

Измерительная и детектирующая техника

УДК 621.386:621.382-181.48

Многоканальная микросхема первичного преобразования сигнала с рентгеновских чувствительных элементов

Д. В. Бородин, Ю. В. Осипов, Н. А. Шушкевич
ООО "РТК Импекс", Москва, Россия

А. А. Лопухин

Государственное унитарное предприятие «НПО "Орион"», Москва, Россия

Для вывода сигналов с линеек рентгеновских чувствительных элементов (ЧЭ) медицинского назначения разработана 128-канальная ИС, на основе которой создан модуль рентгеновского приемного устройства. Получены рентгеновские изображения.

Производимые в настоящее время малодозные цифровые флюорографы позволили в десятки раз уменьшить лучевую нагрузку на пациентов во время медицинских исследований, повысить диагностические возможности за счет цифрового вида изображения, избежать проявочного процесса и использования рентгеновской пленки. Используется несколько способов преобразования рентгеновского изображения в цифровой сигнал, а именно:

посредством пропорциональных ксеноновых многопроволочных камер со счетчиками импульсов [1];

преобразование в электростатический сигнал на селеновой поверхности или в оптический на рентгеновском ЭОП с последующим использованием ТВ-систем [2];

преобразование в оптический сигнал с последующей регистрацией полупроводниковыми детекторами [3].

Представляется перспективным непосредственное преобразование рентгеновского излучения в электрический сигнал, минуя промежуточные стадии на твердотельных детекторах на основе широкозонных полупроводников [4]. Поскольку узел регистрации излучения включает линейку из ~1000 высокоомных (10^8 Ом) ЧЭ — в случае сканирующего флюорографа — то в непосредственной близости должна располагаться электронная схема первичного преобразования и мультиплексирования.

Такая схема преобразования в микроэлектронном исполнении нами была разработана. Ее основные параметры приведены ниже:

Количество:	
входов.....	128
выходов.....	один дифференциальный
Напряжение питания, В.....	8
Рассеиваемая мощность, мВт.....	80
Максимальное изменение выходного сигнала, В.....	3
Динамический диапазон.....	10^4
Зарядовая емкость, е.....	10^8
Коэффициент преобразования, В/Кл.....	10^{11}
Максимальная частота, МГц.....	2
Размеры кристалла, мм ²	10,8x4,8
Период входных площадок, мкм.....	80

Диаграмма управления приведена на рис. 1. Микросхема позволяет одновременно по 128 каналам интегрировать фототок, поступающий от 128 рентгеновских ЧЭ, с последующим последовательным выводом.

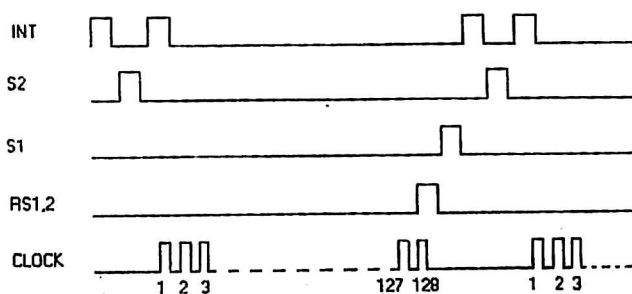


Рис. 1. Диаграмма управления ИС преобразователя

Микросхема работает следующим образом. В начальный момент цикла импульс INT сбрасывает интегрирующие емкости каждого канала в исходное состояние. В течение времени, когда INT принимает значение логического нуля, происходит интегрирование фототока. Перед окон-

чанием времени интегрирования подается импульс PS1,2, сбрасывающий емкости выборок каждого канала в исходное состояние, а затем подаются импульсы S1 (выборка 1) и S2 (выборка 2), осуществляющие выборки в каждом канале и после подачи импульса INT начинается следующий цикл интегрирования. Одновременно с новым циклом на вход CLOCK интегральной схемы (ИС) подается тактовая частота, синхронно с которой на дифференциальном выходе ИС формируются напряжения, пропорциональные накопленному в каждом канале заряду за последующий цикл интегрирования. Вывод осуществляется последовательно с 1 по 128 каналы. После вывода последнего канала ИС выдает импульс окончания опроса.

Используя ИС и линейки рентгеновских ЧЭ на основе GaAs *p-i-n*-диодов (разработка и изготовление ООО "Инфра-Курс", Москва) нами изготовлен модуль приемного устройства (рис. 2).

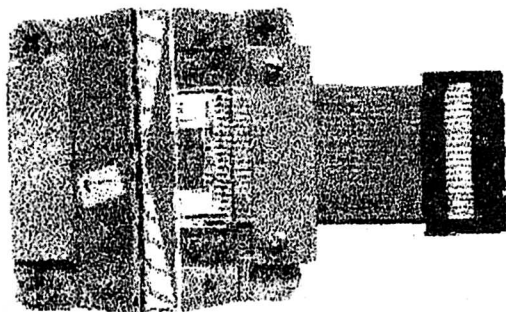
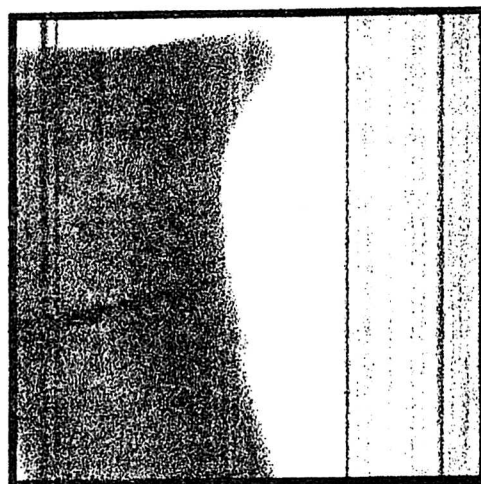


Рис. 2. Модуль рентгеновского приемного устройства

Полученные на этом модуле рентгеновские изображения, соответственно, сломанной и скрепленной шурупом кости, а также бритвы и отвертки с пластмассовой ручкой приведены на рис. 3, а, б. Компьютерная обработка изображения ограничивалась вычитанием темнового тока детекторов.

