**Введение**

В 1895 г. научное сообщество было потрясено первым медицински рентгеновским снимком. Эти посредственного качества рентгенограмм позволяли увидеть ранее невидимые для человеческого глаза структур, Первые рентгеновские снимки вызвали революционное развитие рентгенологии как важнейшего метода медицинской диагностики. Врачи, физики, биологи, химики объединились ради общей цели - возможности получав высококачественное прижизненное изображение органов и тканей человека для ранней диагностики различных заболеваний человека.

За последние годы современная технология получения медицински) изображений пошла значительно дальше рутинного рентгеновского мето­да. Рассматриваемые в этой книге технические и методологические прин-ципы являются основой учения о формировании компьютерно-томографи-ческого (КТ) изображения при различных клинико-диагностических ситуациях. На этих принципах базируются все другие, дополнительные методи­ки визуализации в компьютерной томографии, являясь их производными.

Известно, что чем больше мы познаем, тем больше осознаем, как много непознанного еще остается. Не существует простого решения проблемы по­лучения качественных медицинских изображений. Чем глубже становится на ше представление о физическо-математических принципах, лежащих в осно­ве формирования КТ-изображения, тем полнее осознание практической не­возможности создания «идеального» изображения при различных состояни­ях пациента. Сама аппаратно-техническая сущность оборудования и материалов, используемых для визуализации, требует компромиссного ме­тодологического подхода для получения КТ-изображения. Имеющийся в на­личии аппаратно-технический ассортимент следует рассматривать как некое «меню» возможностей, из которого следует выбирать наиболее подход? дие технические и материальные средства решения конкретной задачи.

Совмещая в повседневной практике деятельность врача и специалиста в области КТ-визуализации, мы должны так использовать все имеющиеся современные технические возможности, чтобы обеспечить получение опти­мально информативного диагностического изображения при минимальных времени обследования и лучевой нагрузке на пациента. Поэтому всюду где это возможно, важнейшие положения текста сопровождаются соответству­ющими рисунками, схемами и таблицами.

Целью данной книги является стремление дать специалисту по визуали­зации знания, помогающие принимать квалифицированные решения, кото­рые обеспечат высокоинформативное КТ-изображение при минимальном облучении пациента.

Эта книга написана, исходя из практических и образовательных потребнос­тей врачей, рентгенолаборантов, студентов медицинских институтов и медико-технических факультетов, а также других работников здравоохранения.

**Технологические основы рентгеновской компьютерной томографии**

Диагностика заболеваний внутренних органов всегда представляла большой интерес для врача. Длительное время для постановки диагно­за основой были рентгеновские снимки, дополненные по показаниям продольной томографией и рентгеноскопией. С момента начала приме­нения рентгеновских лучей в диагностическом процессе прошло более 100 лет. За этот период в классической рентгенологии был накоплен ко­лоссальный опыт их применения. Однако недостаточно высокие для современных требований точность, чувствительность и специфичность общерентгенологического метода (связанные как с самой рентге­новской пленкой, так и способом получения изображения) оставались серьезным препятствием для ранней диагностики заболеваний органов

и систем человека.

Научно-технический прогресс способствовал появлению принци­пиально новых методов лучевой диагностике, таких, как компьютерная томография (КТ), сонография, сцинтиграфия, ангиография, магнитно-резонансная томография с возможностью спектроскопии. Из этих нап­равлений наиболее революционным достижением в развитии рентгено­логии стало появление нового быстроразвивающегося метода - полу­чение изображения органов и тканей по данным измерения степени поглощения рентгеновского излучения объектом исследования, полу­чившего название рентгеновская компьютерная томография (РКТ).

