

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации

Кафедра онкологии и лучевой терапии с курсом ПО

Заведующий кафедрой
Д.м.н., профессор Зуков Руслан Александрович

Реферат

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография.

Работу выполнил:
Клинический ординатор
Бочкарев Даниил Дмитриевич

Кафедральный руководитель ординатора
К.м.н., доцент Гаврилюк Дмитрий Владимирович

Красноярск 2023

Оглавление

1	Введение.....	3
2	Гамма - камера Ангера (Камера Ангера)	4
3	Создание планарных однофотонных эмиссионных изображений	7
3.1	Исследования щитовидной железы.....	7
3.2	Исследования вентиляции и перфузии	8
3.3	Исследование скелета	9
4	Томография	10
4.1	Создание томографических изображений	10
4.2	Трансмиссионная томография (ТТ).....	12
4.3	Эмиссионная томография (ЭТ).....	13
5	Системы однофотонной эмиссионной компьютерной томографии.....	13
5.1	Конфигурации системы	14
5.2	Движения гентри.....	14
5.3	Трансмиссионная томография	15
6	Заключение.....	17
7	Список литературы:	18

1 Введение

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) - это диагностический метод создания изображений, когда томограммы распределения радионуклидов получают с помощью гамма - фотонов, детектируемых во множестве сайтов распределения метки. В ОФЭКТ, применяемой в ядерно-медицинских клинических исследованиях, для детекции фотонов и получения данных используются системы по созданию изображений, состоящие из одной или нескольких вращающихся гамма-камер. В процессе реконструкции изображений томографические данные вычисляют с помощью программного обеспечения, инвертирующего математическую модель процесса получения данных и сканирования.

В клинической ОФЭКТ, используемой уже более 30 лет, применяются научные знания, математически и инженерные принципы, позволившие создать изображения для исследования физиологии человека. С учетом различных факторов, влияющих на процессы и результаты ОФЭКТ, можно оценить эволюцию гамма-камер и ОФЭКТ-систем, а также прогнозировать новые интересные исследования.

1. Устройство и принцип действия однофотонного эмиссионного компьютерного томографа

Однофотонный эмиссионный компьютерный томограф состоит из следующих основных составных частей (рис. 1).

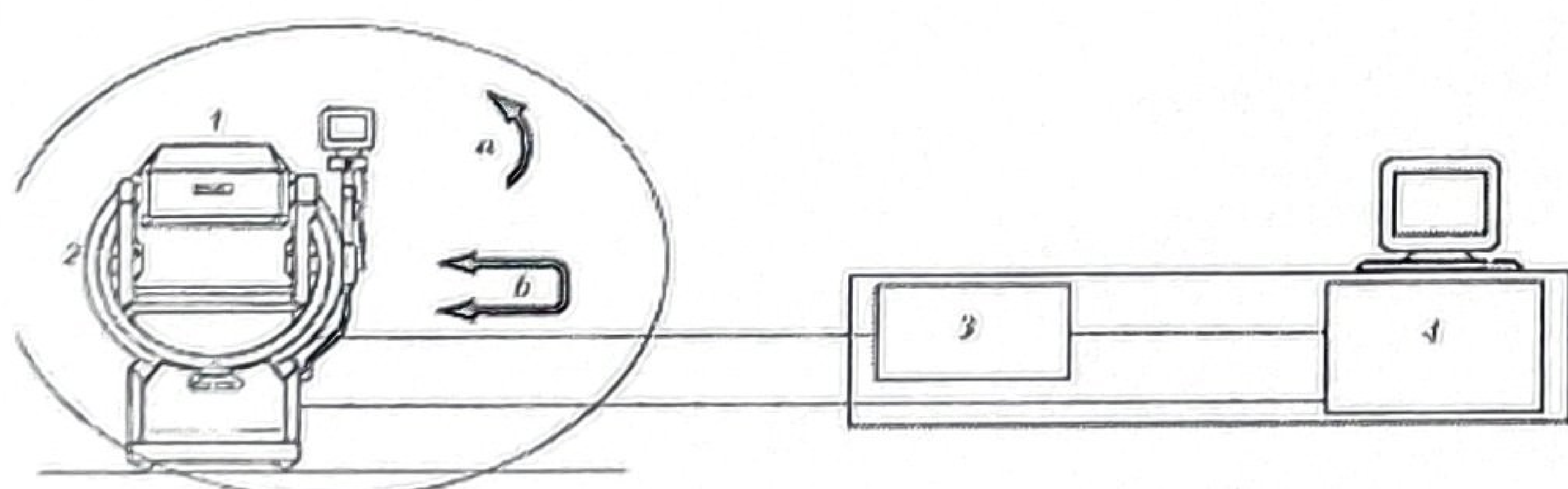


Рис. 1. Схема однофотонного эмиссионного компьютерного томографа:

1 - детектирующая головка (блок детектирования); 2 - штативно-поворотное устройство; 3 - интерфейс ввода данных; 4 - система сбора, обработки и визуализации информации; а - направление движения детектора при проведении ОФЭКТ; б - направление движения детектора при сканировании всего тела.

