

УДК 615.471

ОСОБЕННОСТИ МАЛОДОЗОВОЙ МАЛОУГЛОВОЙ ТОМОГРАФИИ С ПРОГРАММИРУЕМЫМ МНОГОРАКУРСНЫМ ЭЛЕКТРОННО-ЛУЧЕВЫМ РЕНТГЕНОВСКИМ ИСТОЧНИКОМ

Б. Н. Васичев, В. Н. Балашов

Московский государственный институт электроники и математики (Технический университет),
Москва, Россия

Ю. Л. Рыбаков

Отраслевой научно-практический комплекс "Здоровье",
Москва, Россия

А. М. Филачев

ГП НИИ электронной и ионной оптики, Москва, Россия

Цифровой рентгеновский томограф (многоакурсный) — эффективная система для медицинской диагностики тела человека. Быстрое развитие цифрового метода обработки изображения в рентгенологии достигло стадии, на которой цифровой рентгеновский томограф стал универсально используемым средством. Данная разработка подходит для диагностики и терапии, и в урологии, и при дроблении почечных камней ударными волнами. Комбинация рентгеновского излучения и ультразвукового нацеливания открывает широкие возможности применения, и потому высокоэффективна. Системы цифровой обработки сигнала изображения с высоким разрешением могут заменить обычную рентгенографию. Выносной пульт включает все функции контроля литострипции. Различные функции, т. е. локализация камней, рентгеноскопия и электронный контроль, выбор высокого напряжения, запуск, обработка изображения и движение стола. Цифровая техника позволяет решать такие сложные задачи в рентгенографии, как реконструкция, перенос и запоминание изображения.

Разработка специального источника рентгеновского излучения [1, 2] на основе управляемой широкоугольной и сильноточной электронно-оптической системы и замена традиционных рентгеновских трубок на компактную электронно-лучевую систему с подвижной оптической осью позволяют расширить возможности рентгеновского оборудования и сделать доступным рентгеновское панорамное обследование.

дование и диагностику по методу компьютерной томографии даже небольшим медицинским учреждениям и использовать его в любых экстремальных условиях.

В нашу задачу входило создание средств для неотложной многоакурсной рентгенологии совместно с экстраполюсной литотрипсией в полевых условиях, используя достижения электронно-лучевой, рентгеновской и компьютерной техники.

Рентгеновская диагностика является неотъемлемой частью современной медицины. Рентгеновская компьютерная томография значительно расширяет эти возможности не только за счет получения возможности визуализировать поперечные срезы исследуемого органа, но и за счет возможности контроля за процессом, например, литороскопии, эндоскопии, литотрипсии в процессе операции, что позволяет врачу, пользуясь малодозовым аппаратом, выполнять несколько комплексных программ — исследование пациента и его лечение при визуальном контроле за ходом операции. Поэтому очень логично снабдить такой рентгеновский аппарат, например, приставкой в виде генератора ударных УЗ-волн — литотриптером.

До настоящего времени не существует доступных средств для неотложной рентгенотомографии. Во-первых, это связано с тем, что во многих случаях применяемые методы не позволяют получать информацию о патологических изменениях или травмированных участках тела на месте катастрофы в реальном масштабе времени. Во-вторых, применение обычной рентгеноскопии или рентгенографии не позволяет с необходимой точностью определять локализацию имеющихся изменений и их морфометрические параметры. Использование классической компьютерной томографии, обеспечивающей решение многих проблем в стационаре, при неотложных исследованиях и при исследованиях в полевых условиях, в большинстве случаев затруднительно. Кроме того, при применении рентгенографических методов контролируемый участок тела подвергается достаточно большой радиационной нагрузке. Таким образом, необходимо развитие аппаратных решений, позволяющих оперативно, в малодозовом режиме получать информацию о трехмерной структуре контролируемых участков тела.

Техника получения изображений отдельных слоев (сечений) тела пациента, лежащая в основе классической томографии, основана на специальных схемах перемещения относительно объекта источника излучения и детектора излучения. Однако недостатком таких методов являются размытие мелких деталей изображения и низкий общий контраст, большая лучевая нагрузка на пациента и низкая оперативность съема информации.

