

С.И. Мирошниченко, А.А. Невгасимый

ТОВ «НПО Телеоптик», Киев

МНОГОСЕНСОРНЫЕ ЦИФРОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ПРИЕМНИКИ



Многосенсорные конструкции прочно вошли в технику цифровых приемников. Использование большого количества сенсоров, формирующих частичное (парциальное) изображение, дало возможность получить оптимальные параметры рентгенографических, маммографических и рентгеноскопических приемников. В данной статье проведен анализ свойств многосенсорных структур, обоснование вариантов их реализации и поиск путей подавления помех в рентгенографических приемниках.

Ключевые слова: рентгеновские цифровые приемники, цифровые приемники, плоские панели, многосенсорные приемники.

Начиная с первого рентгенографического приемника фирмы Swissray [1], где изображение формировалось четырьмя матрицами приборов с зарядовой связью (ПЗС), многосенсорные конструкции прочно вошли в технику цифровых приемников. Использование большого количества сенсоров (Sensors Array – SA), формирующих частичные (парциальные) изображения (рис. 1), позволило получить относительно недорогие и оптимальные по параметрам рентгенографические, маммографические и рентгеноскопические приемники. Тем не менее доля SA-структур на мировом рынке относительно невелика – не более 10 %. Это обусловлено проявлением в SA-структурах помех многоканальности, причем эффективно их подавить можно не во всех конструкциях приемников.

Приемники на SA-структурах были разработаны в Украине в конце 90-х годов XX века, в результате чего был сформирован новый тип конструкций цифровых рентгеновских приемников. Хронологически первыми были приемники на сверхбольших ПЗС-матрицах. Прием-

ники этого направления отличаются простотой, однако имеют большие габариты, массу и достаточно низкую чувствительность (табл. 1, столб. 1). Последнее обусловлено сложностью изготовления светосильных объективов для ПЗС-матриц больших размеров. Разрешающая способность была невысокой и составляла 2,5–3 п.л./мм.

На фоне отмеченных недостатков первого поколения приемников на матрицах ПЗС проект, предполагавший создание приемников в виде плоских панелей (Flat Panel Detectors – FPD) на основе аморфного кремния и преобразующего слоя из CsI (разработчик – Европейская фирма Trixell – дочерняя компания фирм Siemens, Phillips и Thompson), казался идеальным решением. Не менее впечатляющим был поддержанный правительством США проект создания плоских панелей на основе аморфного кремния и аморфного селена. Таким образом, плоские панели стали вторым направлением в построении цифровых рентгеновских приемников.

Для разработки плоских панелей (табл. 1, столб. 2 и 3) потребовались инвестиции на уровне

100 млн. дол. США по каждому из проектов. Сами же панели имели разрешающую способность — 3,5–3,6 п.л./мм и высокую квантовую эффективность обнаружения $DQE = 0,4–0,7$ на низких частотах. К сожалению, оба проекта имели серьезный недостаток — несоответствие возможностей интегральной технологии (изготовление сотен тысяч изделий в год) и относительно малого объема заказов. Это привело к высокой стоимости панелей и низкому темпу разработок. К тому же значительные внутренние шумы, наличие дефектных участков и склонность к деградации, свойственные аморфным материалам, затруднили эксплуатацию панелей. Несмотря на отмеченные недостатки, цифровые приемники на основе плоских панелей начиная с 2005 года лидируют по продажам на мировом рынке. В 1997 г. на выставке RSNA (Чикаго, США) на стенде фирмы Cares Built (США) была продемонстрирована опытная модель приемника для рентгенографии с полем 43×43 см и вдвое большей по сравнению с плоскими панелями разрешающей способностью — 7 п.л./мм (рис. 2). Максимальные параметры приемника стали возможны благодаря применению 99-матричной SA-конструкции, разработанной сотрудниками компании Телеоптик (Киев) по заказу фирмы Cares Built (США). В приемнике впервые была использована автокалибровка по перекрывающимся участкам полей зрения сенсоров. В такой тех-

