

лой человек и у него присутствует мышечный тремор, то перед исследованием нужно тщательно зафиксировать нижнюю челюсть.

2. Создание виртуальной компьютерной модели. При этом может быть отдельно создана виртуальная модель верхней челюсти, нижней челюсти, одна из половин челюсти или любой ее фрагмент. Полученная 3D модель конвертируется в формат STL, который воспринимает практическое большинство CAD/CAM систем и систем с ЧПУ станков и обрабатывающих центров. Вместе с программой просмотра моделей, например, Dental3D, модель может быть переслана врачу-имплантологу для первичной оценки и возможной корректировки.

3. Производство физической анатомической модели в виде готового изделия из полимера (PMMA, PVC) или другого материала при помощи технологий Rapid Prototyping, 3D печати или механической обработки на 5-ти координатном обрабатывающем центре.

4. Качество и точность производства аналогов анатомических моделей в виде имплантатов или шаблонов для имплантации зависит от точности реализации каждого из этапов моделирования и материализации моделей.

Литература

1. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
2. Сизиков В.С. Математические методы обработки результатов измерений: Учебник для вузов. – СПб: Политехника, 2001. – 240 с.
3. Mamalis A.G., Chuiko A.N., Vakulenko I.J., Yakymenko R.O., Lavrynenko S.N. 3D Modelling of Individual Dental Implants // Материалы междунауч. науч.-техн. конф. MicroCAD'2010, Харьков: НТУ"ХПИ", 2010. – С. 141.

УДК 615.47:16-073

БЛОК ДЕТЕКТИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ТОМОГРАФА

М.В. Дубровкина

Кандидат технических наук, заведующая лабораторией*

Контактный тел.: (0642) 71-75-92, 068-689-01-60

E-mail: margarita_dubrov@mail.ru

В.П. Литвин

Старший научный сотрудник*

*Научно-исследовательская лаборатория
специализированных систем

Научно-исследовательский и проектно-конструкторский
институт «Искра»

ул. Звейнека, 145 с, г. Луганск, Украина, 91033

Розроблена конструкція блоку детектування томографа, яка забезпечує високу чутливість та ефективність томографа без переміщення блоку детектування відносно досліджуваного об'єкта

Ключові слова: томограф, блок детектування, маска, сцинтиляційний кристал

Разработана конструкция блока детектирования томографа, обеспечивающая высокую чувствительность и эффективность томографа без перемещения блока детектирования относительно исследуемого объекта

Ключевые слова: томограф, блок детектирования, маска, сцинтилляционный кристалл

A construction of a tomograph detection assembly is designed. It provides high sensitivity and operational efficiency of tomograph without moving of the detection assembly relative to an investigated object

Keywords: tomograph, detection assembly, mask, scintillation crystal

1. Введение

Одним из наиболее перспективных направлений медицинской диагностики, которое основано на визуализации радиационно-изотопного воздействия на органы человека и служит для диагностики и локализации целого ряда заболеваний является

радионуклидная диагностика [1]. Радионуклидная диагностика заключается в анализе информации, полученной после введения в организм пациента определенного химического или биологического соединения, которое содержит радионуклид з гамма-излучением, с последующей регистрацией пространственно-временного распределения этого

соединения с помощью позиционно-чувствительного детектора гамма-излучения. На основании полученных результатов строится совокупность временных гистограмм (гамма-хронограмм). По полученным статическим изображениям исследуемого органа делается вывод о наличии и размере патологической области с аномальным распределением радиофармпрепарату.

