1

Аналоговая и цифровая рентгенография

 Все виды медицинской визуализации включают три этапа формирования изображения:

1. Образование пространственного изображения с наилучшими характеристиками.
2. Фиксация и воспроизведение пространственного изображения. При этом характеристики воспроизводящих устройств приходится оптимальным образом приспосабливать к клиническим требованиям.
3. Запись и архивация изображений. Изображение необходимо записывать в форме удобной для наблюдения, хранения и передачи на расстояния.

Эволюция радиологии в течение двух последних десятилетий огромна, в значительной мере это связано с внедрением компьютерной томографии (КТ) и ультрасонографии (УС) в семидесятых и магнитно-резонансной томографии (МРТ) в восьмидесятых годах. Эти новые методики создают секционные изображения, т.е. двухмерные отображения срезов тканей. Однако большинство обследований, проводимых в радиологических отделениях по-прежнему базируется на традиционных проекционных изображениях. Используемые в проекционной рентгеновской визуализации технологии можно разделить на три основные группы:

1. прямые аналоговые технологии;
2. непрямые аналоговые технологии;
3. цифровые технологии.

Стандартные рентгеновские системы осуществляют формирование и отображение информации аналоговым путем.

## Прямые аналоговые технологии

При данной технологии окончательное рентгеновское изображение создается *непосредственно* в среде-детекторе, т.е. без каких-либо усложняющих промежуточных шагов. В качестве среды может использоваться радиографическая пленка или флюоресцирующий экран. Как пленка, так и экран являются *аналоговыми* детекторами рентгеновских лучей, т.е. их реакция на постоянную и непрерывно увеличивающуюся дозу излучения также постоянна и непрерывна, в противоположность пошаговой, дискретной реакции. Рентгеновская пленка реагирует потемнением, флюоресцентный экран – испусканием видимого света (флюоресценция).

Существует два основных направления прямой аналоговой технологии: а)прямая рентгенография и б) прямая флюороскопия.

## Прямая рентгенография

Фотографическая эмульсия пленки содержит мельчайшие кристаллы бромида серебра, каждое зерно имеет диаметр порядка 1мкм. Полноразмерная рентгенография обеспечивает получение статических изображений с наивысшим из всех возможных методик пространственным разрешением (среднее линейное разрешение составляет примерно 1мкм=0,001мм).

Комбинации усиливающий экран-пленка соответствует *характеристическая кривая*, показывающая зависимость потемнения *(плотности)*, фотографической эмульсии от экспозиции (рис.2).

При радиографии изучаемые структуры должны находиться в средней, линейной части кривой. Здесь эффект усиления контрастности пленкой достигает максимума. Наклон линейной части кривой называется *гаммой*, и комбинации экран-пленка с большими значениями гаммы дают высококонтрастные изображения. Такие параметры как чувствительность, пространственное разрешение и шум в значительной мере определяются усиливающими экранами.

**Прямая рентгеноскопия**

Традиционная рентгеноскопия (или *просвечивание*) использовалась для изучения динамических процессов до середины шестидесятых годов. С тех пор традиционную рентгеноскопию сменила непрямая рентгеноскопия, использующая усилители изображения и телевизионную технику.

 **2**

**Непрямые аналоговые технологии**

В современной *рентгеноскопии* первичная проекция изображения создается на флюоресцентном экране, в целом также, как это делается при прямых технологиях. Однако изображение на экране не наблюдается непосредственно. Экран – это часть *усилителя рентгеновских изображений (УРИ)*, увеличивающего яркость (свечение) первичного изображения примерно в 5 000 раз. В состав УРИ входит рентгеновский электронно-оптический преобразователь (РЭОП) и замкнутая телевизионная система (рис.8-1). РЭОП состоит из вакуумной колбы с люминисцентным экраном на кождом из ее концов, фотокатода и электронно-оптической системы.

Поступающее с преобразователя уменьшенное и усиленное изображение через систему зеркал и линз можно записать малоформатной камерой (формат пленки 70, 100 или 105 мм) или кинокамерой (формат пленки 16 или 35 мм (см.рис.8-1)). Запись малоформатной камерой также называют *выборочной съемкой*, или *флюорографией*, а выборочный фильм – *флюорограммой*. При флюорографии получаемая пациентом доза составляет примерно 1/10 дозы при полноразмерной радиографии, однако качество изображения (особенно пространственное разрешение) заметно ниже. *Кинофлюорография* создает похожие на кино изображения с частотой, например, 50 кадров в секунду. Кинофлюорография с 35-мм пленкой в ангио- и кардиологических исследованиях еще применяется (хотя цифровые технологии постепенно замещают аналоговые).

С помощью указанной оптической системы изображение может быть записано телевизионной камерой и показано на мониторе. Изображение будет иметь лучшее качество в случае непосредственной оптической связи выходного экрана усилителя и телекамеры с помощью волоконной оптики. Конкретный выбор телекамеры (видикон, плюмбикон, кремникон) зависит от ее назначения.

Возникающий в телекамере электрический видеосигнал поступает на экран видеоконтрольного устройства, монитор. *Флюоресценция* или рентгеноскопия с помощью РЭОПа позволяет наблюдать на экране монитора изображение в реальном масштабе времени, в том числе и двигательные функции организма, при меньшей лучевой нагрузке на пациента. Изображение, регистрируемое телекамерой, может храниться на магнитной пленке видеомагнитофона.

Цифровые технологии

Все цифровые технологии и методики на начальном этапе являются аналоговыми. Интенсивность света на флюоресцентном экране, электрический ток, индуцируемый рентгеновскими лучами в КТ-детекторе или эхосигналом в ультразвуковом датчике, или магнетизмом в приемной МР-катушке – все это аналоговая, непрерывная реакция. Три последних методики – компьютерная томография (КТ), ультрасонография (УС) и магнитно-резонансная томография (МРТ) считаются цифровыми технологиями, поскольку в них аналоговая ответная реакция (электрический ток) преобразуется в цифровую форму.

«Настоящее» цифровое изображение представлено в виде цифровой *матрицы*, т.е. в виде числовых строк и колонок. Числа могут отражать силу эхосигнала при ультразвуковом исследовании, ослабление рентгеновских лучей при КТ, магнитные свойства тканей при МРТ или интенсивность испускаемого флюоресцентным экраном света при цифровой проекционной рентгеновской визуализации. Для показа изображений цифровая матрица трансформируется в матрицу видимых элементов изображения – *пикселов* – где каждому пикселу, в соответствии со значением цифровой матрицы, присваивается один из оттенков серой шкалы.

Названные системы называются цифровыми или дигитальными, поскольку в них информация о параметрах выражается в цифровой двоичной системе.

Цифровые технологии могут применяться и для проекционных рентгеновских методик, поэтому термин «цифровая рентгенография» обычно используется лишь в этом узком смысле.