Отличительная особенность компьютерной томографии заключается в возможности получения распределений контрастных физических величин в сечении объекта. В рентгеновской вычислительной томографии этой величиной является коэффициент линейного поглощения фотонов при эффективной энергии излучения для каждого элемента томограммы. Метод позволяет решить задачу определения коэффициента поглощения в каждой точке томограммы и получить "точную" реконструкцию сечения объекта путем вычислительной томографии.

В практике медицинской рентгенодиагностики достаточно хорошо развиты методы постановки диагноза, основанные на информации, содержащейся в изображении, что, в частности, подтверждается широким применением в медицинской практике рентгенографии. Высокая информативность изображения, получаемая с помощью рентгеновского излучения при малых дозах облучения, позволяет использовать его для высокоэффективного прицеливания генератора ударных волн (литотриптера) и других операций.

Проблема дробления почечных камней с помощью экстракорпоральной литотрипсии открыла новые возможности неинвазивной хирургии. Высокая точность прицеливания литотриптера с помощью рентгеновского томографа и возможность визуального контроля за ходом операции исключают травмирование пациента.

Из медицинской практики известно, что наилучшие диагностические данные о наличии и дисперсности конкрементов перед процедурой дробления камней и после нее дает рентгеновская техника и, в частности, рентгенотомография, так как рентгеновское изображение дает более высокое пространственное разрешение, чем ультразвуковая эхолокация. Часто в медицинской практике ультразвуковую визуализацию приходится дополнять рентгеновской из-за сложности идентификации изображений эхолокации после выполненной процедуры дробления конкрементов. Дополнительно система может быть использована для планирования хирургических операций, установки протезов, катетров и в других случаях.

МАЛОДОЗОВЫЙ ТРАНСПОРТАБЕЛЬНЫЙ МНОГОРАКУРСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ С ГЕНЕРАТОРОМ УДАРНЫХ ВОЛН

Функциональная схема

Основные принципиальные элементы малогабаритного многоракурсного рентгеновского аппарата показаны на рис. 1.

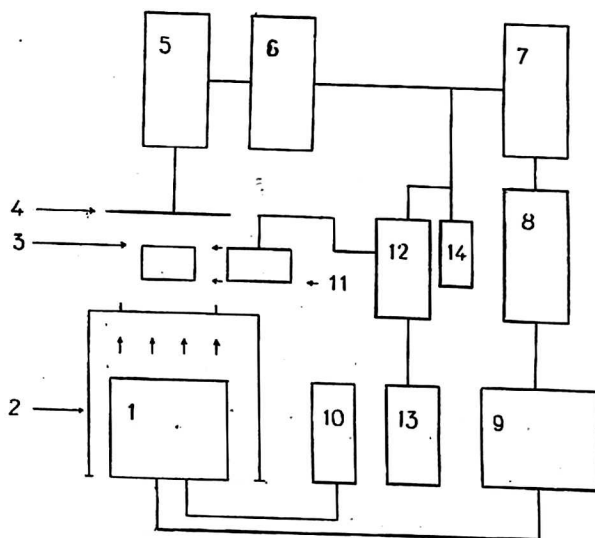


Рис. 1. Основные принципиальные элементы малогабаритного многоракурсного рентгеновского аппарата:

- 1 — рентгеновский излучатель, состоящий из электронно-лучевого устройства с пространственно распределенной мишенью, генерирующей рентгеновское излучение из программируемых точек; 2 — стол-каталка; 3 — пациент;
- 4 — преобразователь рентгеновского излучения в свет; 5 — приемная телевизионная система (приемник); 6 — блок сопряжения приемника с ЭВМ; 7 — ЭВМ типа IBM PS/AT 486 DX;
- 8 — блок сопряжения излучателя с ЭВМ; 9 — блок управления излучателем;
- 10 — высоковольтный источник питания; 11 — УЗ-излучатель; 12 — УЗ-генератор;
- 13 — источник питания генератора; 14 — блок управления генератором

Почти вся работа системы происходит в автоматизированном режиме под управлением ЭВМ. Управляющая ЭВМ подает команды для включения того или иного излучателя, синхронизирует работу приемной системы с работой излучателей, осуществляет ввод данных из приемной телевизионной системы в оперативную память.

В данном устройстве отсутствует механическое сканирование излучателей или приемника, как это делается во всех известных томографах, что в значительной мере снижает требования к конструкции в целом, облегчает ее и позволяет без труда ее транспортировать.

