

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ: ОДНОФОТОННАЯ ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ И ПОЗИТРОННАЯ ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

Проф. О. В. ЩЕРБИНА

MODERN METHODS OF RADIODIAGNOSIS: SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY AND POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

O. V. SCHERBINA

*Национальная медицинская академия последипломного образования им. П. Л. Шупика,
Киев, Украина*

Описаны основы, принцип однофотонной эмиссионной компьютерной томографии; устройство томографа; принципы оптимизации сбора и обработки информации; параметры, учитываемые при сборе информации; факторы, влияющие на качество изображения; алгоритмы реконструкции изображений. Приведены основы, принцип позитронной эмиссионной томографии, факторы, влияющие на чувствительность и разрешающую способность метода. Рассмотрено использование однофотонных эмиссионных компьютерных томографов для проведения исследований с позитрон-излучающими радионуклидами.

Ключевые слова: однофотонная эмиссионная компьютерная томография, позитронная эмиссионная томография, лучевая диагностика.

Fundamentals, principles of single-photon emission computed tomography, the construction of the tomograph, principles of optimization of data acquisition and processing, parameters taken into consideration at data collection, factors influencing the image quality, algorithms of image reconstruction are described. Fundamental, principles of positron emission tomography, factors influence sensitivity and resolution of the method are featured. The use of single photon emission computed tomographs in investigations with positron-emitting radionuclides is discussed.

Key words: single photon emission computed tomography, positron emission tomography, radiodiagnosis.

Последние десятилетия характеризуются интенсивным развитием томографических методов клинической диагностики. Среди них важное место занимают методы эмиссионной компьютерной томографии — однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) и позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) [1–3]. Теоретические основы реконструкции трехмерных изображений по совокупности двумерных проекций разработал еще в 1917 г. австрийский математик J. Radon. Но J. Radon предложил формулу, которая определяет изображение по его линейным интегралам, а не эффективный алгоритм для реконструкции изображений. Важным стимулом для развития ОФЭКТ и ПЭТ явилась разработка и успешное применение рентгеновского компьютерного томографа (КТ). Идея создания эмиссионных компьютерных томографов возникла почти одновременно с идеей создания рентгеновских компьютерных томографов. Однако темпы реализации промышленных эмиссионных компьютерных томографов оказались значительно более медленными, что

было обусловлено возможностью создать в теле человека источник излучения достаточно высокой активности. И только после того, как было организовано массовое производство генераторов и циклотронов для получения короткоживущих радионуклидов, была создана база для широкого клинического применения однофотонных и позитронных эмиссионных томографов.

ОФЭКТ и ПЭТ существенно отличаются от рентгеновской КТ по своим клинико-диагностическим задачам. При рентгеновской КТ с помощью внешнего облучения исследуют структурно-морфологические, анатомические изменения органа; при ОФЭКТ и ПЭТ при помощи введенных в организм радиофармпрепаратов (РФП) изучают в первую очередь функциональное состояние органов и систем, выявляют физиологические нарушения в организме и ранние патологические изменения [4].

При планарной сцинтиграфии изображение представляет собой двумерную проекцию трехмерного распределения радионуклида в организме.

Изображения распределения РФП в разных слоях, параллельных входной поверхности коллиматора, наслаиваются друг на друга, ухудшая контрастность изображения. Наблюдается маскирующий эффект структур, накапливающих соответствующий РФП. ОФЭКТ и ПЭТ позволяют получить послойное распределение РФП в тканях организма, которое не учитывает вклад радиоактивности от выше- и нижележащих слоев исследуемого органа. Благодаря этому улучшается контрастность изображения, более надежно выявляются очаги с аномальным накоплением РФП («холодные» и «горячие» очаги).

ОДНОФОТОННАЯ ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Однофотонные эмиссионные компьютерные томографы — универсальные приборы ядерной медицины, работающие в режиме планарной гамма-камеры (статические, динамические исследования), сканера всего тела и собственно однофотонного эмиссионного компьютерного томографа. По мировым стандартам потребность в однофотонных эмиссионных компьютерных томографах составляет 2–8 на 1 млн населения. Таким образом, минимальная потребность для Украины составляет около 100 томографов.

УСТРОЙСТВО И ПРИНЦИП РАБОТЫ ОДНОФОТОННОГО ЭМИССИОННОГО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА

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

1. 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.

2. Программно-управляемое штативно-поворотное устройство.

3. 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.

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА СБОРА И ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ

Без выполнения ряда следующих требований невозможно рассчитывать на получение высококачественных томографических изображений.

1. Детектирующая система должна иметь высокую стабильность, однородность и пространственную линейность поля. Наличие микропроцессоров, которые в реальном масштабе времени проводят автоподстройку параметров, сводит к минимуму влияние артефактов.

