Как выбрать рентгеновский аппарат для ветеринарной клиники

В.Б. Чернецов, Генеральный директор ООО «НОЭЛСИ»
(109202, Москва, Фрезерная 1-я улица, д. 2/1 кор. 2, оф. 702).

Какой рентгеновский аппарат лучше?
(Из писем врачей)

В статье изложена краткая история изучения ионизирующих лучей, дана общая характеристика рентгеновских аппаратов, приведены параметры выбора аппарата для диагностических целей, описаны принципы работы CR-системы, ПЗС, DR-детектора.

Ключевые слова: рентгеновский аппарат, параметры выбора аппарата, ветеринарная клиника, принципы работы пластины с запоминающими люминофорами, ПЗС, DR-детектора

Сокращения: ИК — инфракрасный, ЧСС — частота сердечных сокращений, ССД (ПЗС) — Charge-coupled device (прибор с зарядовой связью), CMOS (КМОП) — Complementary metal-oxide-semiconductor (комплементарный металлооксидный полупроводник), CR — Computed radiography (компьютерная радиография), DR — Digital radiography (ручная радиография), PSA — Photo-diode sensors array/ Multi-CCD detector method, TFT — Thin-film transistor (тонкопленочный транзистор)

Глоссарий

Ионизирующее излучение — потоки фотонов, элементарных частиц или осколков деления атомов, способные ионизировать вещество.

Ионизация — эндотермический процесс образования ионов из нейтральных атомов или молекул

В настоящее время самым оперативным из инструментальных средств диагностики является исследование с использованием рентгеновского излучения.

К истории изучения ионизирующих лучей. Что же такое рентгеновский аппарат? В первую очередь, это генератор ионизирующего излучения.

Изучением ионизации занимались такие ученые, как Отто фон Герике (1602–1686), Михаил Васильевич Ломоносов (1711–1765), Уильям Крукс (1832–1919), Вильгельм Конрад Рентген (1845–1923), Антуан Анри Беккерель (1852–1908), Генрих Рудольф Герц (1857–1894), Альберт Эйнштейн (1879–1955) и другие видные ученые из разных стран.

В 1895 году, проводя эксперименты с катодной трубкой разработанной Уильямом Круксом, Вильгельм Конрад Рентген обратил внимание на возникающее при включении катодной трубки свечение экрана, покрытого сульфидом цинка. Продолжая свои эксперименты, он определил, что невидимое излучение способно проникать сквозь предметы и предложил использовать это явление для медицинских целей (рис. 1). Позже невидимые лучи были названы X-гау (X-лучами), в России их стали называть рентгеновским лучами.

Краткая характеристика рентгеновских аппаратов.

В 1896 году, практически сразу после обнаружения X-лучей, русский ученый и инженер Александр Сергеевич Попов изготовил аппарат, предназначенный для медицинского использования.

Сейчас производятся различные рентгеновские аппараты, которые можно условно поделить на **аппараты для стационарного использования** (в пределах лечебного учреждения), находящиеся в специальных (рентгеновских) кабинетах, **передвижные**, которые можно использовать в палатах и операционных, а также **переносные**, предназначенные для использования вне пределов лечебного учреждения. Кроме того, рентгеновские аппараты различаются по габаритным размерам, мощности и функциональным возможностям.

Таким образом, выбирая рентгеновский аппарат для диагностики, необходимо определиться с технологией его использования и способом получения рентгеновского изображения (рис. 2).

Параметры выбора аппарата. При выборе рентгеновского аппарата с целью диагностики в ветеринарии необходимо учитывать ЧСС у исследуемых животных, объем и плотность тканей. ЧСС определяет диапазон времени (в секундах, с) включения рентгеновского излучения (экспозиция), объем тканей влияет на диапазон используемого напряжения на рентгеновской трубке (в киловольтах, кВ), от плотности тканей зависит диапазон тока (в миллиамперах, мА) на рентгеновской трубке.