В качестве излучателя используется специально сконструированное импульсное электронно-лучевое устройство с программированным положением пучка на мишени. Рентгеновское излучение каждой точки мишени-излучателя имеет радиационную защиту и необходимую коллимацию. Все источники рентгеновского

излучения расположены в горизонтальной плоскости под столом-каталкой, на котором располагается пациент.

Пациент размещается на столе в горизонтальном положении. Стол выполнен из рентгенопрозрачного материала и может перемещаться как в горизонтальной плоскости, так и по вертикали в небольших пределах.

Время обследования пациента длится от единиц секунд до нескольких минут. Лучевая нагрузка при полном обследовании пациента сравнима с лучевой нагрузкой, получаемой при флюорографии.

Преобразование излучения в оптическое излучение с длиной волны 440—520 нм осуществляется с помощью люминесцентного экрана площадью 300 x 300 мм типа ЭРС-1-1А (CaWO_4), который штативом жестко связан с блоком рентгеновского излучателя.

После фиксации люминесцентным экраном теневой проекции контролируемой области от одного излучателя она считывается с него с помощью объектива типа OPT-12 с относительным отверстием (1:1,2) и телевизионной камеры типа NV-RX20EU Panasonic на базе суперортикона (порог освещенности 0,3 лк) и преобразуется в коды с помощью аналого-цифровых преобразователей, а затем передается в буферный блок памяти ЭВМ. А памяти скапливаются и теневых изображений, полученных от каждого из рентгеновских источников. Любая проекция может выводиться на монитор для предварительного анализа. Эта информация может документироваться и храниться как на магнитной ленте, так и на магнитном диске. После многоракурсного просвечивания и дополнительной обработки проводится послойный анализ интересующей зоны с получением морфометрических параметров. Время реконструкции выбранного слоя составляет 20—30 с.

Малодозовый режим работы системы обеспечивается импульсным режимом работы рентгеновского излучателя, при этом не требуется подвода воды, что облегчает его эксплуатацию в полевых условиях. Получение высоких дефектоскопических характеристик возможно не только при импульсной работе электронно-лучевого устройства, но и за счет характеристик преобразователя теневого рентгеновского изображения (люминесцентного экрана). Преобразователь имеет высокую дозовую чувствительность и разрешение не хуже 2 пары линий/мм.

Все электронные блоки и блоки вычислительного комплекса расположены в приборной стойке, а блок рентгеновских излучателей, регистрирующая система и УЗ-излучатель (генератор ударных волн) — в штативном устройстве. Штатив выполнен в виде легкой, быстро разбираемой и собираемой конструкции. Для управления системой разработано математическое обеспечение, совместимое с ЭВМ IBM PS/AT 486 DX.

Для сравнения, традиционно применяемые в настоящее время рентгенотелевизионные системы с накоплением информации при использовании в их составе преобразователя с аналогичной чувствительностью дают лучевую нагрузку на пациента, в 20—25 раз большую.

Предусмотрена защита, которая позволяет снизить лучевую нагрузку на пациента (как минимум, в два раза) и на оператора, что допускает производить 54 полных обследования в неделю.

Многоракурсный рентгеновский излучатель

Исследования показали, что в отличие от классической системы вычислительной томографии, в нашем случае количество ракурсов может меняться от 16 до 64, всего в пределах угла 90° облучения пациента, что обеспечивает размер контролируемой области до 500 x 500 мм при достаточно высокой четкости реконструируемого изображения. Это достигается за счет разработки специального излучателя с распределенными источниками излучения, расположенными в одной плоскости.

Плотность мощности электронного пучка на мишени сканирующей рентгеновской трубки определяется aberrациями фокусирующе-отклоняющей системы (ФОС). Традиционные для телевизионных кинескопов ФОС с электростатической фокусировкой и магнитным отклонением электронного пучка за многие годы отработки достигли предела технических возможностей. Дальнейшее совершенствование электронно-оптических показателей ФОС можно обеспечить в системах с магнитной фокусировкой и совмещенными фокусирующими и отклоняющими полями [1, 2].

Пусть $v = v(z)$ и $w = w(z)$ — необходимая главная траектория пучка в пределах ФОС. Если отклоняющие и фокусирующие поля согласовать так, чтобы выполнить следующие условия:

$$B_x(v, w, z) = -\frac{w''}{\sqrt{2e/mU}} + B_z(v, w, z)v' + \frac{1}{2}B_z(v, w, z)v;$$

$$B_y(v, w, z) = -\frac{v''}{\sqrt{2e/mU}} + B_z(v, w, z)w' + \frac{1}{2}B_z(v, w, z)w,$$

то электронный пучок начнет двигаться вдоль этой траектории, которая будет являться его оптической осью, при этом кроссовер должен совпадать с точкой отклонения оси от первоначального направления.

