

МАТРИЧНЫЙ ДЕТЕКТОР ДЛЯ ПОЗИТРОННОЙ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

М. В. Коржик, А. С. Лобко, О. В. Мисевич, А. А. Федоров

Для эффективной службы здравоохранения требуется ранняя диагностика болезней и отклонений в организме. Как следствие, существует повышенный интерес к изучению биохимических процессов в человеческом организме *in vivo*. Он объясняется тем фактом, что в основе всех функций тканей лежат химические процессы. Все болезни в организме происходят из-за сбоев в химической структуре ткани, вызванных вирусами, генетическими отклонениями, процессом старения. Поэтому лучший способ определения, является ли ткань нормальной, состоит в исследовании ее биохимической функции. Обнаружение химических отклонений обеспечивает наиболее раннюю диагностику болезни даже еще в предсимптоматической стадии.

Среди многообразия диагностических методов позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) предоставляет исследователям уникальную возможность визуализации хода биологических процессов. Используя набор радиоактивных трассеров-меток, являющихся радиоактивными формами природных элементов, постоянно присутствующих в человеческом организме, ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F (используется вместо водорода), можно получить ПЭТ изображения. Эти вводимые пациенту ПЭТ трассеры и природные заменители, а также лекарства, отмеченные трассерами, моделируют естественные сахар, протеины, воду и кислород, которые находятся в человеческом организме. Позитронный эмиссионный томограф устанавливает местоположение трассера и генерирует изображение на уровне клеточной биологической активности. ПЭТ визуализация может быть использована для количественного измерения многих процессов, включая мембранный перенос, метаболизм, синтез, кровотоки и перфузию, кислородную утилизацию и др. С помощью ПЭТ можно определять даты рождения клетки и изучать взаимодействие лекарственного препарата с химической системой организма. Основываясь на изучении фундаментальных процессов, происходящих в живом организме, ПЭТ методология является связующим звеном между фундаментальной и клинической науками. Ее применение в кардиологии, онкологии и неврологии простирается от диагностики болезней Альцгеймера и Паркинсона и начального обнаружения опухолей мозга и кости до изучения функции мозга и мозгового метаболического развития.

Для развития фармакологии и создания новых лекарств, а также для изучения механизма очищения исследования могут проводиться на лабораторных животных. Здесь ПЭТ изучает биологическое влияние трассеров и фармакинетику и требует меньшего количества лабораторных животных по сравнению с другими методами, что является важным аспектом, если принять во внимание ограничения в отношении экспериментов на животных. ПЭТ сканеры человека могут быть использованы для этих целей, однако это непрактично из-за их высокой цены. Кроме того, изучение малых животных на клинических ПЭТ сканерах может быть запрещено как в странах Европейского Союза, так и в США.

Среди доступных трассеров ^{18}F и меченые ^{18}F 2-deoxyglucose (FDG), fluoroethylspiperone (FESP), fluorodopa (L-DOPA) и fluorouracil широко используются в позитронной эмиссионной томографии. Благодаря своему 0,5-миллиметровому позитронному пробегу (который критически определяет пространственное разрешение позитронного эмиссионного томографа) и периоду полураспада 109 мин ^{18}F позволяет получать ПЭТ визуализацию как с высоким разрешением, так и чувствительностью. Теоретически возможно получить с ^{18}F пространственное разрешение намного выше, чем доступное в настоящее время с помощью ПЭТ сканеров человека.

Таким образом, была осознана потребность в разработке специализированных ПЭТ сканеров для экспериментальных исследований малых лабораторных животных (мышь, крыса, кролик) [1, 2]. Устройство, имеющее умеренную стоимость и высокое пространственное разрешение по ограниченному полю зрения, может использоваться в фармакологии для разработки новых препаратов и исследования механизмов их действия, для оценки результатов терапии опухолей и для неврологических исследований. Кроме того, поскольку ПЭТ оборудование как для человека, так и для малых животных базируется на одних и тех же принципах, разработка ПЭТ сканеров животных будет способствовать дальнейшему совершенствованию ПЭТ оборудования в целом.

Начиная с 70-х годов, когда стали доступны первые коммерческие ПЭТ сканеры, качество визуализации значительно улучшилось, а уровень дозы, накопленной пациентом, стал приемлемым. В настоящее время главной проблемой ПЭТ оборудования человека является его высокая стоимость. Короткий период полураспада большинства позитрон-излучающих изотопов требует наличия рядом с клиникой циклотрона; к тому же сами позитронные эмиссионные томографы более дорогостоящие приборы, чем рентгеновские томографы или однофотонные камеры. Высокая цена ПЭТ сканера побуждает производителей искать компромиссы между качеством визуализации, производительностью измерений и накопленной пациентом дозой. Соответственно на рынке коммерческие ПЭТ сканеры доступны по цене 1–5 млн долларов и могут быть разделены на три группы.