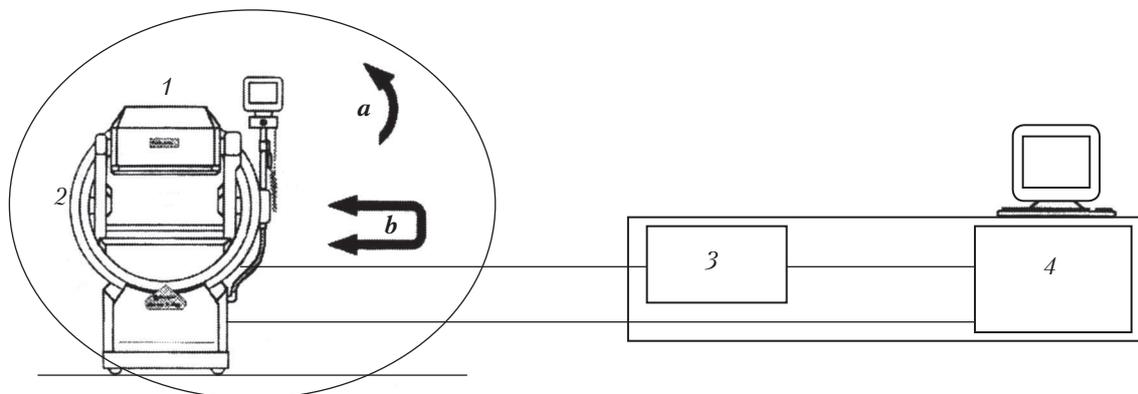


Рис. 1. Схема однофотонного эмиссионного компьютерного томографа:

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.

2. Важным требованием является качество штативно-поворотного устройства и ложа для пациента. В конструкции современных томографов предусмотрены микропроцессорные контролеры управления линейным и угловым перемещением детекторов. Томографическое ложе консольного типа изготавливают из прочных карбоволоконных пластмасс; поглощение излучения технеция в нем не превышает 7–8%.

3. Система должна иметь современный мощный компьютер с программами контроля качества, реконструкции изображений, обработки и отображения информации.

Для получения качественного изображения необходимо учитывать следующие параметры [5, 6].

1. Активность РФП, вводимых пациенту. Чем больше эта активность, тем меньше время исследования и более высока статистическая достоверность информации. Но при этом увеличивается лучевая нагрузка на организм пациента и на персонал. Поэтому выбирают разумный компромисс. При проведении статических исследований на однофотонном эмиссионном компьютерном томографе необходимо вводить такую активность, которая позволяла бы при необходимости выполнить ОФЭКТ без дополнительного введения РФП. Кроме того, вводимая активность зависит от размерности матрицы сбора и отображения информации: при увеличении размерности матрицы увеличивается вводимая активность для обеспечения приемлемого времени исследования и статистической достоверности информации.

2. Размерность матрицы сбора информации рассчитывается как отношение размера детектора к размеру пиксела. В свою очередь размер пиксела определяется величиной необходимого разрешения и равен половине или трети разрешения. На практике чаще всего используют матрицу размерности 64×64 пиксела. Для повышения разрешающей способности сбор информации желательно проводить на матрицу размерности 128×128 пикселей. Но при этом:

увеличивается время регистрации исходной информации;

уменьшается количество импульсов на одну проекцию (уменьшается статистическая достоверность информации);

увеличивается время реконструкции срезов; информация занимает много памяти на магнитных или оптических дисках;

для обеспечения статистической достоверности информации и сокращения времени исследования необходимо вводить большую активность РФП.

Поэтому матрицу размерности 128×128 пикселей используют преимущественно при работе на двух- или трехдетекторных томографах, оснащенных современными компьютерами.

3. Число проекций изображения. В идеале расстояние, которое проходит детектор томографа между проекциями, равняется величине размера

матричного пиксела. Поэтому число проекций изображения определяется отношением длины окружности или эллипса к размеру пиксела. Вообще здесь действует принцип — чем больше, тем лучше. Практика показывает, что количество проекций может быть меньше этой величины при удовлетворительном качестве изображения. В практической работе регистрируют 60–64 проекции при сборе на матрицу 64×64 пиксела или 120–128 проекций при сборе на матрицу 128×128 пикселей за полный оборот детектора. При малом количестве проекций имеет место «эффект звезды».

4. Время регистрации одной проекции. С увеличением этого времени улучшается статистическая достоверность информации. При работе на однодетекторном томографе (при сборе на матрицу 64×64 пиксела) желательно, чтобы время сбора одной проекции не превышало 30 с — из расчета, что время сбора всей информации не превысит 30–40 мин при регистрации 60–64 проекций. Более длительное время исследования обременительно для больного. Кроме того, снижается пропускная способность томографа. Для уменьшения времени регистрации используют многодетекторные томографы и по возможности увеличивают активность РФП, вводимых пациенту.

