

СООБЩЕНИЯ
ОБЪЕДИНЕННОГО
ИНСТИТУТА
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ

Дубна

95-149

P13-95-149

В.П.Зорин, Г.В.Мицын, О.В.Савченко

МОДУЛЬ ПОЗИТРОННОГО
ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА
НА ОСНОВЕ
КОМПОЗИЦИОННЫХ СЦИНТИЛЛЯТОРОВ

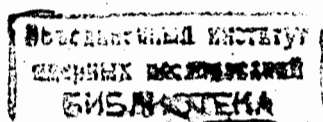
1995

Введение

К настоящему времени позитронный эмиссионный томограф (ПЭТ) стал неотъемлемой частью большинства крупных научных ядерно-физических центров, где есть возможность получать ультракороткоживущие (УКЖ) позитрон-излучающие изотопы, такие, как ^{11}C , ^{18}F , ^{15}O , ^{13}N и т.д. Более того, изготовление специализированных комплексов для позитронной томографии, включающих в себя три основных элемента: циклотрон, радиохимическую лабораторию и детекторное кольцо (или несколько колец), получило коммерческую основу в технологически развитых странах Западной Европы, Японии и Америке, что объясняется, в первую очередь, высокими потенциальными возможностями ПЭТ в ранней диагностике злокачественных новообразований. К сожалению, по имеющимся у авторов сведениям, на сегодняшний день в России имеется только один такой комплекс, пропускная способность которого ограничивается 10–15 пациентами в сутки. Такое положение вещей объясняется очень большой (несколько миллионов долларов) его стоимостью, что непосильно даже для крупнейших лечебных и научных центров России и других стран СНГ.

С другой стороны, наличие в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ ускорителя, позволяющего получать УКЖ изотопы в количестве, достаточном для проведения диагностических процедур, а также хорошо оборудованной радиохимической лаборатории, делает привлекательной идею создания установки для позитронной эмиссионной томографии на базе уже существующего фазотрона и клинично-физического комплекса, функционирующего при нем.

Помимо чисто диагностических и научно-исследовательских целей, ПЭТ может оказаться также полезен для контроля за правильностью облучения тяжелыми заряженными частицами глубоко локализованных опухолей (верификация облучения). Это возможно благодаря тому, что при прохождении через мягкие ткани пучка тяжелых заряженных частиц, в частности, протонов, энергия которых превышает кулоновский барьер, вдоль его траектории образуется след из позитрон-излучающих УКЖ изотопов (^{15}O , ^{13}N , ^{11}C), концентрация которых по глубине проникновения частиц с точностью до нескольких миллиметров повторяет форму кривой Брега



пучка протонов. Поэтому если сразу после сеанса лучевой терапии поместить пациента в детекторное кольцо ПЭТ, то с достаточно хорошей точностью можно восстановить суммарное распределение дозы, полученной пациентом во время облучения.

Настоящая работа посвящена разработке и исследованию модуля ПЭТ, обладающего достаточно высокими характеристиками при относительно невысокой своей стоимости.

Конструкция и основные характеристики композиционного сцинтиллятора

В общем виде регистрирующая система ПЭТ представляет собой одно или несколько колец детекторов, расположенных с шагом 3–20 мм вдоль кольца и имеющих осевой размер 5–20 мм. Внутрь кольца помещается пациент, в кровь или легкие которого вводится один из позитрон-излучающих УКЖ изотопов. Родившийся позитрон, пройдя 2–3 мм в веществе, аннигилирует с электроном с одновременным испусканием двух коллинеарных γ -квантов с энергией 511 кэВ, разлетающихся в противоположные стороны. При условии регистрации обоих γ -квантов детекторами ПЭТ можно с точностью до нескольких миллиметров определить линию, на которой произошла аннигиляция позитрона. После регистрации большого (несколько миллионов) количества таких совпадений получается набор лучевых сумм, сходный с набором, получаемым при проведении рентгеновской томографии. Томографическое изображение, полученное в результате реконструкции этих сумм, отражает распределение изотопа в том или ином органе тела пациента.