Первый уровень. Самые дешевые, в которых сплошное детектирующее кольцо заменено на подвижный блок детектирования для минимизации числа детектирующих ячеек и электронных каналов (ECAT ART фирмы STI/SIEMENS).

Второй уровень. Традиционные, в которых многокольцевой детектор (приблизительно 15 см продольного поля зрения) имеет возможность продольного сканирования для обеспечения визуализации всего человеческого тела (ECAT EXACT фирмы STI/SIEMENS, ADVANCE фирмы GE).

Третий уровень. Оборудование высшего класса с высоким качеством визуализации (ECAT EXACT HR+).

Наиболее важным параметром ПЭТ сканера является его пространственное разрешение. Современные сканеры уровней 1 и 2 обеспечивают достижение пространственного разрешения 4–6 мм FWHM. Разрешение сканеров уровня 3

порядка 3–3,5 мм. Пространственное разрешение в основном зависит от конструкции детектирующего модуля.

Типичная конструкция детектирующего модуля основана на блоке сцинтилляционного кристалла BGO, распиленного на пиксели, и пиксель, в котором произошла сцинтилляция, определяется с помощью логики Ангера, которая вносит значительную неопределенность в определение точки взаимодействия [4]. Главным недостатком сцинтилляционных кристаллов BGO является их низкий световыход. Если замена кристалла BGO в ПЭТ сканере на сцинтиллятор с такой же тормозной способностью позволит увеличить световыход в 3–4 раза, пространственное разрешение сканера может быть улучшено вдвое. В этом случае кристаллический блок может быть распилен на более тонкие пиксели и логика Ангера, применяемая для идентификации такого малого пикселя, еще будет оставаться эффективной. Тем не менее существуют и другие источники неопределенности определения точки взаимодействия.

Согласно работе [5], пространственное разрешение ПЭТ сканера Γ определяется по формуле

$$\Gamma = 1,25\sqrt{(d/2)^2 + (0,0022D)^2 + r^2 + b^2}, \quad (1)$$

где d – ширина пикселя детектора (соответствующий вклад в пространственное разрешение составляет $d/2$ FWHM), неколлинеарность фотонов при распаде позитрона $180^\circ \pm 0,25^\circ$ вносит свой вклад через диаметр детектирующей матрицы D , пробег позитронов r зависит от типа трассера (от 0,5 мм для ^{18}F до 4,5 мм для ^{82}Rb). Если принять вклад логики Ангера b в определение точки взаимодействия равным нулю для «истинного» координаточувствительного фотодетектора, можно достичь (для ^{18}F) пространственного разрешения 1 мм FWHM для ПЭТ малых животных при ширине пикселя детектора $d = 1,0$ мм и 1,5 мм FWHM для $d = 2,0$ мм. Наконец, пространственное разрешение лучше 0,75 мм FWHM не может быть достигнуто даже с нулевой шириной пикселя.

Новейшие разработки в области ПЭТ оборудования человека, например для точной визуализации головного мозга, нацелены на достижение пространственного разрешения менее 2 мм FWHM. Необходимое для разработки ПЭТ для малых животных разрешение могло бы быть в диапазоне от 1,0 до 1,5 мм [7]. Поскольку такие требования близки к теоретическим пределам, необходимо найти новые подходы к конструированию детекторов ПЭТ сканеров с высоким разрешением.

Эти подходы могут быть найдены путем сочетания следующих разработок:

- новых сцинтилляторов с высокой тормозной способностью, улучшенным световыходом и более коротким временем высвечивания;
- новых координаточувствительных фотодетекторов, таких как координаточувствительные фотоэлектронные умножители (КЧФЭУ) и матрицы лавинных фотодиодов (матрицы ЛФД) с низким уровнем шумов, высокой квантовой эффективностью и быстрым действием;
- передовой технологии и алгоритма сбора и обработки данных, включая методы определения глубины взаимодействия (ГВ) аннигиляционного гамма-кванта в кристалле детектора и времени пролета (ВП) гамма-квантов от точки испуска-

ния до точки поглощения. В свою очередь, применимость данных технологий сильно зависит от прогресса в области разработки и создания сцинтилляторов и фотодетекторов.

1. Сцинтилляторы

В прототипах ПЭТ сканеров малых животных были использованы следующие сцинтилляторы: NaI(Tl) [8], YAlO₃:Ce (YAP) [7]. В течение последнего десятилетия предложено и исследовано много перспективных материалов для применения в ядерной медицине. Основные свойства некоторых из них в сравнении со свойствами традиционных сцинтилляторов (Bi₄Ge₃O₁₂ и Gd₂SiO₅:Ce) приведены в таблице. Два из них, а именно Lu₃Al₅O₁₂:Ce [9–13] и Lu₂SiO₅:Ce, являются коммерчески доступными, а LuAlO₃:Ce все еще находится на стадии разработки. Для сравнения также приведены параметры сцинтиллятора PbWO₄ как материала, хотя и имеющего неприемлемо низкое для ПЭТ значение световых выходов, однако обладающего наиболее высокой тормозной способностью к гамма-излучению.