Впервые методику определения рентгенологической плотности объ­ектов с использованием движущейся рентгеновской трубки предложил нейрорентгенолог W. Oldendorf (1961). Математические принципы реко­нструкции изображения были разработаны Frank (1918) и Cormarck П969). Первые томографические изображения головного мозга были получены инженером английской фирмы электромузыкальных инстру­ментов (EMI) G. Hounsfield, который создал первый прототип рентгеновского компьютерного томографа. Результаты первых экспериментов исследовании структур головы были настолько оптимистичны, что в августе 1970 г. он приступил к работе по изготовлению прототипа аппарата для клинического применения. В 1971 г. была создана установка сканирования, получившая название EMI-Scaner. Эта установка представляла сложную механико-электрическую рентгеновскую систе­му, основанную на принципе линейно вращательного движения блока «рентгеновская трубка - детектор полученного излучения» вокруг стола с пациентом. С пульта управления EMI-Scaner цифровые данные иссле­дования направлялись в специализированный вычислительный центр в котором в течение 6 ч производилась обработка информации. Тогда же, в 1971 г., EMI-Scaner был установлен в английском госпитале «Аткин сон Морли», где 4 октября было выполнено первое в мире КТ-исследо вание головного мозга человека в условиях медицинского учреждения И уже весной 1972 г. были опубликованы первые результаты клиничес­кого применения компьютерной томографии для диагностики заболе­ваний головного мозга.

Главной заслугой G. Hounsfield можно считать внедрение экспериментальной компьютерной томографии в клиническую практику.

Развитие электронно-вычислительной техники позволило в 1973 отказаться от отдельно стоящего сложного вычислительного комплекса и оснастить EMI-Scaner встроенным специализированным процессо­ром (аппарат II поколения), что не только сократило время обследова­ния пациента, но и позволило создать модель компьютерного томогра­фа для обследования органов и тканей всего тела. Время сбора данных с последующим преобразованием их в КТ-изображение составляло 4,5 мин на один КТ-срез. Эта система стала базовой для последующих поколений компьютерных томографов.

На рис. 1 схематически показан принцип действия аппарата III поко­ления, основанный на вращении жестко связанной между собой систе­мы «рентгеновская трубка - система детекторов» вокруг поступательно двигающегося стола с пациентом.

Преимущества компьютерной томографии в сравнении с рентгенографией:

1. КТ-изображение непосредственно не связано с принятым излучением, являясь результатом измерений показателей ослабления излучения только выбранного слоя.

2. Картина среза органа не имеет теней, содержащихся в других слоях.

3. Результаты представляются в цифровой форме в виде распреде­ления коэффициентов ослабления излучения.

4)Исследование тканей, незначительно различающихся между собой по поглощающей способности.

Присуждение Нобелевской премии по медицине (1979) G. Hounsfield и A. Cormarck за внедрение КТ в практику стало высшим признанием значения метода. Изображение, получаемое при КТ, значительно отли­чается от привычного рентгеновского снимка. Основное достоинство этого метода исследования в том, что КТ-изображение является резуль­татом измерений показателей ослабления излучения коллимированного рентгеновского пучка, а картина среза не содержит суммационных теней. КТ позволяет различать ткани, отличающиеся между собой по способности поглощать рентгеновское излучение (по коэффициенту аб­сорбции) и дифференцировать различные анатомические структуры (органы и ткани).

Несмотря на успехи современной лучевой диагностики, задачи ран­него выявления заболеваний и оценки эффективности проводимых ле­чебных мероприятий в настоящее время полностью не решены.

**Устройство рентгеновского компьютерного томографа**

1. Штатив (гентри), в который вмонтированы рентгеновская трубка, коллиматор, система детекторов, система сбора и передачи информа­ции на персональный компьютер. В штативе имеется отверстие, внутри которого перемещается стол с пациентом. Сканирование производится перпендикулярно (либо под углом) к продольной оси тела.

2. Стол, оборудованный транспортером для перемещения пациента.

3. Консоли управления установкой.

4. Персональный компьютер для обработки и хранения информации,

представляющий собой единый комплекс с консолью управления и штативом.

**Принцип работы рентгеновского компьютерного томографа**

В основе работы рентгеновского компьютерного томографа лежит просвечивание тонким рентгеновским лучом объекта исследования с последующими регистрацией не поглощенной части прошедшего че­рез этот объект излучения и выявлением распределения коэффициен­тов поглощения излучения в структурах полученного слоя. Пространственное распределение этих коэффициентов преобразуется компью­тером в изображение на экране дисплея, доступное для визуального и количественного анализа.

В процессе развития компьютерной томографии было создано несколько поколений компьютерных томографов.