5. Радиус ротации системы. Для получения качественного изображения радиус ротации должен быть минимальным. Разрешающая способность повышается при движении детектора томографа по эллиптической или контурно-адаптированной орбите.

Эллиптическая орбита предложена в 1982 г., при ее использовании разрешающая способность в центральной части изображения повышается на 20%. При контурно-адаптированной орбите применяют инфракрасную систему отслеживания контуров пациента. Благодаря минимальному расстоянию между пациентом и детектором при использовании этой орбиты наиболее высоки показатели разрешающей способности и контрастности при выявлении очагов с аномальным накоплением РФП.

6. Диапазон углов регистрации. Чаще всего проводят сбор информации за полный оборот детектора вокруг продольной оси тела пациента; при исследовании сердца сбор информации проводят при вращении детектора на угол 180° .

7. Режим сбора информации. Различают два режима сбора информации: непрерывный и шаговый (режим step-shoot).

При непрерывном режиме детектор движется непрерывно по заданной орбите вокруг продольной оси тела пациента, собирая данные в режиме ротации. Затем данные обрабатываются при помощи компьютера с получением заданного количества проекций. При шаговом режиме по завершении сбора проекции детектор осуществляет поворот на определенный угол, и проводится сбор следующей проекции. Этот процесс повторяется до тех пор, пока не будет пройдена вся траектория.

При непрерывном режиме сбора информации выше чувствительность, но хуже разрешающая способность, особенно при малом количестве проекций. При большом количестве проекций «эффект размазывания» изображений практически сводится к нулю. При шаговом режиме выше разрешающая способность, но ниже чувствительность, так как происходит затрата времени на перемещение детектора между отдельными проекциями, который в эти промежутки времени не собирает диагностическую информацию. Но при этом режиме при сборе небольшого количества проекций отсутствует «эффект размазывания» изображений.

8. Тип коллиматора. Оптимальными являются коллиматоры высокого разрешения; допускается применение коллиматоров общего назначения. При применении коллиматоров высокого разрешения необходимо вводить более высокие активности РФП для сокращения времени исследования и обеспечения статистической достоверности информации.

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ

1. Неоднородность поля зрения. Вариации равномерности поля зрения, приемлемые для планарных исследований, могут быть источником артефактов на реконструированных изображениях. Значительная неоднородность приводит к появлению на реконструированных изображениях концентрических окружностей. Для избежания этих артефактов применяют микропроцессорную систему коррекции неоднородности, а также создают матрицу коррекции неоднородности с радионуклидом, применяемым для проведения данного исследования. В процессе реконструкции коррекции подлежит каждая проекция, полученная на этапе сбора.

2. Положение центра ротации системы. При возникновении дрейфа центра ротации происходит размазывание изображения. При проверке координаты точечного источника должны совпадать с центром матрицы визуализации. После коррекции допускается смещение центра не более, чем на 0,5 пиксела. В некоторых современных томографах микропроцессоры осуществляют контроль центра ротации при сборе информации в реальном масштабе времени.

3. Толщина срезов. Увеличение толщины срезов, выраженной в пикселах, способствует улучшению статистических характеристик изображения. Однако это приводит к потере пространственного разрешения и чувствительности при выявлении небольших неоднородностей.

4. Ослабление излучения (аттенюация). При прохождении фотонов через тело пациента происходит их ослабление. Неоднородность ослабления излучения в теле пациента влияет не только на точность количественного картирования пространственного распределения активности РФП,

но и на качество визуализации анатомических структур, снижая контрастность и пространственное разрешение. Для компенсации этого эффекта предложены два подхода.

При первом подходе исследуемый объект представляется моделью однородной поглощающей среды и вводится соответствующая функция ослабления излучения в процедуры пред- или постреконструкционной обработки или непосредственно в алгоритм реконструкции. Поправочный коэффициент учитывают либо до реконструкции — метод Sorenson'a, либо после реконструкции изображений — метод Chang'a (используется чаще). Существует тенденция к включению поправки на аттенюацию в итеративные алгоритмы реконструкции изображений.

При втором подходе проводят трансмиссионные измерения с целью картирования распределения неоднородности ослабления в участке тела, визуализируемом путем эмиссионных измерений. Используя результаты трансмиссионных измерений, вносят соответствующие поправки.

5. Комптоновское рассеивание. Комптоновское рассеивание гамма-излучения дает «размывающий эффект», ухудшает пространственное разрешение. Для уменьшения количества зарегистрированных рассеянных гамма-квантов суживают окно дискриминации амплитудного селектора импульсов. Коррекция рассеивания проводится также в процессе реконструкции изображений. Информацию о рассеивании вводят в виде соответствующей математической модели непосредственно в итеративный алгоритм реконструкции.