## Цифровые рентгенографические системы

Стандартные рентгеновские системы осуществляют формирование и отображение информации аналоговым путем. Аналоговые системы зачастую имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-зи малого динамического диапазона, а также скромные

**3**

возможности по обработке изображений. В отличие от аналоговых цифровые рентгенографические системы позволяют получать изображения при любом необходимом

уровне дозы, причем эти изображения можно обрабатывать и отображать самыми различными способами. Такие системы являются более дорогостоящими, нежели обычные рентгеновские системы, однако по мере развития компьютерной техники и систем визуализации находят все более широкое применение.

Цифровая рентгенодиагностика обеспечивается компьютерной технологией.

Дисплей

Блок долговременной памяти

Устройство документирования

Интерфейс данных

Приемник изображения

Компьютер + память изображения

Пациент

Рентгеновский аппарат

Рис 2.37 Составные элементы цифровой системы получения рентгеновских изображений

На рис. 2.37 приведена блок-схема типичной рентгенографической системы. Рентгеновская трубка и приемник сопряжены с компьютером и управляются им; а получаемое изображение запоминается, обрабатывается (в цифровой форме) и отображается на телеэкране, составляющем часть пульта управления (или устройства вывода данных) оператора рентгенолога. Аналогичные пульты управления применяются и в других цифровых системах получения изображения – компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии.

Формирование цифрового рентгеновского изображения имеет ряд достоинств. Цифровое изображение можно записать на магнитном носителе, оптическом диске или же вывести изображение на пленку в аналоговой форме с помощью лазерного принтера, т.е. перевести изображение на твердую копию.

В цифровой рентгенологии могут найти применение два класса приемников изображения: приемники с непосредственным формированием изображения и приемники с частичной регистрацией изображения, в которых полное изображение формируется путем

**4**

сканирования либо рентгеновским пучком либо приемным устройством (сканирующая проекционная рентгенография).

К приемникам с непосредственным формированием цифрового изображения относят: 1) усилитель рентгеновского изображения с аналого-цифровым преобразователем; 2) устройство с вынужденной люминисценцией ( рентгенография на запоминающих люминофорах). Эти приемники могут непосредственно формировать цифровое изображение без промежуточной регистрации и хранения.

## Устройство УРИ + АЦП

(цифровая флюороскопия и флюорография)

В системе аналоговой видеофлюороскопии телевизионная камера образует непрерывно меняющийся по направлению электросигнал, который и модулирует яркость свечения экрана телевизионного монитора.

Цифровые флюороскопические системы превращают в аналого-цифровом преобразователе аналоговый видеосигнал в цифровой, который формирует цифровую матрицу покадровых изображений, пропорционально яркостным характеристикам видимого аналогового изображения.

На рис. 8-1 показана разница между аналоговым и цифровым сигналом, а также сформированные ими флюороскопические изображения. Цифровое изображение можно вывести на телевизионный экран (*цифровая флюороскопия*) или сфотографировать малоформатной камерой (*цифровая флюорография*). Разновидность этой технологии используется в ангиографии для вычитания изображений. Эту технологию называют «цифровой» (*дигитальной*) *субтракционной ангиографией* (ДСА).

 Помимо приемников, непосредственно передающих изображение на внешнее устройство отображения, используются и приемники, непосредственно запоминающие изображение.

# **Дигитальная (цифровая, компьютерная) рентгенография**

**на запоминающих люминофорах**

 Дигитальная рентгенография (ДР) основана на фиксации пространственного рентгеновского изображения запоминающими люминофорами. Люминофор с вынужденной люминисценцией разработан компанией Fuji Photo Film.

 Приемник изображения представляет собой гибкую пластину, покрытую люминофором с вынужденной люминисценцией, способной хранить поглощенную энергию падающего рентгеновского излучения в квазиустойчивом состоянии, а также излучать эту энергию в виде фотонов при облучении светом видимого или ИК-диапазона. Люминофор должен иметь высокий коэффициент поглощения рентгеновского излучения, а также большую световую отдачу на единицу поглощенной энергии. Для быстрого считывания изображения постоянная времени люминофора должна быть менее 10мкс. Хорошо удовлетворяет этим требованиям фторид бария, активированный европием, который является основой для выпускаемых промышленностью приемников с вынужденной люминисценцией.

 Экран (пластина), покрытый запоминающим люминофором, внешне похож на обычный усиливающий экран. Скрытое изображение на таком экране способно сохраняться, в зависимости от вида люминофора, от нескольких минут до нескольких дней, прежде чем качество его упадет ниже приемлемого уровня. Это скрытое изображение может быть считано с экрана сканирующей системой и воспроизведено электронно-лучевой трубкой.

 Считывание скрытого изображения производится инфракрасным лазером, который стимулирует люминофор и он отдает накопленную им энергию в виде видимого света (рис. 8-3). Этот феномен называется *фотостимулированной* люминисценцией. Она, как и свечение обычных усиливающих экранов, пропорциональна числу рентгеновских фотонов, поглощенных запоминающим люминофором.

 В процессе считывания высвобождается не вся накопленная экраном энергия. Чтобы полностью очистить люминисцентный экран от скрытого изображения он подвергается в процессоре кратковременному интенсивному облучению видимым светом, после чего экран можно использовать повторно.

**5**

Процесс считывания изображения осуществляется сканирующим лазером, световой поток которого сканирует поверхность экрана в растровой последовательности, подобно электронному пучку телевизионного кинескопа. Лазерный пучок имеет размер пятна приблизительно 0,1 мм, поэтому разрешение в изображении достигает 5-10 элементов/мм. Возбуждаемый в люминофоре лазером свет из каждой точки экрана фокусируется и трансформируется в электрический сигнал с помощью специальной оптической системы и фотоумножителя. Перед фотоумножителем раполагается фильтр, ослабляющий стимулированный свет, так как его интенсивность на несколько порядков выше чем у света, эммитируемого обычным усиливающим экраном.

 Фотоумножитель, обладающий широким динамическим диапазоном, конвертирует варьирующийся по интенсивности световой поток с экрана в изменяющийся электрический сигнал, который усиливается, измеряется и проходит через аналого-цифровой преобразователь, чтобы сформировать бинарную (цифровую) матрицу, отражающую яркостные показатели каждого пиксела. 12-битная система представляет эти показатели в диапазоне от 0 до 4095 (2№І = 4096).

 Сигнал, переведенный в цифровую форму, передается в процессор (буфер) изображения. Таблицы перекодировки процессора обеспечивают преобразование содержимого памяти изображения в требуемый диапазон яркости и контраста.

 Это устройство выполняет две функции. Во-первых, оно вычисляет средний уровень затемненности изображения и суммарный диапазон между светлой и темной частями изображения. Во-вторых, оно использует эту информацию для расчета передаваемого на лазерный принтер оптимального изображения, которое последний и воспроизводит на прозрачной пленке.