Одна или несколько (2-3) детектирующих головок (синоним - блок детектирования). В состав детектирующей головки входят: коллиматор,

сцинтилляционный детектор NaI(Tl) толщиной чаще всего 3/8" (9,3 см), световод, блок фотоэлектронных умножителей, схема формирования координатных и энергетического сигналов. Детектирующая головка имеет свинцовую защиту, предохраняющую от попадания на детектор гамма-квантов, кроме отверстий коллиматора. В современных томографах оцифровка сигналов происходит на уровне предусилителей фотоэлектронных умножителей, и вся последующая обработка информации осуществляется в цифровом виде (полностью цифровые однофотонные эмиссионные компьютерные томографы). В таких томографах количество аналогово-цифровых преобразователей равно количеству фотоэлектронных умножителей.

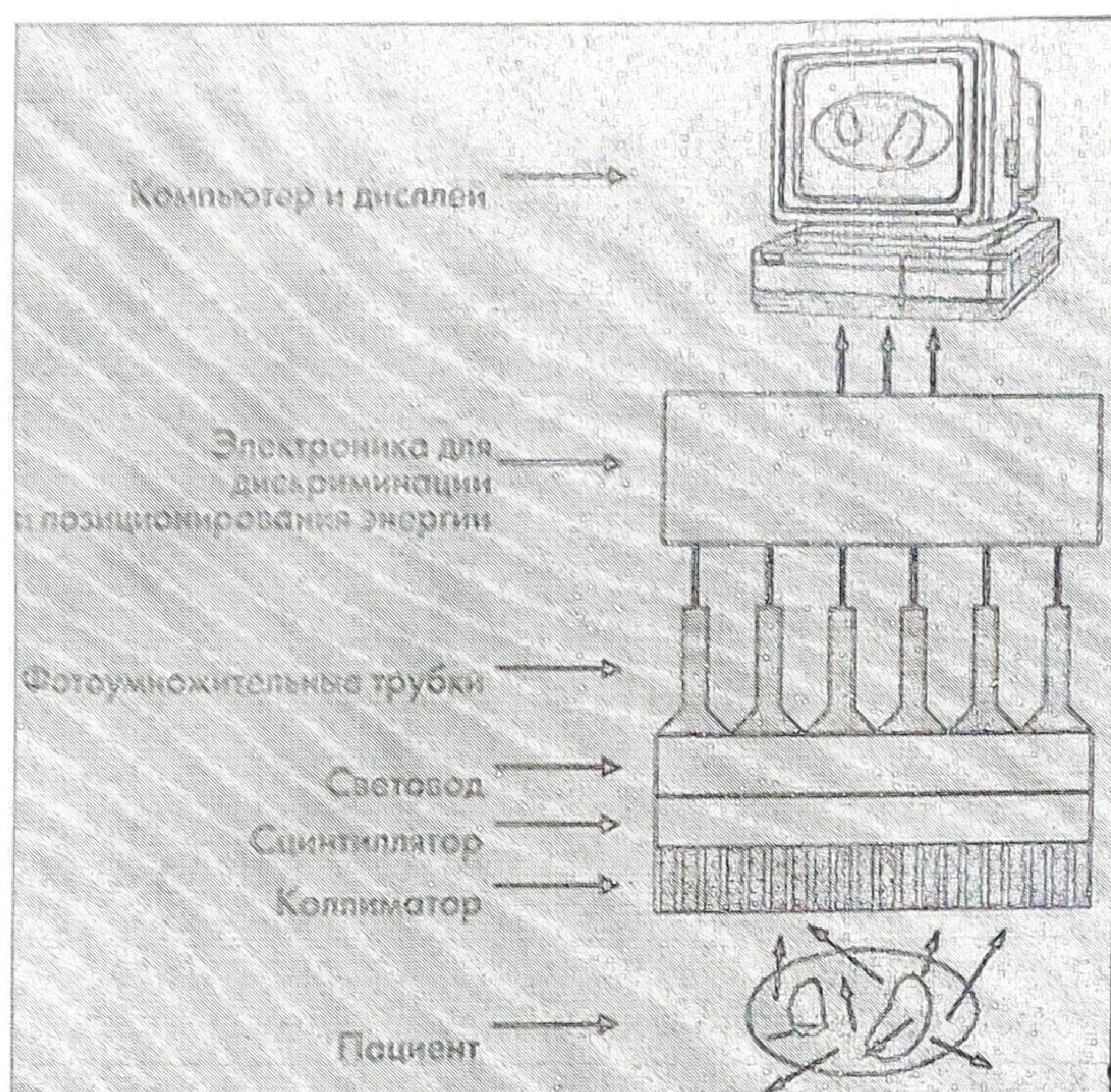
- Программно-управляемое штативноповоротное устройство.