6. Алгоритмы реконструкции изображений. Качество изображения в большой степени зависит от алгоритма реконструкции. Алгоритмы реконструкции изображений подразделяются на две большие группы: аналитические алгоритмы и итеративные алгоритмы.

К первой группе относятся: алгоритмы обратного проецирования с фильтрацией и двумерная реконструкция по Фурье.

Ко второй группе относятся: традиционные алгоритмы — алгебраический метод восстановления (ART), метод одновременного итеративного восстановления (SIRT) и итеративный метод наименьших квадратов (ILST); современные алгоритмы — алгоритм максимизации математического ожидания максимума правдоподобия (ML-EM), алгоритм максимизации математического ожидания упорядоченных подсистем проекционных данных (OS-EM), итеративная сегментированная реконструкция с коррекцией ослабления (IRSAC) и др.

Аналитические алгоритмы более просты, при достаточно полных исходных данных они работают значительно быстрее, дают изображение высокого качества. Их недостаток — возникновение артефактов в областях с низким накоплением РФП.

Алгоритм обратного проецирования дает размытые изображения. Для ликвидации нерезкости

в изображении, возникшей в процессе обратного проецирования, применяются фильтры. Фильтром называется произведение фурье-образа ядра свертки на аподизирующую функцию. Операция решения свертки называется фильтрацией. Аподизирующая функция (в гармоническом анализе называется окном) учитывает априорную информацию и осуществляет регуляцию некорректной задачи решения свертки. Фильтры отличаются в основном видом использованной аподизирующей функции. Используют фильтры Hanning, Hamming, Parzen, Ramp, Shepp-Logan, Butterworth и др.

В аналитических алгоритмах дискретизация проводится на конечной стадии при численной реализации алгоритма, полученного в непрерывной форме.

В итеративных алгоритмах дискретизация осуществляется с самого начала реконструкции, и последующие операции производятся только в дискретной форме. Итеративные методы реконструкции проводят аппроксимацию объекта массивом ячеек в виде квадратной матрицы из n строк и n столбцов. Задача реконструкции пространственного распределения РФП сводится к решению системы линейных алгебраических уравнений, реже — системы нелинейных уравнений.

Итеративные методы реконструкции — более точные, универсальные и гибкие, особенно в новых, нестандартных ситуациях. Использование итеративных алгоритмов позволяет существенно снизить уровень шумов на реконструированных изображениях. Но при этом реконструкция происходит более медленно, для их реализации нужна более мощная компьютерная техника. Сейчас существует тенденция к более широкому применению итеративных алгоритмов, особенно максимизации математического ожидания упорядоченных подсистем проекционных данных (OS-EM). Непосредственно в процессе реконструкции вводятся поправки на аттенюацию (ослабление) и на комптоновское рассеивание. В алгоритме максимизации математического ожидания упорядоченных подсистем проекционных данных значительно увеличена скорость сходимости итераций, что дает возможность сократить время реконструкции.

ПОЗИТРОННАЯ ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

Основным аргументом в пользу применения ПЭТ является то обстоятельство, что позитронизлучающие радионуклиды принимают самое активное участие в большинстве биологических процессов в организме [7]. РФП, меченый позитронизлучающим радионуклидом, выбранным из ряда «физиологичных изотопов», может быть метаболическим субстратом или одной из жизненно важных в биологическом отношении молекул. Пригодны для ПЭТ такие радионуклиды, как фтор-18, кислород-15, углерод-11, азот-13, рубидий-82, галлий-68 и др. Наиболее часто используют РФП ^{18}F -фтордезоксиглюкозу (^{18}F -ФДГ). Он удобен как с точки зрения задач, которые решаются ПЭТ

с использованием этого препарата, так и с точки зрения удобного периода полураспада (110 мин). Этот РФП можно синтезировать в центре, где есть медицинский циклотрон, а затем транспортировать в близлежащие клиники, где циклотрон отсутствует, но есть позитронные эмиссионные томографы. Это так называемая спутниковая схема работы ПЭТ-центров. Благодаря такой схеме позитронная эмиссионная томография становится более доступной и более экономичной.

ПЭТ имеет наибольшее значение в онкологии (75% всех исследований), кардиологии, неврологии [8–10]. В соответствии с международными стандартами, потребность в позитронных эмиссионных томографах — 0,2–0,4 на 1 млн населения. Таким образом, потребность для Украины составляет 10–20 томографов.

