Обобщенная структурная схемарентгеновского компьютерного томографа приведена на рис.1. Несмотря на существенные различия в принципах сканирования, конструкциях механических и электронных узлов она в целом применима ко всем поколениям РКТ.

Основу системы составляет электромеханический узел сканирования, куда входят источник рентгеновского излучения, блок детекторов, механические узлы и электрический привод. Весь этот комплекс размещается в закрытом корпусе и называется **гентри,** что в переводе с английского (gantry) означает портал подъемного крана или железнодорожный сигнальный мостик. Это короткое название отражает вертикальное расположение комплекса и наличие в нем круглого окна, в котором на специальном столе размещается пациент.



Рисунок 1. Структурная схема РКТ.

Система автоматического управления многие функции выполняет в автономном (асинхронном) режиме. Она управляет электроприводом и источником рентгеновского излучения, организует передачу электрических сигналов от детекторов в АЦП. Узел АЦП и интерфейса служит для цифрового преобразования сигналов детектора и передачи их в вычислительный комплекс. Его конкретная реализация зависит от скорости сканирования и количества элементов детектора. Вышеназванные узлы образуют комплекс сбора первичной информации.

Вычислительный комплекс управляет большей частью функций всех систем РКТ, выполняет математические операции реконструкции и вывода изображения на полутоновое отображающее устройство. Обычно он содержит ЭВМ общего назначения, которая осуществляет управляющие функции, и спецпроцессор, занимающийся только вычислительными процедурами. Такая организация позволяет с высокой скоростью обрабатывать большой объем информации, поступающий в вычислительный комплекс при сканировании и выводить изображение на экран немедленно по его окончании. Спецпроцессор (сопроцессор) может размещаться в корпусе общей ЭВМ. В этом случае вычислительный комплекс умещается в персональном компьютере.

Пульт управления, называемый также консолью оператора, служит для пуска и останова системы, выбора режимов, управления архивированием информации и др. Рентгеновское питающее устройство в основном имеет те же элементы, что и в рентгеновских аппаратах, но несколько проще ввиду ограниченного набора режимов. Его конкретные характеристики зависят от мощности рентгеновской трубки и режима ее работы (непрерывный или импульсный).

**Детекторы рентгеновского излучения** являются наиболее ответственными устройствами, определяющими последующую точность реконструкции изображения. Уже томографам второго поколения стала присуща многоэлементность детектирующего устройства. В связи с этим число принципиальных требований, общих для большинства РКТ, значительно возрастает. К ним относятся узкая апертура элементарного датчика, обеспечивающая пространственное разрешение 1 –2 мм и разрешение по контрасту; достаточно большой динамический диапазон по интенсивности (103); малая инерционность; идентичность параметров и характеристик.

В томографах первого и второго поколений детектирование рентгеновского излучения осуществлялось с помощью сцинтилляторов NaI или CsI и ФЭУ. В детекторах томографа второго поколения возникает проблема подбора ФЭУ с одинаковыми характеристиками. Однако если даже ФЭУ подобраны, в процессе работы в силу дрейфа и других причин их характеристики изменяются, что может отразиться на качестве изображения. Поэтому в процессе работы томографа требуется периодическая программная коррекция их характеристик.



Рисунок 2. Детектор томографа второго поколения.

На рис.2 показана конструкция блока детекторов томографа второго поколения. В корпусе 1 из свинца располагаются сцинтиллятор 2 в виде монокристалла, за которым находятся ФЭУ 3. В передней части корпуса имеются узкие отверстия (коллиматоры), которые из рентгеновского пучка выделяют лучи по определенным направлениям. Для ускорения процесса обследования устанавливают две параллельные линейки ФЭУ. Это позволяет при сканировании получить изображение сразу двух слоев.

В томографах третьего и четвертого поколений, где число элементарных датчиков достигает сотен и тысяч, практически невозможно обеспечить идентичность характеристик такого количества ФЭУ. Кроме того, детектирующие системы были бы слишком громоздкими и дорогими. Поэтому здесь применяются полупроводниковые и газоразрядные детекторы.



Рисунок 3. Многоэлементный детектор с полупроводниковой мишенью.