- Система сбора, обработки и визуализации информации.

Принцип однофотонной эмиссионной компьютерной томографии заключается в получении серии сцинтиграмм при программно-управляемом вращении одного или нескольких детекторов томографа вокруг продольной оси тела пациента, которому введен необходимый для исследования РФП. Проекция изображения, полученные за полный оборот детекторной системы, обрабатываются компьютером, и по специальным алгоритмам производится реконструкция аксиальных, коронарных, сагиттальных и косых срезов.

2 Гамма - камера Ангера (Камера Ангера)

В 1958 году Хол Ангер - ученый из Калифорнийского Университета в Беркли - разработал прибор для создания изображений гамма-излучения. Хотя с 1958 года камера претерпела немало усовершенствований, современные гамма - камеры называют камерами Ангера, поскольку они сохранили самые важные элементы первых конструкций этих камер. Рассмотрим основные принципы работы камеры Ангера (рис. 2).



Сначала диафрагма или коллиматор механически отбирает для последующей детекции гамма - фотоны, распространяющиеся в определенном направлении. Диафрагма или коллиматор поглощает гамма - фотоны, распространяющиеся в направлениях, не соответствующих заданным для диафрагмы или коллиматора. Отобранные гамма - фотоны затем сталкиваются с сцинтилляционным детектором. Некоторые фотоны проходят через детектор, не взаимодействуя с ним. Взаимодействующие с детектором фотоны генерируют электронные сигналы, используемые далее для оценки места взаимодействия фотона с детектором (пространственные координаты на плоскости изображения), а также для оценки энергии, которую передает фотон.

Регистрируемые гамма - фотоны с энергией ниже энергии первичного излучения радиоизотопа, создающего изображение, обычно не учитываются. Низкая энергия может означать, что фотон был рассеян телом пациентом коллиматором или детектором, и поэтому отклонился от исходной траектории. Фотоны с низкой энергией дают ограниченную информацию о месте их

испускания. Поэтому их учет при создании изображения без дальнейшей обработки приведет к ухудшению качества изображения.

Сам процесс детекции состоит из двух этапов. На первом этапе гамма-фотон проходит коллиматор и взаимодействует с сцинтилляционным кристаллом, передавая ему свою энергию. Эта энергия преобразуется во множество фотонов видимого света. Фотоны распространяются через кристалл, и затем свет направляется на массив фотоумножительных трубок (ФУТ). Детектирующие фотоны - это чувствительные высоковольтные устройства, которые могут формировать измеримый электрический ток даже из единственного фотона. Каждая ФУТ дает на выходе электрический ток, пропорциональный числу детектированных фотонов. Отметим, что для работы сцинтилляционного детектора необходимо экранирование от радиации и от света.

Выходящий из сцинтиллятора пучок света обычно широкий и регистрируется с помощью нескольких ФУТ. Для определения вероятной точки удара гамма - фотона на основе выходных данных каждой ФУТ из массива используется специальная электроника и программное обеспечение. Сначала с помощью приборов просто определяли центр инерции, затем появились более точные имплементированные методы статистической оценки с использованием прибора, программного обеспечения, а также измеряемых калибровочных данных.