Рассмотрим основные требования, предъявляемые к детекторам для ПЭТ. Одним из наиболее важных параметров, определяющих качество реконструированного изображения, является пространственное разрешение детектора, которое тем выше, чем меньше размер детектора. Существуют, правда, физические факторы, ограничивающие пространственное разрешение реконструированного изображения – это, прежде всего, расстояние, проходимое позитроном от места своего рождения до точки аннигиляции (зависит от типа применяемого УКЖ изотопа) и небольшая неколлинеарность разлетающихся γ -квантов, обусловленная остаточной кинетиче-

ской энергией позитрона в момент аннигиляции с электроном. Лучшие на сегодняшний день томографы по своему пространственному разрешению уже вплотную приближаются к этому физическому пределу благодаря малому размеру сцинтилляторов (~ 3 мм) при большом их числе (~ 600 на одно кольцо).

Большинство из ныне существующих ПЭТ сконструировано по одной из следующих схем:

- каждый сцинтиллятор просматривается индивидуальным миниатюрным фотоумножителем;
- группа сцинтилляторов просматривается матричным фотоумножителем с несколькими фотокатодами;
- группа сцинтилляторов просматривается одновременно одним ФЭУ для привязки по времени и энергии и одним годоскопическим ФЭУ для определения координаты сработавшего сцинтиллятора;
- группа сцинтилляторов просматривается несколькими ФЭУ, причем координата прохождения γ -кванта определяется путем взвешивания амплитуд сигналов с фотоумножителей.

Сцинтилляторы, используемые в ПЭТ должны удовлетворять следующим требованиям: высокая эффективность регистрации γ -квантов с энергией 511 кэВ, хорошее энергетическое разрешение, позволяющее дискриминировать рассеянные γ -кванты с меньшей энергией, а также хорошее временное разрешение, определяющее долю случайных совпадений, всегда присутствующих в измеряемых данных. Наиболее часто используемый детектор в настоящее время – это германат висмута (BGO). Однако этот сцинтиллятор не удовлетворяет всем перечисленным требованиям в полной мере, и, кроме того, он относительно дорогой. Поэтому поиски новых детекторов постоянно ведутся^{1/}.

В ряде работ исследовалась возможность использования пластических сцинтилляторов^{2,3/}. Они являются одними из самых дешевых, обладают малым временем высвечивания (< 2 нс), удобны в обработке. Однако в таком сцинтилляторе при энергии γ -кванта

511 кэВ практически отсутствует фотоэффект, что не позволяет отделять рассеянные кванты. Кроме того, эффективность пластического сцинтиллятора слишком мала даже при нулевом пороге дискриминации и составляет всего около 25% для образца размером 30 мм по направлению движения γ -кванта, что для двух счетчиков, включенных на совпадение, даст всего 6,25%. В то же время, для рассеянных квантов эффективность будет тем больше, чем меньше их энергия, что приведет к большой зашумленности данных.

В настоящей работе предложен новый тип детектора для ПЭТ, названный авторами композиционным сцинтиллятором. В релятивистской ядерной физике для детектирования высокоэнергетичных γ -квантов давно используются сэндвичи из пластического сцинтиллятора и тяжелого конвертора (как правило, свинца)^{/4/}. По такому же принципу построен и композиционный сцинтиллятор, представляющий собой набор из тонких чередующихся слоев органического сцинтиллятора и свинцовой фольги. Механизм детектирования в таком счетчике следующий. Аннигиляционный γ -квант, проходя через детектор, с некоторой вероятностью взаимодействует либо с самим сцинтиллятором, либо со свинцовым конвертором (что гораздо более вероятно). В первом случае γ -квант испытывает только комптоновское рассеяние, тогда как во втором случае вероятности рассеяния и фотоэффекта почти равны. При условии, что толщина слоев достаточно мала для того, чтобы освободившийся электрон проходил несколько пар слоев до места полной своей остановки, часть выделившегося в сцинтилляторе света за счет полного внутреннего отражения попадет в световод, а затем на фотокатод ФЭУ. Если выбрать порог дискриминации таким, чтобы даже при возникновении на фотокатоде ФЭУ хотя бы одного фотоэлектрона на выходе дискриминатора появлялся сигнал, то можно надеяться, что результирующая эффективность такого композиционного детектора окажется выше, чем у чистого пластического сцинтиллятора.

Для проверки этой идеи была разработана установка, позволяющая вытягивать полосы из органического сцинтиллятора различной ширины и толщины, а также использован станок для прокатки свинцовой фольги. Из таких полос и фольги затем набирались ком-

позиционные счетчики поперечными размерами 15мм × 20мм и 30 мм по направлению движения γ -кванта, причем слои были ориентированы перпендикулярно этому направлению. С помощью световода композиционный счетчик состыковывался с фотоумножителем ФЭУ-85 диаметром 30 мм.

