

УДК 543.52+615.849

# РАЗРАБОТКА ТЕХНИКО-МЕТОДИЧЕСКИХ СРЕДСТВ ДЛЯ РАДИОМЕТРИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО ПЛАНИРОВАНИЯ РАДИОЙОДТЕРАПИИ

**Ю.М. Бакун\*, А.С. Апян\*, Н.Н. Лянной\*, Е.С. Матусевич\*,  
Н.Г. Шишканов\*\*\*, Р.А. Розиев\*\*\***

*\*Обнинский институт атомной энергетики, г. Обнинск*

*\*\*Медицинский радиологический научный центр РАМН, г. Обнинск*

*\*\*\*НПП "Медбиофарм", г. Обнинск*



В данной работе описана установка для измерения диагностических и терапевтических активностей радионуклида  $^{131}\text{I}$  и представлены методические разработки, позволяющие обеспечивать достоверность и высокую точность результатов измерений активностей  $^{131}\text{I}$  в щитовидной железе (ЩЖ) при диагностическом исследовании и терапии.

## ВВЕДЕНИЕ

Радиоактивный йод  $^{131}\text{I}$  уже более 50 лет используют для лечения такой патологии щитовидной железы как диффузный токсический зоб (ДТЗ), а также некоторых форм дифференцированного рака щитовидной железы. В последнее время индивидуальное дозиметрическое планирование радиойодтерапии ДТЗ рассматривается как наиболее оптимальный подход для назначения активностей  $^{131}\text{I}$  [1]. Значение активности в каждом конкретном случае определяется по поглощенной ЩЖ дозе излучения. Именно дозиметрическое планирование позволяет учитывать влияние таких параметров как масса ЩЖ, величина накопления и скорость выведения  $^{131}\text{I}$  из исследуемого органа, что и предопределяет высокую эффективность лечения.

Однако широкое распространение данного метода в клинической практике сдерживается рядом факторов. Основной из них – отсутствие соответствующего технико-методического обеспечения для изучения кинетики РФП в исследуемом органе. Для исследования кинетики диагностических активностей  $^{131}\text{I}$  в пределах 300–900 кБк, вводимых с целью оценки функционального состояния ЩЖ, сегодня существует достаточно широкий арсенал оборудования [2] и стандартизованные методики измерений [3]. Но для изучения поведения лечебного количества радиойода (от 0,03 до 1,1 ГБк) такое обеспечение отсутствует.

© Ю.М. Бакун, А.С. Апян, Н.Н. Лянной, Е.С. Матусевич, Н.Г. Шишканов,  
Р.А. Розиев, 2001

Для исследования кинетики диагностических и терапевтических активностей  $^{131}\text{I}$ , вводимых при лечении ДТЗ, была сконструирована установка из стандартных блоков технического назначения, допущенных к применению в медицинских лабораториях. Основные требования, предъявляемые к прибору, – это стабильность работы в области больших активностей и соответствие всем требованиям техники безопасности для пациентов и обслуживающего персонала (устойчивость штативов и стоек, на которых закреплены блоки детектирования, минимальные дозы облучения персонала, возможность дезактивации, заземление, помехозащищенность и т.д.). В работе представлено описание сконструированного прибора и методические разработки по определению активностей  $^{131}\text{I}$ , локализованных в ЩЖ.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Установка для исследования кинетики вводимых активностей РФП собрана на базе модулей системы “Вектор”, широко используемой в ядерной медицине[4]. Блочный принцип построения, характерный для системы “Вектор”, позволяет применять стандартный набор комплектующих и легко “модифицировать” его в соответствии с задачами исследования. Установка, изображенная на рис.1, выполнена на базе многоканального анализатора АМА-03Ф, спектрометрического тракта с двумя усилителями типа БУИ-3К и двумя коллимированными блоками детектирования типа БДЭГ-2-22 и 6931-17 (кристаллы NaI, активированные Tl, размерами  $\varnothing 40 \times 40$  и  $\varnothing 25 \times 25$ ). Коллимированные детекторы, закрепленные на штативе типа NZ-268 (фирма “Гамма”, Венгрия), с помощью механических приводов легко перемещаются в направлении трех координатных осей при ориентации на необходимую область измерения. Канал 1 предназначен для измерения диагностических активностей радионуклида, канал 2 – для измерения лечебных активностей. Для регистрации “полезного” гамма-излучения, исходящего только из ЩЖ, использовали коллиматоры типа NZ-136 (фирма “Гамма”, Венгрия). Конструкция коллиматора в терапевтическом канале дополнительно снабжена вставкой, частично перекрывающей входную поверхность сцинтиллятора и уменьшающей тем самым его чувствительный объем.