В соответствии с цифровыми технологиями создания изображений изображение, формируемое стандартной гамма - камерой, создается на решетке из пикселей. Значение, присваиваемое каждому пикселю, - это число гамма - фотонов, детектированных в пределах пространственных границ пикселя. Таким образом, изображение, создаваемое гамма - камерой, представляет из себя гистограмму положений в пространстве всех детектированных импульсов. С ростом числа детектированных нерассеянных гамма - фотонов шум на изображении уменьшается; таким образом, важно детектировать по возможности больше нерассеянных гамма - фотонов

3 Создание планарных однофотонных эмиссионных изображений

Есть две общеизвестные формы однофотонных эмиссионных изображений: планарная и томографическая. На планарном изображении видно только одну проекцию распределения радиомаркера в теле пациента; томографическое изображение - это посрезовое или объемное изображение распределения радиомаркера, вычисленное из множества изображений, созданных при разных положениях камеры. Оба метода создания изображений обычно применяются в ядерной медицине, и в обоих для получения данных используется гамма-камера. Планарная однофотонная томография требует наличия гамма-камеры и средств отображения полученных снимков; создание томографических изображений требует наличия камеры, метода отображения, гентри для вращения камер вокруг пациента и средств для проведения реконструкции изображений.

Стандартные случаи применения гамма - камер и примеры планарных изображений включают три наиболее доводимые планарные томографические исследования: исследование щитовидной железы, исследование вентиляции и перфузии (V/P) и исследование скелета.

3.1 Исследования щитовидной железы

Большинство исследований щитовидной железы проводят с помощью ^{123}I -NaI (иодида натрия), вводимого перорально в виде капсул. Поскольку "прохождение" радиомаркера от желудка через кровеносную систему к щитовидной железе требуется время, до начала сканирования обычно проходит 24 часа. За это время маркер накапливается в щитовидной железе и выводится из других участков тела.

Томографическое исследование с помощью гамма-камеры с точечной диафрагмой обычно занимает 20-60 мин и включает получение трех планарных изображений, снятых с различных углов зрения: передняя проекция, левая передняя косая проекция (LAO) и правая передняя косая проекция (RAO). При нормальной анатомии и физиологии щитовидной железы получаются изображения, показывающие гомогенное поглощение радиомаркера во всей железе, в то время как щитовидная железа с аномальной катом ней или физиологией дает изображения с гетерогенным поглощением.

Планарное исследование щитовидной железы - это относительно простое ядерно-медицинское исследование, однако оно требует пристального внимания к деталям. Например, на поглощение йода щитовидной железой может повлиять употребленная пациентом пища, а также витамины, медикаменты или радиологические контрастные агенты. Положение точечной диафрагмы должно быть таким, чтобы щитовидная железа была полностью в поле зрения камеры и с подходящим увеличением и диагностические изображения щитовидной железы высоко качества требуют очень неудобной позы с вытянутой шеей. Для удачного проведения многих эмиссионных исследований следует учитывать и другие, на первый взгляд, незначительные факторы.

3.2 Исследования вентиляции и перфузии

Исследование V/P легких является технически более сложной задачей, чем исследование щитовидной железы, и включает в себя две последовательных процедуры: исследование вентиляции и перфузии, дающее два набора изображений. Интерпретация изображений заключается в том, что врач-специалист в области ядерной медицины сравнивает два набора изображений, а именно, поглощение маркера в 12 сегментах каждого легкого в каждом исследовании. Целью V / P - исследований является выявление легочной

эмболии (ЛЭ). Несоответствие показателей поглощения между вентиляцией и перфузией в исследованиях говорит о наличии ЛЭ.

При исследовании вентиляции пациент в течение нескольких минут дышит аэрозолем ^{99m}Tc -ДТРА (диэтиленetriаминпентауксусной кислоты). После этого делается снимок распределения ДТРА, задержавшегося в легких пациента. Получение изображений обычно основано на количестве импульсов, то есть каждое сканирование заканчивается после детектирования 200 тысяч гамма-фотонов (~ 5 мин). Сразу же после этого начинается исследование перфузии. При исследовании перфузии пациенту вводят внутривенно ^{99m}Tc -МАО (макроагрегаты альбумина), и легкие снова сканируют (750 тыс. импульсов на изображение; ~ 5 мин). Такое исследование перфузии можно проводить сразу же после исследования вентиляции в связи с тем, что поглощение МАО гораздо интенсивнее по сравнению с оставшейся дозой ДТРА и, следовательно, основной вклад в создание изображения вносят именно фотоны от МАО. В стандартных исследованиях вентиляции и перфузии создаются передняя проекция, задняя проекция, LAO, RAO, левая боковая проекция (LL) и правая боковая проекция (RL). V / P-исследования часто проводятся с помощью систем с двумя гамма-камерами, так что в результате одновременного создания некоторых проекций общее время сканирования можно уменьшить. Общее время исследования составляет 30-60 мин. Для большинства V/P исследований используют гамма-камеры с коллиматорами, а не с точечными диффрагмами.