Эффективность регистрации аннигиляционных γ -квантов определялась по методике, описанной в работе^{/5/} (рис.1). Эта методика позволяет получать абсолютное значение эффективности. Действительно, так как все события, зарегистрированные в счетчике 2, должны также регистрироваться в счетчике 1, то эффективность первого счетчика есть не что иное, как $N_{1,2}/N_2$. Таким способом были измерены эффективности нескольких композиционных счетчиков с различными параметрами, а также чистого пластического сцинтиллятора аналогичных размеров. Данные измерений приведены в таблице 1.

Таблица 1

Номер счетчика	Толщина пластика, мкм	Толщина фольги, мкм	Количество слоев	Эффективность, %
1	500	90	49	31
2	330	45	78	37
3	230	33	113	41
4	150	45	146	45,5
5	150	33	160	45
6	150	25	170	43,5
Чистый пластик	-	-	-	25

Как и предполагалось, эффективность регистрации возрастает с уменьшением толщины слоев, однако, при толщине сцинтиллятора менее 150 мкм сборка счетчика становится технологически весьма сложной и было решено ограничиться этим размером. В то же время видно, что, хотя отношение зарегистрированных γ -квантов к полному их числу, провзаимодействовавшему в счетчике (рассеянных и поглощенных), зависит от толщины свинцовой фольги, результирующая эффективность остается почти неизменной в достаточно широком интервале. Это объясняется тем, что с

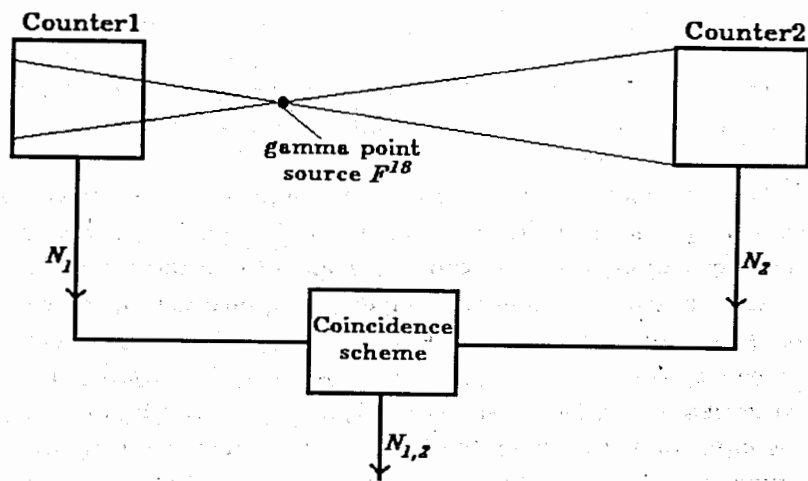


Рис.1. Схема измерения абсолютной эффективности регистрации детекторами аннигиляционных γ -квантов.

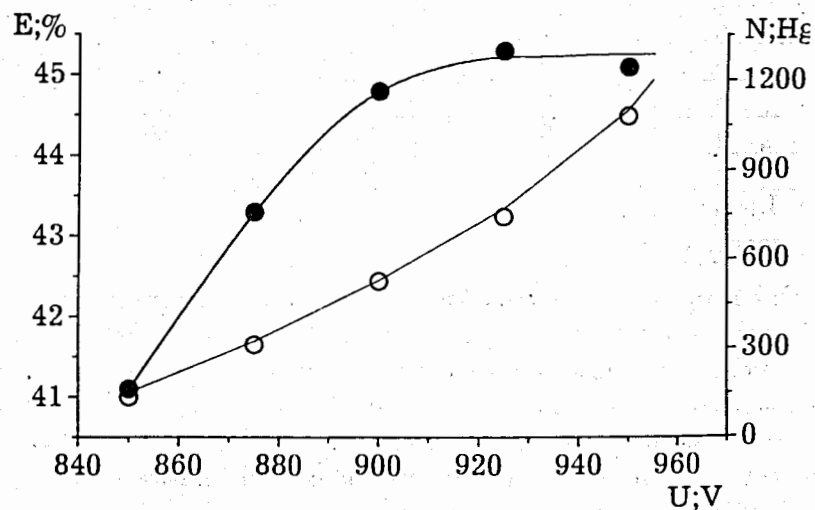


Рис.2. Зависимость эффективности регистрации и шумовой скорости счета от высоковольтного напряжения на одном из фотоумножителей.

