

ТЕХНОЛОГИИ И ЭЛЕМЕНТЫ ФОТОНИКИ

УДК 535.247.049.7 : 621.383.52

Г. Л. Курышев, А. П. Ковчавцев, Б. Г. Вайнер,
А. А. Гузев, В. М. Базовкин, А. С. Строганов,
И. М. Субботин, И. М. Захаров, В. М. Ефимов,
К. О. Постников, И. И. Ли, Н. А. Валишева, З. В. Панова

(Новосибирск)

МЕДИЦИНСКИЙ ТЕПЛОВИЗОР
НА ОСНОВЕ МАТРИЧНОГО ФПУ 128×128,
РАБОТАЮЩИЙ В ДИАПАЗОНЕ СПЕКТРА 2,8–3,05 мкм

Представлена конструкция, особенности изготовления и физические принципы работы фоточувствительных элементов ПЗИ МДП-структур на основе эпитаксиальных пленок InAs, а также конструкция и описание работы медицинского тепловизора, созданного на базе матрицы таких элементов; приведены примеры тепловизионных изображений.

Тепловидение относится к одному из современных методов дистанционной диагностики в медицине. Сначала эта задача решалась с помощью применения одноэлементных приемников из сернистого свинца, затем с помощью приемников линейчатого типа (PbS, InSb и др.) и, наконец, матричных, или двухкоординатных, фотоприемников.

В качестве фоточувствительных элементов в матричных фотоприемных устройствах (ФПУ) обычно используются $p-n$ -переходы или фотосопроствления. Структуры металл – диэлектрик – полупроводник (МДП) применяются только для матричных ФПУ видимого диапазона, в структурах на основе узкозонных полупроводников типа A_3B_5 или A_2B_6 требования к качеству диэлектрика (пористость меньше 10 пор./см^2 , пробивные напряжения больше 30 В) при площади фотоприемной матрицы $1 - 2 \text{ см}^2$ представляются трудновыполнимыми. Прежде всего, это связано с ограниченной температурой синтеза диэлектрических пленок $\sim 100 - 200 \text{ }^\circ\text{C}$, так как при более высоких температурах начинаются необратимые изменения параметров полупроводника, в том числе и фазового состава на поверхности кристалла. Другая причина – низкое сопротивление элемента МДП в случае пробоя, приводящее к необходимости поиска нестандартных конструктивно-топологических решений в построении ячеек мультиплексора, устойчивых к данному типу дефектов.

В настоящей работе приведено описание тепловизора, созданного на базе ИК-детектора, в котором приемником излучения является матрица 128×128 МДП-ячеек, созданных на подложке из арсенида индия и работающих в режиме неравновесного обеднения.

Фоточувствительный модуль тепловизора. Элементы матрицы представляют собой фоточувствительные конденсаторы типа МДП, сформированные методами планарной технологии на эпитаксиальной пленке арсенида индия, обеспечивающей чувствительность в рабочей области спектра. На рис. 1 схематически показано поперечное сечение такой фотоячейки. Излучение от объекта падает с непланарной стороны InAs. Кванты ИК-излучения преобразуются фотоячейками в электрические заряды и удерживаются в приповерхностной области полупроводникового кристалла электрическим полем. Чувствительный модуль фотоприемного устройства выполнен в виде гибридной микросхемы, состоящей из упомянутой матрицы фоточувствительных элементов и кремниевой схемы охлаждаемого матричного мультиплексора для считывания сигнала. Фотоотклик, пропорциональный интегральной освещенности, за время накопления регистрируется всеми фотодатчиками, присоединенными к индивидуальным ячейкам считывания. Кремниевый мультиплексор один раз за время накопления проводит последовательный опрос элементов.

Спектральный состав излучения 2,8–3,05 мкм, регистрируемого матрицей, определяется разностью пороговых длин волн, соответствующих краю фундаментального поглощения в сильнолегированной подложке n^+ -InAs и в рабочем слаболегированном эпитаксиальном слое n -InAs (эффект Мосса – Бурштейна).