ПРИНЦИП МЕТОДА

Метод ПЭТ основан на использовании свойства ядерной нестабильности изотопов с избытком протонов. При переходе ядра в стабильное состояние оно излучает позитрон, пробег которого заканчивается столкновением с орбитальным электроном и аннигиляцией, в результате которой возникают два гамма-кванта, движущиеся в диаметрально противоположных направлениях и имеющие энергию 511 кэВ. Гамма-кванты можно зарегистрировать при помощи системы детекторов. Если два диаметрально противоположных детектора одновременно регистрируют сигнал, то можно утверждать, что точка аннигиляции находится на линии, соединяющей детекторы. Подключив детекторы к электронной схеме совпадений, которая срабатывает только при появлении сигналов от обоих детекторов, можно зафиксировать положение этой линии (рис. 2). Для определения координат позитронизлучающего источника коллиматоры не нужны. Это свойство ПЭТ получило название электронной коллимации. Благодаря этому чувствительность ПЭТ на 1–2 порядка выше по сравнению с ОФЭКТ. Такой выигрыш в чувствительности позволяет добиться большей статистической достоверности при реконструкции изображений.

ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ И РАЗРЕШАЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ ПОЗИТРОННОГО ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА

Основные параметры, определяющие качество позитронного эмиссионного томографа, — чувствительность и разрешающая способность.

Высокая чувствительность имеет большое значение для достижения более высокого соотношения сигнал — шум. Качество изображений и реконструированных образов в позитронном эмиссионном томографе во многом зависит от числа зарегистрированных импульсов в единицу времени (достижение нужной статистической достоверности диагностической информации).

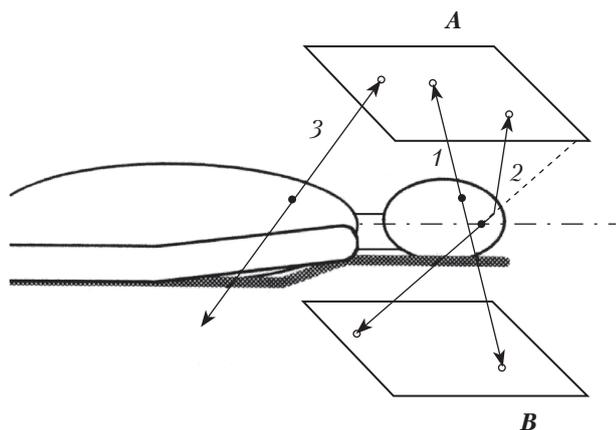


Рис. 2. Принцип метода позитронной эмиссионной томографии:

1 — нерассеянные аннигиляционные гамма-кванты;
2 — рассеянный фотон; 3 — взаимодействие с детектором только одного фотона.
А, В — детекторы.

В позитронном эмиссионном томографе чувствительность и разрешающая способность зависят от двух конструктивных факторов: эффективности детектора и схемы компоновки детекторов.

Кроме того, разрешающую способность лимитируют два следующих физических фактора:

1. Длина свободного пробега позитрона до столкновения с электроном является случайной величиной. Средняя длина пробега для разных элементов колеблется в пределах нескольких миллиметров. Поэтому даже при абсолютно точном измерении координат аннигиляции положение точки, из которой вылетел позитрон, может быть определено с погрешностью, равной средней длине свободного пробега позитрона.

2. Неколлинеарность траектории (отклонение от угла 180°) аннигиляционных фотонов, обусловленная остаточной кинетической энергией позитрона в момент столкновения с электроном.

Факторами, лимитирующими разрешающую способность позитронного эмиссионного томографа, являются также шумы, вызванные случайными совпадениями и рассеянным излучением. Поэтому одной из основных задач по разработке ПЭТ-систем является достижение максимальной чувствительности к истинным совпадениям и уменьшение до минимума числа случайных совпадений и рассеянных гамма-квантов, зарегистрированных при данных условиях визуализации.

Случайные совпадения. Когда на один из детекторов попадает гамма-квант, вырабатывается строб-импульс, который открывает электронный канал на время τ (длительность — 4–10 нс). Если за время τ противоположный детектор также зарегистрирует гамма-квант, это будет означать факт совпадения событий. Случайные совпадения возникают, если два гамма-кванта от разных аннигиляций регистрируются внутри промежутка,

принятого за интервал совпадения. Регистрация только одного гамма-кванта происходит при низкой квантовой эффективности детектора (один из гамма-квантов проходит через детектор без взаимодействия и не регистрируется) и в случае, когда аннигиляция находится в поле зрения лишь одного детектора. Если два подобных акта аннигиляции регистрируются двумя разными детекторами в течение времени τ , то отличить их от истинного совпадения уже невозможно. В этом случае линия, соединяющая два детектора, не отвечает истинной аннигиляции и дает вклад в шумовую составляющую.

Уровень шумов, вызванных случайными совпадениями, можно уменьшить конструктивными решениями и программными методами.