3.3 Исследование скелета

Исследование скелета начинается с внутривенного введения ^{99m}Tc -MDP (метилен дифосфоната) или аналогичного вещества с последующим сканированием спустя 2-5 ч после инъекции. Равномерное поглощение вещества костями обычно говорит о норме. Фокальное поглощение (локальное поглощение, отличающееся по интенсивности от такового в соседней кости) может свидетельствовать об аномалиях. Если фокальное поглощение

интенсивнее, чем поглощение в соседней кости, это может быть признаком артрита, перелома или наличия метастазов. Менее интенсивное, чем в соседних костях, фокальное поглощение указывает на возможный некроз опухоли, лизис новообразования или последствия лучевой терапии.

Размеры ни одной из коммерчески доступных гамма - камер не позволяют получить изображение всего тела взрослого человека без перемещения камеры или пациента. Таким образом, сканирование скелета проводится с помощью перемещения камеры вдоль длинной оси пациента, или перемещения пациента вдоль камеры. Для сканирования скелета с помощью системы, изображенной на рисунке, камеры размещают в положениях 90° и 270° , а пациент лежит на спине ногами по направлению к гентри. Затем стол вместе с пациентом перемещается в точку начала сканирования, в которой голова пациента находится в поле зрения камеры. Во время исследования пациент и стол перемещаются таким образом, что сканирование идет с головы до ног. Следует отметить, что получение изображений всего тела, которые представляют собой относительные значения поглощения радиомаркера в области головы, груди, брюшной полости и ног, требует точного кодирования сопоставления параметров сканирования и движения пациента. Большинство таких процедур проводится с помощью систем, содержащих две гамма - камеры, так что передняя и задняя проекции создаются одновременно.

4 Томография

4.1 Создание томографических изображений

Томография в ОФЭКТ - это процесс создания двумерных (2D) изображений срезов или трехмерных (3D) объемных изображений из 2D-планарных изображений (проекций), полученных одной или более гамма-камерой.

Томографические изображения отличаются от планарных тем, что каждый пиксель (элемент изображения) или воксель (элемент объема) в томографическом изображении представляет собой параметр, измеряемый

только в одной точке пространства, в то время как пиксель на плоском изображении представляет собой результат интегрирования параметра по всем точкам вдоль определенной линии, проходящей через объект. В ОФЭКТ существует два типа изображений: эмиссионные изображения (которые показывают распределение радиомаркера внутри тела) и трансмиссионные изображения (которые показывают распределение коэффициента затухания в организме). Хотя трансмиссионная томография - основное назначение Х-лучевой компьютерной томографии (КТ), она является вспомогательной ступенью ОФЭКТ. В ОФЭКТ трансмиссионная томография может использоваться для более точной реконструкции эмиссионных томограмм. Это возможно путем предоставления информации, необходимой для построения более точных моделей процесса получения эмиссионных данных и для более точного программного обеспечения, производящего инверсию.

Рентген груди - это пример создания планарных трансмиссионных изображений. Компьютерная томография брюшной полости является примером трансмиссионной томографии (ТТ). Исследование костей с помощью ОФЭКТ - это пример эмиссионной томографии (ЭТ). Планарные трансмиссионные эмиссионные изображения представляют собой проекции сканируемого объекта. Серый цвет в каждой точке передает сумму информации от всех точек вдоль определенной траектории через внутренности объекта. Цель реконструкции изображений состоит в том, чтобы разобраться в этой смешанной информации для определения свойств объекта в каждой отдельной точке внутри тела.

В эмиссионной томографии (ЭТ) изображение представляет собой распределение радиомаркера внутри пациента. В ТТ изображение содержит коэффициенты затухания для тканей пациента. Основным преимуществом ОФЭКТ является создание ЭТ - изображений - изображений радиомаркера внутри тела; получение ТТ - изображений осуществляется для оценки влияния затухания гамма - лучей внутри пациента и корректировки ЭТ - изображений.

ЭТ - изображения без корректировки затухания не являются количественными и подходят только для качественной оценки распределений радиомаркера.

Создание трансмиссионных изображений осуществляется с использованием источников фотонов известной силы (рентгеновское излучение или излучение от закрытого источника) в известных положениях за пределами тела пациента.