Это более коротковолновый спектральный диапазон по сравнению с обычным 4–5 и 8–12 мкм, что позволяет реализовать преимущества работы в

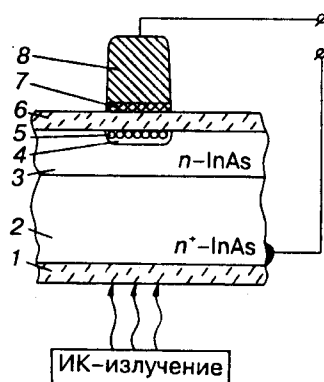


Рис. 1. Конструкция фоточувствительной ячейки на InAs:

1 – просветляющее покрытие; 2 – сильнолегированная полупроводниковая подложка; 3 – слаболегированный эпитаксиальный слой (концентрация доноров $N_d = 10^{15} \text{ см}^{-3}$); 4 – область, в которой происходит преобразование квантов света в информационные электрические заряды; 5 – накопленный информационный заряд; 6 – подзатворная диэлектрическая пленка; 7 – технологический промежуточный слой металла; 8 – индиевый столбик высотой 5–8 мкм, предназначенный для присоединения фотоэлементов к ячейке считывания кремниевого мультиплексора

условиях малых фоновых засветок и полностью использовать все время кадра для параллельного накопления сигнала непосредственно на элементах МДП-матрицы. Найденное техническое решение дает возможность избавиться от ограничений, присущих традиционным для медицинской термографии приборам, при работе с которыми контрастность изображения заметно снижается, если температура в комнате превышает 22 °С [1]. Использование МДП-структур, работающих в режиме прямой инжекции заряда, позволило также резко упростить технологический маршрут изготовления матриц, уменьшив число фотолитографических и технологических слоев с обычных семи–восемью до трех. Реализация ФПУ основана на ряде оригинальных разработок и «ноу-хау».

Особенности технологии изготовления ФПУ. Сборка гибридных модулей фотоприемных устройств осуществляется на установке “Flip Chip Bonder” SUSS FC 150 в режиме холодной сварки. Известно, что получение надежного электрического и механического соединения индиевых столбиков является сложной технологической задачей. Для этого применяется либо процесс сплавления относительно высоких столбиков (около 20 мкм) [2], либо очень сложная конфигурация индия, например с заострением одного из двух встречных столбиков [3]. Все это необходимо для того, чтобы «прорвать» окисную пленку на поверхности индия и обеспечить контакт чистого металла для сплавления.

Нами использовался способ сборки, не требующий слишком сложных технологических операций. Суть его заключается в оптимизации размеров столбиков и, в частности, в формировании строго определенной их высоты. При этом установлено, что, начиная с некоторого значения (около 4 мкм), в процессе сплющивания происходит разрыв окисной пленки по периферии и последующая мгновенная молекулярная «сварка». Кольца химически чистого индия легко наблюдать разработанным нами приемом: тестовая матрица прижимается к предварительно очищенной поверхности окисленного кремния. При малых давлениях после прижима матрицы на поверхности кремния ничего не наблюдается. При достаточно сильной деформации столбиков, которая достижима только при их высоте более 4 мкм, на поверхности двуокиси кремния наблюдаются четкие кольца металлического индия, видимые в оптический микроскоп. С использованием этого способа контроля разрыва окисной пленки нами были оптимизированы размеры столбиков и необходимое для сборки давление, что обеспечило на этой операции не менее чем 90 %-ный выход годных структур.

Фотоэлектрические параметры ФПУ (сигнал, шум, предельное время накопления и т. д.) зависят от свойств границы раздела полупроводник–диэлектрик. Разработаны методы осаждения низкотемпературных диэлектрических пленок двуокиси кремния на травленные и модифицированные поверхности подложек (наращивание сверхтонких слоев естественных окислов в специальных жидких или газовых средах) с целью оптимизации и контролируемого управления электрофизическими свойствами границы раздела.