увеличением толщины свинца для комптоновских электронов с малой энергией уменьшается вероятность покинуть фольгу и дать в сцинтилляторе вспышку света, достаточную для регистрации фотоумножителем.

На рис.2 представлены зависимости эффективности регистрации аннигиляционных γ -квантов и скорости счета без источника излучения от высоковольтного напряжения на одном из ФЭУ. Следует отметить существование достаточно протяженного плато на кривой эффективности, где она изменяется не более, чем на $1 \div 2\%$, что снижает требования, предъявляемые к стабильности источника высоковольтного питания ФЭУ. Наличие плато говорит о том, что регистрация события происходит даже тогда, когда на фотокатоде ФЭУ рождается только один электрон.

К недостаткам работы в таком режиме следует отнести наличие шумового счета без источника излучения, который в зависимости от конкретного ФЭУ колеблется в пределах $100 \div 10000$ Гц. Кроме того, из-за неодинаковой конверсионной эффективности фотокатодов ФЭУ, значение эффективности на плато может также меняться на $\pm 5\%$ в зависимости от фотоумножителя. Поэтому, по этим двум параметрам необходима предварительная отбраковка ФЭУ. Как показала практика, для $\sim 75\%$ фотоумножителей эффективность на плато достигает значения $(45 \pm 2)\%$ при шумовой скорости счета < 1000 Гц.

Таким образом, у композиционного счетчика эффективность регистрации γ -квантов с энергией 511 кэВ оказалась в 1,8 раз выше, чем у чистого пластического сцинтиллятора, что для двух счетчиков, включенных на совпадения, дает выигрыш в 3,24 раза. Хотя это все еще меньше, чем у BGO-детектора аналогичных размеров ($65 \div 75\%$ для одного счетчика, работающего при пороге регистрации $200 \div 300$ кэВ), тем не менее уже достаточно для практического применения в блоке детектирования ПЭТ при существенно меньшей стоимости.

Временное разрешение композиционного сцинтиллятора определялось с двумя различными формирователями сигналов. В первом случае, при использовании формирователя с привязкой к постоянной части фронта для одинарного счетчика было получено

значение 1,7 нс. При использовании обычного формирователя с постоянным порогом эта величина оказалась равной 2,3 нс. Такое относительно невысокое значение временного разрешения для пластического сцинтиллятора, составляющего основу композиционного счетчика, можно объяснить следующими факторами: малой статистикой фотонов, достигающих фотокатода ФЭУ; большим динамическим диапазоном его выходных сигналов, который составляет $30 \div 50$; относительно длинным собственным передним фронтом импульса фотоумножителя (~ 5 нс). Тем не менее, такое разрешение превосходит лучшее значение, получаемое в настоящее время для кристаллов германата висмута даже при использовании формирователей со следящим порогом ($3 \div 5$ нс).

Конструкция модуля

Основываясь на этих предварительных испытаниях, разработали модуль ПЭТ, схематически изображенный на рис.3 и представляющий собой кассету с тонкими стальными перегородками на 32 ячейки, в которые собираются композиционные сцинтилляторы, содержащие по 160 слоев пластического сцинтиллятора и свинцовой фольги толщиной 150 мкм и 33 мкм соответственно. Междетекторное расстояние составляет 5,2 мм, высота ячейки — 20 мм, длина по направлению движения γ -кванта — 30 мм. Плотность упаковки детекторов — около 90%.

Модули предназначены для размещения по внутреннему диаметру дюралюминиевого кольца. Шестнадцать модулей, в свою очередь, образуют непрерывное кольцо из 512 детекторов с внутренним диаметром 850 мм. Для уменьшения доли рассеянных γ -квантов применен свинцовый коллиматор с внешним и внутренним диаметрами 800 и 600 мм соответственно и шириной щели 20 мм.