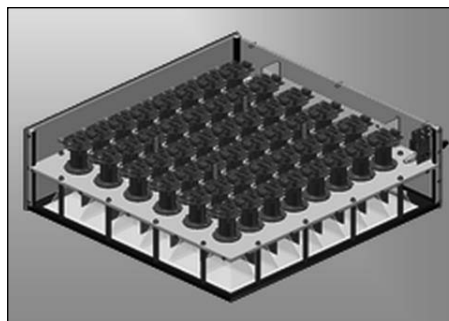


Рис. 1. Конструкция SA-приемника, послойно сверху–вниз: поле сенсоров, объективы, несущая панель, бленды, преобразующий экран, дека

нологии на собранном изображении присутствуют все точки исходного рентгеновского изображения, а границы парциальных изображений визуально не обнаруживаются. В феврале 2002 г. FDA дала разрешение на использование многосенсорных приемников на рынке США [1]. Это означало официальное признание эффективности третьего направления в построении цифровых рентгеновских приемников — использование SA-структур с автокалибровкой.

Наилучшие характеристики демонстрировал и маммографический приемник фирмы Bennett. Приемник состоял из плотно подогнанных волоконно-оптических неоднородных кабелей (фоконов), большие торцы которых примыкали к преобразующему экрану, а на меньшие торцы были подклеены матрицы ПЗС. Разрешающая способность приемника составляла 12 п.л./мм,

Таблица 1

Параметры приемников трех типов конструкций

Приемник	Digital AddOn – Buckey	Pixium 4600	Direct Ray	X-plorer 1700	Иона-Р-4343
Фирма	Swissray	Trixiell	Direct Radiology	IDC Ltd	Телеоптик
Способ регистрации	4 матрицы ПЗС	CsJ + a Si	a Se + a Si	матрица ПЗС	48 HAD сенсоров
Размер поля, мм	350 × 430	426 × 432	350 × 430	430 × 430	430 × 430
Разрешение, пл/мм	3,0	3,5	3,6	4,6	4,6
DQE(0)	0,3*	0,7	0,45	0,35*	0,4*
Время обработки, с	10	4	12	15	10
Встроенный архив	DICOM-3	DICOM-3	DICOM-3	DICOM-3	DICOM-3

Примечание. * — расчетное значение по модели выражение (1).



Рис. 2. Приемник 99-матричной SA-конструкции, 1997 г.

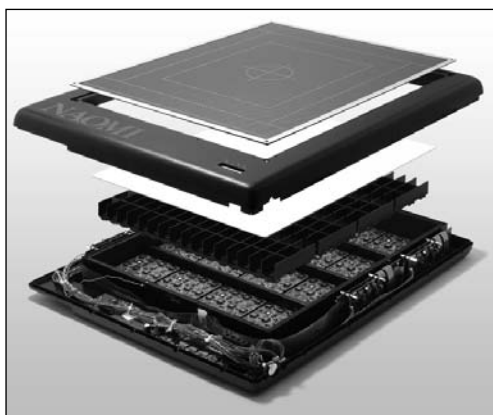


Рис. 3. Конструкция 192-сенсорной панели NAOMI, по-слою сверху—вниз: дека, преобразующий экран, бленды с объективами, поле сенсоров с электроникой

что и до сих пор является лучшим результатом для цифровых маммографических приемников.

Основными недостатками такой SA-конструкции были: потеря части исходного рентгеновского изображения на границах полей фононов и отсутствие перекрытия полей матриц, что исключало автокалибровку. В результате этого из-за температурных дрейфов сенсоров их коэффициенты передачи менялись. Как следствие на изображении появлялась помеха в виде «шахматной доски». Неудача такой SA-конструкции породила представление о сложности и неэффективности алгоритмов сшивки парциальных изображений в многосенсорных структурах.