На рис. 2, а показаны вольт-фарадные характеристики МДП-структур с травленной (слева) и модифицированной (справа) поверхностями InAs. Модификация поверхности заключалась в выращивании сверхтонкой (толщиной 10–15 нм) пленки анодного окисла с добавками в электролит ионов фтора. Видно, что на травленной поверхности емкость конденсаторов при обедняющих потенциалах зависела от частоты переменного сигнала (это связано с

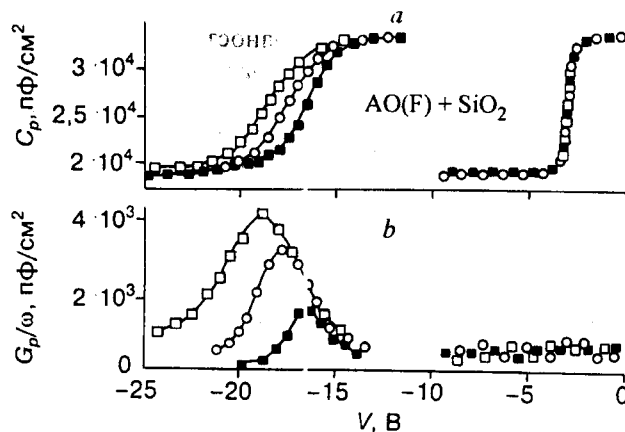


Рис. 2. Зависимость емкости и приведенной проводимости МДП-структур на InAs от приложенного напряжения

наличием поверхностных состояний плотностью $(3-5)10^{11} \text{ см}^{-2} \cdot \text{эВ}^{-1}$. Также видно, что рабочее напряжение конденсаторов больше 15 В. В МДП-структурах с модифицированной поверхностью (справа) частотная дисперсия емкости отсутствовала, что связано с малой плотностью поверхностных состояний. На рис. 2, *b* приведены частотные зависимости (частота снизу вверх: 500, 50 и 5 кГц соответственно) проводимости МДП-конденсаторов на переменном сигнале. Плотность состояний для модифицированной поверхности менее $2 \cdot 10^{10} \text{ см}^{-2} \cdot \text{эВ}^{-1}$. Рабочее смещение МДП-конденсаторов менее 4 В.

Разработанная технология обеспечивает для InAs при $T = 80 \text{ К}$:

- плотность фиксированного заряда в диэлектрике менее $1 \cdot 10^{-7} \text{ К/см}^2$;
- плотность подвижного заряда в подзатворном диэлектрике при напряженности электрического поля $3 \cdot 10^6 \text{ В/см}$ менее $2 \cdot 10^{-7} \text{ К/см}^2$ (заряд определяет гистерезис вольт-фарадных характеристик конденсаторов и соответственно стабильность параметров фотоячеек);
- разброс толщины диэлектрика по полупроводниковой пластине не более 10 % (определяет разброс максимального заряда, накопленного в фотоячейках);
- плотность сквозных пор не более 10 см^{-2} ;
- плотность сквозного тока утечки конденсаторов в электрическом поле напряженностью $1 \cdot 10^6 \text{ В/см}$ менее 10^{-9} А/см^2 (одна из причин, определяющая шум элементов).

Некоторые детали конструкции фотоприемного модуля приведены нами в [4, 5]. С объективом, имеющим угол зрения $6,5^\circ$, его основные характеристики следующие: тип детектора – ПЗИ МДП на InAs; число элементов матрицы 16384; количество годных элементов больше 95 %; размер фотоприемной ячейки $40 \times 40 \text{ мкм}$; шаг матрицы по X и Y 50 мкм; зарядовая емкость ячейки $5 \cdot 10^6$ электронов; число сигнальных выходов 1; температурное разрешение меньше или равно 30 мК ($f/1,8, 10 \text{ кадров/с}$); максимальная

частота кадров 200 кадров/с; время накопления одного кадра $5 \cdot 10^{-3} - 5 \cdot 10^{-2}$ с; динамический диапазон 60 дБ.

