

ПОЛУЧЕНИЕ РАДИОНУКЛИДОВ ДЛЯ ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

А.В. Савков

*ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова»,
а\г Лесной, РНПЦ ОиМР, 223040, Минский район, Беларусь,
тел. +375 29 6421495, E-mail: savkov.00@mail.ru*

The main advantages of positron emission tomography use in the early diagnosis of oncological, cardiological, neurological diseases, as well as questions, which are related to obtaining of positron emitting nuclides at medical accelerators for the production of radiopharmaceuticals, which are based on them are considered in this article.

В течение последних десятилетий отмечается неуклонный рост тяжелых сердечно-сосудистых, онкологических и неврологических заболеваний. Успех проводимых лечебных мероприятий в первую очередь зависит от своевременности и точности диагностики, обеспечивающей объективную оценку как морфологических, так и функциональных изменений в пораженных органах и тканях.

В настоящее время значительное развитие получила клиническая диагностика заболеваний человека с помощью введения в его организм радиоизотопов в индикаторных количествах – радионуклидная диагностика (РНД). Визуализация с помощью радиоизотопов включает в себя ряд методов получения изображения, отражающих распределение в организме меченных радионуклидами веществ. Эти вещества называются радиофармпрепаратами (РФП). Одним из новейших уникальных неинвазивных диагностических методов, основанных на использовании ультракороткоживущих радиоизотопов (УКЖР), является метод позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) [1].

В результате β^+ -распада ядро атома УКЖР покидают две частицы, высвободившаяся энергия делится между позитроном и нейтрино. При столкновении позитрона с электроном происходит взаимная аннигиляция (уничтожение) частиц. Выделившаяся при этом энергия испускается в виде двух γ -квантов (по 511 кэВ каждый), разлетающихся под углом $180 \pm 0,3^\circ$. Если радиоактивный распад происходит в плоскости кольцевого детектора томографа, то γ -кванты, образовавшиеся в результате аннигиляции, будут одновременно зарегистрированы двумя противоположными секторами детектора. Между двумя секторами, зафиксировавшими γ -кванты, можно провести условную линию, на которой будет располагаться точка аннигиляции. При наложении таких линий можно определить точку в организме человека, в которой локализован позитрон-излучающий нуклид. Принцип работы позитронно-эмиссионного томографа в упрощенном виде представлен на рис. 1. [1,2]

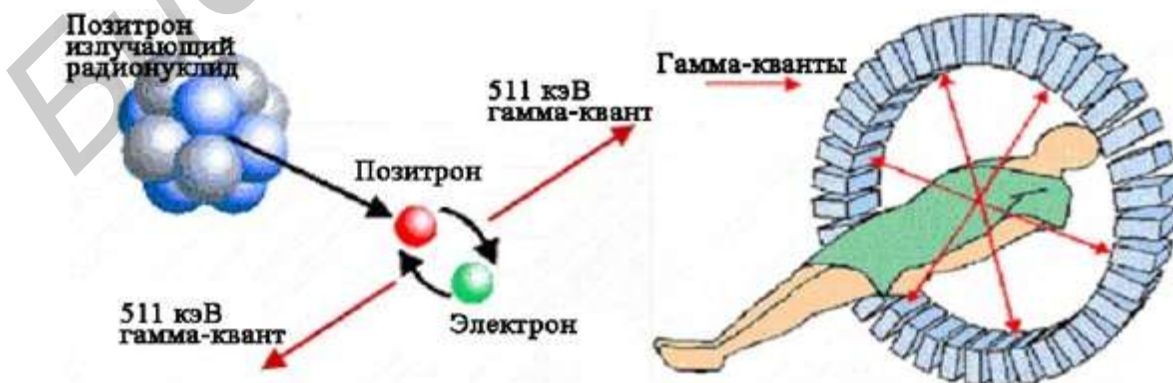


Рисунок 1 - Принцип работы позитронно-эмиссионного томографа

В настоящее время УКЖР для фармпрепаратов нарабатываются путем бомбардировки жидких, газовых и твердых мишеней пучками протонов, ускоренных на циклотроне (циклический ускоритель заряженных частиц), расположенном непосредственно в медицинском учреждении. Часть изотопов являются продуктами реакций типа (p,n), (p,2n) и (p, α) (реакции получения основных УКЖР представлены в таблице 1).

Таблица 1 - Реакции получения основных УКЖР

Изотоп	Химическая формула	Ядерная реакция
^{11}C	CO_2	$^{14}\text{N} (p,n) ^{11}\text{C}$
	CH_4	
^{13}N	NH_3	$^{16}\text{O} (p,\alpha) ^{13}\text{N}$
^{15}O	O_2	$^{16}\text{O} (p,pn) ^{15}\text{O}^*$
^{18}F	F^-	$^{18}\text{O} (p,n) ^{18}\text{F}$
	F_2	$^{18}\text{O}_2 (p,n) ^{18}\text{F}$

* Реакция возможна при энергии пучка протонов не менее 30 МэВ.