Следует также отметить используемую в этом модуле кодировку номера сработавшего сцинтиллятора, которая позволяет вдвое уменьшить количество необходимых фотоумножителей. Это стало возможно благодаря тому, что каждый ФЭУ с помощью световода просматривает три соседних сцинтиллятора. Рассмотрим три случая:

1. — вспышка света произошла в сцинтилляторе C_{i-1} , тогда одно-

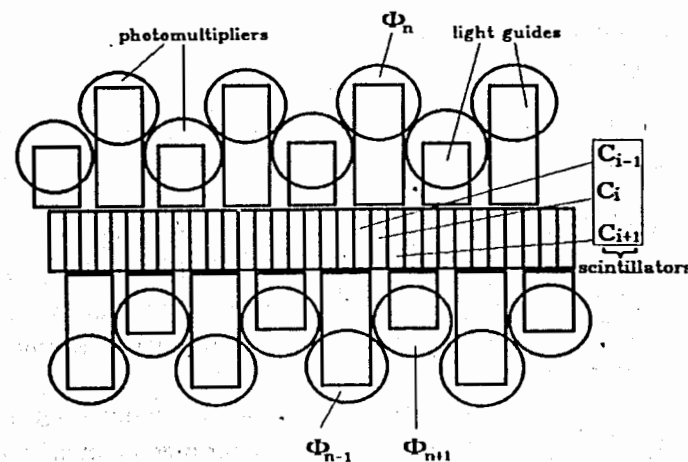


Рис.3. Схематическое изображение модуля ПЭТ (вид со стороны налетающего γ -кванта).

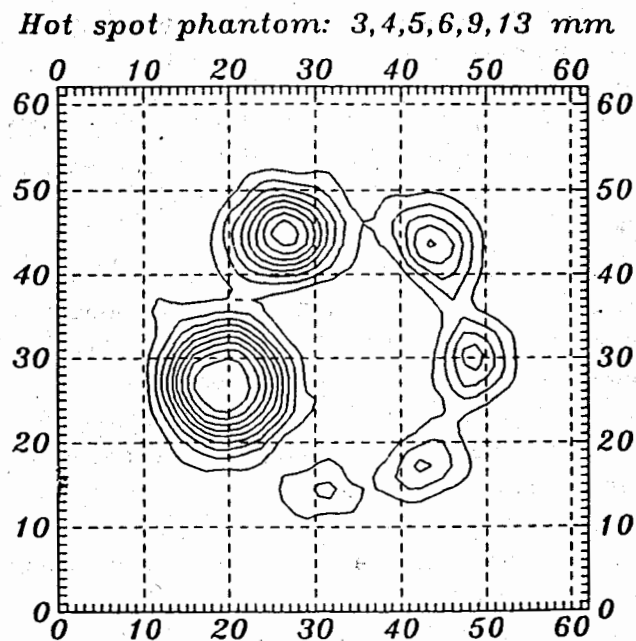


Рис.4. Томограмма фантома в виде изоуровней.

временно появятся импульсы с ФЭУ Φ_n и Φ_{n-1} (см. рис.3);

2. –сработал сцинтиллятор C_i , тогда импульс появится только в фотоумножителе Φ_n ;
3. –сработал сцинтиллятор C_{i+1} – импульсы придут с ФЭУ Φ_n и Φ_{n+1} и так далее.

Для усиления, формирования и декодирования сигналов с фотоумножителей, а также передачи данных в ЭВМ, в ЛЯП ОИЯИ были разработаны и изготовлены электронные блоки в стандарте КАМАК КЛ357 и КЛ358^{6/}. Весь комплект блоков занимает 17 станций в крейте КАМАК.

На первом этапе для выяснения работоспособности системы было изготовлено два детекторных модуля, которые располагались на кольце один напротив другого. Это дало возможность получать томограммы небольших (3÷5 см) аксиально–симметричных объектов (цилиндр, кольцо), а также асимметричных, получая все необходимые проекции в результате нескольких измерений при разном угловом положении объекта.

Для получения реконструированного изображения по измеренным проекциям была реализована программа на языке FORTRAN, использующая алгоритм свертчного типа. Для персонального компьютера типа IBM–486 время восстановления одного изображения составило 12 с.

Пространственное разрешение было измерено с помощью тефлоновой нити диаметром 2 мм, облученной на ускорителе и затем выставленной точно на ось детекторного кольца. Полная ширина на половине высоты (ПШПВ) реконструированного изображения нити составила 4,9 мм, что не уступает разрешению большинства современных конструкций ПЭТ. Для получения осевого пространственного разрешения нить была ориентирована перпендикулярно оси и перемещалась вдоль нее с шагом 1 мм. ПШПВ кривой зависимости скорости совпадений в единицу времени от положения нити оказалась равной 10,5 мм.