Криостат для размещения фотоприемного модуля. На рис. 3 показана конструкция вакуумного криостата Р475, разработанного в ИФП СО РАН, для многоэлементных охлаждаемых фотоприемников ИК-диапазона.

Технические характеристики криостата следующие: объем жидкого азота 0,6 л; теплоприток 1,7 Вт; время непрерывной работы без дозаправки азотом больше 10 ч; температура платформы 79–81 К; время выхода на режим 15 мин; масса (без азота) 3,6 кг; габариты 145×142×178 мм; расстояние от фоточувствительного модуля до наружной поверхности окна 13–14 мм.

Электронная система. Электронная система тепловизора обеспечивает работу ИК-фотоприемной матрицы, усиление и передачу видеосигнала, преобразование его в цифровую форму, обработку и ввод через быструю шину PCI в память персонального компьютера типа IBM. Комплект состоит из четырехпроводной экранированной линии связи и трех печатных плат: а) платы генератора, б) платы, включающей усилитель и схемы цифровой связи, и в) платы, включающей АЦП, процессор и микросхемы, обеспечивающие связь с шиной PCI. Платы «а» и «б» устанавливаются в корпус тепловизора и не содержат микропроцессоров и других источников некоррелированных помех, что позволяет снизить шумы в тракте усиления видеосигнала и достичь максимальной чувствительности. Плата «в» устанавливается в ПК.

Генератор реализован на двух микросхемах XC9536 фирмы XILINX и обеспечивает все необходимые для работы фотоприемной матрицы постоянные и импульсные напряжения. Цифровая синтезация регулируемых напряжений позволила полностью исключить подстроечные резисторы. Плата содержит источник отрицательного напряжения для питания платы усилителя. Параметры: напряжение питания +12 В (стаб.); потребляемый ток не более 300 мА; габариты (со вставленным разъемом) 81×100×17 мм; частота кадров (программируемая) 25, 50, 75, 100, 150, 200 с⁻¹.

Усилитель обеспечивает усиление видеосигнала с матрицы, преобразование его в дифференциальную форму и передачу в компьютер. Параметры: напряжение питания +8,5 В, -12 В; потребляемый ток не более 100 мА; габариты (со вставленным разъемом) 81×100×17 мм.

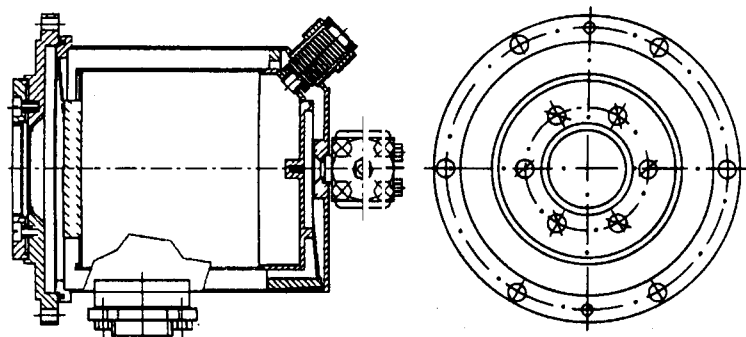


Рис. 3. Конструкция криостата Р475 для тепловизора

Схема цифровой связи реализована на микросхемах ХС9536 и обеспечивает двунаправленную передачу цифровой сопровождающей и сервисной информации (кадровые и строб-импульсы, управление шаговыми двигателями).

