

ПРЕИМУЩЕСТВА КРИСТАЛЛОВ ЙОДИДА НАТРИЯ ЛЕГИРОВАННЫХ ТАЛЛИЕМ В ПОЛУЧЕНИИ ИЗОБРАЖЕНИИ В ОФЭКТ

Муканова Арманай Сабитовна

mukanova.armanay@gmail.com

Магистрант 2-курса кафедры ЯФНМиТ
ЕНУ им. Л.Н. Гумилева, Нур-Султан, Казахстан
Научный руководитель-А.Б. Усеинов

Качественное изображение в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) необходимо для точной диагностики в ядерной медицине. Существует множество факторов, влияющих на создание хорошего изображения, такие как энергия фотонов, время и длина пробега и многое другое. Для снижения шумов сцинтиграммы и улучшения качества получаемого изображения важно, чтобы кристалл детектора отвечал всем предъявляемым требованиям. Сегодня, в медицине используются несколько коммерческих люминесцентных кристаллов в качестве детекторов, такие как Lu_2SiO_5 , Gd_2SiO_5 , отвечающих ряду требований и имеющие в среднем лучшие характеристики в числе прочих люминесцентных кристаллов. Однако, многие свойства коммерческих кристаллов выполняются только при определенных условиях и, соответственно, еще до конца не изучены. Для того, чтобы лучше понять работу детектора удобно рассмотреть более простой кристалл, такой как йодид натрия с примесью таллия (NaI:Tl).

Целью данной работы является определение характеристик и анализ физических и оптических свойств NaI:Tl .

История ядерной медицины богата вкладом одаренных ученых из различных дисциплин в области физики, химии, инженерии и медицины. Междисциплинарный характер ядерной медицины мешает историкам медицины определить дату рождения ядерной медицины. Это, вероятно, лучше всего расположить между открытием искусственной радиоактивности в 1934 году и производством радионуклидов Окриджской национальной лабораторией для использования в медицине в 1946 году [1]. Технологии визуализации в ядерной медицине рассматриваются в контексте анатомии, физиологии и молекулярного уровня для диагностики заболеваний, оценки реакции на лечение и определения распределения лекарств по всему телу. [2] Концепция эмиссионной и трансмиссионной томографии, позже превратилась в однофотонную эмиссионную компьютерную томографию (ОФЭКТ), которую представили Дэвид Э. Куль и Рой Эдвардс в конце 1950-х годов [1].

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография - это компьютерная обработка трехмерных изображений для демонстрации изображения, полученного с помощью гамма-камеры. Функция сцинтилляционных кристаллов в системах визуализации ядерной медицины - производство видимого света за счет воздействия высокоэнергетических γ -лучей. Многие физические факторы ухудшают изображения ОФЭКТ качественно и/или количественно. Исследования по улучшению качества продолжаются с использованием гамма-камеры и системы ОФЭКТ для оценки качества и количества изображений.

Растущий интерес к разработке новых сцинтилляционных материалов обусловлен увеличением числа медицинских, промышленных и научных приложений. Детекторы являются сердцем системы ОФЭКТ и отвечают за сбор высокоэнергетических фотонов, испускаемых пациентом, оценку энергии фотонов и местоположения взаимодействия, а также генерирование данных подсчета для последующей реконструкции изображения. Сцинтилляционный кристалл с высокой светоотдачей, коротким временем затухания, низкой

стоимостью, высокой плотностью, малой радиационной длиной, хорошим спектральным соответствием фотодетекторам и без послесвечения является более предпочтительным [3].