С 1998 по 2004 г. многосенсорная техноло-

гия цифровых рентгеновских приемников с автокалибровкой развивалась фирмой Телеоптик в условиях жестких экономических и производственных ограничений. Несмотря на это, в 2004 г. объем продаж приемников по SA-технологии только этой фирмой составил около 4 %, а в 2012 г. — около 5 % мирового объема производства всех видов цифровых приемников.

В 2000—2006 гг. продолжилось развитие приемников на сверхбольших ПЗС-матрицах. Канадская фирма IDC Ltd., используя ПЗС-матрицу фирмы Kodak, разработанную для космического телескопа «Хаббл», выпустила приемник X-ploger 1700 с разрешающей способностью 4,6 п.л./мм (табл. 1, столб. 4). Приемник имел большие габариты (длина оптического пути — около 1 м) и вес — около 75 кг. Тем не менее высокое качество изображений открыло ему путь на рынок.

Начиная с 2005 г. на мировом рынке появились новые разработки многосенсорных рентгенографических приемников с автокалибровкой: 192-сенсорная панель NAOMI (рис. 3) фирмы RF System lab. [2] и корейский 9-сенсорный приемник Tradix-100p фирмы Star V-Ray со., Ltd. Популярность многосенсорных приемников с автокалибровкой растет с каждым годом в связи с их высокими технико-экономическими и эксплуатационными характеристиками. В 2010 г. фирма Телеоптик завершила евросертификацию и начала продажи SA-приемника Иона-Р-4343 (табл. 1, столб. 5). Он имеет ту же разрешающую способность (4,6 п.л./мм), что и приемник X-ploger 1700, однако втрое меньшую толщину (22 см) и массу (менее 25 кг). Приемник прост в эксплуатации и ремонте. Это делает его популярным на рынках Центральной и Восточной Европы.

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ОБНАРУЖЕНИЯ

Различные типы цифровых рентгеновских приемников можно сравнивать путем расчета эффективности оптико-электронного тракта. С этой целью можно использовать известную [3,

4] формулу для его квантовой эффективности обнаружения на низкой частоте:

$$Q_u = \frac{k_3}{1 + \frac{1}{k_p k_o} + \frac{1}{k_p k_o QE_{ПЗС}} + \frac{N_a^2}{(k_p k_o QE_{ПЗС})^2 k_3 N_i}}, \quad (1)$$

где k_3 — коэффициент захвата рентгеновских фотонов преобразующим экраном; k_p — коэффициент преобразования рентгеновских фотонов в видимые в преобразующем экране; k_o — коэффициент передачи оптического тракта; $QE_{ПЗС}$ — квантовая эффективность фотоприемного сенсора; N_a — количество шумовых электронов при считывании пикселя; N_i — количество рентгеновских квантов на пиксель на экране.

В том случае, когда используется идеальный оптико-электронный тракт приемников, т.е. $k_o = 1$, $QE_{ПЗС} = 1$ и $N_a = 0$, формула (1) преобразуется: $DQE_{ид}(0) = \frac{k_3}{1 + 2/k_p}$.

Поскольку коэффициент преобразования рентгеновских фотонов в видимые в преобразующем экране, как правило, $k_p > 1000$, то с достаточной точностью можно положить $DQE_{ид}(0) = k_3$. При этом относительная квантовая эффективность обнаружения приемника, которая характеризует качество его оптико-электронного тракта, может быть представлена в виде

$$Q_u = \frac{DQE_{ПЗС}(0)}{DQE_{ид}(0)} = \frac{1}{1 + \frac{1}{k_p k_o} + \frac{1}{k_p k_o QE_{ПЗС}} + \frac{N_a^2}{(k_p k_o QE_{ПЗС})^2 N_i}}. \quad (2)$$

В табл. 2 приведены типовые параметры для известных схем построения матричных цифровых приемников: размер матрицы пикселей $N_x N_y$, размер самого пикселя L_{pix} , светосила объектива F , а также параметры $QE_{ПЗС}$ и N_a . При расчетах параметры приводились к размеру поля приемника 381×381 мм ($15'' \times 15''$) и дозе во входной плоскости $D = 1$ мР. Качество оптико-электронных трактов в табл. 2 отображено разрешающей способностью приемника

R и относительной квантовой эффективностью обнаружения Q_u .