Плата АЦП, процессора и контроллера шины РС1 обеспечивает управление внешними подключенными устройствами, а также преобразование аналогового дифференциального сигнала в цифровую форму с помощью АЦП (12 разрядов, 10 МГц), его предварительную обработку процессором и непосредственную запись массива информации в оперативную память компьютера (5 мс для массива 32 Кбайт). Параметры: процессор одноконтный, сигнальный ADSP2181; объем кэш-памяти на плате 592 Кбайт; АЦП 12 разрядов, 10 МГц; напряжение питания +5 В; потребляемый ток не более 1000 мА; габариты 176×106×15 мм.

Комплектность медицинского тепловизора. В состав тепловизора ТКВр-ИФП (прежнее название ИФП-М), созданного в Институте физики полупроводников СО РАН и построенного на основе описанного выше фоточувствительного модуля, входят: кремний-германиевый объектив (световой диаметр 35 мм, фокусное расстояние 57 мм), детектирующая система, электронный блок управления, компьютер, канал связи с компьютером, источник питания, стойка, принтер цветной печати, монитор. В комплект входит также пакет компьютерных программ, обеспечивающих управление тепловизором, обработку и визуализацию изображения на экране монитора.

Тепловизионная камера. Тепловизионная камера работает следующим образом. Тепловое излучение объектов фокусируется инфракрасным объективом и направляется на матрицу фотоприемных МДП-конденсаторов гибридной микросхемы, установленную на охлаждаемом пьедестале азотного криостата. Информационные сигналы с выхода мультиплексора обрабатываются блоком управления и передаются в компьютер.

На рис. 4 показан внешний вид тепловизионной камеры. В данном варианте прибор работает непосредственно под управлением ПК типа Р150 с программным обеспечением в среде "Windows-95", позволяющим выводить сигнал на экран монитора в режиме реального времени с частотой до 45 кадров в секунду (в зависимости от параметров ПК), проводить настройку на резкость, заносить регистрируемые изображения в базу данных, осуществлять сравнение и дальнейшую обработку полученных результатов.

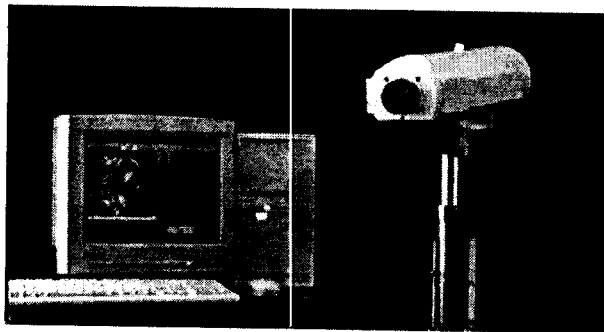


Рис. 4. Внешний вид тепловизионной камеры ИФП-М с компьютером

В отличие от большинства известных тепловизионных установок в описываемой камере отсутствуют механические узлы сканирования изображения. С учетом матричного исполнения детектора это дает ряд принципиальных преимуществ перед системами прежних поколений. Прежде всего, это повышенная надежность при высоком быстродействии. Высокая частота кадров позволяет наблюдать динамику изменения температуры и не выдвигать специальных требований к фиксации пациента. Это также высокая предельная температурная чувствительность (не хуже $0,03\text{ }^{\circ}\text{C}$). Последнее свойство камеры показательно иллюстрирует рис. 5, на котором представлена термограмма (негатив) новообразования в области плеча. Способность тепловизора отображать тонкую температурную структуру исследуемого объекта имеет большое значение для дифференциальной диагностики в онкологии и других областях медицины.

Применение современных термографов на основе фоточувствительных матриц позволяет существенно увеличить процент определения на ранних стадиях таких заболеваний, например, как злокачественные опухоли молочных желез у женщин (с 33 % для сканирующих термографов до 51 % — для матричных [6]).