**Сравнение рентгенографии на запоминающих люминофорах**

**с рентгенографией на усиливающих экранах и системой УРИ+ТК**

 Обеим системам для получения качественного снимка нужна примерно одна и та же экспозиция (доза). Основное различие между двумя методами связано с их различной экспозиционной широтой, которая у запоминающих дюминофоров чрезвычайно велика, и примерно в 10 000 раз больше, чем у комплексов «экран-пленка». В результате запоминающие люминофоры способны отражать более широкий диапазон фотонных плотностей.

 Система запоминающих люминофоров формирует цифровое изображение, которое может быть визуализировано на экране электронно-лучевой трубки или обработано компьютером. К преимуществам таких цифровых изображений относится возможность их компьютерной переработки (субтракция и краевое усиление) и управление ими.

 Характеристики приемников с непосредственным формированием цифрового изображения (УРИ с телекамерой и запоминающими люминофорами) анализировались выше, поэтому целесообразно отметить лишь основные различия между ними. УРИ не обладают наилучшим пространственным разрешением или контрастом, однако имеют высокое быстродействие. Аналого-цифровое преобразование флюорограммы с числом пикселов 512×512 может занимать время менее 0,03 с. Даже при числе пикселов 2048×2048 в изображении время преобразования изображения в цифровую форму составляет всего несколько секунд.

 Время считывания изображения с пластины с вынужденной люминисценцией значительно больше, хотя последняя выгодно отличается лучшим разрешением и динамическим диапазоном.

**Лазерные принтеры**

 Несмотря на все преимущества передачи электронных изображений на расстояние, сохраняется потребность в переводе их на твердые копии. Для их формирования на пленке используются лазерные принтеры (рис.8-6). Галоидосеребряные пленки могут быть сенсибилизированы к свету лазера, аналогично как к синему или зеленому свечению усиливающих экранов. Большинство лазерных пленок должны обрабатываться в полной темноте.

 Лазерные принтеры можно подсоединять к различного рода системам получения цифровых медицинских изображений. Данные от каждого интерфейса накапливаются в

**6**

памяти принтера, а затем в форме пиксел отражаются на пленке различными градациями серого. 8-битные принтеры обеспечивают экспозиционную модуляцию достаточную для передачи 256 градаций серого, а 12-битные – 4096 градаций. Такой диапазон оттенков серого позволяет создавать точные ....... изображения без всяких артефактов воспроизведения. Во всех дазерных принтерах используется метод интерполяции, увеличивающий число пиксел и позволяющий увеличивать размер изображения. Обычно используются два вида интерполяции: сглаживающая и резкая. К первому виду относится так называемый кубический сплайн, а ко второму – репликация.

 Лазерные принтеры резко увеличили эффективность отделений лучевой диагностики. Благодаря непосредственному соединению лазерного принтера с проявочным автоматом, рентгенолаборанту больше не нужно покидать пациента, чтобы проявить пленку. Твердые копии цифровых изображений распечатываются в условиях обычной освещенности менее чем за две минуты.

 При подключении одного или нескольких лазерных принтеров через интерфейсы к нескольким источникам цифровых изображений значительно повышается производительность, гибкость системы и возможность размножения твердых копий(рис. 8-7, и 8-8).

**Линейная сканирующая система с твердотельным приемником**

 Системы получения изображения со сканированием рентгеновским пучком и приемником имеют важное преимущество, состоящее в том, что в них исключительно хорошо подавляется рассеяние. В этих системах один ...... располагается перед пациентом с целью ограничения первичного рентгеновского пучка до размеров, необходимых для работы приемника, а другой за пациентом, чтобы уменьшить рассеяние. На рис. 2.38 изображена *линейная сканирующая система* для получения цифрового изображения грудной клетки. Приемником в системе является полоска полупроводника (например, из оксида гадолиния), считывание информации с которой ведется линейной матрицей из 1024 фотодиодов. Проекционные рентгенограммы синтезируются сходным образом, также сканерами КТ и выполняют вспомогательную роль при выделении соответствующего сечения.

 Главным недостатком сканирующей системы является то, что большая часть полезной выходной мощности рентгеновской трубки теряется и что необходимы большие времена экспозиции. Время экспозиции составляет около 10 с, что уменьшает срок службы рентгеновской трубки и создает сложности при визуализации движущихся органов. Следует заметить, что, несмотря на большое общее время экспозиции, время облучения каждого элемента изображения весьма мало, так что потери качества изображения за счет движения здесь не столь существенны по сравнению с традиционной рентгенографией при том же времени экспозиции.

 Вообще говоря, цифровая рентгенографическая система будет иметь разрешение ниже, чем система «экран-пленка», однако при условии согласования размеров матрицы изображения и приемника в зависимости от области медицинского применения указанное обстоятельство не будет существенным. Матрицы изображения 512×512 элементов может быть вполне достаточно для целей цифровой флюороскопии, тогда как система рентгеноскопии грудной клетки может потребовать матрицы с числом элементов 1024×1024 при размерах элемента изображения около 0,4 мм [400мм:1024]. Для маммографических обследований необходима матрица из 2048×2048 элементов с размером элемента 0,1 мм [200мм:2048].

 Число градаций в изображении будет также зависеть от медицинского назначения. Аналого-цифрового преобразователя на 8 бит (2 =256 уровней серой шкалы), обеспечивающего точность 0,4%, вполне достаточно для регистрации зашумленных изображений или больших массивов (меньшей ступени градации яркости соответствует больший уровень шума). Однако для ряда приложений может понадобиться и 10-битовый АЦП (2№є =1024 уровней серой шкалы, точность 0,1%). Человеческий глаз при хорошем освещении может обнаружить различия в контрастности около 2%.

**7**

**Линейная сканирующая система с газонаполненным детектором**

( многопроволочная пропорциональная камера – МППК)

 В системе получения рентгеновского изображения обычно используют твердотельные приемники, позволяющие достичь высокого коэффициента поглощения рентгеновского излучения. При использовании камер, наполненных газом, высокой эффективности достигают путем подбора газа с высоким порядковым номером, с высоким давлением и работой в режиме пропорционального счета. Инертные газы ксенон и криптон имеют больший выход ионов, но фреон при достаточном выходе значительно дешевле.

 Детектор состоит из области дрейфа и области регистрации и помещен в капсулу высокого давления с тонким входным окном.Проникающие через окно кванты взаимодействуют с атомами газа (90% ксенона Xe и 10% метана при давлении 3-5 атм.), а возникающие при ионизации заряженные частицы дрейфуют в область регистрации под действием электрического поля напряженностью 1кВ·см−¹. В области регистрации нахлдятся три параллельных слоя из проволочек, причем два на наружных (катода) находятся под нулевым потенциалом, а средний (внутренний) слой находится под высоким положительным потенциалом (анод). Лавина заряженных частиц регистрируется слоями проволочек, причем оба проволочных катода с ориентированными перпендикулярно друг другу рядами проволочек обеспечивают пространственную локализацию точки регистрации.