В данных измерениях не удалось приблизиться к динамическому диапазону, свойственному ИС преобразователя. Это обусловлено прежде всего большим уровнем помех (~10 мВ) от рентгеновской установки и внешних приборов, наводимых в аналоговом тракте длиной 5 м, соединяющем расположенный в ПЭВМ АЦП и рентгеновский приемный модуль. В настоящее время ИС преобразователя модернизирована и находится в изготовлении. В новом варианте предполагается регулирование коэффициента преобразования от 10^{11} до 10^{14} В/Кл, а также увеличение максимальной тактовой частоты до 5 МГц. В совокупности это позволит полнее использовать диапазон изменения выходного сигнала преобразователя, а также осуществлять за время, отведенное для получения изображения одной строки (2—4 мс), около 100 выборок



а



б

Рис. 3. Рентгеновское изображение:

- а — сломанной и скрепленной шурупом кости;
- б — бритвы и отвертки с пластмассовой ручкой

сигнала, что в целом значительно улучшает качество изображения.

Выражаем благодарность В. Ф. Дворянkinу и его сотрудникам (ФирЭ РАН) за предоставление рентгеновского оборудования.

Литература

1. Цифровая рентгеновская установка для медицинской диагностики: Препринт/ИЯФ СО РАН. г. Новосибирск, 1991.
2. Philips Medical Systems. Аппарат для рентгенографии грудной клетки THORAVISION и рентгеновские аппараты BV25 GOLD, BV 300.
3. Малодозный цифровой сканирующий флюорограф ПроСкан-2000 (АПЦФ-01-АМИКО) ЗАО "Рентгенпром"; Рентгеновский сканирующий цифровой комплекс "Диаскан"/ООО СКБ "МЕДРЕНТЕХ".
4. Avetisian G., Erkin A., Kulikov A., Kotov V., Kuznetsov Y., Trubnikov V. X-ray imager//SPIE. 1997. V. 3200. P. 93.

Multichannel readout IC of primary conversion of a signal from x-ray sensors

D. V. Borodin, U. V. Osipov, N. A. Shushkevich
JSC "RTC Impex", Moscow, Russia

A. A. Lopuhin
State Unitary Enterprise «RD&P Centre "Orion"», Moscow, Russia

For readout of signals from rules x-ray sensors of medical assigning the 128-channel IC is designed, on the basis of which one the module of a x-ray receiving device is created. The x-ray images are obtained.

УДК 621.383-181.48

Тестирование интегральных схем матричных мультиплексоров

Д. В. Бородин, Ю. В. Осипов
ООО "РТК Импекс", Москва, Россия

А. А. Лопухин
Государственное унитарное предприятие «НПО "Орион"», Москва, Россия

Для тестирования интегральных схем (ИС) матричного мультиплексора предлагается использовать фототок, генерируемый внешним светом видимого диапазона в р-п-переходе исток—подложка входного транзистора ячейки. Представлены примеры тестирования матричных мультиплексоров формата 128×128 с числом дефектных ячеек менее 0,1 %.

Интегральные схемы матричных мультиплексоров (ИСММ) представляют собой матричную ИС формата от 32×32 до 512×512 и более ячеек площадью от 25×25 до 100×100 мкм². Каждая ячейка имеет электрическую схему с входом, соединенным с индивидуальной, расположенной в ячейке, входной площадкой, предназначенной для электрического соединения с соответствующим чувствительным элементом (ЧЭ) матричного фотоприемника (ФП) посредством индиевых столбов [1, 2]. Прецизионный, трудоемкий и дорогостоящий, с большим процентом брака, процесс состыковки ИСММ и матричного ФП требует, по возможности, более тщательного тестирования исходных компонентов сборки, в частности ИСММ. Представляется, что наличие подробных карт дефектов до и после сборки позволит, во-первых обоснованно выделить дефекты ИСММ из общего количества дефектов и тем самым целенаправленно модернизировать технологию сборки; во-вторых, избежать ситуа-

ций, когда готовое изделие содержит до 5 % дефектных ячеек, в том числе целые строки и столбцы ИСММ [3].

Площадь ячейки ограничена размерами ~50×50 мкм² и в то же время ячейка должна содержать схему согласования с ЧЭ, интегрирования входного тока и мультиплексирования на периферийную часть ИС. Элементы, предназначенные для тестирования ячейки, должны занимать минимально возможную площадь. Казалось бы, очевидным решением представляется введение в ячейку специального, имитирующего ток ЧЭ, транзистора. Но поскольку имитирующий транзистор такой же по сложности узел, как и транзисторы ячейки (которых обычно всего от 1 до 4), то вероятность его дефекта и неоднородность параметров по полю матрицы приведут в значительной степени к тестированию самих имитирующих транзисторов, а не ИСММ.

В последнее время нами разработан ряд ИС первичного преобразования сигнала с многоэле-