В томографах **I поколения** (упомянутый выше EMI-Scaner, впервые установленный в 1971 г. в английском госпитале «Аткинсон Морли») ос­нову системы сканирования исследуемого объекта составляли рентге­новская трубка (как источник излучения) и один детектор, расположен­ные друг напротив друга. Блок рентгеновская трубка - детектор совер­шал только поступательное движение в плоскости среза.

В томографах **II поколения** использован аналогичный принцип ска­нирования. Модификацией были увеличение количества детекторов (до 100) и более широкий спектр ракурсов просвечивания, что позволило сократить время сканирования.

Аппараты **III поколения** стали дальнейшим развитием системы ска­нирования. В этих моделях был применен вращательный тип движения сканирующей системы (см. рис. 1) с большим количеством детекторов. Томографы III поколения позволили сканировать все тело пациента и по­лучили широкое распространение. (Они до настоящего времен **i** используются во многих медицинских учреждениях). Однако имеются2 обстоятельства технического свойства, на которые следует обратить внимание. Прежде всего, необходимо отметить основной недостаток аппаратов III поколения: жесткое крепление системы рентгеновская трубка - блок детекторов, которое при сбое работы одного из детекто­ров (или в измерительном канале) проявляется на изображении в виде кольцевого артефакта, вызывая проблемы последующей визуализации объекта исследования. Все это послужило основанием для создана следующего - IV поколения компьютерных томографов.

В компьютерных томографах **IV поколения** используется принципиаль­но новый вид технического решения системы рентгеновская трубка - де­текторы. В этом случае детекторы неподвижно размещены по всей внут­ренней поверхности кольца, внутри которого вращается источник излуче­ния. При этом количество детекторов составляет 4 тыс., а на некоторых моделях и 4,8 тыс. (фирма Picker, США), что позволяет добиться разреше­ния 22 пар линий/см. При этом при спиральном сканировании (об этом ре­жиме речь пойдет далее. - *Прим. авт.)* на оборудовании этого производи­теля разрешающая способность аппаратов остается неизменной.

Большое количество детекторов позволяет обеспечить максимально плотное их размещение (минимизируя попадание излучения в промежутки между детекторами), что повышает эффективность использования источника излучения и снижает лучевую нагрузку на пациента. В аппаратах IV поколения цикл сканирования соответствует обороту рентгеновской Трубки (360°) с экспонированием от 1,0 до 0,25°, в результате чего собираются данные от 360 до 1440 проекционных профилей соот­ветственно.

В **V поколении** компьютерных томографов источником электронов является электронная пушка. Поток электронов попадает на тормозные пластины, образуя рентгеновское излучение. Для визуализации изображения требуется 5 мл/с с последующей трехмерной реконструкцией. Апертура компьютерного томографа V поколения более 1 м, что позво­ляет укладывать пациента самым разным образом. Следует отметить, что во всем мире используется около 100 томографов V поколения -из-за высокой стоимости и сложности технического обслуживания ши­рокого применения они не получили.

В настоящее время имеются два варианта КТ-сканирования - ак­сиальное и спиральное. На аппаратах II поколения возможно только ак­сиальное сканирование. Применение КТ-аппаратов последующих поко­лений позволяет использовать как аксиальное, так и спиральное скани­рование. Различия между этими видами обработки информации заклю­чаются в следующем.

При *аксиальном* сканировании получается такой вид изображения, который ограничивает качество последующей реконструкции.

*Спиральное* сканирование - новый этап в развитии КТ. В этом случае продуцируется один непрерывный массив информации, что дает новые возможности для последующей реконструкции изображения. (С каждо­го витка спирали можно получить множественные срезы. При этом па­раметры обработки данных можно выбрать до и после получения информации). Спиральное сканирование в отличие от аксиального осуще­ствляется при непрерывном движении стола через поле сканирования, которое образует постоянно вращающаяся рентгеновская трубка.