 Пространственное разрешение составляет до 0,5 мм.

**Полупроводниковые матричные детекторы рентгеновского излучения**

 Детекторы на основе кремниевых и германиевых полупроводников характеризуются высоким разрешением по энергии. Для образования в них электрон-дырочной пары необходима энергия, равная всего лишь нескольким электрон-вольтам; при полном насыщении полупроводник начинает функционировать наподобие твердотельной ионизационной камеры и имеет весьма высокую эффективность при детектировании каждой электрон-дырочной пары. При этом в высокочистом германии (при температуре жидкого азота) и в кремнии (при комнатной температуре) можно добиться разрешения по энергии приблизительно 600 эВ несколько килоэлектронвольт соответственно.

 Последние разработки позволили создать координатно-чувствительные кремниевые детекторы с пространственным разрешением 2,5 лн/мм [разрешение 0,2 мм].

 Четкость на практике определяется пространственным разрешением, которое сообщает сколько деталей или линий (л/мм) можно различить; например в 1мм (единица измерения лп/мм). Обычно используют следующие величины:

 20 лп/мм (пленка);

 10 лп/мм (нормальная комбинация экран-пленка);

 1-2 лп/мм (УРИ-ТВ, магнитная камера);

 1 лп/мм ( КТ или УЗ устройство);

 0,5 лп/мм (гамма-камера).

## Получение цифровых изображений

Формирование цифрового изображения осуществляется оцифровкой анализируемого параметра (интенсивности свечения экрана, величины тока детектора и т.п.) в процессе регистрации. Реже оцифровка производится с уже записанных в аналоговой форме изображений, т.е. с твердых копий изображения объекта, например с рентгенограмм. В первом случае говорят об интерактивной (взаимодействующей) обработке информации, во втором – об ................ (отделенной от тверди). Несомненно, интерактивный способ предпочтителен, т.к. любое предшествующее формирование изображение ведет к утрате части первоначальной информации вследствие несовершенства приемного устройства ( в нашем примере малой динамической широты рентгеновской пленки).

Поскольку сам принцип растрового характера изображения в первом и втором случае идентичен, то рассмотрим для наглядности процесс оцифровки аналогового изображения – рентгенограммы (рис.1АД). Если уровень затемненности вдоль проходящей поперек аналогового изображения линии измерять денситометром, как на рис.1А, то результатом

**8**

будет кривая линия. Если полученную кривую разделить на равные части, для каждой части можно рассчитать среднюю плотность и поставить соответствующее числовое значение. Средние плотности показаны на рис. 1В, а соответствующие числовые значения – на рис. 1С. После того как вся поверхность рентгенограммы будет разбита на линии и измерена денситометром, аналоговое изображение можно преобразовать в так называемое цифровое (дигитальное) изображение (рис. 2С), представляющее собой матрицу (двухмерную карту) цифровых величин.

Расстояние между линиями и размер формирующих каждую линию равных частей определяют разрешение *цифрового изображения*. Четырехугольник с высотой, равной расстоянию между двумя линиями, и шириной, равной одному шагу вдоль линии, называют *элементом изображения,* или *пикселом* (сокращение от picture element). Каждый пиксел имеет в матрице свои пространственные координаты (ряд и колонку), аналогичные расположенному в теле пациента соответствующего ему элементарному объему, который называется *воксел* (volume element). Таким образом, пациент состоит из вокселов, а цифровое изображение – из пикселов.

Цифровое изображение по своей природе адаптировано к компьютерной технике. В ней информация о параметрах выражается в цифровой, двоичной, бинарной (от лат. binarius – двойной) системе. Бинарную единицу называют бит (bit [bit] кусочек). Бит имеет только два значения – ноль и единица, что отражает наличие электрического сигнала в системе только в двух состояниях: «есть-нет» или двух состояниях напряжения: «высокое-низкое».

Вся информация в двоичной цифровой системе кодируется комбинацией нулей и единиц. При переводе цифр десятичной системы счисления, которой мы пользуемся в двоичную систему, которая применяется в ЭВМ, т.е. в систему, в которой каждое число выражается при помощи лишь двух цифр 0 и 1, потребуется большое количество разрядов (цифромест). Так на рис. 1Д представлено 16 уровней затемненности. В двоичной цифровой системе это может быть передано четырьмя битами, четырьмя знакоместами, комбинацией четырех знаков из нулей и единиц, т.е. основанием два в четвертой степени (2 =2·2·2·2=16).

Восемь бит (двоичных единиц) используется как единица количества информации и носит название байт (от англ. byte [bait] кусок). В большинстве случаев байт формирует один символ (букву, цифру, специальный символ, включая все знаки клавиатуры с которой вводится информация оператором). Применительно к рассматриваемой задаче – передача уровней затемненности, 8-битный пиксел (байтная система формирования пиксела) передает 2 =256 вариантов оттенков, т.е. уровней серой шкалы в диапазоне между черным и белым.

## Аналого-цифровое преобразование

Информация об изображении, передаваемая электронными или оптическими средствами в пределах радиологической установки, радиологического отделения или между различными отделами, посылается в аналоговой форме посредством электрического тока или оптического сигнала различной интенсивности, подобно изображенному на рис. 1А. Изображение может также передаваться в виде показанных на рис. 1Д цифровых сигналов.

Поскольку цифровые сигналы имеют бинарный характер, т.е. состоят из отдельных энергетических состояний, их называют пошаговыми, прерывными (дискретными) в отличии от постоянно изменяющихся, аналоговых, непрерывных.

Преобразование сигналов в цифровую форму происходит в аналого-цифровом преобразователе (АЦП). Чтобы представить передаваемую цифровую информацию на мониторе, т.е. преобразовать цифровой сигнал в аналоговый, необходим цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП).

Таким образом, в АЦП происходит кодирование аналогового сигнала изображения в череду цифр для создания цифрового образа изображения. ЦАП осуществляет декодирование, превращение цифрового образа в аналоговый, видимое на дисплее или на твердой копии – отпечатке.

Все медицинские изображения в лучевой диагностике могут существовать в двух вариантах: 1) в нефиксированном виде – на экране дисплея, на магнитных носителях (лентах, жестких дисках, оптических дисках, компакт-дисках, дискетах); 2) в виде твердых копий – отпечатков на бумаге, термобумаге, фотобумаге, поляроидной фотобумаге, а также

**9**

рентгеновской пленке. На рентгеновскую пленку электронные изображения записываются с помощью лазерных печатающих устройств (принтеров).

## Пространственное и плотностное разрешение

Наиболее важным аспектом качества изображения является *разрешение* или *разрешающая способность*. Часто используется такой показатель, как число пар линий на миллиметр, которое может различить глаз при определенных условиях. Однако это определение действительно только для аналоговых изображений лн/мм. На цифровых изображениях невозможно различить детали меньше одного пиксела. Такой тип разрешения называют *пространственным разрешением* (сравните рис. 2а, 2в,рис. 8-2).