Результаты расчетов свидетельствуют о том, что относительная квантовая эффективность обнаружения Q_u оптико-электронного тракта FPD выше, чем у конструкций с объективами. Это обстоятельство в конце 1990-х годов вызвало завышенные оценки перспектив применения приемников на плоских панелях. В отличие от приемников на FPD использование средних по размеру (не более 30 мм) CCD-матриц приводит к структурам с низкой относительной квантовой эффективностью обнаружения — $Q_u = 0,25–0,26$ (табл. 2, строки 1 и 2), т.е. к 4-кратному превышению дозовой нагрузки на пациента относительно идеального приемника. Переход на большие матрицы со стороны около 40 мм (табл. 2, строка 3) удваивает параметр Q_u .

Повышенную относительную квантовую эффективность обнаружения — $Q_u = 0,54$ — имеет 4-матричная структура приемника на CCD-матрицах с большими пикселями (табл. 2, строка 4). К недостаткам такого приемника следует отнести низкую разрешающую способность и большую стоимость.

Для развиваемой в Украине технологии SA естественный путь увеличения разрешающей способности и параметра Q_u состоит в увеличении числа матриц и их площади. Так для поля 381×381 мм решетка из 48-и стандартных $1/3''$ сенсоров (табл. 2, строка 5) с размером пикселя 10×10 мкм дает разрешение 3,8 п.л./мм при $Q_u = 0,54$. Эта модель имеет высокую технико-экономическую [5] эффективность и в настоящее время используется в 20-и странах мира. Дальнейшее увеличение разрешающей способности до 4,3 п.л./мм в серийно освоенных 70-сенсорных моделях (табл. 2, строка 7) одновременно сопровождается ростом относительной квантовой эффективности обнаружения до $Q_u = 0,6$. При этом 70-сенсорная модель превосходит по разрешающей способности плоские панели, незначительно уступая им по относительной квантовой эффективности обнаружения.

Максимальное разрешение для рентгенографических приемников реализовано в 48-сенсорной структуре (табл. 2, строка 6) путем перехода на вдвое большие по площади — $1/2''$ сенсоры. Совокупная цифровая матрица 4500×4600 при этом реализуется с относительной квантовой эффективностью обнаружения $Q_u = 0,48$, что выше, чем у аналогичного приемника на 1 матрице ПЗС (табл. 2, строка 4).

Переход на $1/2''$ сенсоры 70-сенсорной модели позволяет, с одной стороны, реализовывать приемники с маммографической разрешающей способностью ($R = 7,3$ п.л./мм) и высокой относительной квантовой эффективностью обнаружения. С другой стороны, имеется возможность создавать особо чувствительные приемники. Так, при формировании виртуального пикселя размером 17 мкм путем использования 2-кратного бининга в сенсорах (табл. 2, строка 8) был получен приемник с разрешением 4,0 п.л./мм и относительной квантовой эффективностью 0,82 [6]. Чувствительность такого приемника эквивалентна чувствительности рентгеновских электронно-оптических преобразователей. Путем совмещения рассматриваемого приемника с микрофокусным рентгеновским генератором [7] был реализован комплекс для неонатологии. На нем экспериментально подтверждена возможность наблюдения фантома с 1%-контрастом при дозе 0,2 мР.

Последнее значительно превышает чувствительность рентгеновской пленки.

Используя 4-кратный бининг в 70-сенсорной модели, можно реализовать требуемую для рентгеноскопии возможность наблюдения фантома с контрастом 2 % при мощности дозы 0,05 мР/с и разрешающую способность 2,0 п.л./мм на поле приемника размером 381×381 мм (диагональ 539 мм). Такой динамический приемник заменяет усилитель рентгеновского изображения (УРИ) на рентгеновском электронно-оптическом преобразователе.

ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ МНОГОКАНАЛЬНОСТИ

В 1996 г. был предложен метод построения рентгено-телевизионной системы с высокой разрешающей способностью [8]. Он предполагает использование оптического тракта на основе комбинации *экран—массив* оптических каналов, состоящих из объективов и сенсоров. Корректное решение задачи полного восстановления изображения на основе парциальных изображений требует знания корреляционных связей на границах парциальных полей зрения. В рассматриваемом подходе информация о корреляционных связях обеспечивается путем перекрытия парциальных полей зрения. При этом каждое изображение может быть использовано для калибровки системы.

Таблица 2

Параметры оптико-электронных трактов приемников

№ строки	Структура приемника	$N_x N_y$	L_{pix} , мкм	F	$OE_{\text{ПЗС}}$	N_a	R , п.л./мм	Q_u
1	1 CCD	2048×2048	14	1,1	0,3	25	2,7	0,25
2	1 CCD	3000×3000	10	1,1	0,3	25	3,9	0,26
3	1 CCD	4000×4000	10	0,95	0,35	25	4,6	0,45
4	4 CCD	2200×2200	25	1,1	0,3	25	3,0	0,54
5	6×8 SA ($1/3''$)	2900×2900	10	0,8	0,65	25	3,8	0,54
6	6×8 SA ($1/2''$)	4500×4600	9	0,8	0,65	25	4,6	0,48
7	7×10 SA ($1/3''$)	3300×3300	10	0,8	0,65	25	4,3	0,60
8	7×10 SA ($1/2''$)	3100×3100	17	0,8	0,65	25	4,0	0,82
9	FPD(aCsJ-aSi)	2700×2700	140	0	0,1	1000	3,6	0,95

Приемники, имеющие автокалибровку, отличаются устойчивостью к изменению внешних условий и дрейфам параметров сенсоров. При эксплуатации они не требуют перекалибровки в течение многих лет. Наоборот, в тех случаях, когда конструкция приемника не позволяет непосредственно измерить корреляционные связи между сигналами на границах парциальных изображений, а тем более когда на границах часть пикселей полного изображения теряется, задача восстановления полного изображения по парциальным составляющим становится некорректной. Есть риск искажения изображений в процессе сшивки.

К негативным сторонам работы алгоритмов восстановления рентгеновского изображения следует отнести низкое соотношение сигнал/шум вследствие выполнения требований по снижению дозовой нагрузки на пациента, а также наличие рентгеновских шумов источника излучения. Это существенно затрудняет эффективное решение некорректной задачи.

СШИВКА ИЗОБРАЖЕНИЙ ПО КАЛИБРОВОЧНЫМ ТЕСТАМ

Модель искажений изображений в SA-системах может быть представлена двумя последовательными звеньями. *Первое* описывает пространственные дисторсии парциальных изображений $G_s\{X, Y, k\}$; *второе* — поэлементные эффекты, связанные с изменением интенсивности сигнала яркости $G_B\{X, Y, k, t, B\}$.

Общее выражение для оператора искажения

$$G\{X, Y, k\} = G_s\{X, Y, k\} G_B\{X, Y, k, t, B\}, \quad (3)$$

где X, Y — пространственные координаты; t — время; k — номер оптического канала; B — интенсивность сигнала яркости.

Задача восстановления заключается в нахождении обратного преобразования, описывающего устранение искажений (3), вносимых в процессе формирования изображения:

$$B'(X, Y, t) = G^{-1}\{X, Y, t, k, B(X, Y, t, k)\}, \quad (4)$$

где $B'(X, Y, t)$ — восстановленное изображение.

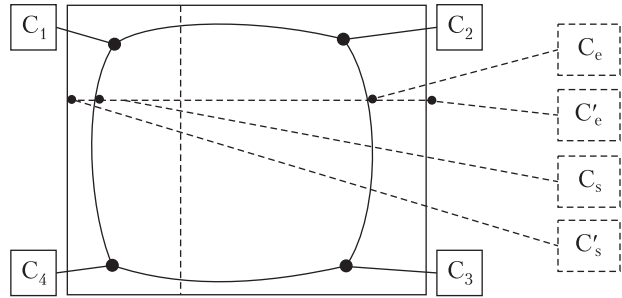


Рис. 4. Искажения изображения ячейки сетки

При этом целью восстановления является получение изображения, пригодного для последующего анализа оператором (в нашем случае врачом-рентгенологом).