Сцинтиллятор	Плотность, г/см ³	Световыход, фотон/МэВ	Максимум длины волны высвечивания, нм	Постоянная времени высвечивания, нс	Линейный коэффициент фотопоглощения (E _γ = 511 кэВ), см ⁻¹
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂ (BGO)	7,13	9000	480	300	0,41
Gd ₂ SiO ₅ :Ce (GSO)	6,70	8000/1000	440	60/600	0,18
Lu ₂ SiO ₅ :Ce (LSO)	7,40	27000	420	40	0,30
Lu ₃ Al ₅ O ₁₂ :Ce (LuAG)	6,67	3000/11000	300, 530	~100	0,20
LuAlO ₃ :Ce (LuAP)	8,34	9600 – 11200	380	11/28/835 60/26/13 %	0,31
PbWO ₄ (PWO)	8,25	430	~200	~10	0,50

Применение быстродействующих сцинтилляторов в ПЭТ сканерах, таких как LSO и LuAP, обеспечит меньшее «мертвое» время и увеличит максимально возможную скорость счета. К тому же фон от случайных совпадений может быть уменьшен при использовании узкого интервала совпадений – 4–5 нс вме-

сто 40–50 нс для ВГО. Эти материалы, имеющие высокую тормозную способность и высокое значение световыхода, могут значительно улучшить параметры следующего поколения ПЭТ сканеров человека и ПЭТ сканеров мелких животных. Прототип ПЭТ сканера мелких животных на основе LSO [14] обеспечивает пространственное разрешение в диапазоне между 1,48 и 1,94 мм в центре поля зрения (ПЗ).

Также возникает привлекательная теоретическая возможность увеличить контраст визуализации за счет использования ВП метода. К сожалению, временное разрешение порядка сотен пикосекунд FWHM, необходимое для эффективного применения ВП метода в ПЭТ мелких животных, все еще практически недостижимо при использовании коммерчески доступных и рентабельных фотодетекторов.

Метод определения ГВ вдоль кристаллической ячейки позволяет снизить ошибки определения координаты взаимодействия по краю ПЗ, что приводит к улучшению пространственного разрешения. Типичные вариации разрешения ПЭТ сканера (при наличии возможности определения ГВ и без нее) в зависимости от радиального смещения от центра ПЗ показаны на рис. 1.

Существуют два рентабельных подхода для решения проблемы определения глубины взаимодействия: создание сцинтилляционного детектора с градиентом световыхода [4, 20] или времени высвечивания [6, 21] (так называемые «фосвич»-детекторы) вдоль элемента детектора, однако только второй подход представляется наиболее пригодным для применения в коммерческих ПЭТ сканерах.

Сравнение оценочной чувствительности ПЭТ сканера, выполненного из некоторых сцинтилляционных материалов, в зависимости от их толщины представлено на рис. 2. Чувствительность ПЭТ сканера рассчитывалась как вероятность двойного фотопоглощения в детектирующем кольце ПЭТ сканера

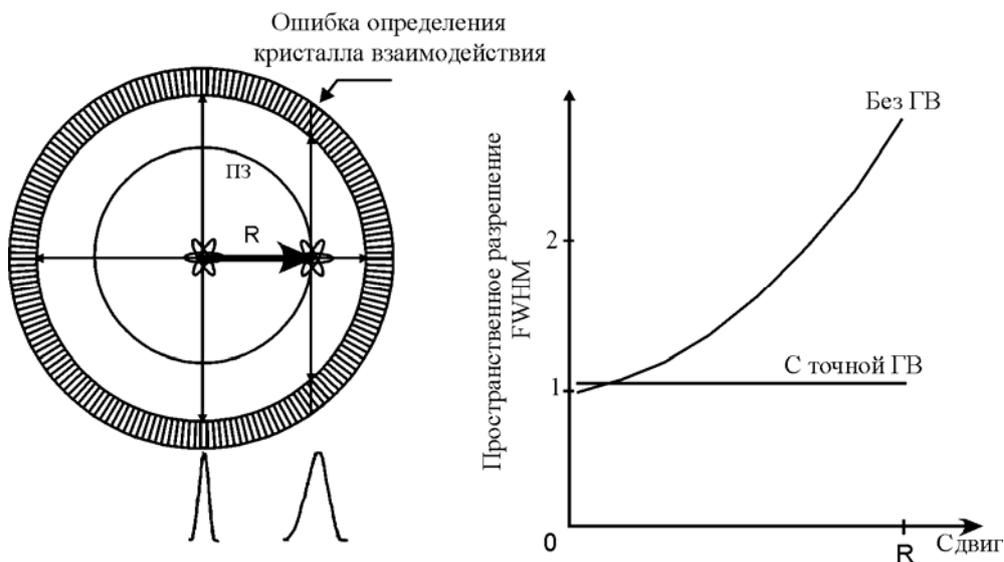


Рис. 1. Искажение радиального смещения

аннигиляционных гамма-квантов, испускаемых помещенным в исследуемый объект трассером.