Рассеянное (комптоновское) излучение. Комптоновское рассеивание «размывает» изображение, ухудшает пространственное различие, контрастность, точность количественного картирования распределения РФП. Совпадение рассеянных гамма-квантов возникает в том случае, когда один или оба гамма-кванта испытывают рассеивание в объекте и регистрируются по методу совпадений. При этом линия, соединяющая детекторы, не проходит через точку аннигиляции. Метод дискриминации по энергии в данном случае не совсем эффективен при отсеке рассеянных с энергией 511 кэВ квантов, поскольку изменению угла рассеивания на 30° отвечает изменение энергии всего на 60 кэВ, что меньше величины разрешения по энергии для большинства сцинтилляционных детекторов, работающих в этом диапазоне энергий. Поскольку угол комптоновского рассеивания мал, точки совпадений, вызванные рассеянным излучением, концентрируются вблизи их истинного положения. Количество совпадений, вызванных рассеянным излучением, пропорционально квадрату скорости счета.

Коррекция рассеивания проводится в процессе реконструкции изображений. Проводят предыдущую оценку вклада комптоновского рассеивания путем фантомных измерений линейного источника в рассеивающей среде и без него. Потом производят его попиксельное вычитание из зарегистрированного изображения. Другой подход в решении этой проблемы базируется на введении информации о рассеивании в виде соответствующей математической модели непосредственно в алгоритм реконструкции.

Неоднородность ослабления излучения в теле пациента влияет не только на точность количественного картирования пространственного распределения активности РФП, но и на качество визуализации анатомических структур, снижая контрастность и пространственное разрешение. Для компенсации этого эффекта предложены два подхода.

1. Исследуемый объект представляется моделью однородной поглощающей среды, и вводится соответствующая функция ослабления излучения

непосредственно в алгоритм реконструкции или в процедуры пред- или постреконструкционной обработки.

2. Проводятся трансмиссионные измерения с целью картирования распределения неоднородности ослабления в участке тела, который визуализируется путем эмиссионных измерений. Используя результаты трансмиссионных измерений, вносят соответствующие поправки.

Для улучшения разрешающей способности ПЭТ-системы вводят поправки на пробег позитрона от места эмиссии к месту аннигиляции. Проводят пост- или предреконструктивную реставрацию изображений с учетом инвариантности функции распределения пробега позитронов. Эту поправку можно не вводить при работе с ^{18}F (длина свободного пробега позитрона небольшая), но она важна при применении радионуклидов ^{68}Ga и ^{82}Rb , у которых большой пробег позитронов в тканях.

Среди других поправок нужно отметить поправки на неколлинеарность траектории аннигиляционных гамма-квантов и на радиоактивный распад ультракороткоживущих радионуклидов.

ДЕТЕКТОРЫ

Детекторы, применяющиеся в ПЭТ, должны иметь высокую эффективность детектирования аннигиляционных гамма-квантов и малое время высвечивания сцинтилляции. В первых томографах применялись традиционные сцинтилляционные кристаллы $\text{NaI}(\text{Tl})$. Но эти сцинтилляторы имеют ряд недостатков: гигроскопичность, сравнительно низкую эффективность регистрации аннигиляционных гамма-квантов, высокий уровень рассеянного излучения.

Поэтому предложено применять в ПЭТ в качестве детектора германат висмута ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, сокращенно BGO). В монокристалле BGO центрами сцинтилляции являются ионы Bi^{3+} , поэтому он не нуждается в активации. Он имеет высокую плотность ($7,13 \text{ г/см}^3$), что обеспечивает его высокую чувствительность (приблизительно в 3 раза выше по сравнению с $\text{NaI}(\text{Tl})$). BGO не гигроскопичен, не нуждается в дополнительной изоляции от влаги, поэтому детекторы могут иметь малые размеры и вплотную размещаться друг возле друга. Время высвечивания сцинтилляции в этом монокристалле — 300 нс, что делает его вполне пригодным для применения в ПЭТ. Недостатком монокристалла BGO является более низкий световыход: он не превышает 20% по отношению к детектору, изготовленному из $\text{NaI}(\text{Tl})$.

Детекторы современных позитронных эмиссионных томографов построены из отдельных детекторных блоков. Типичный современный детекторный блок состоит из 64 кристаллов BGO, которые соединены с четырьмя фотоэлектронными умножителями. В одном из самых современных позитронном эмиссионном томографе ECAT

EXACT HR+ (Siemens) размер одного детектора составляет $4,05 \times 4,39 \text{ см}$ при толщине 3 см. Толщина детектора 3 см обеспечивает регистрацию 95% гамма-излучения с энергией 511 кэВ.

Фторид цезия (CsF) и фторид бария (BaF_2) имеют очень малое время высвечивания сцинтилляции (соответственно 5 нс и 750 пс), что делает их пригодными для использования в качестве детектора во время-пролетных ПЭТ-системах.

Среди перспективных материалов для детектора ПЭТ следует выделить оксиортосиликат лютеция (LSO). Его плотность — $7,4 \text{ г/см}^3$, время высвечивания сцинтилляции — 40 нс, световыход — 75% по отношению к аналогичному параметру кристалла $\text{NaI}(\text{Tl})$. Применение LSO в качестве детектора позволит увеличить чувствительность в несколько раз по сравнению с BGO.