Создание эмиссионных изображений осуществляется с помощью источников фотонов неизвестной силы (радиоизотопов) в неизвестных положениях внутри организма пациента.

4.2 Трансмиссионная томография (ТТ)

Для точной количественной ОФЭКТ необходимо знание величины распределения коэффициента затухания в теле. Таким образом, ТТ - это часть количественной ОФЭКТ. Один из подходов к измерению величины распределения коэффициента затухания в теле состоит в создании стандартного КТ-изображения на отдельном приборе в определенный промежуток времени. Для этого нужно соответствие данных КТ и ЭТ. Другой подход состоит в получении данных ТТ в тот же интервал времени, что и получение данных ЭТ. Есть разные версии такого подхода, и они продолжают развиваться. Данные ТТ можно получить из результатов КТ или с помощью закрытого источника радиоизотопов. В обоих случаях, преимущество состоит в оценке величины распределения коэффициента затухания, которую можно включить в процесс реконструкции данных ЭТ. Используя для измерения величины коэффициента затухания созданные трансмиссионные изображения, можно более точно реконструировать распределение радиомаркера при моделировании изображений. Такое использование называется коррекцией затухания. Кроме того, ТТ высокого качества используется в ОФЭКТ в форме КТ для представления анатомии тела с высоким разрешением. Если КТ и ОФЭКТ - исследования соответствуют друг другу, или КТ проводится совместно с

ОФЭКТ с помощью ОФЭКТ/КТ систем, которые дают оба типа изображений, то анатомические и физиологические изображения могут отображаться одновременно. Одновременное отображение ОФЭКТ и КТ - данных позволяет специалистам в области ядерной медицины точно определить места аномального поглощения маркера и правильно интерпретировать результаты сложных ОФЭКТ - исследований.

4.3 Эмиссионная томография (ЭТ)

В большинстве клинических случаев реконструкция ЭТ - изображений продолжает рассматриваться как задача воссоздания двумерных изображений тела срез за срезом. Основные принципы ЭТ сходны с таковыми для ТТ, но для ЭТ необходимо знание величины пространственного распределения радиомаркера, позволяющей точно реконструировать распределение радиомаркера. В большинстве случаев эти данные получают под углами 120° или 128° относительно объекта. Судя по протоколам ОФЭКТ, это справедливо как для ТТ, так и для ЭТ.

Множество разработок в области томографии позвонило добиться тщательной корректировки затухания. Кроме того, оказалось, что преобразование Радона с учетом затухания можно инвертировать аналитически. Несмотря на такие разработки, большинство клинических исследований прочитается без корректировки затухания. Однако, благодаря развитию различных методов коррекции затухания, совершенствованию оборудования с трансмиссионными источниками и алгоритмов реконструкции, ситуация меняется к лучшему. Но коррекция затухания при эмиссионных исследованиях станет в клинике обычным делом только после доказательства ее несомненных преимуществ и пользы для пациентов.

5 Системы однофотонной эмиссионной компьютерной томографии
Преимущество получения данных в ОФЭКТ состоит в том, что это проекционные данные, достаточные для реконструкции томографического

изображения. Для этого вокруг объекта вращаются гамма - камеры, а данные собираются для нескольких срезов одновременно. В стандартных протоколах во время вращения камеры производится 64 или 128 измерений (с помощью 64 или 128 элементов детектора) для 64 шт 128 трансаксиальных срезов объекта под каждым углом. То есть, при каждой остановке под определенным углом по протоколу сканирования создается изображение или проекция размером 64х64 или 128х 128.

В первых ОФЭКТ - системах пациент сидел на специальном сиденье, которое вращалось перед стационарной гамма – камерой. Однако почти во всех современных ОФЭКТ-системах камера вращается вокруг неподвижного пациента.

5.1 Конфигурации системы

ОФЭКТ-системы отличаются по количеству гамма-камер. В принципе, с ростом числа камер увеличивается чувствительность системы, поскольку гамма-фотоны, не распространяющиеся перпендикулярно к поверхности любой данной головки камеры попросту не учитываются. Когда данные собираются несколькими головками камер одновременно, число учитываемых гамма-фотонов растет.

Почти все коммерчески доступные ОФЭКТ-системы имеют две камеры, системы с одной или тремя камерами являются исключениями. В прошлом существовали коммерческие системы с четырьмя или шестью головками, но дополнительная цена за дополнительные головки камеры в клинических установках, как правило, не оправдывается.