Изображение обычно формируется из числа пикселов, пропорционального двум. В методах лучевой диагностики используются матрицы на 32×32, 64×64, 128×128, 256×256, 512×512, 1024×1024 или 2048×2048 пикселов. Реально возможное разрешение лимитируется разрешающей способностью приемника и разрешающей способностью системы отображения.

*Разрешение по контрастности* в цифровых изображениях зависит от числа возможных градаций серого в диапазоне от черного до белого; зачастую оно лучше, чем у аналоговых изображений.

**Система визуализации (отображения)**

Матричные изображения формируются на растровом дисплее, аналогично тому, как это происходит в телевизионных приемниках, т.е. путем сканирования электронным лучем по строкам 30 раз в 1с. Таким образом создается режим восприятия изображения в реальном времени.

Для создания матричного изображения применяется специальный дисплейный процессор, который через систему связи (интерфейс) подключен к основной ЭВМ. Память дисплейного процессора организована в виде матрицы, каждому из элементов которой соответствует свой определенный участок экрана дисплея. Подобная элементарная единица матричного изображения, которой соответствует адресуемый участок памяти ипредставляет пиксел – элемент картины.

Таким образом, вся площадь растрового экрана дисплея представляет собой матрицу – совокупность пикселов. В лучевой диагностике экранная площадь дисплея может формироваться в виде матрицы от 32×32 до 1024×1280 соответственно пространственной разрешающей способности системы отображения.

Каждый пиксел изображения формируется в памяти дисплейного процессора различным числом бит – от 2 до 16. Чем большим количеством бит информации представлен каждый пиксел изображения, тем богаче изображение по своим зрительским свойствам и тем больше оно содержит информации об исследуемом объекте. Так, 6-битный пиксел, используемый чаще всего в ультразвуковой диагностике, содержит 2 =64 оттенка серого цвета (от черного до белого).

В радионуклидной диагностике используется преимущественно 8-битный пиксел (байтная система формирования пиксела), в нем 2 =256 вариантов оценок, т.е. уровней серой шкалы. Нетрудно подсчитать, что матричное изображение 128×128 пиксел требует 16384 байт памяти или более 16 килобайт, что эквивалентно объему памяти для записи 8 страниц текста.

Более совершенные системы радионуклидной диагностики имею изображение 512×512 пиксел. Для формирования таких образов нужно соответственно при 8-битном пикселе около 256 Кбайт памяти компьютера. Увеличение объема адресуемой памяти неизбежно приводит к снижению скорости обмена информацией, что сопровождается увеличением времени, необходимого для построения каждого кадра изображения. Поэтому мелкие растры (512×512, 1024×1024) применяют преимущественно для получения статических изображений с высоким пространственным разрешением, т.е. в диагностике очаговых изменений в органах, тогда как крупные растры (128×128, 256×256) используют главным образом для динамических исследований.

Цветные дисплеи, применяемые в радионуклидной диагностике и термографии, требуют для своей работы память компьютера в три раза большую, чем черно-белые, по количеству основных цветов – красный, синий, зеленый. Понятно, что для реализации такой задачи нужны мощные компьютеры с хорошо организованным программным обеспечением.

**10**

В компьютерной томографии используют 2-байтные пикселы, которые содержат 2 =65 576 оттенков серого. При размере матрицы 512×512 на получение одной компьютерной томограммы затрачивается около 412 Кбайт памяти компьютера. Приблизительно такой же объем памяти необходим для получения одной МР-томограммы.

В дигитальных способах рентгеноскопии и рентгенографии применяется мелкий растр, матрица 1024×1024. Изображение с таким пространственным разрешением и байтным разрешением по контрастности, т.е. изображение из миллиона восьмибитных пикселов практически немногим отличимо от обычного полутонового аналогового изображения. Для получения такого дигитального рентгеновского изображения при байтном разрешении по плотности нужно свыше 1-го мегабайт компьютерной памяти. Еще больший объем памяти (свыше 2 Мбайт) необходим для построения одного кадра в дигитальной субтракционной ангиографии – компьютеризированном контрастном рентгенологическом исследовании сосудов.

Если определить пространственное разрешение обычной полноформатной рентгеновской пленки, то его можно сравнить с цифровым изображением с разрешением 4096×4096 пикселов. Такое пространственное разрешение используется при маммографии. В этом случае размер пиксела составляет примерно 0,05×0,05 мм. Такое пространственное разрешение при наличии дисплея с соответствующей характеристикой несомненно отвечает ныне действующим требованиям, предъявляемым к разрешению 10 пар линий/мм, которое может быть достигнуто с существующими материалами.

**Области применения и преимущества цифровых систем.**

Сфера применения цифровой рентгенографии в последующем будет расширяться, она постепенно будет замещать обычную рентгенографию. Это определяется рядом особенностей и преимуществ дигитальной радиологии:

1. Дигитальная рентгенография не требует дорогостоящей рентгеновской пленки и фотопроцесса. Она отличается быстродействием.
2. Возможность снижения лучевой нагрузки на пациента. Если в обычной рентгенологии доза облучения зависит от чувсвительности приемника изображения и динамического диапазона пленки, то в цифровой рентгенографии оба эти показателя могут оказаться несущественными. Снижения дозы можно достичь установкой экспозиции, при которой поддерживается требуемый уровень шума в изображении. Так при цифровой флюороскопии детальное изучение морфологических признаков возможно на стоп-кадре, а функциональных – на кинофлюорограммах в процессе самого исследования. Так, например, созданное фирмой «Сименс» устройство «Политрон» с матрицей 1024×1024 позволяет добиться отношения «сигнал-шум», равного 6000:1. Это обеспечивает выполнение не только рентгенографии, но и рентгеноскопии с высоким качеством изображения.
3. Увеличение информационного содержания материала. По пространственному разрешению цифровое изображение хуже обычного аналогового рентгеновского изображения. Это компенсируется природой цифровой технологии и заложенным в ней потенциалом.
	1. В настоящее время изучаются методы интерактивной интерпретации и автоматического анализа изображений. Цель – увеличение точности диагностики (рис.5).
	2. Улучшение разрешения по контрастности с помощью варьирования шкалы контрастности на мониторе. При цифровой рентгенографии для соотношения

**11**

 цифрового значения каждого пиксела с тем или иным оттенком серого в воспроизводимом изображении используются специальные таблицы воспроизведения (рис. 8-5). Таблица переводит цифровые значения серой шкалы в показатели плотности или яркость свечения электронно-лучевой трубки или лазерного принтера. Это улучшает просмотр изображения на мониторе или распечатку его на выходном устройстве (лазерном принтере). Изменение ширины «окна» меняет контрастность окончательного изображения, а изменение уровня «окна» - его яркость. Рассмотрим использование уровня (яркости) и ширины «окна» (контрастности) в процессе оценки на мониторе КТ- или МР-изображений (рис. 4 A-F).