После первоначальной настройки прибора проведены тестовые измерения, а полученные при этом исходные показатели рассматривались в качестве эталонных для контроля работы прибора в дальнейшем. В работе изучены следующие эксплуатационные характеристики установки, представляющие интерес с точки зрения медицинской практики: энергетическое разрешение, линейность по энергии, просчеты и смещение фото-

пика при больших нагрузках. Исследованы также чувствительность детекторов в рабочем поле зрения (карты изосчетных зон коллиматоров).

В качестве средств измерения параметров установки использовали источники  $^{137}\text{Cs}$  и раствор  $\text{Na}^{131}\text{I}$  заданных активностей. Для имитации ЩЖ водный раствор  $\text{Na}^{131}\text{I}$  помещался в тканезквивалентном фантоме (фирмы “Гамма”), по форме и структуре являющемся аналогом шеи стандартного человека (рис.2).

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Непосредственное измерение терапевтических активностей на стандартном диагностическом оборудовании – гамматиреоградиометре (ГТРМ-01ц), дистанционном сцинтилляционном устройстве (ДСУ)

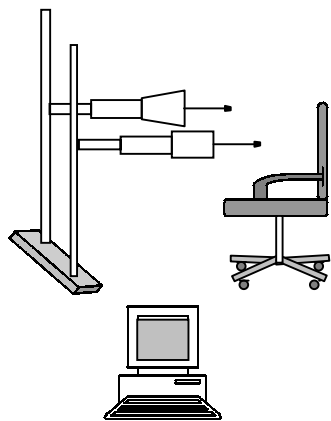


Рис. 1. Схематическое изображение установки

или аналогичной аппаратуре, конструктивно выполненной на базе сцинтилляционного датчика и одноканального анализатора импульсов, невозможно, поскольку вводимые при лечебных процедурах активности на два и более порядка превышают значения диагностических. Анализ имеющихся литературных источников позволил предложить ряд способов решения этой проблемы. Самый простой с точки зрения технической реализации способ – экранирование блока детектирования стандартной радиодиагностической установки свинцовыми пластинами [5]. Снижение скорости счета из-за наличия свинцовой защиты детектора неизбежно увеличит долю рассеянных гамма-квантов, регистрируемых детектором, и как следствие, приведет к ухудшению энергетического разрешения прибора, а при больших нагрузках – к просчетам и дрейфу пика полного поглощения.

Снижение загрузки измерительного тракта установки путем удаления детектора от источника излучения, которым в данном случае является пациент, также имеет свои негативные стороны. С увеличением расстояния растет поле обзора детектора, а значит, и доля рассеянного излучения, поступающего из участков тела, которые находятся вне исследуемой области (т.е. вне ЩЖ). Дополнительным коллимированием блока детектирования можно добиться снижения вклада регистрируемого рассеянного излучения, но в этом случае точность фиксации поглощения ЩЖ может оказаться недостаточной.

Использование второго канала – менее чувствительного сцинтилляционного датчика – с целью детектирования терапевтических активностей позволяет избежать этих недостатков. В работе [6] приведены основные характеристики сконструированного по такому принципу прибора – радиометра больших активностей (РБА) для измерения диагностических и лечебных активностей в щитовидной железе и в суставах (или других локализациях). Предложенный в [6] метод является удовлетворительным решением технико-методической проблемы, возникающей при дозиметрическом подходе, и позволяет с достаточной точностью определять активности  $^{131}\text{I}$ , вводимые с целью лучевого воздействия на ткань ЩЖ.

Аналогичный подход реализован авторами данной работы при создании собственной установки для исследования кинетики активностей РФП в организме пациента. Однако с появлением и широким внедрением в клиническую практику многоканальных анализаторов импульсов в данных установках предпочтительнее использовать такие анализаторы, а не одноканальные, как в работе [6]. Это обусловлено, прежде всего, недостатками последних – невозможностью оперативного слежения за смещением пика полного поглощения и положением окна амплитудного анализатора относительно пика. В связи с тем, что предполагается внедрение сконструированных по такому принципу приборов и в других лабораториях, в настоящем исследовании подробно описана экспериментальная часть работы и приведены технические характеристики прибора.