2. Актуальность исследований

Перспективность развития радионуклидной диагностики способствовала разработке разнообразных по конструкции томографов. В [2] представлены 2 конфигурации конструкции томографа. В первом случае источник излучения освещает многоканальных детекторов. Источник излучения и детекторы закреплены на «коромысле», которое непрерывно вращается вокруг пациента более чем на 360°. Во втором случае большое количество детекторов установлено на неподвижном кольце. Внутри кольца или за его пределами находится источник излучения, который непрерывно вращается вокруг пациента. В [3] описан томограф спирального сканирования, в котором рентгеновская трубка и детекторы вращаются непрерывно благодаря конструкции гентри с кольцом скольжения, данные исследования непрерывно накапливаются одновременно с перемещением пациента через раму. Основными недостатками данных томографов является то, что при каждом положении стола с пациентом получается один срез, а большое количество перемещений приводит к усложнению конструкции и удорожанию томографа, а тому же движение пациента во время сбора данных при разных положениях трубки ведут к появлению артефактов изображения. В источниках [4,5] представлены томографы, в основе блока детектирования которых – сцинтилляционный кристалл с одним или несколькими коллиматорами и фотоэлектронные умножители.

Основными недостатками рассмотренных конструкций томографов является необходимость перемещения блока детектирования относительно исследуемого объекта для фокусировки необходимого среза объекта и получения его четкого изображения, а также необходимость использования комплекта коллиматоров, что снижает чувствительность блока детектирования и усложняет конструкцию томографа.

Целью работы является разработка конструкции блока детектирования томографа, которая обеспечивает высокую эффективность томографа и позволяет получать четкое томографическое изображение исследуемого объекта без перемещения блока детектирования относительно этого объекта.

3. Полученные результаты

Томограф состоит из блока детектирования, блока обработки, в котором формируются соответствующие сигналы, и аппаратуры управления и наблюдения.

В отличие от представленных в [2-6] конструкциях блока детектирования томографа в разработанной конструкции [7]:

- точка крепления маски расположена таким образом, что геометрическая ось маски совмещена с осью сцинтилляционного кристалла и с точкой своего крепления;

- площадь маски эквидистантна площади сцинтилляционного кристалла блока детектирования во всех своих положениях;

- маска может перемещаться вдоль своей продольной оси в направлении сцинтилляционного кристалла.

На рис. 1 представлено изображение блока детектирования томографа.

Блок детектирования состоит из модуля детектирования 1, который включает в себя сцинтилляционный кристалл 2, световод 3 и набора фотоэлектронных умножителей 4, и оснащена маской 5, которая может поворачиваться в точке своего крепления 7, находящейся на общей геометрической оси 6 всех вышеперечисленных элементов. На изображении также обозначены элементы крепления маски 8 (количество определяется конструктивно). Поверхность 9 плоской маски расположена на заданном расстоянии от поверхности 10 кристалла и является эквидистантной ей в любом своем положении. Стрелками 11 обозначено направление поворота маски вокруг блока детектирования. Стрелками 12 обозначен поток излучения от исследуемого объекта. Маска может перемещаться вдоль оси 6 по стрелке 13 приближаясь или отдаляясь от блока детектирования, т.е. может меняться расстояние 1 до кристалла 2.

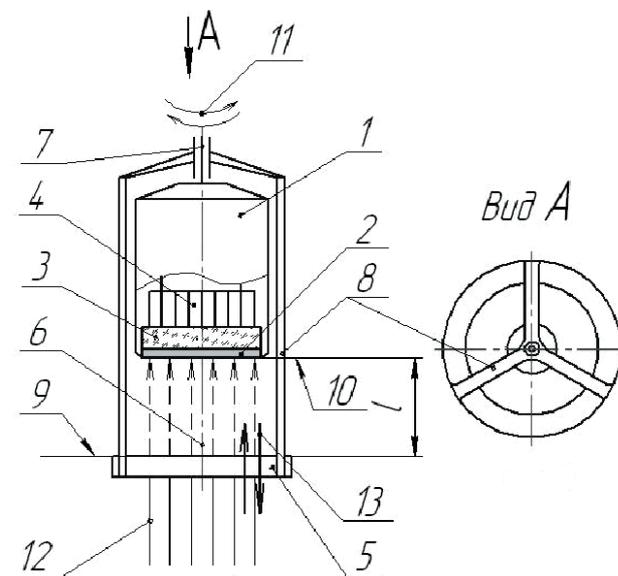


Рис. 1. Разработанный блок детектирования медицинского томографа: 1 – модуль детектирования, 2 – сцинтилляционный кристалл, 3 – световод, 4 – набор фотоэлектронных умножителей, 5 – кодированная маска, 6 – геометрическая ось всех элементов, 7 – точка крепления маски, 8 – элементы крепления маски, 9 – поверхность плоской маски, 10 – поверхность кристалла, 11 – направление поворота маски вокруг блока детектирования, 12 – поток излучения от исследуемого объекта, 13 – направление движения маски