Преимущества спирального типа сканирования: скорость проведе­ния исследования, исключение пропуска информации между КТ-срезами, возможность синхронизировать КТ с введением большого объема контрастного препарата и выполнять исследования в разные промежут­ки времени после его введения. Особое внимание при получении изоб­ражения следует обратить на возможность использования в этом случае ещё одной или нескольких обработок «сырых» математических данных сканирования, для чего было введено новое понятие «индекс рекон­струкции» (толщина слоя, выделяемого из «сырых» данных компью­тера). Если величина индекса реконструкции меньше толщины выде­ляемого КТ-слоя, восстанавливаемого из «сырых» данных, то происхо­дит математическое наложение близлежащих периферических отделов КТ-срезов, что позволяет получить новую серию изображений высокогокачества той же области сканирования без риска для пациента, так как повторное сканирование (дополнительное облучение) отсутствует. Однако при этом значительно увеличивается количество реконструированных срезов, что увеличивает время анализа КТ-информации. Математическое наложение близлежащих слоев позволяет нивелировать зубчатые края контуров органов и тканей при построении качественных мультипланарных и трехмерных изображений.

Мультислайсовая КТ - последнее достижение в развитии методики сканирования: благодаря увеличению рядов детекторов за один оборот рентгеновской трубки можно получить до 320 срезов. С помощью мультислайсовой КТ также получают цифровое изображение поперечных срезов любого отдела тела человека, отражающее топографию органов и систем, а также локализацию, характер и стадии выявленных измене­ний, их взаимосвязи с окружающими структурами. При этом сохраняет­ся эффективность спирального сканирования. Одним из достоинств мультислайсового способа сканирования является возможность после­дующих реконструкций с изменением величин толщины среза и шага стола томографа. Последующая реконструкция полученных при иссле­довании КТ-срезов дает полное представление об анатомо-топографических взаимоотношениях.

Мультислайсовый компьютерный томограф представляет собой сверхбыстрый вычислительный комплекс, позволяющий сократить до нескольких минут время самого сложного в методическом плане иссле­дования. На аппарате этого класса при соответствующем анестезиоло­гическом обеспечении можно обследовать детей в возрасте от одного года и старше. Ограничениями в данном случае являются лучевая нагрузка на пациента и разрешающая способность аппарата.

Для диагностики заболеваний легких мультислайсовая спиральная КТ особенно важна, позволяя оценивать узловые образования в легоч­ной ткани: их размеры, объем, скорость роста. Автоматически и с высо­кой чувствительностью вычисляется время удвоения размера узла, а кроме того, выстраивается трехмерная модель узлового образования с выделением из сосудистых и плевральных структур, что дает представление о его наружном изображении.

Мультислайсовая спиральная КТ - незаменимая неинвазивная мето­дика в кардиологии. С ее помощью получают изображения сердца в раз­личные фазы, подсчитывают сердечные объемы, такие как фракция выброса левого желудочка, пиковая скорость выброса, диастолические объемы правого и левого желудочков, конечный диастолический и удар­ный объемы, а также толщину миокардиальной стенки, ее подвижность, массу миокарда и, кроме того, выполняют объемную реконструкцию на­ружного изображения сердца.

Следует отметить, что использование неионных контрастных препаратов в различной концентрации (ультравист, омнипак и т. д.) существенно повышает надежность и безопасность контрастных исследований при КТ.

Возможности мультислайсовой спиральной КТ свидетельствуют о том, что данная методика исследования позволяет по-новому осмыслить представления о роли КТ в диагностическом процессе. В первую очередь это обусловлено возможностями сканирования, которое практически исключает пропуск диагностически важной информации при поиске небольших по размеру патологических изменений, а также быстрого сканирования анатомически больших областей без потери качества. Пои этом необходимо подчеркнуть возможность малоинвазивного исследования сердечно-сосудистой системы с использованием болюсного внутрисосудистого введения контрастного вещества. К тому же данная КТ-методика позволяет получить и изучить данные о состоянии паренхиматозных органов и тканей в различные фазы (артериальную, венозную, смешанную) прохождения контрастного вещества по иссле­дуемому органу, а также объединить полученные при КТ-исследовании данные в одно комбинированное изображение органов и тканей. Такое комбинированное изображение можно рассматривать в различных плоскостях (мультипланарная реконструкция), строить объемное трех­мерное изображение, вращая его на экране монитора под любым углом вокруг оси.