Тестовые испытания прибора включали в себя изучение 1) рабочих характеристик детекторов – зависимости скорости счета гамма-квантов от высокого напря-

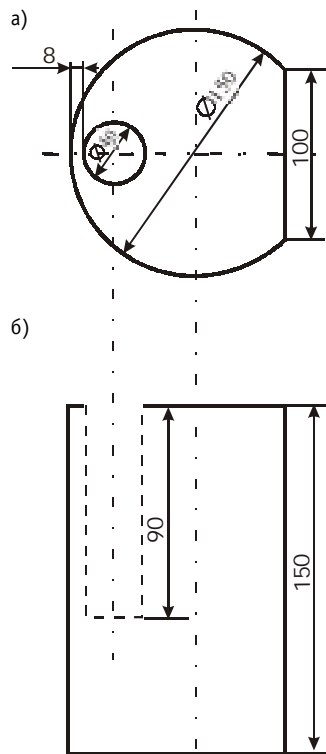


Рис.2. Фантом ЩЖ в проекциях: а) фронтальная и б) профильная

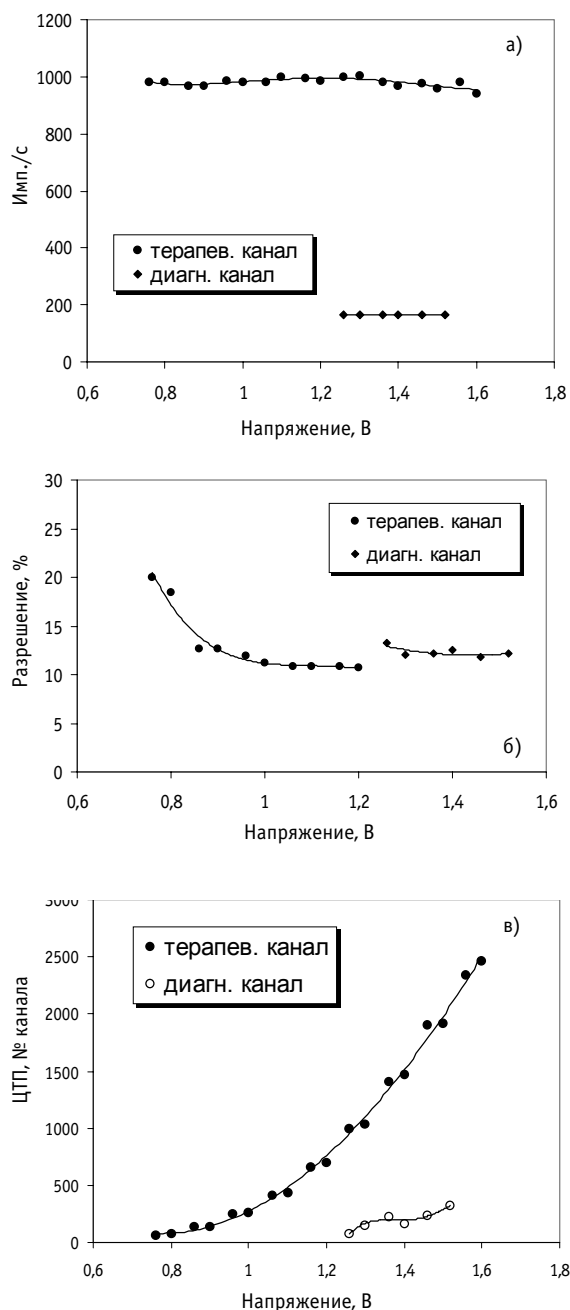


Рис. 3. Изменение скорости счета гамма-квантов (а), разрешения (б), положения центра тяжести пика (в) от напряжения  $U_{\text{вых}}$  детекторов

Снижение скорости счета при увеличении активности в поле зрения терапевтического детектора обусловлено его внутренними свойствами - временем разрешения, а также высокой вероятностью регистрации одновременно двух и более гамма-квантов. Снижение же скорости счета из-за мертвого времени многоканального анализатора компенсируется настройками последнего - заданием времени экспози-

жения  $U_{\text{вых}}$  подаваемого для питания фотоэлектронного умножителя (рис. 3а); 2) изменения от напряжения  $U_{\text{вых}}$  энергетического разрешения (рис. 3б), положения центра тяжести пика (рис. 3в) и отношения площади пика к площади фона.

Основные технические параметры каналов прибора представлены в табл. 1.