Из рис. 2 видно, что чувствительность кольца ПЭТ сканера даже на основе сверхэффективных кристаллов PWO при толщине последних менее 1 см (при такой толщине определение ГВ не дает существенного улучшения пространственного разрешения на краю ПЗ ПЭТ сканера человека) существенно ниже чувствительности, достигаемой с помощью применяемых в настоящее время кристаллов BGO и LSO толщиной около 20 мм.

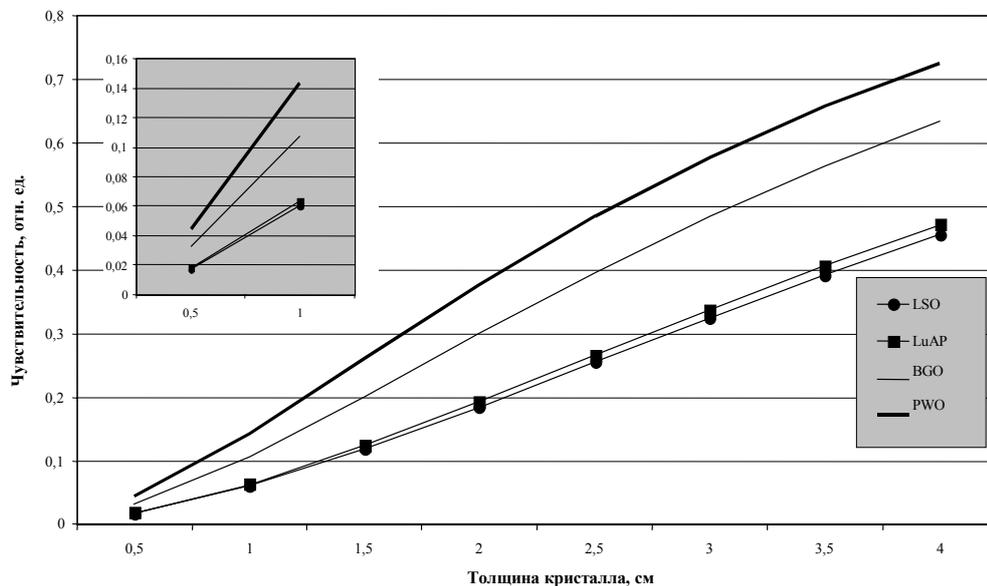


Рис. 2. Сравнение чувствительности кольца ПЭТ сканера

Как следствие, даже наиболее эффективный сцинтилляционный материал не может устранить проблему необходимости определения ГВ в высокочувствительном ПЭТ сканере: двухслойный фосвич-детектор на основе материалов со средней тормозной способностью толщиной 10 мм имеет преимущество в чувствительности перед однослойным детектором толщиной 10 мм на основе сверхэффективного сцинтиллятора.

Таким образом, определение ГВ является единственным способом повышения суммарной толщины и, соответственно, чувствительности детектора при сохранении высокого пространственного разрешения. С нашей точки зрения, наиболее предпочтительным решением является использование как минимум двухслойных фосвич-детекторов на основе сцинтилляторов с различной постоянной времени высвечивания, например LSO/LuAP. При этом могут использоваться фотодетекторы на основе КЧФЭУ, таких как 64-анодный НАМАМАТСУ R5900-00-M64, либо матриц ЛФД. Среди последних коммерчески доступные матрицы НАМАМАТСУ S5940 2×8 с пикселями Ø3 мм [18] представляются мало пригодными для ПЭТ, где требуется пространственное разрешение менее 1,5 мм. Напротив, новейшие матрицы 4×4 и 8×8 с близко установленными квадратными

ЛФД с размерами 2×1 мм [19] представляются более подходящими для применения в ПЭТ малых животных. Также в Crystal Clear Collaboration (CERN) и HAMAMATSU началась разработка и исследование матрицы ЛФД 4×8 , имеющей пиксель 2×2 мм, для применения в ПЭТ сканерах.

2. Матричный детектор с возможностью определения ГВ

Для оптимизации светоотражающих покрытий и технологии сборки сцинтилляционного матричного детектора для ПЭТ нами были изготовлены сцинтилляционные элементы, имеющие размеры $1 \times 1 \times 5$ мм³ и $1 \times 1 \times 10$ мм³. Элементы изготавливались из монокристалла $YAlO_3:Ce$ (YAP), оптические свойства которого близки к свойствам $LuAlO_3:Ce$. С помощью ФЭУ XP-2020 измерялись величины световыхода для сцинтилляционных элементов, индивидуально обернутых светоотражающими покрытиями TEFLON[®], MILLIPORE[®] и TYVEK[®], а также окрашенных краской BICRON 347. Было установлено, что покрытие MILLIPORE[®] обеспечивает наилучший светосбор и соответственно наивысшее измеренное значение световыхода. Однако за счет высокой механической прочности покрытие TYVEK[®] оказалось наиболее предпочтительным для сборки матричного детектора даже несмотря на 10-процентную потерю световыхода по сравнению с MILLIPORE[®].