Световая отдача может снизить дозу, поглощаемую пациентами, за счет уменьшения дозировки инъекционных радиофармпрепаратов из соображений безопасности пациента. Короткое время затухания важно для особого разрешения и обнаружения фотонов. Послесвечение также является критическим параметром и часто вызывается некоторыми ловушками от кристаллических детекторов. [4]

Наиболее часто используемым гамма-детектором для ОФЭКТ является камера Ангера, названная в честь его изобретатель. Схема камеры Ангера показана на рисунке 1. Кристалл сцинтиллятора оптически связан со многими фотоэлектронными умножителями. Когда гамма-луч взаимодействует в кристалле, результирующие сцинтилляционные фотоны испускаются изотропно и обнаруживаются несколькими фотоумножителями. Положение взаимодействия гамма-лучей затем определяется аналоговым соотношением выходных сигналов фотоумножителя, а гамма-энергия луча определяется суммой этих сигналов. Точность измерения положения улучшается с увеличением световой отдачи сцинтиллятора.[5]

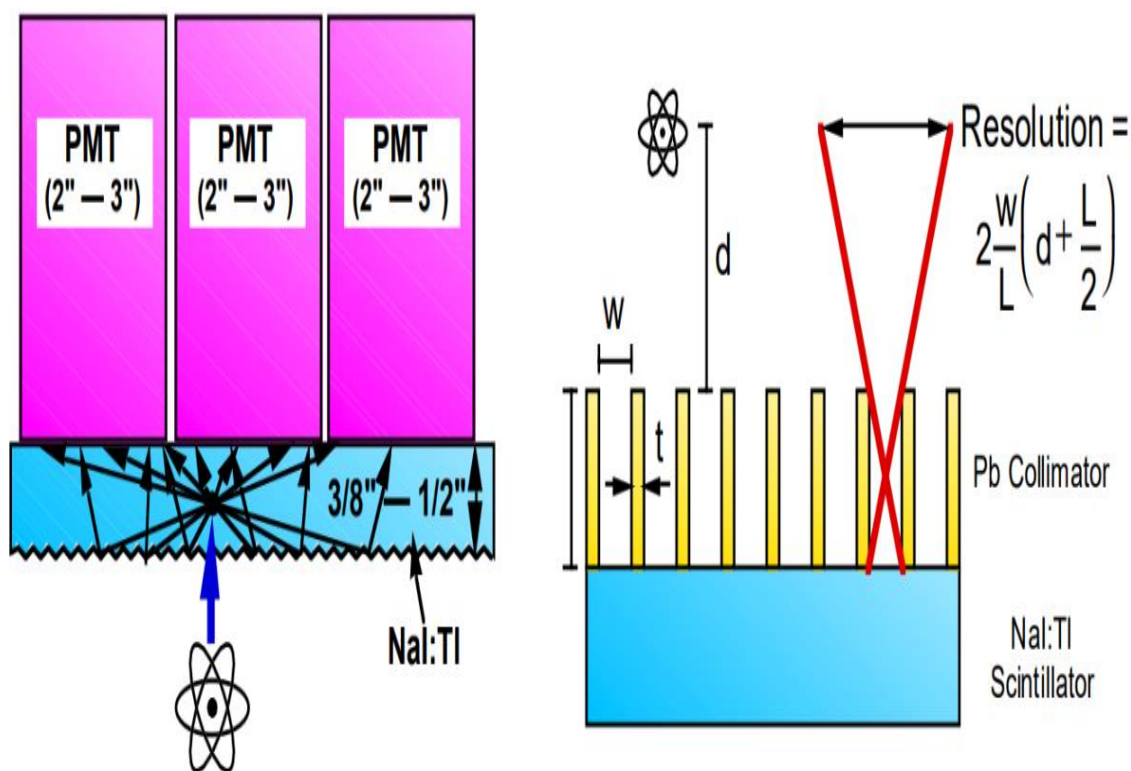


Рисунок 1- Камера Ангера. Сцинтилляционный свет от взаимодействий гамма-лучей обнаруживается с помощью нескольких фотоумножителей. Положение взаимодействия определяется соотношением аналогов сигналов, а энергия - аналоговой суммой сигналов.[5]