Принцип работы циклотрона следующий. Циклотрон состоит из двух полых D-образной формы медных электродов (дуантов), помещённых в вакуумную камеру между полюсами большого электромагнита (рис. 2).

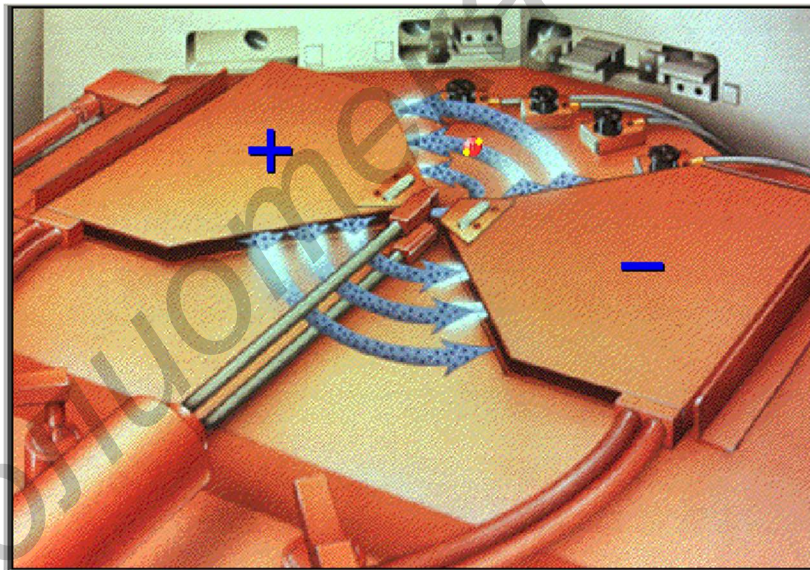


Рисунок 2 - Схема устройства циклотрона

Его магнитное поле за счет силы Лоренца искривляет траекторию частиц. Внутри дуантов электрическое напряжение равно 0. Дуанты разделены между собой узким зазором. Вблизи от центра дуантов располагается источник ионов–инжектор (как правило, электрическая дуга в газе), который служит генератором заряженных частиц. Полярность напряжения на дуантах меняется после каждого пол-оборота, так, что скорость частицы возрастает каждый раз, когда она пересекает щель между дуантами, и радиус её движения увеличивается на каждом витке благодаря возросшей скорости. Поэтому траектория движения частиц превращается в плоскую раскручивающуюся спираль. Для ускорения частиц до высоких энергий необходимо лишь, чтобы магнитное поле и частота высоковольтного напряжения отвечали условию резонанса. При выполнении этого условия

частицы будут дважды за оборот проходить через зазор между дуантами в нужный момент времени. В результате этого, частицы достигают камеры мишени в циклотроне имея необходимую энергию [3].

При подготовке к облучению, внутрь камеры мишени помещают стабильный химический изотоп. Протонный пучок из циклотрона влетает в камеру мишени и путем ядерной реакции преобразует стабильный материал мишени в радиоактивный изотоп. На рисунке 3 изображена мишень для получения изотопа ^{18}F путем облучения обогащенной по кислороду воды H_2^{18}O . Радиоизотопы нестабильны и распадаются, вызывая при этом эмиссию позитронов. Эта особенность и используется при визуализирующих исследованиях позитронно-эмиссионной томографии. Полученные изотопы используют для синтеза РФП[4].



Рисунок 3 – Мишень для облучения H_2^{18}O пучком протонов.

Таким образом, учитывая постоянный рост числа онкологических заболеваний, актуальность вопроса диагностики на ранних стадиях не вызывает сомнений. Сегодня к методам диагностики предъявляются самые высокие требования. Неотъемлемой частью синтеза РФП является производство необходимого радионуклида. Это весьма дорогой и технологически сложный процесс, который сильно ограничен во времени в связи с малыми периодами полураспада УКЖР. Синтез РФП требует постоянной оптимизации расходов и совершенствования технологии производства.

К слову сказать, в октябре 2015 года на базе ГУ «РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова» открылся первый в Республике Беларусь Республиканский центр позитронно-эмиссионной томографии.

Литература

1. Позитронно-эмиссионная томография. Часть 1: Характеристика метода. Получение радиофармпрепаратов / С.Д. Бринкевич [и др.] // Медикобиологические проблемы жизнедеятельности. – 2013. – № 10. – С. 129 – 137.
2. Гранов А.М. ПЭТ в онкологической клинике/ А.М. Гранов, Л.А. Тютин, Костеников// Материалы X Российского онкологического конгресса. – 2006. – С.46-49.
3. Clinical Applications of Positron Emission Tomography (PET) Imaging in Medicine: Oncology, Brain Diseases and Cardiology / S.L. Kitson [et al.] // Current radio-pharmaceuticals. – 2009. – V. 2. – P. 224-253
4. Cyclotron produced radionuclides: physical characteristics and production methods/ Technical reports series № 468. – Vienna: International atomic energy agency, 2009. – 278 p.