* 1. Наиболее важным применением цифровой обработки является, по-видимому, субтракционный метод визуализации ( вычитание изображений). Рентгенолог может не заметить мелких деталей в изображении, которые система отображает, или пропустить слабоконтрастную структуру, видимую на фоне шумов изображения, из-за сложного строения окружающих (или сверхлежащих) тканей. Субтракционный метод в рентгенографии позволяет устранить большую часть паразитарной фоновой структуры и тем самым увеличить вероятность выявления важных деталей на рентгенограмме. Метод цифровой (дигитальной) субтракционной ангиографии (ЦСА) успешно используется для визуализации кровеносных сосудов после внутривенного или внутриартериального введения рентгеноконтрастного вещества. Изображение представляющей интерес области получают до введения контрастного вещества и используют как маску для вычитания из изображений, показывающих прохождение контрастного вещества по кровеносным сосудам. То есть снимок до инъекции фотографически конвертируется таким образом, что черное становится белым и наоборот, а затем совмещается со снимком после инъекции, в результате чего наблюдается только сосудистая система. Безусловно, данную процедуру быстрее и проще осуществлять электронным путем, используя компьютер. Целые последовательности кинокадров фона могут вычитаться из движущихся, заполненных контрастным веществом структур, таких как коронарные артерии бьющегося сердца. Зачастую вычитание осуществляется в масштабе реального времени, в процессе записи инъекции контрастного вещества. Преимущество компьютеризации в том, что при легком смещении изображений до и после инъекции, вследствие движения, можно автоматически находить оптимальную для вычитания ориентацию этих изображений. Компьютерную томографию можно рассматривать как частный случай метода субтракционной рентгенографии, в котором из обычных проекционных изображений устраняется информация о вышележащих структурах. Другим примером субтракционного метода является двухэнергетическая рентгеногрфия, в которой два изображения получают на различных длинах волн рентгеновского излучения. Затем можно получить раздельные изображения мягких тканей и костей.
	2. Манипуляции с изображением:

а) инверсия изображения;

б) увеличение изображения или отдельного фрагмента;

в) усиление контуров;

г) выравнивание контрастности;

д) радиологические измерения: расстояния, углов, площадей.

Возможности осуществления математических операций с цифровыми изображениями в большей или меньшей степени неограниченны. Выравнивание контрастности объясняется необходимостью оценки в равной степени структур, расположенных как в очень темных, так и в очень светлых областях первоначального изображения.

Используемые для операций с изображениями методы математически основываются на перерасчете каждого пиксела, базируясь на значениях окружающих пикселов.

**12**

1. Архивирование цифровых изображений.

Достижения компьютерной техники сделали возможным хранить большое количество цифровых изображений, даже если для этого необходимы большие объемы памяти. Цифровое изображение можно записывать на магнитном или оптическом диске или магнитной ленте. Для уменьшения требуемых размеров хранилищ цифровые изображения обычно сжимают. Появление цифровых систем изображения предоставляет новые возможности управления изображениями и информацией. Например, значительно облегчается, по сравнению с традиционными архивами рентгенограмм, хранение и извлечение диагностических изображений из электронного архива (на оптических дисках). Значительно снижается и возможность утери или неправильного размещения конкретного изображения. Более того, один и тот же снимок может одновременно просматриваться в различных подразделениях больницы, значительно облегчается консультирование снимков.

1. Отделение цифровой радиологии. Отделение цифровой радиологии, использующее только цифровые изображения и мониторы, должно обладать разветвленной или кольцевой сетью, соединяющей все задействованные функциональные элементы. Такими элементами являются: 1) системы получения изображений; 2) рабочие станции для обработки изображений; 3) архивы; 4) централизованная или децентрализованная компьютерная система.
2. Система Передачи и Хранения Изображений (СПХИ). Picture Archiving and Communication System (PACS). Цифровое изображение можно передавать по электронным цепям, используя компьютерные сети. Подобная компьютерная система хранения и обработки изображений носит название СПХИ. В случае полностью разработанных систем СПХИ диагностические конференции, обсуждения случаев проводятся по изображениям на экране, а не по снимкам. В переходный период аналоговые снимки и выводимые на экраны изображения часто сосуществуют, и оба варианта могут использоваться во время обсуждений.
3. Телерадиология. Цифровые системы позволяют также передавать изображения на дальние расстояния, в частности из удаленных медицинских учреждений первичного звена в центральные. Новейшие телерадиологические системы подключаются к архивам, видеокамере или к лазерному дигитайзеру, который переводит аналоговое изображение в цифровую форму и записывает в отдельную телерадиологическую память. Такая способность передавать изображение в любое место, куда это необходимо, делает дигитальные системы особенно привлекательными.

## Словарь

Аналогия (греч. analogia – соответствие, сходство) сходство предметов (явлений, процессов) в каких-либо свойствах.

Апостериорный (apo (прист.) отделение от чего-нибудь, удаление, отставание, прекращение) sterina – orum, u/pl, stereos – твердый).

Байт ( от англ. byte [bait] кусок) единица количества информации из 8 бит.

Бит ( англ. bit, от binary – двоичный и digit – знак), то же, что двоичная единица.

**13**

Дефлектор (от лат. deflecto – отклоняю, отвожу) устройство для отклонения светового пучка.

Дискретность ( от лат. discretus – разделенный, прерывистый) прерывность противопоставляется непрерывности. Дискретное изменение какой-либо величины во времени – изменение, происходящее через некоторые промежутки времени (скачками).

Дисплей ( от англ. display – показывать – воспроизводить) устройство визуального отображения информации ( в виде текста, таблиц, чертежа и др.) на экране электронно-лучевого прибора.

Инвариантность (от лат. invarians – неизменяющийся), неизменность к.-л. величины при изменении физ. условий или по отношению к некоторым преобразованиям.

Инерция, инертность (от лат. iners, род.п. inertis – бездеятельный). В механике свойство тела сохранять состояние равномерного прямолинейного движения или покоя.

Интерактивный ( от лат. interaction – взаимодействие) находящийся во взаимодействии.

Коммутация ( от лат. commutatio –перемена) электрических цепей, процесс переключения электрических соединений в устройствах автоматики.

Ксенон ( греч. xenos – чужой) инертный газ, открытый как примесь к криптону. Ат № 54. Ат. м. 131,29. Криптон ( греч. kryptos – скрытый, в связи с трудностью получения) Ат. № 36. Ат. м. 83,80. Плотность 3,745 г/л. Аргон (греч. argos – недеятельный). Плотность 1,784 г/л, ат. № 18, ат. м. 39,95. Состав воздуха: азот 78%, кислород 21%, инертные газы 0,94%, углекислый газ 0,03%.