Конструкция полупроводниковой детектирующей системы приведена на рис.3. Рентгеновское излучение через свинцовое фокусирующее устройство 1 (растр) проходит в стеклянную колбу 2 и попадает на стеклянную пластину 3, покрытую люминофором. Эта пластина охватывает фотокатод 4. Кванты света выбивают из фотокатода электроны, которые ускоряются электрическим полем и попадают в ячейки (углубления) полупроводниковой мишени 5. Возникающие при этом импульсы тока усиливаются внешними или встроенными в мишень усилителями 6. Такой детектор обладает очень широким динамическим диапазоном (105).

Большинство требований, которые предъявляются к детекторам РКТ, наиболее просто и дешево удовлетворяются детекторами на основе ионизационных камер (рис.4). Они состоят из большого количества сообщающихся между собой ячеек, разделенных незамкнутыми перегородками – высоковольтными пластинами. Поэтому рабочий газ в ячейках (например, ксенон) обладает высокой степенью однородности, что и определяет главное качество детектора – идентичность характеристик его элементов. Ионизационные камеры выполняются из легкого металла. К корпусу камеры подводится высокое напряжение. Для надежной изоляции от высокого напряжения между входным окном и камерой делается прокладка из слюды.

Рентгеновские кванты, проникающие в камеру, ионизируют газ. Ионы одного знака движутся к собирающим электродам (катодам), и в их цепи возникает ток, пропорциональный интенсивности падающего излучения. Вероятность ионизации зависит от длины собирающего электрода L и давления газа p. Общая величина заряда ионизации от одного электрода выражается равенством



Рисунок 4. Детектор на основе ионизационной камеры.

Q = ne = SLpe/l,

где n- полное число образовавшихся ионов; S – удельная ионизация кванта в используемом газе; l – средняя длина пробега кванта между двумя актами ионизации. Увеличение Q происходит до тех значений давления, при которых становится заметным влияние рекомбинации.

**Рентгеновские трубки** компьютерных томографов работают при больших напряжениях – 130 – 160 кВ. В томографах первого и второго поколений трубки работали в непрерывном режиме и имели масляное охлаждение. В томографах третьего и четвертого поколений применяют трубки с вращающимся анодом, работающие в импульсном режиме. Их мощность в импульсе составляет 40 – 100 кВт.

Для формирования тонкого (1 –2 мм) веера излучения таких трубок применяют **коллиматоры.** Они представляют собой узкие коробки из свинца, внутри которых находится система диафрагм (рис.5).



На входе в коллиматор установлен фильтр Ф, отсеивающий мягкое излучение. Далее расположена диафрагма Д1 и полупрозрачное зеркало ППЗ. Вместе с осветительной лампочкой оно служит для точной установки диафрагм. Регулируя положение диафрагм Д2 и Д3, добиваются, чтобы световой веер занимал все выходное окно коллиматора. По этому пути пойдет и рентгеновское излучение.

Рисунок 5. Коллиматор.

**Механические и электронные узлы РКТ**. Рассмотрим вначале устройство и работу отдельных механических и электронных узлов РКТ второго поколения. И хотя они уступили место томографам третьего и четвертого поколений, ряд проблем, возникавших при их проектировании, остаются характерными и для их преемников. Здесь мы познакомимся с устройством и работой томографа СРТ-1010, который был разработан в Украине. Несмотря на несовершенство он сыграл положительную роль в развитии медицинского приборостроения, показав, что Украина располагает достаточным научно-техническим потенциалом для производства сложной медицинской техники.

Конструкция электромеханического сканирующего устройства этого томографа показана на рис.6. Элементы сканирующего устройства размещаются на массивной плите 1, которая вращается вокруг окна гентри. Рентгеновская трубка 2 и блок датчиков 3 прикреплены к раме 4. Вся эта конструкция линейно перемещается относительно несущей плиты с помощью электродвигателя 5 через редуктор 6 и ременно-зубчатую передачу 7. Вращательное движение осуществляется с помощью электродвигателя 8 через систему передач, показанную на нижнем рисунке. Электродвигатель 8 через редуктор 9 и кривошипно-шатунный механизм приводит в движение лапку, которая цепляется за зубец колеса, неподвижно закрепленного на корпусе гентри, и подтягивает основание 1 на три зубца. Всего колесо имеет 360 зубцов и, таким образом, происходит угловое перемещение на 3о.