5.2 Движения гентри

Существует две широко используемые формы получения данных, которые отличаются по способу движения гентри: непрерывное сканирование или пошаговое сканирование. При непрерывном сканировании данные собираются в процессе непрерывного вращения кольца гентри с камерой вокруг пациента. Данные, полученные для каждого угла сканирования, образуют эквивалентные

ряды. При пошаговом сканировании вращающееся кольцо гентри останавливается в различных положениях до окончания сбора данных, а затем перемещается в следующее положение.

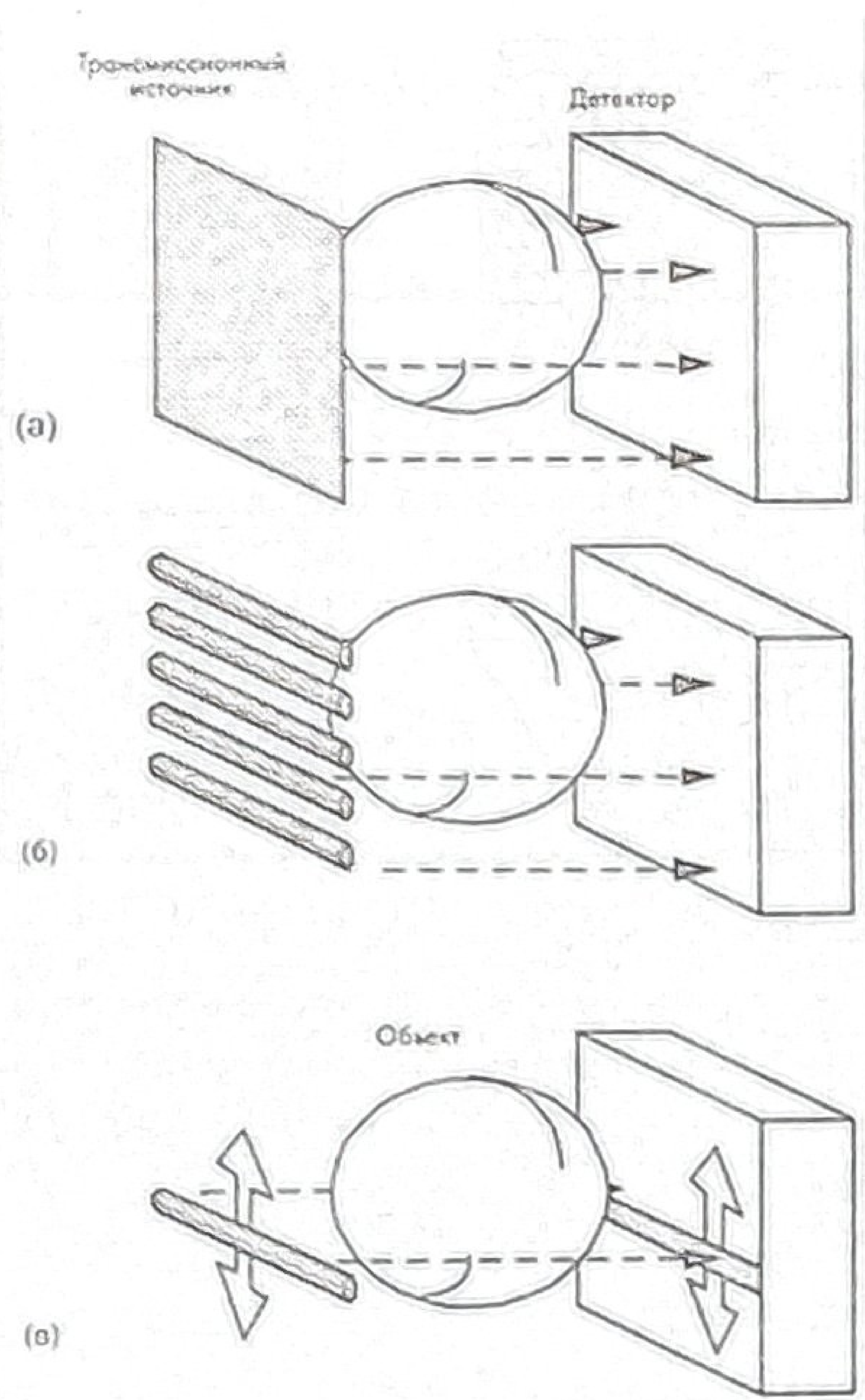
5.3 Трансмиссионная томография

Большинство клинических ОФЭКТ - исследований проводится без поправки на ограниченный размер отверстий коллиматора, рассеяние или затухание. Разработка и применение методов корректировки или исправления этих эффектов невозможны без вычислительных мощностей, которые стали доступны для клинических систем, начиная с 1990-х годов. Здесь мы остановимся на некоторых аспекта конструкций, повседневно применяемых для коррекции данных с учетом затухания.