Люминесценция (от лат. lumen, род.п. luminis – свет и escent – суффикс, означающий слабое действие), свечение некоторых веществ, избыточное ..... их тепловым излучением при данной температуре и возбуждение каким-либо источником энергии (возникает под действием света, радиоактивного и рентгеновского излучения, электрического поля при химических реакциях и механических воздействиях). По механизму различают резонансную, спонтанную, вынужденную и рекомбинац. Л., по длительности – флюоресценцию (кратковременную Л.) и фосфоресценцию (длительную Л.).

Люминофоры являются эффективными преобразователями различных видов радиации с перепадом энергии квантов от 0,1 до 10 эВ и выше в электромагнитное излучение с энергией фотонов 2-3 эВ. Энергия, запасенная в люминофоре при его возбуждении, может затем высвечиваться в течение примерно 10 - 10 с, т.е. длительность свечения колеблется от долей миллисекунд до года. 1 год=31 586 000 сек.=3٠10 сек.

Модуляция (лат. module – мера, modulatio – мерность, размерность) – изменение по заданному закону во времени величин, характеризующих какой-либо регулярный физический процесс.

Монитор (от лат. monitor – напоминающий, надзирающий) видеоконтрольное устройство.

Планарная технология (от англ. planar – плоский) – нанесение тонкой диэлектрической пленки на повехность полупроводника (Si,Ge,Ga,As); удаление способом фотографии или электролитографии определенных участков этой пленки; введение в кристалл через незащищенные пленкой участки донорных или акцепторных примесей (легирование). В результате этих операций в кристалле образуются области с электронно-дырочными переходами.

Полупроводники, вещества электропроводность которых при комнатной температуре имеет промежуточное значение между электропроводностью металлов (10 -10 Ом см ) и диэлектриков (10 -10 Ом см ). Характерная особенность П. – возрастание электропроводности с ростом температуры; на нее влияют и другие воздействия: свет, сильное электрическое поле, потоки быстрых частиц. Высокая чувствительность электропроводности к содержанию примесей и дефектов в кристаллах также характерна для П. Носителями тока в полупроводниках являются электроны проводимости и дырки (носители положит. Заряда). В идеальных кристаллах они появляются всегда парами, так что концентрации обоих типов носителей равны. В реальных кристаллах содержание примеси и дефекты структуры равенства концентрации электронов и дырок может нарушаться и проводимость осуществляется практически только одним типом носителей.

Полупроводниковые приборы служат для генерирования, усиления и преобразования электрических колебаний. Полупроводниковые интегральные схемы – электронные устройства в виде единого блока (пластины) из Si, Ge и др. на котором методом планарной

**14**

технологии образованы зоны, выполняющие функции активных и пассивных элементов (диодов, транзисторов, резисторов, конденсаторов и др.).

Режим реального времени – динамический режим. Используется в тех случаях, когда требуется непрерывное управление процессом сбора диагностической информации. В более общем смысле слова означает, что пользователь не ощущает задержки между командой и результатом ее выполнения.

РЭОП – рентгеновский электронно-оптический преобразователь. Состоит из вакуумной колбы с люминесцентным экраном на каждом из ее концов, фотокатода и электронно-оптической системы. Входное окно колбы должно иметь высокое пропускание для рентгеновского излучения. В усилителе фирмы «Сименс» применено алюминиевое окно с пропусканием 92%. После прохождения через входное окно рентгеновские фотоны бомбардируют поверхность флюоресцентного экрана, располагающегося на внутренней поверхности окна. Диаметр входного экрана ограничивает поле зрения усилителя и обычно составляет 12,5 – 35 см и даже 57 см. Входной экран на основе йодида цезия обеспечивает выход до 2000 фотонов на один поглощенный рентгеновский квант.

Возникающий световой образ на входном флюоресцентном экране превращается в фотокатоде в поток электронов. Эффективность фотокатода составляет около 0,1, так что на один поглощенный рентгеновский квант приходится примерно 200 фотоэлектронов. Под действием электрического ускоряющего поля с разницей потенциалов примерно 25 кВ энергия электронов возрастает в несколько тысяч раз. Фокусирующие электроды предназначены для уменьшения размера изображения.

Диаметр выходного люминесцентного экрана анода обычно равен 2,5 см. Это уменьшение изображения, связанное с ускорением электронов, гарантирует увеличение яркости (свечения) первичного изображения примерно в 5000 раз.

Счисление (нумерация) способ выражения и обозначения чисел. В системах С. некоторое число n единиц (например, десять) объединяется в одну единицу 2-го разряда (десяток), то же число единиц 2-го разряда объединяется в единицу 3-го разряда (сотню) и т.д. Число n называют основанием системы С., а знаки употребляемые для обозначения количеств единиц каждого разряда, - цифрами. Наиболее употребительная система С. – десятичная, с цифрами 0,1,2,3,4,5,6,7,8,9. В Др. Вавилоне была распространена шестидесятеричная система, следы которой сохранились в делении часа и градуса на 60 мин. и минуты на 60с. В ЭВМ применяется двоичная система С., в которой каждое число выражается при помощи двух цифр 0 и 1.

Телевизионная камера преобразует световое изображение в электрический видеосигнал. Видеосигнал с камеры по кабелю поступает в блок видеоканала, в котором происходит усиление видеосигнала и замешивание в него строчных и кадровых синхронизирующих импульсов для формирования полного видеосигнала. Из блока канала сигнал по кабелю передается на основное и выносное видеоканальное устройство (ВКУ).

РЭОП – первичный преобразователь, ТК – вторичный преобразователь. В качестве ТК используют фотоэлектрические приборы (ФЭП) с внутренним фотоэффектом (видикон, плюмбикон), матричные преобразователи на базе приборов переноса заряда (ППЗ)(кремникон), усилители света (УС) и др.

В настоящее время наибольшее распространение получили ФЭП с внутренним фотоэффектом – видикон и его модификации – плюмбикон (видикон с окисло-свинцовой мишенью (ОСН)).

Видикон ( от лат. video – вижу и греч. eikon – изображение) передающая телевизионная камера с фотопроводящей мишенью на основе трехсернистой сурьмы, имеющей значительный темновой ток, гамма-контраст 0,7. Под действием света от объекта передачи на мишени образуется распределение зарядов (потенциальный рельеф), соответствующее изображению объекта. Считывание заряда с мишени осуществляется электронным пучком, управляемым магн. и электростатич. полями. Обладает малым быстродействием. Последнее свойство полезно при получении изображений неподвижных органов но неприемлимо при кардиологических исследованиях. Применяется в установках промышленного телевидения.

Плюмбикон (от лат. plumbum – свинец и греч. eikon – изображение) передающая телевизионная камера мишень которой представляет собой слой оксида свинца, нанесенный на прозрачную пленку диоксида олова. Используется главным образом в системах цветного телевидения. ОСМ – фотопроводник в виде полупроводникового p-n

**15**

перехода с весьма малым темновым током, поэтому гамма контраста близка к <1, а инерционность незначительна, так что плюмбиконы пригодны для визуализации движущихся органов.