Рисунок 6. Конструкция сканирующего устройства томографа второго поколения

При линейном сканировании система трубка – блок детекторов движется непрерывно. Важно, чтобы это движение было относительно бесшумным и без пробуксовки. Для этого и применяется зубчато-ременная передача из пластиковой ленты.

Дискретные отсчеты вдоль направления сканирования получают с помощью прозрачной линейки с нанесенными на ней рисками. Эти риски фиксируются ИК оптоэлектронной парой, которая синхронно движется вместе с системой трубка – детектор. Количество линейных отсчетов обычно составляет около 500 на расстоянии 25 см, т.е. отсчеты делаются через 0,5 мм. Это требует высокой точности при изготовлении линейки. И все же разброс временных интервалов между отдельными отсчетами неизбежен. Он обусловлен неточностью линейки, дифракцией ИК света и непостоянством скорости линейного перемещения (хотя скорость вращения электродвигателя 3 и стабилизируют). Однако эти временные интервалы нужно измерять с высокой точностью, так как от нее зависит качество изображения, получаемое с помощью операции свертки.

В процессе обследования получают несколько сечений. С целью его ускорения применяют детекторы с двумя параллельными группами датчиков (рис.2). При количестве датчиков от 8 до 10 раствор рентгеновского луча, захватываемого детектором, равен примерно 3о. Учитывая, что сканирующая система поворачивается на угол 180о, получим общее число угловых отсчетов, равное 60.

Специфической проблемой, возникающей при сканировании головы, является большой динамический диапазон излучения, падающего на детектор. Если принять средний коэффициент линейного ослабления для головы μ = 0,2 1/см, а диаметр головы D = 25 см, то динамический диапазон составит I0/I = eμD = 152. Для уменьшения динамического диапазона интенсивности РИ применяются компенсирующие клинья 11. Сущность их действия поясняет рис.7.

Материал и форму клиньев подбирают таким образом, чтобы общее поглощение РИ по всем путям было примерно одинаковым. Например, на пути 1 луч проходит, касаясь объекта и, следовательно, не испытывает в нем затухания, зато в клиньях он проходит большие расстояния. Наоборот, на пути 2 луч проходит большое расстояние в объекте и маленькое в клиньях. Клинья выполняют из какого-либо полимера. По краям клиньев расположены зоны полного поглощения (свинец), в которых производится учет темновых токов ФЭУ.



В процессе сканирования от детектора получают сигнал в виде тока ФЭУ, пропорционального интенсивности рентгеновского излучения. Этот ток изменяется во время движения системы ИРИ – БД в промежутке между двумя отсчетами. Поэтому наиболее объективная информация будет соответствовать среднему значению интеграла тока на интервале между двумя отсчетами:

; - интервал дискретизации.



Интегрирование может быть выполнено аппаратными средствами, например с помощью аналогового интегратора. Значение интеграла обычно преобразуется в пропорциональный интервал времени, который измеряется путем подсчета числа импульсов эталонной частоты. Величина среднего значения интеграла относится к середине интервала дискретизации. Пример реализации такого способа АЦ-преобразования показан на рис.8, где приведены аналоговая часть преобразователя и временные диаграммы, поясняющие его работу.

Работой схемы управляют позиционные импульсы, которые поступают от оптоэлектронной пары. Интегратор (DA1, С1) интегрирует ток ФЭУ. Его выходное напряжение равно

> 0



Рисунок 8. Аналого-цифровое преобразование сигналов детектора.

При поступлении i-1-го позиционного импульса формируется строб, который замыкает ключ S2 УВХ (DA2), и на емкости С2 запоминается напряжение интегратора за предыдущий интервал дискретизации. Сразу после окончания строба УВХ формируется строб «Сброс интегратора», замыкающий ключ S1, и импульс запуска генератора линейно-изменяющегося напряжения (ГЛИН). Последний представляет собой интегратор (DA3, R3,C3). При запуске ГЛИН ключ S3 размыкается, и конденсатор С3 начинает заряжаться. Когда напряжение ГЛИН достигнет уровня , компаратор К сработает (установится в ноль). В сформированное им временное окно Тизм через схему И на счетчик пройдет некоторое количество импульсов, пропорциональное Тизм и . При поступлении i-го позиционного импульса в УВХ записывается величина , полученная за интервал Тдi.