С внедрением новых компьютерных методик становится возможным исследовать сердечно-сосудистую систему. Это позволяет быстро и ка­чественно получить представление об анатомии сердца и сосудов в выб­ранной анатомической области: измерить ход, минимальный и макси­мальный диаметр, степень стеноза в процентном отношении и абсолют­ных величинах, его протяженность, а также осуществить планирование хирургического вмешательства и контроль за его эффективностью.

Благодаря наличию объемного пакета программного обеспечения в современных аппаратах стало реальным создание томограмм практи­чески в любой плоскости. Трехмерная реконструкция КТ-данных, позво­ляет получить более детальное представление об анатомо-топографических взаимоотношениях органов и систем. С внедрением трехмерных изображений изучаемых органов и систем возрастают наглядность и Достоверность получаемых данных.

**Примеры трёх различных компьютерных томографов для мелких животных**

1 - рентгеновская трубка; 2 – поворачивающийся образец; 3 – детектор; 4 – ось вращения; 5 – конический луч; 6 – варьирующее увеличение; 7 – поворачивающийся гентри; 8 – мышиная кровать.

Настольный микро-КТ (A, B) с вращающейся моделью держателя, стационарным детектором области и микрофокусной рентгеновской трубкой, обеспечивающей усиленное излучение. Такая установка в основном используется для проведения лабораторных исследований. Хорошие результаты исследования зависят от оптимального соотношения между полем сканирования, чёткостью, хорошей фиксации животного к столу, при условии вращающегося гентри (C, D). Всё большие требования к пространственному разрешению, быстрому и более широкому сканированию исследуемого поля достигаются и отображаются на плоской панели детектора, крутящегося гентри со стационарным столом (E, F).

Таблица 1. Сравнение показателей микро-, мини- и клинических компьютерных томографов.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | Микро-КТ | Мини-КТ | КлиническийКТ |
| Подходит для | Образцы тканей, насекомые, мыши, крысы | Мыши, крысы, кролики, приматы,мини-свиньи | До людей |
| Пространственное разрешение (изотропное) | 5 мкм (одна конечность) - 100 мкм (целое животное) | 100 – 450 мкм | > 450 мкм (z-ось > 600 мкм) |
| Осевое сканирование поля зрения | 1-5 см | 5-20 см | >20 см |
| Время получения "стандартного"объёма (например, всего животного) | От нескольких секунд до нескольких часов (иногда наблюдается получение компьютерными томографами одного срезаменее, чем за секунду) | От 0,5 секунды до нескольких секунд | Через несколько секунд (с вращениемдо 0,33 с) |
| Доза радиации | > 1 Гр | ~ 10-500 мГр | <50 мГр |
| Рисунок | Настольный, вращающийся образец (с изменениемгеометрии, резкости сканирования в поле зрения и т.д.)или вращающийся гентри | Вращающийся образец или вращающийсягентри (определённая геометрия) | Вращающийся гентри (определённая геометрия) |
| Компенсирование сердечных и дыхательных движений | Ожидаемый запуск | Ожидаемый запуск, ретроспективный строб | Модуляция сканирования, ретроспективный строб |
| Примеры цифр | Рис. (**1**) A, B, C, D, (**3**), (**4**) | Рис. (**1**) E, F, (**2**), (**5**), (**6**) |  |

**Основы получения изображения**

Компьютерно-томографическая диагностика основана на традици­онных рентгенологических принципах работы, и важнейшими задачами, которые необходимо решить при проведении исследования, являются определение точной локализации, количества, формы и размеров пато­логических очагов, интенсивности их тени, четкости контуров, а также один из основных моментов - возможность математически точного оп­ределения коэффициента абсорбции (плотности) исследуемой ткани, отражающего величину поглощения пучка рентгеновского излучения при прохождении через тело человека. В зависимости от плотности каж­дая ткань по-разному поглощает рентгеновское излучение, и, соответ­ственно, для каждой ткани имеется свой коэффициент абсорбции. Пер­сональный компьютер выполняет математическую реконструкцию вы­численных коэффициентов абсорбции и их пространственное распре­деление на многоклеточной матрице с последующей трансформацией в виде изображения на экране дисплея. Картина воспроизводится на матрице, размеры которой зависят от конструкции аппарата (от 256 на аппарате Somatom CR фирмы Siemens до 1024 на аппарате PQ-6000 фирмы Picker) с соответствующей величиной клетки (пиксель). Увеличе­ние матрицы наряду с увеличением количества детекторов, а также плотности их расстановки позволяет определить коэффициент абсорб­ции меньшего участка КТ-изображения. Коэффициенты абсорбции из­меряются в относительных единицах по шкале плотностей, предложен­ной G. Hounsfield (рис. 2), известных как единицы Хаунсфилда (ед.Н).