Известно, что осевые aberrации ФОС минимальны. Такой подход, основанный на концепции электронных линз с криволинейными или подвижными электронно-оптическими осями, позволяет существенно снизить aberrации ФОС, особенно поперечную хроматическую aberrацию и обеспечить необходимую плотность мощности электронного пучка на мишени.

Разработанный ранее излучатель состоял из 16 импульсных рентгеновских трубок, включающихся последовательно, что ограничивало возможности его установки.

Для управления и питания такого излучателя разработана специальная система. Перед разработчиками стояла проблема выбора как схемного, так и конструкторского варианта, отвечающего требованиям технического задания (ускоряющее напряжение 100—200 кВ, ток пучка 2 А, диаметр фокусного пятна 3 мм).

Схемы двух вариантов построения системы питания и управления новым излучателем представлены на рис. 2. Следует отметить, что конструктивно более простая схема требует применения высоковольтных генераторов в количестве, равном числу излучателей, а так как масса системы зависит в наибольшей степени от массы высоковольтного генератора, то и масса всей системы будет пропорциональна числу излучателей. Поэтому с точки зрения уменьшения общей массы системы предпочтительнее схема, где напряжение, вырабатываемое высоковольтным генератором, коммутируется между различными излучателями. Основной проблемой здесь является создание сильноточных переключающих устройств, позволяющих коммутировать при электронном управлении напряжения до 150 кВ. Все эти проблемы отпадают с разработкой однолучевого управляемого генератора рентгеновского излучения, как видно на рис. 3.

Мощность дозы в импульсе, генерируемой таким устройством, может составлять 5 мр/имп и обеспечивать требуемую для работы детектора дозовую нагрузку (дозовая чувствительность при просвечивании, например, скелета от 0,5 до 0,8 мр/кадр).

В зависимости от расположения пациента значительно изменяется толщина контролируемого органа, что может привести к изменению дозовой нагрузки и на детектор. В таких случаях необходимая доза может быть набрана путем подачи серии импульсов или увеличения длительности импульса.