На рис.4 в виде изоуровней представлено реконструированное изображение фантома, представляющего собой цилиндр из оргсте-

кла диаметром 60 мм, внутри которого имеется 6 отверстий диаметрами 3, 4, 5, 6, 9 и 13 мм, заполненных β^+ –излучающим изотопом Na^{22} . Как можно видеть, томограмма хорошо передает все геометрические особенности фантома.

Основные выводы работы

1. Предложен и изготовлен новый тип детектора для ПЭТ на основе органического пластического сцинтиллятора и свинцового конвертора. Измерены его основные характеристики – эффективность регистрации γ –квантов с энергией 511 кэВ и временное разрешение, которые составили 45% и 1,7 нс соответственно.
2. Разработаны и изготовлены два модуля ПЭТ на основе этих детекторов, состоящие из 32 сцинтилляторов и 16 ФЭУ каждый. С их помощью измерены радиальное и осевое разрешения будущей полномасштабной установки, которые оказались равны 4,9 мм и 10,5 мм соответственно, а также получено реконструированное изображение фантома.
3. Предложена и опробована схема кодировки номера сработавшего сцинтиллятора, позволяющая при относительно большом диаметре используемых фотоумножителей (30 мм) довести число детекторов до 512 на кольцо при числе ФЭУ 256 и тем самым получить высокое пространственное разрешение, отказавшись от использования механического перемещения датчиков.

В заключение авторы выражают благодарность всем сотрудникам, принимавшим участие в изготовлении и сборке детекторных модулей.

ЛИТЕРАТУРА.

1. Yamashita T. Clinical PET in Oncology. Senday, Japan, 16- 18 May 1993, p.11.
2. Derenzo S.E. IEEE Trans. Nucl. Sci., 1981, vol.22, p.131.
3. John A. Mc.Intyre et al. IEEE Trans. Nucl. Sci., 1986, vol.33, no.1, p.425.
4. Eggert K. et.al. Nucl. Instr. and Meth., 1975, 126, p.477.
5. McKee B.T.A. et.al. Nucl. Instr. and Meth., 1985, 234, p.191.
6. Борейко В.Ф. и др. Международный семинар КАМАК- 92. Варшава, 29 сентября- 2 октября 1992 г., Д13- 92- 581, с. 259.

Рукопись поступила в издательский отдел
31 марта 1995 года.

Зорин В.П., Мицын Г.В., Савченко О.В.

P13-95-149

Модуль позитронного эмиссионного томографа на основе композиционных сцинтилляторов

Представлен новый тип детектора для позитронного эмиссионного томографа (ПЭТ), названный авторами композиционным сцинтиллятором и являющийся набором из тонких чередующихся слоев пластического сцинтиллятора и свинцовой фольги. Эффективность регистрации аннигиляционных γ -квантов составила 45% для счетчика размером $15 \times 20 \times 30$ мм. Временное разрешение для одинарного счетчика равно 1,7 нс.

Разработаны и изготовлены 2 модуля для однокольцевого полнотельного ПЭТ в виде кассеты с тонкими стальными перегородками на 32 ячейки, в которые собираются композиционные сцинтилляторы. Шаг детекторов — 5,2 мм, плотность их упаковки ~90%. В модуле применена кодировка номера сработавшего сцинтиллятора, позволяющая вдвое уменьшить количество фотоумножителей.

Получены томограммы небольших объектов, а также измерено пространственное разрешение будущей установки, которое оказалось равным 4,9 мм в плоскости и 10,5 мм по оси.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 1995

Перевод авторов

Zorin V.P., Mitsin G.V., Savchenko O.V.

P13-95-149

Module for Positron Emission Tomograph on the Basis of Composite Scintillator

A module for a single-ring whole-body positron emission tomograph consisting of a new kind of scintillator is presented. The scintillator is a composition of 160 alternating plastic scintillator and lead foil layers 0.15 mm and 0.033 mm thick respectively. The detection efficiency of this $15 \times 20 \times 30$ mm³ counter to 511 keV annihilation photons is 45%. The time resolution of the counter is 1.7 ns.

Two modules are developed and constructed. Each of them contains 32 scintillators separated by thin steel screens. The detector to detector spacing is 5.2 mm, the packing fraction is 90%. The modules have a light coding system that makes it possible to halve the number of photomultiplier tubes.

The spatial transaxial and axial resolutions in the centre of the field of view are measured. The values obtained are 4.9 mm and 10.5 mm respectively. The images of small phantoms are also measured and reconstructed.

The investigation has been performed at the Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 1995