Описание полупроводниковой мишени. Со стороны сигнальной пластины формируется прослойка полупроводника с проводимостью n-типа, далее следует слой чистой окиси свинца толщиной 12-20 мкм (окислосвинцовая мишень, ОСМ, обладающая светочувствительностью), затем слой полупроводника с проводимостью p-типа. Основное поглощение света происходит в слое окиси свинца, представляющем собой упорядоченную игольчатую структуру кристаллов размером 0,1×3×0,05 мкм, которые расположены перпендикулярно поверхности планшайбы.

Формирование потенциального рельефа происходит на поверхности слоя полупроводника с проводимостью p-типа, обращенного к остальной части телекамеры, предназначенной для формирования и отклонения коммутирующего электронного пучка. Выходной сигнал снимается с нагрузочного резистора Rh, включенного в цепь сигнальной пластины. Размер изображения на мишени 9,5×12,7 мм² при диаметре колбы 26,7 мм. При освещенности мишени 1 лк величина тока сигнала составляет около 0,05 мкА. Разрешающая способность 600 линий/мм.

Кремникон относится к фотоэлектронным приборам с полупроводниковой светочувствительной мишенью. Отличие его состоит в способе формирования потенциального рельефа. Мишень кремникона является дискретной – она представляет собой матрицу фотодиодов, изготовленных методом планарной технологии (фотолитографии). Матрица фотодиодов сформирована на стороне диска, обращенной к электронному лучу. В качестве мишени кремникона используется легированный полупроводник. Основой мишени является диск из монокристалла кремния с проводимостью n-типа, диаметр диска около 20 мкм, тольщина 150 мкм. На одной из поверхностей диска выращивается оксидная пленка SiO толщиной 15-20 мкм. В пленке методом фотолитографии создается матрица отверстий около 8 мкм, а путем диффузии вещества, имеющего p-проводимость, сформированная матрица преобразуется в мозаику дискретных p-n-переходов.

Матричные фотоэлектрические преобразователи.

Полным аналогом телевизионной передающей трубки являются матричные фотоэлектрические преобразователи

В конце 60-х годов нашего столетия появились твердотельные фотоэлектрические приборы (ФЭП) – приборы с переносом заряда (ППЗ). Они нашли широкое применение в электронике как устройства памяти, обработки цифровой и аналоговой информации, в качестве преобразователей изображений, в частности в эндоскопии.

Основой любого преобразователя на базе ППЗ является конденсатор со структурой металл-окисел-полупроводник (МОП-конденсатор), который является элементом, способным хранить информационные пакеты зарядов, сформированные под воздействием света или путем инжекции через p-n-переход. Цепочки из МОП-конденсаторов, связанных особым образом друг с другом, обладает способностью передавать зарядовые пакеты под воздействием управляющих напряжений от одного элемента структуры к другому до выхода, где зарядовые пакеты преобразуются в потенциал или ток.

Непосредственными предшественниками преобразователей на ППЗ-структурах явились матричные фотодиодные преобразователи с координатной выборкой сигналов изображения. В таких приборах считывание сигналов с отдельных элементов матрицы производится с помощью сдвиговых регистров.

Предельные характеристики ФЭП с координатной выборкой ограничиваются большой емкостью выводов сигналов изображения и неравномерностью чувствительности отдельных элементов матрицы. Удовлетворительные результаты удалось получить при 1024 элементах на линейных и при 100×100 элементов матричных ФЭП.

В ФЭП на ППЗ-структурах вывод сигналов изображения осуществляется, как правило, через один выход. Как и фотодиодные преобразователи ФЭП на ППЗ-структурах делятся на линейные и двумерные (матрицы). Линейные ФЭП содержат один ряд светочувствительных элементов, т.е. передают одну строку изображения. Для передачи двумерной картины линейный ФЭП перемещают относительно передаваемой сцены (сканируют объект). Матричные преобразователи являются полным аналогом передающей телевизионной трубки.

**16**

Активной ячейкой, осуществляющей преобразование светового потока в электрический заряд является МОП-конденсатор.

На рисунке показана такая ячейка, включающая в качестве основы подложку 1 из p-кремния. Путем термического окисления на ее поверхности формируется слой окисла 2, на который наносится металлический электрод 3. Если на электрод подать положительное напряжение V относительно подложки 1, то под действием электрического поля под электродом 3 будет образована

зона обеднения для основных носителей (указана пунктиром) – в рассматриваемом случае для дырок.

В образовавшейся потенциальной яме происходит накопление неосновных носителей заряда (в рассматриваемом случае – электронов). Эти заряды могут образовываться за счет фото- или термоэлектронной эмиссии. Распространение области потенциальной ямы вдоль границы раздела полупроводник-окисел ограничивается формированием областей полупроводника p-типа со степенью легирования на несколько порядков выше так называемых областей стоп-диффузии 4. В областях стоп-диффузии поверхностный потенциал на границе раздела окисел-кремний близок к нулю. Причем величина заряда, накопленного за дозированное время, оказывается пропорциональной освещенности.

Рассмотрим механизм считывания накопленных зарядов. Рассматриваемая строчка (рис.37) представляет собой трехфазную структуру, электроды которой соединены между собой через два. Потенциалы электродов изменяются с циклической последовательностью. Зарядовый пакет, который за время накопления формируется под электродом Э , после подачи на соседний электрод положительного потенциала будет перемещаться под электрод Э . Если потенциал Э будет уменьшен до исходного значения, то зарядовый пакет полностью переместится под электрод Э (рис 37). Аналогично зарядовый пакет может быть смещен под электрод Э и т.д. Во время переноса зарядовых пакетов вдоль структуры освещение прерывается. Элементу изображения соответствует ячейка из трех МОП-конденсаторов.

Быстродействие ППЗ-структур ограничивается временем переноса заряда от одной накопительной ячейки в другую, порядка нс. Поэтому максимальные тактовые частоты для ППЗ-структур составляют десятки-сотни МГц.

Линейные ФЭП могут быть скомпонованы в матрицу. Наибольшее распространение получили ППЗ-преобразователи с покадровым переносом (рис.38а). Секции накопления и хранения накопленной информации разделены. После завершения периода накопления в течение короткого времени (обратный ход по кадру) заряд переносится в секцию хранения; режим накопления возобновляется, а в это время в соответствии с принятыми параметрами разложения происходит считывание информации через регистр считывания.

В приборах с межстрочным переносом (рис.38б) столбца (1), в которых происходит накопление, располагаются параллельно со столбцами хранения зарядовых пакетов (2). Считывание происходит через регистр считывания (3), а переносом из столбцов накопления в столбцы хранения управляет затвор переноса (4).