При равенстве UГЛИН = UИНТ имеем

.



Если емкости С1 и С3 равны, то измерительный интервал Тизм определяется формулой

.



Если конденсаторы С1 и С3 одного типа, то погрешность измерения будет определяться в основном зависимостью R3 от температуры и дрейфом ФЭУ. Для уменьшения погрешности применяют способ двойного интегрирования. Он состоит в том, интегратор (DA1) вначале интегрирует в течение заданного промежутка времени ток ФЭУ, а затем – опорный ток другой полярности до тех пор, пока выходное напряжение интегратора не станет равным нулю. Приравнивая интегралы на первом и втором этапах, найдем время второго этапа – оно будет пропорционально интегралу от тока ФЭУ. Емкость конденсатора из расчетов при этом вообще исключается, т.е. ее изменение не вызывает погрешности.

Для устранения ошибок преобразования, связанных с неидентичностью ФЭУ и их дрейфом, производят коррекцию выходных данных АЦП с учетом тангенса угла наклона и начального смещения передаточной характеристики каждого канала N = f(T), где N – код на выходе канала (рис.7).

Рисунок 7 Коррекция характеристик ФЭУ.



Величины N1 и N2 определяются перед началом обследования при автоматическом изменении времени Т интегрирования и неизменном токе ФЭУ. По полученной характеристике вычисляются

и смещение .



С помощью этих величин в дальнейшем производят коррекцию кода.

Для подсчета результата измерения в каждом канале детектора (их два) имеется свой интегратор и счетчик, а ГЛИН может быть общим. Кроме этого, еще один счетчик используют для точного измерения интервала дискретизации. Он подсчитывает число импульсов эталонной частоты в течение текущего интервала дискретизации. Эта информация передается в ЭВМ и представляет собой точное значение шага временной дискретизации. Оригинальный способ передачи всей необходимой информации о результатах измерения приведен на рис.8. В этой схеме используются счетчики с параллельной предварительной загрузкой. Они имеют входы разрешения счета СЕ (Count Enable), разрешения загрузки L (Load) и тактовый C. Параллельная загрузка производится по входам DI (Data Input), а вывод результата – по выходам DO (Data Output).

По окончании импульса сброса интеграторов (он общий для всех каналов) начинается подсчет тактовых импульсов (ТИ) сразу всеми счетчиками результата и счетчиком скорости.



Рисунок 8. Формирование и вывод цифровой информации в томографе.

Эти ТИ формируются автономным кварцевым генератором и имеют частоту порядка 20-40 МГц. С приходом очередного импульса сброса интеграторов прекращается подсчет ТИ счетчиком скорости. Так для краткости называют счетчик точного значения интервала дискретизации. На входах L устанавливается разрешающий уровень, и от ЭВМ поступают ТИ для вывода результатов. Их частота может быть иной, чем частота ТИ для счета. При этом каскадное соединение счетчиков начинает работать как сдвигающий регистр, причем информация в ЭВМ считывается с выходов DO последнего счетчика.

После первого ТИ вывода считывается результат измерения n-го канала. Результат n-1-го канала переписывается в счетчик n-го канала, n-2-го – в n-1-й и т. д. Все это происходит в течение действия фронта ТИ вывода. Последними считываются данные об интервале дискретизации, которые вначале хранились в счетчике скорости, а затем переместились в n-й счетчик. Такое остроумное решение позволило обойтись без дополнительных аппаратных затрат (мультиплексоров, логических схем и т.п.) для ввода в ЭВМ результатов от нескольких источников информации.

Следует отметить, что томографы первого и второго поколений имеют достаточно сложную механику, которая требует постоянного ухода и регулировок. Ввиду большого количества подвижных частей при сканировании возникает сильный шум, который может причинять беспокойство пациенту. Используемые в них рентгеновские трубки обычно работают в непрерывном режиме и имеют масляное охлаждение анода. Масло подается под давлением до 4 атм по жестким пластиковым шлангам, которые вследствие перемещения трубки изнашиваются и дают течь.