СХЕМЫ КОМПОНОВКИ ДЕТЕКТОРОВ

Различают три схемы компоновки детекторов.

1. Ротационная схема (позитронные эмиссионные томографы первого поколения). В них два параллельных детектора (головки гамма-камеры) вращаются на 180° вокруг оси тела пациента. Позитронные эмиссионные томографы, построенные по ротационной схеме, являются самыми простыми и недорогими. Но поскольку время сбора информации определяется временем поворота системы на 180° , томографы не могут регистрировать быстропротекающие процессы в организме, что делает их непригодными для динамических исследований. По сравнению с современными томографами они имеют более низкую чувствительность и разрешающую способность.

2. Многоугольная схема (позитронные эмиссионные томографы второго поколения). В них 3 или 4 пары детекторов вращаются соответственно на 60° и 45° относительно оси тела пациента. Используется схема совпадения «кристалл — кристалл». По сравнению с томографами первого поколения они имеют более высокую скорость сбора информации.

3. Одно- и многокольцевые схемы (позитронные эмиссионные томографы третьего поколения). Кольцевая компоновка позволяет проводить сбор информации без механического перемещения детекторов. Аннигиляционное излучение одновременно регистрируется по всему кругу. Томографы, построенные по таким схемам, позволяют проводить динамические исследования и ПЭТ всего тела, что особенно важно в онкологической практике — для поиска опухолей, их регионарных и отдаленных метастазов.

Все современные позитронные эмиссионные томографы построены на классической многокольцевой схеме. В этих системах используются совпадения не только между парами детекторов, расположенных на одном кольце, но и между детекторами, принадлежащими соседним кольцам.

При регистрации совпадений между детекторами соседних колец чувствительность томографа увеличивается приблизительно в 5 раз. Кроме того, увеличивается соотношение сигнал — шум, а также статистическая достоверность информации. Это дает возможность уменьшить время регистрации информации, что особенно важно при исследовании быстропротекающих процессов, а также уменьшить активность РФП, вводимого пациенту. Благодаря этому уменьшается лучевая нагрузка на пациента, что особенно важно при использовании ПЭТ в педиатрической практике.

В томографе ECAT EXACT HR+ (Siemens) 18432 детекторы размещены на трех кольцах (диаметр кольца — 824 мм). Насчитывается несколько миллионов линий совпадений. Аксиальное поле зрения составляет 155 мм. При реконструкции получают 63 среза, толщина одного среза — 2,46 мм.

РЕЖИМЫ РАБОТЫ ПОЗИТРОННОГО ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА

Позитронный эмиссионный томограф может работать в трех режимах: динамическом, статическом, ПЭТ всего тела.

В динамическом режиме сбор информации начинают одновременно с инъекцией РФП. На серии кадров получают изображение кровяного пула, динамику накопления РФП в тканях организма. При обработке информации получают графики, отображающие концентрацию препарата, и показатели, характеризующие биохимические процессы в организме. В онкологической практике получают ценную информацию о метаболизме выявленной опухоли, а также об изменениях в нем в процессе проведения противоопухолевой терапии.

Сбор информации в статическом режиме проводят во временном интервале, наиболее приемлемом для получения качественных контрастных изображений. При использовании наиболее распространенного РФП — ^{18}F -ФДГ (фтордезоксиглюкозы) — сбор информации начинают через час после инъекции. Планарные проекции, полученные под разными углами по отношению к продольной оси тела пациента, можно просмотреть на экране дисплея в режиме кино. При этом даже без последующей обработки во многих случаях можно выявить очаги аномального накопления РФП и определить их топографию. Несмотря на меньший контраст по сравнению с реконструированными образами, эти изображения свободны от артефактов, которые могут возникнуть в некоторых случаях в процессе реконструкции. Для повышения контраста изображений, выявления мелких очагов аномального распределения РФП при помощи специальных алгоритмов по совокупности двумерных проекций проводят реконструкцию аксиальных срезов. По совокупности аксиальных срезов проводится реконструкция распределения РФП во фронтальной и сагиттальной плоскостях.

Современные мощные компьютеры с соответствующим математическим обеспечением осуществляют также построение трехмерных изображений исследуемого объекта.