Таким образом, компьютерный томограф обладает двумя видами разрешающей способности: пространственная (зависящая от размера клетки матрицы) и перепад плотности (порог чувствительности равен 5 ед.Н (0,5%).

Шкала плотностей позволяет сопоставлять коэффициент абсорбции различных тканей с поглощающей способностью воды, коэффициент абсорбции которой принят за 0. На практике положение центра окна ус­танавливают равным измеренному или ожидаемому среднему значению плотностей исследуемых структур в области интереса, а ширину окна - в соответствии с диапазоном плотностей исследуемых органов и тканей. Окно шириной в 256 значений градаций серого может быть раз­мещено на любом участке шкалы плотностей путем произвольного вы­бора центра окна. Если значения чисел в матрице изображения пропор­циональны значениям чисел Хаунсфилда в матрице реконструкции, то те участки экрана, которые отображают более плотные ткани, будут выглядеть светлее, чем рентгенологически менее плотные области. Со­ответственно, на экране монитора белым цветом будут отображаться наиболее рентгенологически плотные структуры, а более темным цве­том - структуры, имеющие меньшую рентгенологическую плотность. Изменение плотностных характеристик органов и тканей на экране ви­зуально будет восприниматься как изменение контрастности. Регулируя ширину окна, можно изменять изучаемый диапазон плотностей, что ви­зуально будет восприниматься как изменение в контрастности изобра­жения близких по значению плотности структур.

Следует отметить, что соотношение, предложенное G. Haunsfield, имеет простую физическую интерпретацию. В этой системе отсчета ед.Н воды равна 0, ед.Н воздуха равна -1000, а для самых плотных структур ед.Н составляют примерно 3000.

**Диагностические возможности компьютерной томографии**

Поданным литературы (2, 6, 8,11, 19, 24, 31, 48, 50, 53), чувствитель­ность метода составляет от 80 до 95%, специфичность несколько ни­же - 75-90% для различных патологических процессов.

Известны 2 типа ограничений диагностических возможностей рент­геновской КТ - *объективные и субъективные.*

*К объективным* ограничениям относятся:

1) малые размеры патологического очага, отсутствие градации плот­ностей между патологическими и неизмененными тканями;

2) атипичное течение патологического процесса при нетипичной КТ-картине.

*Субъективные* ограничения включают:

1) неверно выбранную тактику исследования;

2) ошибки, возникающие в результате неполноценной подготовки па­циента к исследованию или из-за артефактов технического порядка, обусловленных подвижностью объекта исследования.

**Лучевая нагрузка**

Для качественной реконструкции необходимо выполнять десятки срезов. При этом сразу же встает вопрос о лучевой нагрузке на пациента, которая представляет собой величину эффективной дозы (Е). Эффективная доза - условное понятие, характеризующее дозу равномерного облучения всего тела, соответствующую риску появления отдаленных последствий при дозе реального неравномерного облучения определенного органа (или нескольких органов). Измеряется эффективна доза в зивертах (Зв).

В настоящее время дозовая нагрузка для жителя нашей страны при рентгенологических обследованиях составляет 2,5-3,0 мЗв в год, что 2-3 раза превышает уровень облучения в таких странах, как Англия Франция, Швеция, США, Япония (2, 17, 23).

Для качественной мультипланарной реконструкции необходимо делать десятки КТ-срезов, а значит, при выполнении исследования следует рассматривать все возникающие вопросы о лучевой нагрузке на пациента.