Рис. 1. Публикация Рентгена об открытии X-лучей
Fig. 1. Roentgen's publication about the discovery of the X- rays

Одного генератора (источника) рентгеновского излучения не достаточно. Чтобы получить рентгеновское изображение, необходим приемник рентгеновского излучения. По способу получения изображения приемники рентгеновского излучения можно подразделить на **аналоговые**, в которых изображение фиксируется на фоточувствительных материалах (стеклянных пластинах, фотобумаге, рентгеновской пленке) и **цифровые**, в которых рентгенограмма отображается на экране (мониторе) компьютера.

Фоточувствительные материалы наиболее зависимы от параметров рентгеновского аппарата, так как для получения качественного изображения необходимо большое количество энергии рентгеновского излучения.

В связи с этим **МАКСИМАЛЬНЫЕ** параметры рентгеновского аппарата (генератора) для получения изображения на фотоматериалах должны быть **не менее** 110 кВ, 100 мА и 2 с.

Из существующих моделей рентгеновских аппаратов можно использовать стационарные и передвижные аппараты с диапазонами: 0,001...6 с, 40...125 кВ, 10...320 мА; переносные с диапазонами 0,002...4 с, 40...115 кВ, 20...200 мА.

Цифровые системы менее зависимы от энергии рентгеновского излучения в связи с более высокой чувствительностью к нему. В рентгенологии применяют несколько типов цифровых систем: CR-систему, CCD-матрицу или PSA-модули, DR-детектор.

Работа CR-системы. Она основана на фиксации пространственного рентгеновского изображения запоминающими люминофорами. Приемник изображения представляет собой гибкую пластину, покрытую люминофором с вынужденной люминесценцией, способной хранить поглощенную энергию падающего рентгеновского излучения в квазустойчивом 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 (рис. 3).

Рис. 2. Рентгеновские аппараты: стационарный (слева), передвижной (в центре) и переносной (справа)
Fig. 2. X-ray machines: stationary (left), mobile (center) and portable (right)

Рис. 3. Принцип работы пластины с запоминающими люминофорами: до (слева) и после воздействия рентгеновскими лучами (справа)
Fig. 3. Principle of operation of the plate with storage phosphors: before (left) and after exposure to x-rays (right)

Для быстрого считывания изображения постоянная времени люминофора должна быть менее 10 мкс. Хорошо удовлетворяет этим требованиям фторид бария, активированный европием, который служит основой для выпускаемых промышленностью приемников с вынужденной люминесценцией.

Рис. 4. Принцип работы пластины с запоминающими люминофорами под воздействием лазерного излучения
Fig. 4. Principle of operation of the plate with storage phosphors under the influence of laser radiation

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. 4). Этот феномен называется фотостимулированной люминесценцией. 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 люминесцентный экран от скрытого изображения, он подвергается в процессоре кратковременному интенсивному облучению видимым светом, после чего экран можно использовать повторно.

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 располагается фильтр, ослабляющий стимулированный свет, так как его интенсивность на несколько порядков выше, чем у света, эмитируемого обычным усиливающим экраном.

Фотоумножитель, обладающий широким динамическим диапазоном, конвертирует варьирующий 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 ($2^{12} - 1 = 4095$). Сигнал, переведенный в цифровую форму, передается в процессор (буфер) изображения. Таблицы перекодировки процессора обеспечивают преобразование содержимого памяти изображения в требуемый диапазон яркости и контраста.

Основным звеном, связывающим обычные рентгеновские аппараты с CR-комплексом, являются стандартного вида рентгеновские кассеты, содержащие специальные многоразовые фосфорсодержащие пластины. Рабочий процесс выглядит следующим образом: после сделанного обычным способом снимка, кассету помещают в дигитайзер, где из нее автоматически изымается или считывается пластина, изображение переводится в цифровой вид и отправляется на рабочую станцию для компьютерной обработки. Затем в дигитайзере считанное с пластины изображение стирается, а кассета готова к следующему снимку.

Работа CCD-матрицы или PSA-модуля. Принцип всех ПЗС основан на фотоэлектрическом эффекте — испускании электронов веществом под действием электромагнитных излучений (видимого света, инфракрасного, ультрафиолетового, рентгеновского излучений и других типов электромагнитных волн). Электроны, вылетающие из вещества при внешнем фотоэффекте, называются фотоэлектронами, а электрический ток, образуемый ими при упорядоченном движении во внешнем электрическом поле, называется фототоком (рис. 5).