Искажения изображений можно разделить на а) *детерминированные во времени* и б) *имеющие зависимость от временной координаты*. К первому типу относятся пространственные (геометрические), а также поэлементные яркостные искажения, описывающие световые характеристики отдельных пикселей оптического канала.

Пространственные искажения обусловлены следующими факторами: геометрической дисторсией объектива, неперпендикулярностью оптической оси объектива и плоскости сенсора, геометрической неоднородностью плоскости преобразующего экрана (источника света). Для нахождения обратного оператора $G_s^{-1}\{X, Y, k\}$ в работе [6] предложено использовать метод априорного моделирования на основе анализа искажений тест-объектов. Одним из первых тест-объектов была использована линейная сетка (рис. 4), причем каждый линейный отрезок внутри теста наблюдается как минимум двумя соседними сенсорами. Процедура коррекции заключается в восстановлении исходной прямоугольной формы сетки.

Преобразование координат изображения (коррекция) по горизонтали выполняется в соответствии с соотношением

$$C' = C_s + C \frac{C'_e - C'_s}{C_e - C_s}, \quad (5)$$

где C — координаты $X(Y)$ пикселей на входном изображении; C' — координаты пикселей выходного скорректированного изображения. Аналогично выполняется коррекция по вертикали.

Качество восстановления геометрических искажений определяется точностью определения координат элементов тест-объекта (линий или точек сетки). Для повышения точности восстановления оператора геометрических искажений используется полиномиальная аппроксимация координат центров линий или точек сетки, вычисленных по алгоритму поиска центра масс.

Второй тип детерминированных во времени искажений изображений — $G_B\{X, Y, k, B\}$ — затрагивает их яркость. Он обусловлен неидентичностью коэффициентов пропускания объективов по полю, световых характеристик сенсоров и постоянной составляющей коэффициентов усиления сигнала с выхода матриц.

Задача восстановления вида оператора $G_B\{X, Y, k, B\}$ решается на основании анализа серий изображений чистого поля. При этом тестовые изображения представляют собой изображения, полученные для различных значений рентгеновских доз, при отсутствии объектов в пределах поля обзора.

Обычно яркостная характеристика для матриц ПЗС достаточно хорошо (до 1 градации серого при 12-битном представлении сигнала) описывается полиномом 4-го порядка. В каждой точке изображения значение яркости тестового изображения задает узел аппроксимации.

Коррекция яркостных искажений изображения выполняется в соответствии с выражением

$$B_{\text{вых}}(X, Y) = B_{\text{вх}}(X, Y) - C_{F1}(X, Y, n) C_{F2}(X, Y, n) + B_{\text{оп}}(n), \quad (6)$$

где C_{F1} — отступ n -го теста; C_{F2} — наклон линии n -го теста; n — номер теста; $B_{\text{оп}}(n)$ — значение опорной яркости для коррекции n -го теста; $B_{\text{вх}}(X, Y)$ — входная яркость; $B_{\text{вых}}(X, Y)$ — выходная яркость.

Для поля сенсоров процедура коррекции реализуется следующим образом: по максимальной яркости на изображениях тест-объектов

выбирается опорная точка. Задачей выполнения преобразования яркости является «выравнивание» тестовых изображений к яркости опорной точки. Входная яркость изображения каждого сенсора пересчитывается по формуле (6), образуя для каждого теста равно яркое поле.