Высокую пространственную разрешающую способность прибора демонстрирует рис. 6, на котором можно отчетливо видеть сеть поверхностных вен правой нижней конечности, обусловленную их варикозным расширением (в видимом свете данная вензная структура не видна). На этапе создания фоточувствительного модуля ФПУ разрешающая способность матрицы исследовалась с помощью сканирующего инфракрасного зонда, сконструированного на базе инфракрасного облучателя ИКО-1. Результаты показали, что при диаметре светового пятна около $27\text{ }\mu\text{m}$ степень электрооптической связи соседних ячеек матрицы не превышает 2 %.

Калибровка чувствительности тепловизора проводится с помощью имитатора абсолютно черного тела. Специальный алгоритм и соответствующее программное обеспечение, разработанные для этой процедуры, позволяют в интегральном режиме измерений занести в память компьютера динамические характеристики каждого из 16384 элементов матрицы и при дальнейшей



Рис. 5. Термограмма новообразования в области плеча



Рис. 6. Термограмма варикозного расширения поверхностных вен правой нижней конечности

работе прибора использовать эти характеристики для обратного преобразования величины фотосигнала в температуру объекта. Такой подход позволил существенно выровнять программными средствами естественный разброс параметров ячеек матрицы в широком динамическом диапазоне ее работы.

Технические характеристики медицинского тепловизора следующие: степень дискретизации одного кадра 128×128 ; характерное время измерения и вывода одной термограммы 0,05 с; спектральный диапазон принимаемого ИК-излучения 2,8–3,05 мкм; диапазон температур объекта 20–41 °С; предельная чувствительность не хуже 0,03 °С; время выхода прибора на рабочий режим 30 мин; используемый хладагент – жидкий азот; время непрерывной работы при однократной заливке не менее 10 ч; сетевое питание 220 В, 50 Гц; габариты тепловизионной камеры (без стойки) $0,55 \times 0,25 \times 0,2$ м.

Программное обеспечение, созданное специально для тепловизора ТКВр-ИФП, предоставляет широкий спектр возможностей для получения и обработки данных при обследовании больного. Оно, в частности, позволяет:

- представить распределение температуры измеряемого объекта с использованием цветового и контрастно-яркостного тонирования;
- определить разность температуры двух произвольных точек;
- изменить цветовую гамму изображения;
- получить режим негативного изображения;
- сохранить термограммы в файлах и считать их из файлов;
- открыть дополнительное окно, позволяющее сравнить текущую (только что полученную) термограмму с одной из прежних и т. д.

Каждую термограмму или группу термограмм может сопровождать текстовое описание.

Следует отметить, что описанный в настоящей работе тепловизор рекомендован Минздравом РФ к применению в медицинской практике.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Применение** тепловидения в многопрофильных больницах и поликлиниках: Метод. рекомендации /Под ред. д. т. н. проф. М. М. Марошникова. Л., 1982.
2. **Kondoh Y., Togazaki T., Saito M.** A flip chip interconnection technique using indium alloy bumps for a newly designed CCD module // Proc. IMC. Yokagama, 1992. P. 120.
3. **Chance D.** Fluxless C4 joints and reflow without degradation // IBM Tech. Bul. 1980. 23, N 7. P. 2990.
4. **Kurishv G. L., Kovchavtzev A. P., Bazovkin V. M. et al.** Fabrication and properties of two-dimensional hybrid array sensor on epitaxial n-InAs films // Infrared Detectors and Focal Plane Arrays IV /Eds. E. L. Dereniak, R. E. Sampson // Proc. SPIE. 1996. 2746. P. 268.
5. **Курьшев Г. Л., Ковчавцев А. П., Базовкин В. М. и др.** Портативный быстродействующий тепловизор на основе фокальной матрицы МДП-конденсаторов на InAs // Автометрия. 1998. № 4. С. 13.
6. **Head J. F., Lipari C. A., Wang F. et al.** Cancer risk assessment with a second generation infrared imaging system // Infrared Technology and Applications XXIII /Eds. B. F. Andersen, M. Strojnik // Proc. SPIE. 1997. 3061. P. 300.

Поступила в редакцию 28 мая 1998 г.