Был собран экспериментальный образец матрицы 4×4 , состоящей из шестнадцати элементов YAP размерами $1 \times 1 \times 10$ мм³. Сцинтилляционные элементы были вставлены в пространственную решетку, изготовленную из TYVEK[®] толщиной 100 мкм, которая, в свою очередь, была натянута в квадратной пластиковой рамке. Верхняя часть кристаллов накрывалась общим листом MILLIPORE[®]. Матрица устанавливалась на фотоэлектронный умножитель через оптическую смазку Dow Corning Q2-3067. Для предотвращения попадания смазки в зазор между элементами использовалась эпоксидная смола ARALDIT AW 106, рис. 3.

После сборки матричного детектора были измерены величины световыхода сцинтилляционных элементов и величины переходного затухания сцинтилляционного света на границе соседних элементов. По сравнению с индивидуально обернутыми в MILLIPORE[®] элементами, элементы матричного детектора показывают незначительное, на 30–35 %, ухудшение значения световыхода. Уровень взаимопроникновения сцинтилляционного света между соседними элементами составляет около 1 % от полного количества фотонов в сцинтилляционной вспышке и, таким образом, не может ухудшить пространственное разрешение матричного детектора.

Хотя детекторы на основе YAP и использовались в ПЭТ сканерах [4], их эффективность при регистрации гамма-излучения значительно ниже эффективности LSO и LuAP [5]. Более того, чувствительность предложенного для коммерческого применения фирмой Concorde прибора MicroPET 5400 отсчетов в секунду/МБк, полученная на кристалле LSO длиной 10,0 мм, представляется минимально допустимой для практического применения устройства. Как следствие, только определение ГВ позволит увеличить толщину детектора до 20 мм без ухудшения пространственного разрешения.

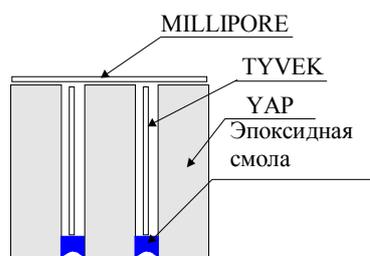


Рис. 3. Конструкция матрицы

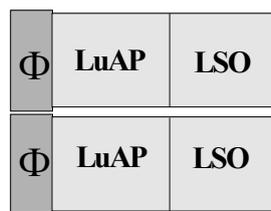


Рис. 4. Фосвич LSO/LuAP (Ф – фотодетектор)

Таким образом, мы предложили конструкцию матричного фосвич-детектора на основе LSO и LuAP кристаллов, имеющих высокую эффективность при регистрации гамма-излучения и различающихся постоянной времени высвечивания (см. рис. 4).

Поскольку кристалл LuAP имеет более коротковолновой спектр высвечивания и меньшее значение световыхода, для улучшения светосбора слой LuAP расположен между фотодетектором и слоем LSO. Спектры высвечивания LSO и LuAP приведены на рис. 5.

Технология производства LuAP находится в стадии разработки. Поэтому для изготовления прототипа матричного фосвич-детектора для ПЭТ мы использовали кристаллы YAP и LSO размерами $2 \times 2 \times 10$ мм. Оптические свойства и световыход YAP близки к таковым у LuAP, который имеет более короткое время высвечивания, чем YAP, что упрощает задачу идентификации слоев фосвич-детектора по форме импульса.

2×2 YAP/LSO двухслойный матричный детектор был изготовлен по описанной выше технологии; при этом слой YAP являлся внутренним и кристаллы LSO приклеивались к YAP оптическим клеем.

