за время накопления t_h можно описать следующей формулой:

$$E_{\text{сигн.}} = \int_0^{t_h} \int_0^{\infty} \Phi_{\text{сигн}}(\lambda, t) K(\lambda) d\lambda dt \quad (3)$$

где λ - длина волны

Накопленная за время t_h энергия помехи в таком случае будет равна:

$$E_{\text{помехи}} = \int_0^{t_h} \left[\int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв}} K(\lambda) d\lambda + \Phi_{\text{экв.ш.счит.}} \right] dt$$

или

$$E_{\text{помехи}} = \int_0^{t_h} \int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв}} K(\lambda) d\lambda dt + \int_0^{t_h} \Phi_{\text{экв.ш.счит.}} dt \quad (4)$$

Подсветка постоянна во времени. Т.е. можно считать, что $\Phi_{\text{подсв}}(t) = \Phi_{\text{подсв.0}}$.

Т.к. шумы считывания зависят от схемотехники самой матрицы, они имеют место даже при отсутствии светового сигнала на матрице камеры и не зависят от времени накопления светового потока, т.е. $\Phi_{\text{экв.ш.счит.}}(t) = \Phi_{\text{счит.0}}$.

Таким образом, выражение (4) примет вид:

$$E_{\text{помехи}} = \int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} \cdot K(\lambda) t_h d\lambda + \Phi_{\text{счит.0}} \cdot t_h \quad (5)$$

Фотоны распределяются в пространстве и во времени случайным образом, поэтому их число, накопленное в каждой ячейке ПЗС, может быть определено согласно статистике Пуассона со средним квадратичным отклонением от ожидаемого значения, равным квадратному корню из их числа. Поэтому получаемые изображения каждый раз разные и это воспринимается как шум изображения. Т.е. для Пуассоновского распределения:

$$N_{\text{ш}} = \sqrt{N}, \quad (6)$$

где N - количество фотонов.

В свою очередь количество фотонов определяется как отношение $N = \frac{E_{\text{свечения}}}{E_{\text{кванта}}}$,

а $E_{\text{свечения}} = N \cdot E_{\text{кванта}}$.

Для нашего случая

$$E_{\text{подсв.}} = N_{\text{подсв.}} \cdot E_{\text{кванта_подсв.}} = \int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} \cdot K(\lambda) t_h d\lambda, \quad (7)$$

а

$$E_{\text{счит}} = N_{\text{счит}} \cdot E_{\text{кванта_счит}} = \Phi_{\text{счит.0}} \cdot t_h \quad (8)$$

Учитывая особенности статистики Пуассона и выражение (6), можем от $E_{\text{помехи}}$ с учетом (7) и (8) перейти к $E_{\text{ш_помехи}}$.

$$E_{\text{ш_помехи}} = \sqrt{\int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} \cdot K(\lambda) t_h d\lambda + \sqrt{\Phi_{\text{счит.0}} \cdot t_h}} = \sqrt{t_h} \cdot \sqrt{\int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} \cdot K(\lambda) d\lambda + \sqrt{\Phi_{\text{счит.0}}}} \quad (9)$$

Таким образом из формул (3) и (9) можем записать отношение сигнал/шум:

$$\frac{E_{\text{сигн}}}{E_{\text{ш_помехи}}} = \frac{\int_0^{t_h} \int_0^{\infty} \Phi_{\text{сигн}}(\lambda, t) K(\lambda) d\lambda dt}{\sqrt{t_h} \cdot \sqrt{\int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} \cdot K(\lambda) d\lambda + \sqrt{\Phi_{\text{счит.0}}}}} \quad (10)$$

Если $\Phi_{\text{сигн.}}(\lambda, t) = \Phi_{\text{сигн.}}(\lambda) \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}$, то

$$\frac{E_{\text{сигн}}}{E_{\text{ш_помехи}}} = \frac{\int_0^{\infty} \Phi_{\text{сигн}}(\lambda) K(\lambda) d\lambda \cdot \int_0^{t_h} e^{-\frac{t}{\tau}} dt}{\sqrt{t_h} \cdot \sqrt{\int_0^{\infty} \Phi_{\text{подсв.0}} K(\lambda) d\lambda + \sqrt{\Phi_{\text{счит.0}}}}} \quad (11)$$

где τ – постоянная времени излучения экрана.

Взяв производную от выражения (11) и приравняв ее к нулю, можем определить время t_h , при котором в формируемом изображении получаем наибольшее соотношение сигнал/шум:

$$t_h = 1,26 \cdot \tau \quad (12)$$

Физически наличие оптимума по времени накопления сигнала при считывании изображения с запоминающими пластин обусловлено тем, что при меньших временах произойдет недостаточное считывание полезного сигнала с запоминающей пластины, а при больших – избыточное накопление помеховых сигналов подсветки и считывания.

Выводы

1. Получено выражение для времени накопления, позволяющее найти максимальное соотношение сигнал/шум, которое зависит от таких параметров системы, как: интенсивность и длина волны освещения; постоянной времени излучения экрана; коэффициента передачи фильтра, разделяющего световые потоки экрана и стимулирующего облучения.

2. Оптимальное время накопления несложно реализовать в схеме параллельного считывания сигналов с запоминающих пластин, изображенной на рис.1.

Литература

1. Cowen A.R., Davies A.G., Kengyelics S.M. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics // Clinical Radiology. – 2007. – Vol.62. – P. 1132-1141.
2. Абакумов В.Г. и др. Системы отображения в медицине / В.Г. Абакумов, А.И. Рыбин, Й. Сватош, Ю.С. Синекоп. – К.: Юниверс, 2001. – 336 с.
3. Денновецкий С.В. и др. Преобразование информации на новых запоминающих ЭЛТ / С.В. Денновецкий, А.В. Лещин, Г.Ф. Семенов. – М.:Энергоатомиздат, 1984. – 113 с.
4. Мирошниченко С.И., Чередниченко Н.А. Считывание остаточных изображений в компьютерной радиографии // Н.-техн. сб. «Электроника и связь», тематический выпуск «Проблемы электроники», №3-4, 2008. – С.35-36.
5. Мирошниченко С.И., Невгасимый А.А., Чередниченко Н.А. Анализ путей построения сканеров компьютерной радиографии // Н.-техн. сб. «Электроника и связь», тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии», №4-5, 2009. – С.194-196.