ПЭТ всего тела — наиболее распространенный режим исследования в онкологии. Изображение всего тела получают путем перемещения лежа с пациентом относительно неподвижных кольцевых детекторов. С помощью этой методики осуществляются поиск метастазов и диагностика системных заболеваний. В онкологической практике чаще всего исследование начинают с ПЭТ всего тела, проводя его в направлении от нижних конечностей к голове. Изучают полученное изображение и определяют те области тела, где необходимо провести сбор информации в статическом режиме с более высокой статистикой счета для получения качественных срезов распределения РФП. При проведении ПЭТ используются те же алгоритмы реконструкции изображений, что и при ОФЭКТ.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОДНОФОТОННЫХ ЭМИССИОННЫХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ С ПОЗИТРОНИЗЛУЧАЮЩИМИ РАДИОНУКЛИДАМИ

В последние годы появилась тенденция использования одной и той же аппаратуры для выполнения как ОФЭКТ, так и ПЭТ. Это так называемая мультиэмиссионная томография. Поэтому актуальной является задача разработки таких методов и средств визуализации с позитронизлучающими радионуклидами, которые имели бы существенно меньшую стоимость при сохранении высоких диагностических характеристик традиционной ПЭТ. Сейчас известны следующие технологии ПЭТ-визуализации [11].

1. Конвенциональная ПЭТ на томографах для исследования всего тела или отдельных органов.

2. Планарная скintiграфия на однодетекторных гамма-камерах при наличии специализированных высокоэнергетических коллиматоров для излучения с энергией 511 кэВ.

3. ОФЭКТ на одно- и двухдетекторных однофотонных эмиссионных томографах с высокоэнергетическими коллиматорами.

4. ОФЭКТ на двухдетекторных однофотонных эмиссионных томографах без коллиматоров в режиме совпадений от обеих детекторных головок, одновременно регистрирующих аннигиляционные гамма-кванты.

Но следует отметить, что конвенциональная ПЭТ является «золотым стандартом» по сравнению с другими технологиями ПЭТ-визуализации, имеет наивысшую чувствительность и разрешающую способность.

Сейчас бурно развиваются принципы, алгоритмы и технологии компьютерного совмеще-

ния мультимодальных изображений — изображений, полученных разными методами лучевой диагностики. Цель такого совмещения — обеспечение достоверной анатомической привязки физиологических данных путем пространственной подгонки структурно-анатомических КТ- и МРТ-изображений с высоким разрешением к функциональным ОФЭКТ-изображениям и ПЭТ-изображениям с более низким разрешением. Такая подгонка чаще всего осуществляется по системе опорных точечных маркеров, закрепляемых на поверхности и хорошо визуализирующихся обоими методами, с последую-

ющим автоматизированным реформатированием изображений. Подгонка может осуществляться разными программными средствами по системе внутренних опорных точек (собственные анатомические ориентиры).

Создаются гибридные аппараты, представляющие собой комбинацию ОФЭКТ и КТ или ПЭТ и КТ. При обследовании больных на фоне анатомических структур получают ОФЭКТ- или ПЭТ-образы. Таким образом, врач получает комплексную информацию о состоянии исследуемых органов и систем человека, благодаря чему повышается точность диагностики.

Литература

1. Наркевич Б. Я. Физико-технические основы радионуклидной диагностики: современные достижения и перспективы развития // Мед. радиология и радиац. безопасность.— 1999.— Т. 44, № 2.— С. 5–17.
2. Textbook of Nuclear Medicine / Ed. M. Wilson.— Philadelphia, N. Y.: Lippincott Raven, 1998.— 631 p.
3. Системи відображення в медицині / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош, Ю. С. Синскоп.— К.: ВЕК+, 1999.— 317 с.
4. Пилипенко М. І., Розенфельд Л. Г. Методи зображення з потенціальним майбутнім // Укр. радіол. журн.— 1999.— Т. 7, вип. 3.— С. 238–240.
5. Замятин С. С., Щербіна О. В. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія: теоретичні основи та застосування в онкології // Елементарні процеси в атомних системах: Зб. наук. праць / За ред. А. М. Завілопуло.— Ужгород, 1998.— С. 68–76.
6. English R. SPECT: single-photon emission computed tomography: a primer.— 3 rd ed.— N. Y., 1995.— 223 p.
7. Синуота Б. Ф. Позитронная эмиссионная томография: преимущества и перспективы // Новые мед. технологии.— 2001.— № 6.— С. 12–15.
8. Мечев Д. С., Щербіна О. В. Позитронна емісійна томографія: застосування в онкології // Мед. рефер. журн.— 2000.— № 1–2.— С. 180–189.
9. Brain mapping. The methods / Ed. by A. Toga, J. Mazziotta.— San Diego: Academic Press.— 1996.— 471 p.
10. Schiepers C., Hoh C. Positron emission tomography as a diagnostic tool in oncology // Eur. Radiology.— 1998.— Vol. 8, № 8.— P. 1481–1494.
11. Наркевич Б. Я. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография с позитронно-излучающими радиофармпрепаратами: современное состояние и направления развития // Мед. радиология и радиац. безопасность.— 2000. Т. 45, № 6.— С. 56–63.

Поступила 12.02.2007