В Российском научном центре рентгенорадиологии Минздравсоцразвития РФ было проведено исследование дозовых нагрузок на пациентов при выполнении ряда рентгенологических процедур, включая КТ. По результатам проведенной работы (11, 39) было установлено, что К является наиболее щадящим методом рентгеновского исследования (табл. 1).

Необходимо подчеркнуть, что для рентгеновской КТ характерны ло­кальность лучевой нагрузки и высокий уровень защиты других органов от рассеянного излучения. Кроме того, лучевая нагрузка, благодаря модернизации оборудования, уменьшается.

**Таблица 1.** Эффективные дозы при ряде компьютерно-томографических и

рентгенографических исследований

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Исследуемая область | Компьютерная | Рентгенография, |
| томография, мЗв | мкЗв |
| Голова | 0,4 | 50 |
| Грудная клетка | 2,9 | 1000 |
| Брюшная полость | 5,8 | 2000 |

**Организация отделения компьютерной томографии**

Штат отделения рентгеновской компьютерной томографии мно­гопрофильной 600-коечной больницы, как правило, состоит из 6 чело­век (2 врача, 3 рентгенолаборанта и 1 инженер). По нашему опыту, это­го числа специалистов вполне достаточно для эффективного функцио­нирования подразделения.

Следует отметить, что штатное расписание кабинета РКТ регламен­тируется приказом Минздрава РСФСР № 132 от 02.08.91, в соответст­вии с которым кабинет РКТ входит в состав отдела (отделения) лучевой диагностики лечебно-профилактического учреждения, возглавляет его квалифицированный врач-рентгенолог, прошедший подготовку по рентгеновской компьютерной томографии. При этом штатные нормативы кабинета РКТ устанавливаются с учетом обеспечения работы не менее чем в двухсменном режиме из расчета для односменной работы: 1 врач-рентгенолог, 2 рентгенолаборанта и 1 инженер.

В отделении обследуются пациенты с патологией практически всех, кроме «движущихся», например сердца, органов как хирургического, так и терапевтического характера.

Запись больных на исследование производится на основании заявки и истории болезни - для стационарных больных, на основании краткой выписки из амбулаторной карты с обоснованием цели исследования -для амбулаторных больных. Амбулаторные больные обследуются в по­рядке очереди по предварительной записи, стационарные - в тот же (экстренная диагностика) либо на следующий день после необходимой подготовки для проведения процедуры.

Компьютерно-томографическое исследование проводится по следу­ющей схеме:

1) анализ медицинской документации, определение тактики КТ-исследования;

2) размещение пациента на столе;

3) ввод в компьютерный томограф общих сведений (паспортные данные. Дополнительные комментарии);

4) выполнение томограммы: уточнение исходного уровня выполнения процедуры и возможного угла наклона рамы томографа, т.е. определяется план исследования;

5) выполнение серии КТ-срезов;

6) запись полученной информации на магнитный и фотоносители;

7) обработка и описание результатов сканирования.

На компьютерно-томографическое исследование без внутривенного контрастного усиления отводится 45 мин, с внутривенным контрастным усилением - 60 мин. Полученное изображение фиксируется на жесткий диск то­мографа (временное хранение), магнитную ленту, компакт-диск, рент­геновскую пленку (для длительного хранения). Фотопроцесс осущес­твляется в специальной лаборатории (минимальная площадь 12 м2) ав­томатически при помощи проявочной машины. Архив рентгенограмм хранится в специальной комнате в несгораемых шкафах.

В день исследования пациента его основные личные (паспортные) и анамнестические данные вводятся в базу данных персонального компь­ютера, где при помощи специально созданной программы выполняется описание полученных КТ-данных. Кроме того, основные сведения - пас­портные данные, уровень КТ-исследования, предварительный диагноз, заключение по результатам КТ, учет израсходованной пленки - записы­ваются в специальные журналы. Картотека обследованных больных (паспортные данные, название медицинского подразделения, напра­вившего пациента на исследование, дата и уровень исследования, предварительный диагноз, описание КТ-данных, количество выполнен­ных снимков) хранится в базе данных персонального компьютера и ре­гулярно подвергается статистической обработке.