CCD-матрица — специализированная аналоговая интегральная микросхема, состоящая из светочувствительных фотодиодов, выполненная на основе кремния, использующая технологию ПЗС. В оптическом блоке приемника входящие рентгеновские лучи преобразуются усиливающим экраном в видимый свет, который одновременно накапливается в видео сенсорах (рис. 6).

Каждый из датчиков обрабатывает относительно маленькое поле обзора на усиливающем экране, что обеспечивает высокое разрешение изображения. Чем больше видеодатчиков установлено в оптический блок, тем более высокое пространственное разрешение диагностических изображений обеспечивается приемником. Качество изображений может быть улучшено с помощью алгоритмов масштабирования, выбором интересующей области, настройкой яркости и контраста, инверсии цвета и т. д. Полученное с датчиков изображение непосредственно поступает на компьютер, обрабатывается и выводится на монитор в течение нескольких секунд.

Работа DR-детектора. В настоящее время производство плоскостанельных DR-детекторов развивается по двум технологиям: TFT и CMOS.

Технология TFT основана на использовании разновидности полевого транзистора, при которой как

Рис. 5. Принцип работы ПЗС
Fig. 5. Principle of operation of CCD

металлические контакты, так и полупроводниковый канал проводимости изготавливаются в виде тонких пленок (от 1/10 до 1/100 мкм).

CMOS-технология предусматривает производство светочувствительных матриц из полевых транзисторов с изолированными затворами и каналами разной проводимости.

Сравнительный анализ этих технологий показывает, что у каждой из них есть преимущества и недостатки. Например, TFT-фотоприемники более радиационно стойкие, и по этой технологии легче изготовить панели больших размеров. У CMOS-фотоприемников ниже аддитивные шумы; кроме того, данные фотоприемники позволяют обеспечить высокое быстродействие, что особенно важно в интервенционной рентгенологии. Важное преимущество КМОП-фотопреобразователей — выполнение цепей управления, усилителей и аналого-цифровых преобразователей на том же кристалле.

Рис. 6. CCD-матрица
Fig. 6. CCD- matrix

Рис. 7. Принцип работы DR-детектора и фотоприемники
Fig. 7. Principle of operation of DR-detector and photoreceivers

Однако как TFT, так и CMOS-панели в режиме рентгеноскопии (при малых дозах на кадр) имеют низкое соотношение сигнал/шум за счет аддитивных шумов, что сильно снижает качество изображения.

Этот недостаток имеют также панели прямого преобразования. Поэтому, чтобы исключить влияние на качество изображения аддитивных шумов, ведутся интенсивные исследования по электронному усилению (умножению) сигнала изображения в полупроводниках.

ДЛЯ ВСЕХ цифровых систем МАКСИМАЛЬНЫЕ параметры рентгеновского аппарата (генератора) должны быть **не менее** 80 кВ, 20 мА и 2 с.

Из существующих моделей рентгеновских аппаратов можно использовать стационарные и передвижные аппараты с диапазонами от 0,001...2 с, 40...120 кВ, 10...300 мА, переносные 0,001...3 с, 40...100 кВ, 16...40 мА.

Остается добавить, что выбор рентгеновского аппарата и способа получения рентгеновского изображения напрямую зависят от финансовых возможностей ветеринарной клиники.

Конфликт интересов

Компания ООО «НОЭЛСИ» является производителем рентгеновского оборудования для ветеринарного и медицинского применения, а также спонсором данной статьи. Решение о публикации принадлежит ООО «НОЭЛСИ».

ABSTRACT

V.B. Chernetsov.

NOELSI Ltd (Of. 702, build. 2, house 2/1, 1st Frezernaya str., Moscow, 109202).

How to choose an x-ray machine for a veterinary clinic. The article presents a brief history of the ionizing rays study, general characteristics of x-ray machines, parameters of the choice of the device for diagnostic purposes, describes the principles of the CR-system, CCD, DR-detector.

Keywords: X-ray machine, parameters of the selection of the apparatus, veterinary clinic, principle of operation of the plate with storage phosphors, CCD, DR-detector