NaI:Tl был представлен в 1948 году. NaI:Tl - это кристалл с разумной ценой, надлежащей яркостью и приемлемым диапазоном энергий, что делает его обычным кристаллом для использования в большинстве оборудования для визуализации ядерной медицины. Исследования продолжают получать изображения хорошего качества для постановки точного диагноза. Свойства NaI: Tl включают: плотность 3,67 г / см³, время распада 200 нс и разрешение по энергии 7,2 .[6]

Кристалл йодида натрия (NaI), легированный таллием, – один из часто используемых материалов, способных излучать свет при поглощении гамма-квантов и рентгеновских частиц. Основная длина волны – 415 нм. Этот параметр согласуется с длиной волны фотоэлектронного умножителя. Выращивают кристаллы в искусственных условиях на основе йодида натрия с добавлением таллия.

В чистом виде йодид натрия невозможно использовать как сцинтиллятор. Он имеет зонную структуру, поэтому за один процесс распада выделяется очень мало фотонов. Полученные частицы отсутствуют в зоне видимости. Для того, чтобы исправить этот недостаток, кристалл активируют таллием. Он изменяет структуру соединения, создавая дополнительные энергетические уровни, поэтому готовый материал отличается высокой эффективностью люминесценции.

Кристаллы NaI: Tl преобразует около 15% энергии быстрых частиц в свет, это самый высокий показатель среди широко используемых сцинтилляционных материалов. Высокое атомное число йодной составляющей (53) обеспечивает большую поглощаемость энергии падающих гамма-лучей кристаллами йодида натрия.[7] Таким образом высокое содержание йода в NaI дает хорошую эффективность для обнаружения гамма-лучей.

Требования к сцинтилляторам для ОФЭКТ в порядке уменьшения важности: (1) высокая световая отдача (для хорошего энергетического разрешения и внутреннего пространственного разрешения), (2) высокая плотность ($> 3,5 \text{ г/см}^3$), (3) низкая стоимость, (4) длина волны излучения хорошо согласована с показаниями фотоэлектронного умножителя (300–500 нм), и (5) короткое время затухания ($< 1 \text{ мкс}$). Практически единственным используемым материалом является NaI: Tl - CsI: Tl используется только в экспериментальных устройствах, использующие считывание с фотодиодов (а не с фотоумножителя). [5]

Использование подходящего детектора необходимо для получения высококачественных изображений для лучшей диагностики заболеваний. Многие кристаллы были оценены в доклинических исследованиях, и некоторые из них имеют преимущество по сравнению с другими из-за характеристик химической структуры.

Йодид натрия, легированный таллием (NaI (Tl)), имеет два основных преимущества: (1) он может производиться в больших кристаллах, обеспечивая хорошую эффективность, и (2) он производит интенсивные вспышки света по сравнению с другими спектроскопическими сцинтилляторами.

Список использованной литературы

1. Imaginis-com-History of nuclear medicine. [Last updated on 2008 Jun 10]. Available from: http://www.imaginis.com/nuclear_medicine/history_of_nuclear_medicine .
2. Culver J, Akers W, Achilefu S. Multimodality molecular imaging with combined optical and SPECT/PET modalities. J Nucl Med. 2008;49:169–72. [PubMed] [Google Scholar]
3. Holly TA, Abbott BG, Al-Mallah M, Calnon DA, Cohen MC, DiFilippo FP, et al. Single photon-emission computed tomography. J Nucl Cardiol. 2010;17:941–73. [PubMed] [Google Scholar]
4. Liu B, Shi C. Development of medical scintillator. J Chin Sci Bull. 2002;47:1057–63. [Google Scholar]
5. Moses, William W. “Scintillator requirements for medical imaging” 1999. <https://escholarship.org/uc/item/5pc245ds>
6. Madsen MT. Recent advances in SPECT imaging. J Nucl Med. 2007;48:661–73. [PubMed] [Google Scholar]
7. Knoll G. F. Nuclear radiation detection devices. University of Michigan 2010; 772.