Как было сказано выше, наибольшее распространение в медицине получили РКТ третьего поколения. Больше всего их выпустили фирмы США. Типичным представителем РКТ этого поколения является томограф «СТ МАХ 640» фирмы General Electric. Это универсальный томограф, позволяющий получать томограммы всех частей тела, как поперечные, так и с небольшим наклоном по отношению к вертикали. Время сканирования составляет 5 – 6 с, а время реконструкции изображения – до 30 с. В томографах третьего и четвертого поколений применяются рентгеновские трубки с вращающимся анодом, поэтому для них не требуется специальной системы охлаждения. Ко времени выпуска этих томографов уже существовали компактные ПЭВМ и микропроцессорные системы. Все это обусловило сравнительную компактность системы РКТ – она занимает, как правило, одну ( достаточно большую) комнату, разделенную перегородками.

В гентри находятся ИРИ (рентгеновская трубка в защитном кожухе и коллиматор), система сбора данных, куда входят многоэлементный детектор и электронный блок первичного преобразования, электропривод и другие механические узлы. В консоли оператора размещены управляющая и вычислительная система, органы управления и средства отображения. В РКТ «СТ МАХ 640» для вывода изображения предусмотрен черно-белый дисплей, а для его архивирования – твердый и гибкий диски и рентгеновская широкоформатная пленка, на которой может быть получено несколько кадров изображения. Обмен информацией между консолью оператора и блоком первичного преобразования происходит только в цифровой форме.

На рис.9 показана конструкция гентри томографа «СТ МАХ 640». Рентгеновская трубка 1, коллиматор 2 и многоэлементный детектор 3 закреплены на вращающемся барабане 4



Рисунок 9. Конструкция гентри томографа «СТ МАХ 640».

Барабан 5 – неподвижен. Оба барабана изготовлены из дюралюминия. Питание трубки, детектора и съем с него сигналов осуществляется по кабельной системе 6. Она содержит высоковольтный кабель трубки и группу низковольтных кабелей детектора. Кабельная система образует петлю, которая прикрепляется к подвижному и неподвижному барабанам. При вращении последнего ее изгиб перемещается в направлении вращения. Для того чтобы кабельная система выдержала много циклов сканирования, проводники всех кабелей должны быть выполнены многожильными, а изоляция кабелей – из эластичных износостойких полимеров.

Детектор томографа «СТ МАХ 640» ионизационного типа (ксеноновый) содержит 511собирающих электродов (см. рис.4). Подвижный барабан приводится во вращение шаговым двигателем 7 (через редуктор) и при сканировании поворачивается на угол 270о. Механическая система гентри может отклоняться на угол ± 20о от вертикали, что позволяет получать изображения косых срезов.

Большое число элементов детектора обусловило существенные различия между системами сбора первичных данных (ССД) томографов 2-го и 3-го поколений. Способы для аналогового и цифрового преобразования данных, применявшиеся в РКТ 2-го поколения (рис.8, рис.7), потребовали бы слишком больших аппаратных средств и времени сбора. На рис.10 показана структурная схема ССД томографа «СТ МАХ 640». Этот блок размещается в гентри.



Рисунок 10. Система сбора данных РКТ «СТ МАХ 640».

Здесь роль интеграторов выполняют конденсаторы, которые заряжаются импульсами тока от собирающих электродов. Они объединены в четыре группы, где коммутируются мультиплексорами МХ1. Так как емкости интегрирующих конденсаторов и заряды, образующиеся в них, достаточно малы, усиление сигналов от детектора производится предварительным усилителем с большим входным сопротивлением. Следует иметь в виду, что перебор всех элементарных детекторов производится на каждом шаге сканирования. При полном времени сканирования 6 с и количестве шагов около 4000 получаем время одного шага равным 1,5 мс. За это время нужно перебрать примерно 500 элементарных детекторов, т. е. на каждый элемент отводится 3 мкс и, следовательно, коммутаторы должны работать с высокой частотой. В конце каждого шага интегрирующие конденсаторы разряжаются ключами SP.

Сигналы от групп собирающих электродов объединяются коммутатором МХ2, усиливаются усилителем с регулируемым коэффициентом усиления и преобразуются в цифровую форму с помощью АЦП, от которого не требуется очень высокого быстродействия. Компаратор сравнивает напряжение на выходе МХ2 с опорным напряжением и управляет устройством, сообщающим код диапазона амплитуд, в котором находятся сигналы. Шаговое сканирование позволяет точно задавать положение системы ИРИ – детектор и получать большое число проекций, что обеспечивает высокую разрешающую способность томографа.