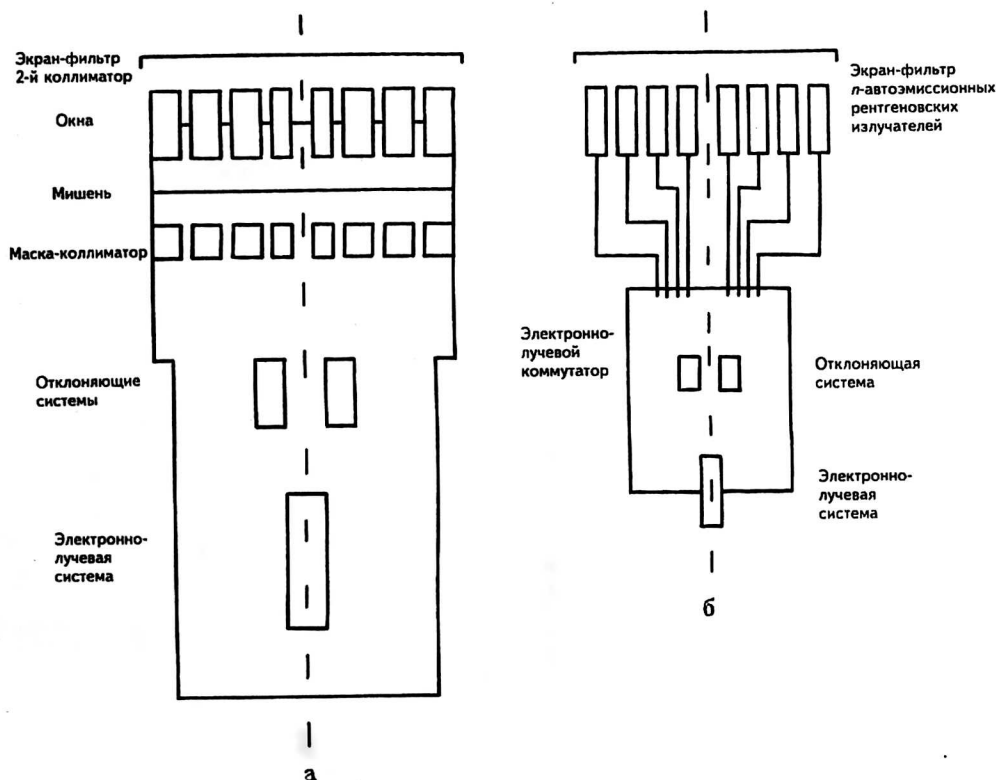


Рис. 2. Схемы электронно-лучевых многонаправленных рентгеновских излучателей (ЭМРИ): а — система с широкоугольным отклонением от пучка и n -мишенями; б — система с блоком из n автоэмиссионных электронных пушек и электронно-лучевым коммутатором высокого напряжения с одной пушкой

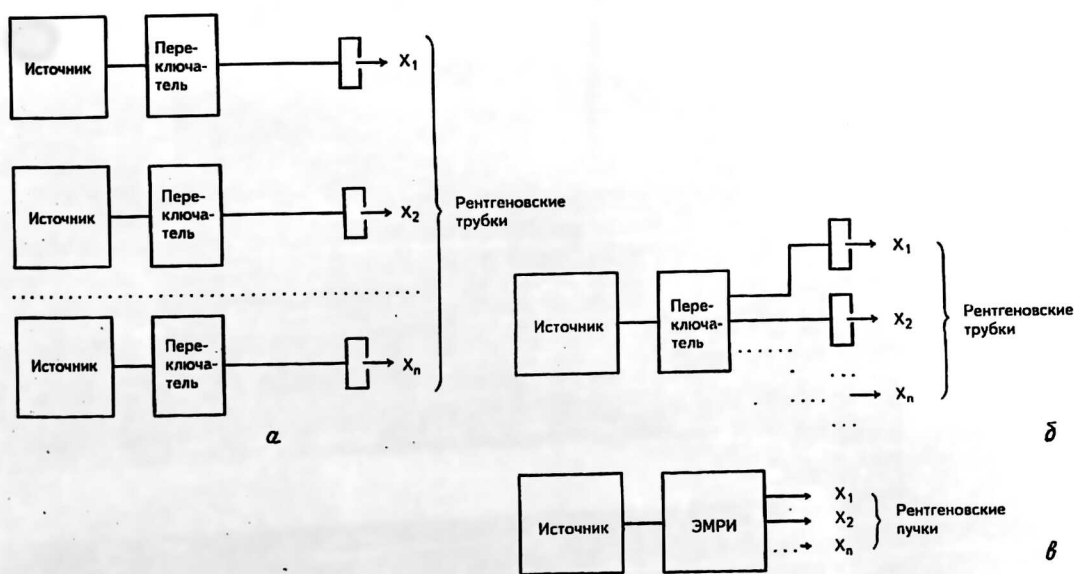


Рис. 3. Схемы трех вариантов включения источников рентгеновского излучения: а — независимая; б — с одним переключателем; в — с электронно-лучевым рентгеновским источником (ЭМРИ)

Основная проблема при сопряжении высоковольтного переключателя излучателя с остальными электронными элементами системы состояла в синхронизации работы этих элементов. Общим требованием при этом является возможность работы детектора и телевизионной системы в режиме накопления информации, поскольку "точная" синхронизация затруднена очень малым временем импульса рентгеновского излучения, равная от 10^{-3} до 10^{-6} с при частоте следования импульсов 50 Гц.

Генератор ударных волн с акустической фокусирующей линзой

В основе метода литотрипсии (камнедробления) заложена идея фокусировки ударных волн на конкремент. При этом генератор ударной волны с фокусирующим элементом находится вне тела человека (экстракорпоральный).

Передача импульса давления в тело человека осуществляется путем обеспечения акустического согласования передающей среды и тела пациента. Как правило, в качестве передающей среды используется вода. Пациента помещают либо в ванну с водой, в которой находится генератор ударной волны, либо обеспечивают акустический контакт с источником ударной волны с помощью различных контактных устройств в виде резиновых подушек с водой.

Для осуществления операции в распоряжении врача необходимо иметь: средства генерации, фокусировки и передачи импульса ударной волны в тело пациента; систему координатной привязки фокуса генератора ударных волн и конкремента; систему введения конкремента в область фокуса и средства визуализации конкремента для контроля выполнения процедуры; средства для контроля за состоянием здоровья пациента; устройство для размещения пациента.