АВТОКАЛИБРОВКА

Описанная выше процедура яркостной коррекции изображений по калибровочным тестам является корректной при условии, что неидентичность коэффициентов пропускания объективов по полю, световые характеристики сенсоров и коэффициенты усиления сигнала с выхода матриц во времени не меняются. К сожалению, на практике это не выполняется. Вид оператора, характеризующего временную изменчивость параметров сигналов оптических каналов, для текущего изображения можно восстановить на основе метода апостериорного моделирования при анализе параметров изображений соседних оптических каналов в перекрывающихся областях [6]. Параметры коррекции искажений вычисляются путем решения системы линейных уравнений, в которые входят оценки статистических характеристик изображения в зонах перекрытия.

Наличие зон перекрытия позволяет решить задачу восстановления единого изображения из восстановленных парциальных изображений на выходе оптических каналов и устранения разрывов функции в точках стыковки парциальных изображений. Для этих целей используется локальная пространственная фильтрация в пределах перекрывающихся областей. Значения яркости одних и тех же точек в зонах перекрытия, наблюдаемых в разных каналах, приравниваются. В результате изображения в соседних каналах плавно переходят из одного в другое без видимого разрыва на границах.

В соответствии с описанной выше процедурой строится вычислительный процесс. При этом ошибка в восстановлении геометрических искажений обычно не превышает $1/4$ пикселя, а ошибка в восстановлении яркости не

превышает 0,1–0,5 %, что делает границы изображений в соседних каналах визуально ненаблюдаемыми. Обработка выполняется в темпе 5 млн. пикселей в секунду. Время выполнения коррекций для одного рентгеновского изображения на серийном персональном компьютере составляет 2–3 сек.

ОСОБЕННОСТИ ЭКСПЛУАТАЦИИ

Модульная конструкция и возможность автокалибровки делают многосенсорные приемники пригодными для эксплуатации в особо сложных условиях. Объясним сказанное на примере эксплуатации приемников в составе цифровых систем для скрининговой рентгенографии органов грудной клетки (цифровых флюорографов).

Приемники мобильных скрининговых рентгеновских аппаратов подвергаются значительным механическим нагрузкам при движении автомобиля к месту скрининга, а также широкому диапазону внешних температур: от –45 до +50 °С при перерывах в работе на выходные дни и праздники.

Для цифровых скрининговых систем безукоризненная работа приемника и компьютерной системы, как правило, гарантирует стабильность и надежность работы всего рентгеновского комплекса. В связи с этим помимо качества рентгеновских изображений необходимо обеспечить повышенную надежность работы приемника в широком диапазоне внешних механических и климатических воздействий.

Качество рентгеновских изображений аппаратов для скрининга органов грудной клетки обычно обеспечивается следующими параметрами: размер изображения — не менее 380 × 380 мм; разрешающая способность — от 2,5 до 4,0 п.л./мм; динамический диапазон — не менее 250; пороговый контраст — 1 % при дозе не более 1 мР или 2 % при дозе не более 0,4 мР.

Надежность работы цифрового рентгеновского аппарата формально определяется гарантийными обязательствами завода-изготовителя — не менее 18 месяцев с момента отгрузки,

из которых не более 6 месяцев — хранение. Желательно при этом, чтобы реальная наработка на отказ также была не менее 1 года.

Учитывая, что в состав цифрового флюорографа входит пять основных систем (цифровой приемник, компьютерный комплекс, штативная электромеханическая часть, рентгеновский излучатель и питающее устройство), каждая из них должна иметь наработку на отказ не менее пяти лет, что свойственно многосенсорным приемникам модульной конструкции фирмы Телеоптик.

Фирма Телеоптик дает 5 лет гарантии на приемник. При этом на протяжении 1-го года предприятие обязуется обеспечивать восстановление приемников своими сервисными инженерами. В течение последующих 4-х лет предприятие бесплатно предоставляет комплектующие для замены, а саму замену выполняют региональные сервисные инженеры.