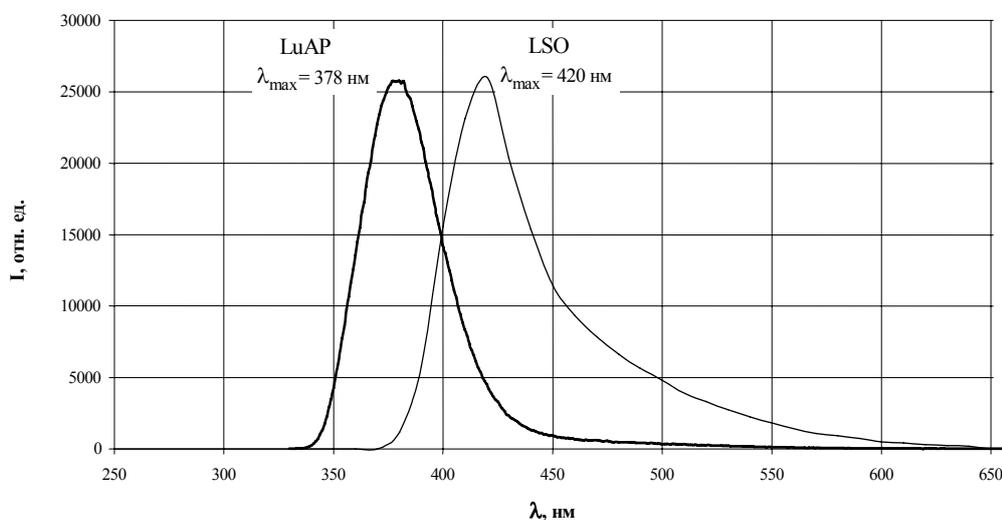


Рис. 5. Спектры высвечивания LSO и LuAP

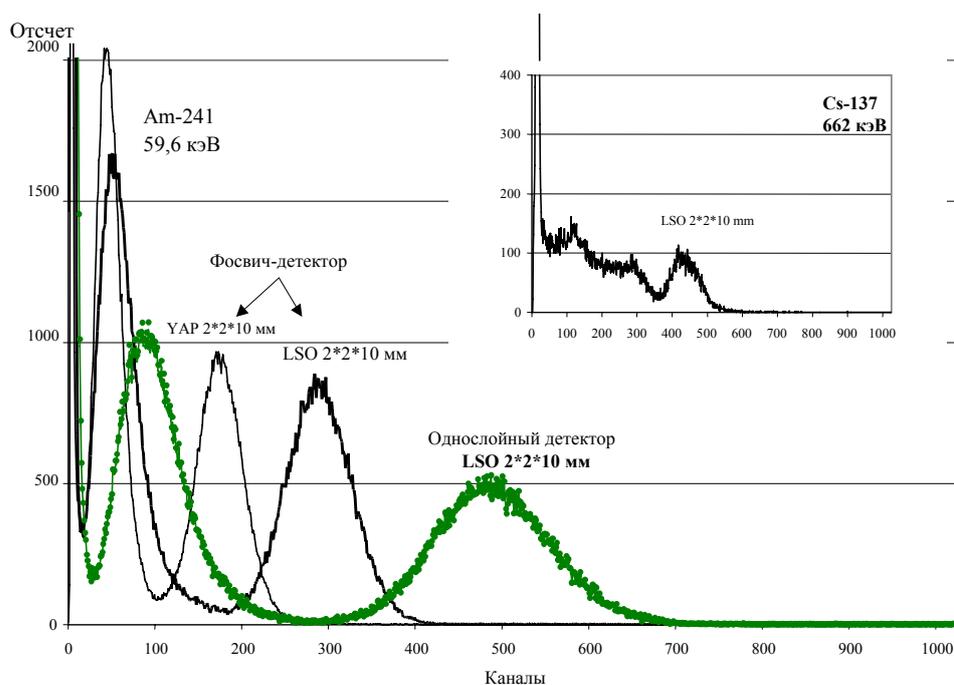


Рис. 6. Отклик фосвич-детектора LSO/YAP

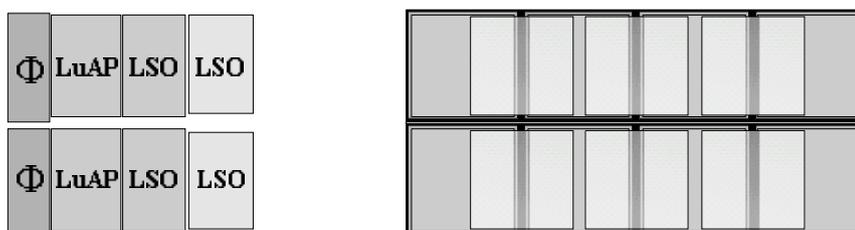


Рис. 7. Трехслойный фосвич-детектор

Измерения параметров матричного детектора показали хороший светосбор со слоя LSO: измеренное значение световыхода достигает 60 % от значения, полученного для индивидуально обернутых в MILLIPORE® элементов. Потеря световыхода слоя YAP также не превышала 40 % (рис. 6).

В дальнейших исследованиях может представлять интерес трехслойный фосвич-детектор (см. рис. 7). Здесь провзаимодействовавший с гамма-квантом слой определяется одновременно и по форме импульса (разделение LSO/LuAP), и по комбинации сработавших фотодетекторов (разделение слоев LSO: верхний провзаимодействовавший с гамма-квантом слой LSO заставляет сработать одновременно два фотодетектора, а средний слой – только один).

На рис. 8 представлена конструкция детектора, в которой девять сцинтилляторов считываются четырьмя фотодетекторами и провзаимодействовавший с гамма-квантом сцинтиллятор однозначно определяется по комбинации сработавших

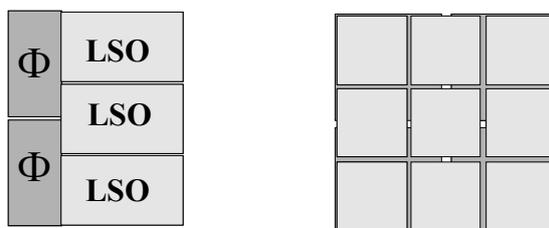


Рис. 8. Детектор с повышенным пространственным разрешением

фотодетекторов. Таким образом, можно либо снизить число фотодетекторов и соответствующих электронных каналов регистрации, либо повысить пространственное разрешение детектора ПЭТ.