В настоящее время экстракорпоральная литотрипсия при мочекаменных болезнях стала обычной процедурой, выполняемой на серийно выпускаемых аппаратах.

Генератор ударных волн является удачным дополнением многолучевого рентгеновского аппарата. На рис. 1 представлена функциональная схема генератора ударных волн, состоящего из УЗ-излучателя, собственно генератора УЗ-колебаний, источника питания и блока управления.

Излучатель ударных волн содержит плоскую спиральную катушку, металлическую мембрану, установленную между ними изолирующую прокладку, соосную им акустическую линзу и полый шток. На дистальном конце штока предусмотрена возможность установки датчика ультразвуковой системы контрольной визуализации участка действия генератора, при этом начало спиральной катушки закреплено на металлический втулке, между мембраной и втулкой, где осуществлен электрический контакт, а конец спиральной катушки и внешние края мембраны подключены к электродам полосковой линии.

Излучатель УЗ-волн закреплен на кронштейне так, чтобы легко было прижимать его головную часть (УЗ-линзу) к телу пациента. Импульсы от генератора ударных волн поступают на излучатель и фокусируются линзой в точку внутри тела пациента.

Для наведения фокуса ударной волны на конкремент используется принцип визуализации конкрементов методом рентгеновской локации в двух или более скрещенных пучках рентгеновского излучения, а точная установка фокуса осуществляется с помощью ультразвуковой эхолокации с двухкоординатным сканированием изображения типа "Вольф", "Эдап" или "Дорнье Мед".

Амплитуда давления ударной волны в фокусе линзы в зависимости от энергии емкостного накопителя при $C = 2$ мкФ в диапазоне рабочих напряжений 5—10 кВ с точностью 25 % определялось при $P = AE$, где $A = 6$ атм/Дж (для водопроводной воды).

При напряжении 9 кВ зарегистрированы следующие параметры: амплитуда ударной волны в фокусе $P = 500$ атм; длительность импульса ударной волны в фокусе на уровне $0,5 P$ — не более 0,5 мкс; амплитуда давления отрицательного импульса не более $0,1 P$; диаметр фокального пятна по уровню $0,5 P_f$ — 3,6 мм; продольный размер фокуса по уровню $0,5 P_f$ — 28 мм.

Из практики известно, что наилучшие диагностические данные о наличии и дисперсности конкрементов перед процедурой, во время процедуры и после нее дает рентгеновская техника, так как рентгеновское изображение позволяет получать более высокое пространственное разрешение, чем ультразвуковая эхолокация.

Литература

1. Балашов В. Н., Васичев Б. Н. Перспективы создания электронно-литографического оборудования для производства заказанных интегральных схем. // Прикладная физика, 1996, №3. С. 55–60.
2. Балашов В. Н. и др. Устройство для магнитной фокусировки и отклонения электронного пучка: А. с. 1326098, 1985.

ESPECIALLY MINI-DOZE SMALL-ANGL THOMOGRAPH SYSTEM HAVING AN ELECTRON-BEAM X-RAY PROGRAM NUMEROUS SOURCES

B. N. Vasichev, V. N. Balashov

Moscow Institut Electronics and Matematics (Technial-University), Moscow, Russia

J. L. Rybakov

Branch Research-Practical Complex "Health", Moscow, Russia

A. M. Filachev

Reseach Institute for Electron and Ion Optics, Moscow, Russia

Digital X-ray thomograph (angiograph) is the efficient system for examinations from head to foot using image-intensifier radiography. The rapid further development of the digital method of image date acquisition and processing in X-ray radiology has reached the stage in whith digital radiography tody has become a universally employed technique. The engineering is suitable for diagnosis and therapy both in urology and in the shock-wave tratment of gall stones. The combination of X-ray and ultrasound targeting allows broad application and thus high efficiency. Digitization of the image-intensifier television signal with high-resolution system can replace spotfilming or indirect X-ray radiography. The remote console incorporates all the control function of the lithotripter. The varius functions, i.e., stone localization, X-ray system and electron control, high voltage selection, triggering, image processing and tabl motion. Digital engineering allows complex tasks in X-ray radiology such as: image reconstraction, image transfer and image storage, image display to be fulfilled optimally and it provides a convincing and appropriate solution to these problems.