Важнейшим вопросом эксплуатации цифровых приемников является ремонтпригодность и стоимость комплектующих. Значительное преимущество в этом плане имеют приемники модульной конструкции. Они допускают быструю замену модулей и 100%-ю ремонтпригодность, т.е. любой отказ приемника может быть устранен сервисным инженером на месте расположения рентгеновской системы в течение одного дня путем модульной замены элементов. Цена модуля не должна превышать 2–3 % стоимости комплектующих приемника или 1–2 % стоимости приемника. Исходя из этого, приемник должен содержать 30–50 модулей и цена каждого не должна превышать 100–300 дол. США. При описанных параметрах надежности технический ресурс приемника должен быть не менее 12 лет.

Таким образом, в технические характеристики на приемник цифрового рентгеновского аппарата целесообразно записать следующее:

- ✦ заводская гарантия на цифровой приемник — 5 лет;
- ✦ приемник должен содержать 30–50 типовых модулей (видеомодулей) не более 3–4 разновидностей;

- ✦ конструкція прийемника повинна забезпечувати 100%-ю ремонтпридатність на місці скрининга регіональним сервіс-інженером;
- ✦ ціна кожного модуля не повинна перевищувати 1–2 % вартості прийемника;
- ✦ технічний ресурс прийемника повинен бути не менше 12 років (в період цього часу виробитель гарантує постачання комплектуючих модулів).

ВИВОДИ

Розроблений в Україні оригінальний підхід до створення цифрових рентгеновських прийемників має цілий ряд достоїнств, дозволивши створювати вітчизняні високотехнологічні вироби медичного призначення, конкурентоспроможні на світовому ринку.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Palasio M.* Smart Smart Digital Radiology // Advance for Imaging and Oncology. — July 2002. — P. 80–81.
2. Режим доступу — www.rfsystemlab.com.
3. *Maidment A., Yaffe M.* Analysis of the spatial-frequency-dependent DQE of optically coupled digital mammography detectors, Medical Physics. — June 1994. — 21 (6). — P. 721–729.
4. *Liu Hong, Karellas A., Harris L.* Methods to calculate the lens efficiency in optically coupled CCD x-ray imaging systems, Medical Physics. — July 1994. — 21 (7). — P. 1193–1195.
5. Режим доступу — www.teleoptic-pra.com/.
6. *Мирошниченко С.И., Невгасимый А.А.* Теория и техника многосенсорных цифровых рентгеновских приемников // Биотехносфера. — 2010. — № 4 (10). — С. 24–29.
7. *Васильев А.Ю., Патрахов Н.Н.* Фазовый контраст изображений в микрофокусной рентгенографии / Невский радиологический форум 2009: материалы. — С. 109–111.
8. *Мирошниченко С.И., Невгасимый А.А. и др.* Телевизионная система высокого разрешения. Описание изображения. РСТ/UA 13.11.1996. — Бюл. № 8, 20.03.1999.

С.И. Мирошниченко, О.А. Невгасимый

БАГАТОСЕНСОРНІ ЦИФРОВІ РЕНТГЕНІВСЬКІ ПРИЙМАЧІ

Багатосенсорні конструкції з успіхом використовуються при виготовленні цифрових приймачів. Застосування великої кількості сенсорів, формуючих часткове (парціальне) зображення, дало змогу отримати оптимальні параметри рентгенографічних, маммографічних та рентгеноскопичних приймачів. В даній статті проведено аналіз властивостей багатосенсорних структур, обґрунтування варіантів їх реалізації та пошук шляхів ослаблення перешкод в рентгенографічних приймачах.

Ключові слова: рентгеновські цифрові приймачі, цифрові приймачі, плоскі панелі, багатосенсорні приймачі.

S.I. Miroshnichenko, A.A. Nevgasimiy

MULTI-SENSOR DIGITAL X-RAY RECEIVERS

Multi-sensor constructions have been successfully used in the manufacture of digital receivers. Application of a large number of sensors forming a partial images allowed to obtain the optimal parameters of radiographic, mammographic and roentgenoscopic receivers. The paper presents the analysis of multi-sensor structure properties, substantiation of their realization variants and search of the ways of noise attenuation in X-ray receivers.

Key words: digital X-ray receivers, digital receivers, flat panels, multi-sensor receivers.

Стаття надійшла до редакції 25.12.13