Предложенная технология сборки матричного детектора показала свою пригодность для производства детекторов ПЭТ малых животных, обладающих возможностью определения глубины взаимодействия, позволяющей удвоить суммарную толщину детектора и его чувствительность без ухудшения пространственного разрешения на краю поля зрения сканера. Сцинтилляционные кристаллы LSO и LuAP представляются наиболее перспективными для использования в таком детекторе.

Использование сверхэффективных сцинтилляционных материалов, таких как PWO, могло бы существенно повысить чувствительность ПЭТ сканера. Однако потенциал таких материалов может быть полностью раскрыт только при условии определения глубины взаимодействия.

Нашим следующим шагом станет создание 8×8 LuAP/LSO сцинтилляционной матрицы с КЧФЭУ НАМАМАТСУ R5900-00-M64 PMT.

Литература

1. Final Project Report of ISTC 1489, March 2000.
2. Cutler P. D., Cherry S. R., Hoffman E. J. // J. Nucl. Med. 1992. Vol. 33, № 4. P. 595.
3. Tornai Martin P., Germano Guido and Hoffman Edward J. // 1993 IEEE Conference Record. P. 1126.
4. Moisan C., Andreaco M. S., Rogers J. G. et al. // 1997 IEEE Conference Record. P. 1112.
5. Derenzo S. E., Moses W. W., Huesman R. H., Budinger T. F. // Quantification of Brain Function: Tracer Kinetics and Image Analysis in Brain PET. Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1993. P. 25.
6. Schmand M., Eriksson L., Casey M. et al. // 1997 IEEE Conference Record. P. 934.
7. Guerra A. Del, Domenico G. Di, Scandola M. and Zavattini G. // 1997 IEEE Conference Record. P. 1640.
8. Ploux L., Mastrippolito R., Pinot L. et al. // 1997 IEEE Conference Record. P. 1063.
9. Baryshevsky V. G., Kondratiev D. M., Korzhik M. V. et al. // Nucl. Tracks. Radiat. Meas. 1993. Vol. 22. P. 11.
10. Moses W. W., Derenzo S. E., Fyodorov A. et al. // IEEE Trans. Nucl. Sci. 1994. NS-42. P. 275.
11. Trower W. P., Korzhik M. V., Fyodorov A. A. et al. // Proc. Int. Conf. on Inorganic Scintillators and Their Applications SCINT95. Delft University Press, The Netherlands, 1996. P. 355.
12. Fyodorov A. A., Pavlenko V. B., Korzhik M. V. et al. // Radiat. Meas. 1996. Vol. 26, № 2. P. 215.
13. Dujardin C., Pedrini C., Blanc W. et al. // 1997 IEEE Conference Record. P. 174.
14. Cherry S. R., Shao Y., Silverman R. W. et al. // IEEE Trans. on Nucl. Sci. 1997. № 44. P. 1161.

15. Baryshevsky V. G., Korzhik M. V., Moroz V. I. et al. // Nucl. Instr. Meth. 1991. Vol. B58. P. 291.
16. Korzhik M. V., Missevitch O. V. and Fyodorov A. A. // Nucl. Instr. Meth. 1992. Vol. B72. P. 499.
17. Baryshevsky V. G., Korzhik M. V., Minkov B. I. et al. // J. Phys.: Condens. Matter. 1993. P. 7893.
18. Pichler B., Böning G., Lorenz E. et al. // 1997 IEEE Conference Record. P. 1649.
19. Farrell R. (RMD Inc., USA) // 2nd Conf. «New Developments in Photodetection». Fl. Beaune, France. June 21–25, 1999.
20. MacDonald Lawrence R., Dahlbom Magnus // 1997 IEEE Conference Record. P. 1293.
21. Yamamoto S. and Ishibashi H. // 1997 IEEE Conference Record. P. 944.

DETECTOR MATRIX FOR POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

M. V. Korzhik, A. S. Lobko, O. V. Missevitch, Fedorov A. A.

Design of a position-sensitive scintillation detector based on the crystal matrix and a position-sensitive photo detector was evaluated. Test crystal matrixes made of optically-separated $\text{YAlO}_3\text{:Ce}$ scintillator cells with various wrappings and assembling technologies were studied to optimize values of light yield and light crosstalk. Design of a scintillation LSO/LuAP phoswich detector for small animal PET tomograph with Depth of Interaction (DOI) determination capability is proposed and evaluated.