При диагностике блок детектирования направляется на исследуемый объект. Излучаемые исследуемым объектом гамма-кванты 12 проходят вдоль оси 6 через маску 5 и попадают на кристалл 2. В результате воздействия с кристаллом возникают сцинтилляционные световые вспышки, каждую из которых регистрируют несколько фотоэлектронных умножителей. В блоке обработке сигнал с каждого фотоэлектронного умножителя подвергается оцифровке, и вычисляются координаты сцинтилляционного события, которые передаются в центральный компьютер. Обработка поступающих с блока детектирования (точнее с фотоэлектронных умножителей) сигналов выполняется при двух положениях маски. Первое ее положение – исходное, второе – после поворота на определенный угол вокруг оси 6. Таким образом, в первом положении лучи попадают на кристалл через маску, а во втором – через ее антипод, т.е. через антимаску. Это обеспечивает высокую чувствительность блока детектирования и эффективность томографа. Обеспечение четкого изображения исследуемого объекта выполняется благодаря перемещению маски вдоль оси 6 за счет изменения расстояния 1 от маски до кристалла, что позволяет фокусировать необходимый срез объекта.

4. Выводы

Разработана конструкция блока детектирования томографа, которая обеспечивает высокую эффективность томографа и позволяет получать четкое томографическое изображение исследуемого объекта без перемещения блока детектирования относительного этого объекта.

Это достигается благодаря применению кодированной маски в двух положениях: маска и антимаска. Это обеспечивает высокую чувствительность и эффективность томографа без усложнения его конструкции.

Также использование такой маски позволяет фокусировать необходимый срез объекта за счет изменения расстояния от маски до сцинтилляционного кристалла. Это обеспечивает получение четкого томографического изображения исследуемого объекта без перемещения блока детектирования относительного этого объекта.

Использование маски и для обеспечения высокой эффективности томографа и для получения четкого томографического изображения позволяет упростить конструкцию блока детектирования и томографа в целом.

Литература

1. Агаханян Т.М. Электронные устройства в медицинских приборах: Учебное пособие / Т.М.Агаханян, В.Г.Никитаев. – БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005. – 512 с.
2. Курьянович Е.Е. Моделирование эмиссионной томографии с конфокальной системой коллиматоров [Электронный ресурс]. / Курьянович Е.Е. – Черноголовка, 2007. – Режим доступа: <http://purple.iptm.ru/mfti/dis/k1.pdf>.
3. Марусина М.Я. Современные виды томографии / М.Я. Марусина, А.О. Казначеева. – Санкт-Петербург, 2006. – 152 с.
4. Калашников С.Д. Физические основы проектирования сцинтилляционных гамма-камер / С.Д. Калашников. – М: Энергоатомиздат, 1985. – 120 с.
5. МиниСкан» – продукція інституту рентгенівської оптики (Росія, м. Москва) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.xrayoptic.ru/index.htm>.
6. Арлычев М.А. Двухдетекторный однофотонный эмиссионный гамма-томограф «ЭФАТОМ». / М.А. Арлычев, В.Л. Новиков, А.В. Сидоров [та ін.] // Журнал технической физики, 2009. – Том 79. – Вып. 10. – С. 138-146.
7. Пат.52587 Україна, МПК А61В 6/00, МПК G01Т 1/29 Блок детектування для томографа / Литвин В. П., Бігвава В.А., Дубровкіна М.В., Плахотнік В. Ю., заявник та власник НДПКІ «Іскра». – №u2010 05067; заявл. 26.04.2010; опубл. 25.08.10, Бюл. № 16.