Как говорилось, при создании ОФЭКТ - изображений существует две неизвестные функции: распределение радиомаркера и карта затухания. Технология коррекции затухания с использованием трансмиссионного источника была разработана для измерения величины карты затухания, что делает возможным количественную оценку распределения радиомаркера.

Коррекция затухания важна в ОФЭКТ, в частности, для точности вычислений. Таким образом, возможности создания трансмиссионных изображений доступны для большинства ОФЭКТ - систем. Некоторые технологии с применением трансмиссионного источника требуют последовательного получения эмиссионных и трансмиссионных данных; другие технологии позволяют одновременно получать эмиссионные и трансмиссионные данные. Если трансмиссионные и эмиссионные проекции создаются одновременно, то трансмиссионный источник должен излучать фотоны с энергиями, отличающимися от энергии основного излучения радиоизотопов, изображение которых создается. Иначе трансмиссионные и эмиссионные данные невозможно различить.

Существует несколько конфигураций для трансмиссионного сканирования:



При использовании коллиматора с параллельными отверстиями плоский линейный источник (а) или сканирующий линейный источник для облучения пациента и трансмиссионных измерений можно поместить напротив больного.

В системе с несколькими параллельными источниками (б) для снижения стоимости замены всего набора источников, которые портятся из-за радиоактивного распада, можно заменять по одному источнику. В этом случае линейные источники имеют разную мощность и требуется соответствующая нормализация. Для максимальной эффективности этих источников, источники с наибольшей мощностью помещаются в центре поля зрения камеры, поскольку наиболее толстый участок тела пациента находится именно в центре.

В системе со сканирующим линейным источником (в) получение данных синхронизировано со сканирующими движениями источника, для которого на камере имеется специальное сканирующее виртуальное окно на камере.

При использовании коллиматоров, создающих веер лучей или смещенный веер лучей, для трансмиссионных измерений используют внешний линейный источник или сканирующий точечный источник. Использование трансмиссионной геометрии с веером лучей возникают проблемы усечения изображения, поскольку поле зрения трансмиссионных изображений обычно очень мало для охвата всего пациента. Однако эту проблему можно решить путем вращения камеры на 360° и смещения веера лучей, так что семплирование эмиссионной синограммы будет достаточным. Это возможно также с помощью коллиматора, создающего конус или смещенный конус лучей. При использовании конуса лучей для трансмиссионных измерений подходит фиксированный внешний точечный источник.

6 Заключение

ОФЭКТ уже давно зарекомендовала себя как хороший диагностический метод. Хотя в основе и лежат старые технологии (гамма - камеры стандартной конструкции, впервые предложенные Ангером), но они зарекомендовали себя как со стороны хорошей надежности, практичности, так и разумной ценой. Можно ожидать, что данные технологии останутся в основе создания однофотонных эмиссионных изображений в ядерной медицине еще многие годы. Гамма - камеры и ОФЭКТ - системы на основе эмиссионной технологии являются классикой, существует много стандартных методов клинических ОФЭКТ - исследований для выявления разнообразных патологий и аномалий. Однако время не стоит на месте и продолжаются попытки усовершенствовать детекцию эмиссии и технологию создания изображений.

7 Список литературы:

1. Современные высокотехнологичные лучевые методы исследования состояния миокарда в кардиохирургии (под редакцией проф. В. В. Гриценко и проф. В. И. Амосова), Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И. П. Павлова, Санкт-Петербург, 2007.
2. Эмиссионная томография: основы ПЭТ и ОФЭКТ (под редакцией Д. Арсвольда, М. Верника); Техносфера, Москва, 2009
3. Современные методы лучевой диагностики: однофотонная эмиссионная компьютерная томография и позитронная эмиссионная томография. Проф. О. В. Щербина, 2007.
4. Конспект лекций по предмету "Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы", Москва, 2012.
5. Онкологический журнал – медицинская физика. 2019. Том 2. № 3. С. 73–81
Б.Я. Наркевич, А.Д. Рыжков, Д.А. Комановская, М.Е. Билик, А.С. Крылов, С.А. Рыжов