Recently, the need for specialized PET scanners designed to experimental small animal studies was recognized [2]. Here, a device with high spatial resolution is used for drug mechanism studies and for evaluation of results of the tumor therapy. Required level of the spatial resolution for a small animal PET would be in range from 1 mm to 1.5 mm FWHM [7]. Newest developments in human PET instrumentation, for example for precise brain imaging [6], also requires spatial resolution better than 2 mm.

According to [5], the combined formula for PET image resolution is following:

$$\Gamma = 1,25\sqrt{(d/2)^2 + (0.0022D)^2 + r^2 + b^2}, \quad (1)$$

Here Γ is reconstructed image resolution in mm FWHM, detector size is d , non-collinearity is taken into account through the detector array diameter D (typically 600–800 mm for whole body PET scanner and 150–170 mm for small animal PET), the effective positron range r , and additional factor b derived from hit point determination scheme (Anger Logic or «true» position sensitive photo detector). Traditionally used in human PET scanners Anger Logic with its light share brings significant uncertainty in hit point determination. Assuming that b is zero for a position sensitive photo detector, it is possible to achieve (with ^{18}F) $\Gamma=1$ mm resolution for small animal PET at $d=1$ mm ($D=150$ mm) and $\Gamma=1.5$ mm at $d=2.0$ mm.

As far as such requirements are rather close to theoretical limits, use of Anger Logic scheme in a small animal PET scanner is undesirable. Such devices would be based on scintillation matrixes made of luminous and fast scintillators read out with position-sensitive photomultipliers or avalanche photo diodes.

Scintillation matrix. To optimize light reflecting coatings and assembling technology, $\text{YAlO}_3\text{:Ce}$ (YAP) scintillation cells with size $1\times 1\times 5$ mm and $1\times 1\times 10$ mm have been manufactured. On a single cell with all sides polished, the values of light yield were measured with TEFLON, MILLIPORE and TYVEK wrapping and with BICRON 347 paint. It was confirmed advantage of MILIPORE paper over all other reflecting coatings. However, TYVEK's mechanical strength prevails over 10 % loss of the collected scintillation light. Test matrix consist of 4×4 YAP $1\times 1\times 10$ mm scintillation cells was manufactured. Here scintillation cells were inserted into spatial lattice made of 100 micron TYVEK. The TYVEK lattice was tightened in a plastic frame, and sheet of MILIPORE paper was used to cover crystal tops. To prevent opti-

cal grease penetration across scintillator cells, ARALDIT AW 106 epoxy resin was applied to matrix bottom. After matrix assembly, values of light yield and light crosstalk have been measured. Loss of light yield of 30–35 % was found for assembled YAP cell in comparison with the cell individually wrapped into MILLIPORE. Level of the light crosstalk between two adjacent cells was found to be at the level of 1% excepting crosstalk through the PMT window.

Although YAP-based detectors were used in a small animal PET device [5], stopping power of YAP crystals is far below that of $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LSO) and $\text{LuAlO}_3:\text{Ce}$ (LuAP) [10]. Moreover, commercially offered by Concorde variant of MicroPET system with its sensitivity of 5400cps/MBq, obtained with 10 mm long LSO crystals, seems to be minimum acceptable for practical use of the device. In consequence of this, only DOI determination will allow to increase total thickness of the detector up to about 20mm without degradation of a device resolution. Thus, we have proposed the technology of scintillation phoswich arrays based on LSO and LuAP crystals, having similar stopping power. Here, inner position of the LuAP layer is caused by the fact that this crystal is well transparent to LSO scintillation light. Also, initial difference in light yield will be equalized by worsen light collection from upper LSO layer. Main scintillation properties of LSO and LuAP crystals are listed in Table.

Table

LSO and LuAP scintillation properties

Material	Density ρ , g/cm^3	Emission maximum λ , nm	Light Yield, photons/MeV	Decay time τ , ns	Photoelectric absorption coefficient @ 511 keV $1/\text{cm}$
LSO	7.4	420	27,000	40	0.30
LuAP	8.34	380	9,600	11 (60 %)	0.31

Technology of LuAP growth is under development. Therefore to construct a prototype of phoswich PET detector we have used YAP and LSO $2 \times 2 \times 10$ mm crystals. YAP optical properties and light yield are close to that of LuAP. LuAP is faster than YAP that makes even easier pulse shape discrimination. 2×2 YAP/LSO double-layer scintillation matrix was manufactured using technology described above, where YAP was used for inner layer, and LSO layer was glued on the YAP layer with melt-mount glue. Measurements of the phoswich matrix have shown good light collection from LSO: measured light yield reaches 60 % of that of the individually wrapped crystals. Light loss from the YAP cell is also close to 40 % in comparison with the cell individually wrapped into TYVEK.

Proposed technology of the detector matrix assembling has shown availability for production of a small animal PET detector with DOI capability, which will allow to increase total thickness and sensitivity of the detector without degradation of a device resolution at the end of field of view. Here LSO/LuAP phoswich detector seems to be a good choice.