Тестовые измерения показали, что прибор работает стабильно в рабочих диапазонах активности. При больших нагрузках, когда мертвое время амплитудного анализатора достигает 14-15% от времени измерения, смещение пика полного поглощения не превышает  $\pm 0,1\%$  и  $-2\%$  за 30 с работы соответственно диагностического и терапевтического каналов. Что касается максимального смещения пика активности ЩЖ при больших нагрузках, то оно не превышает  $\pm 1\%$  и  $-12\%$  за время набора спектра соответствующим каналом в течение 7 мин. Калибровка шкалы энергии амплитудного анализатора по 3 пикам спектра излучения  $^{131}\text{I}$  ( $E_\gamma=284$  кэВ, 364 кэВ, 637 кэВ) и по пику спектра излучения  $^{137}\text{Cs}$  (с энергией  $E_\gamma=662$  кэВ) показала линейную зависимость между делениями шкалы анализатора и энергией регистрируемых гамма-квантов в широком диапазоне изменения напряжения  $U_{\text{вых}}$ .

Еще одним показателем, характеризующим эффективность работы прибора, являются потери счета в области больших активностей. На рис.4 представлена кривая просчетов для терапевтического канала радиометра. Нелинейное возрас-

Таблица 1

**Основные технические параметры каналов установки**

Характеристики прибора	Каналы регистрации	
	диагностический	терапевтический
Размеры кристалла NaI (Тl), мм	Ø 40x40	Ø 25x25
Расстояние от кристалла до торца коллиматора, мм	50	255
Диапазон измерения активности, МБк	0,037÷3,7	3,7÷740
Энергетическое разрешение по гамма-линиям $^{137}\text{Cs}$ , %	9	11
$^{131}\text{I}$ , %	11	
Чувствительность, имп/(сек*Бк)	$2,2 \times 10^{-4}$	$9,0 \times 10^{-6}$

ции по реальному и живому времени.

С целью уменьшения нагрузки измерительного тракта терапевтического канала в данной установке использовали, во-первых, менее чувствительный детектор (с малым эффективным сечением кристалла и небольшой толщиной) и конструкцию коллиматора с диафрагмой, частично перекрывающей входную поверхность сцинтиллятора. Снижение просчетов в области больших активностей также достигалось за счет минимального времени формирования фронта импульса ( $\tau=1\text{мкс}$ ), которое позволяет устанавливать импульсный блок усиления (БУИ-ЗК). Это, во-вторых. В-третьих, геометрия измерений выбиралась таким образом, чтобы счет в поле зрения детектора в плоскости, перпендикулярной оси детектора, оставался практически неизменным, а потери счета на данном расстоянии не превышали 10%. Поэтому, измерения проводились на расстоянии от торца коллиматора до источника излучения, равном 30 см.

Методика определения активностей радионуклидов предполагает измерение во времени активности  $^{131}\text{I}$ , накопленной тканью ЩЖ. Для определения значений активностей радионуклидов, захватываемых ЩЖ, пользовались относительным методом – сравнением скорости счета гамма-квантов от человека со скоростью счета гамма-квантов от фантома ЩЖ, куда помещался источник известной активности. Поэтому вторая часть экспериментальных работ, проводимых на сконструированном приборе, включала в себя фантомные измерения. Чувствительность диагностического и терапевтического каналов

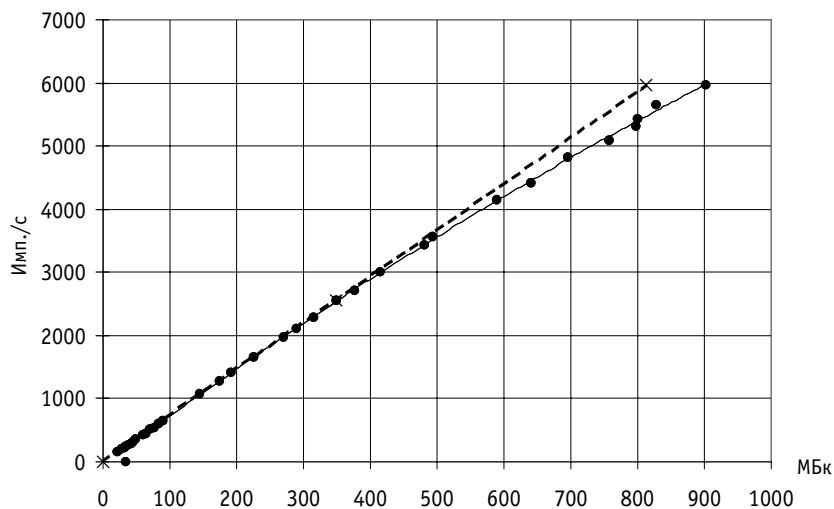


Рис. 4. Кривая просчетов терапевтического детектора

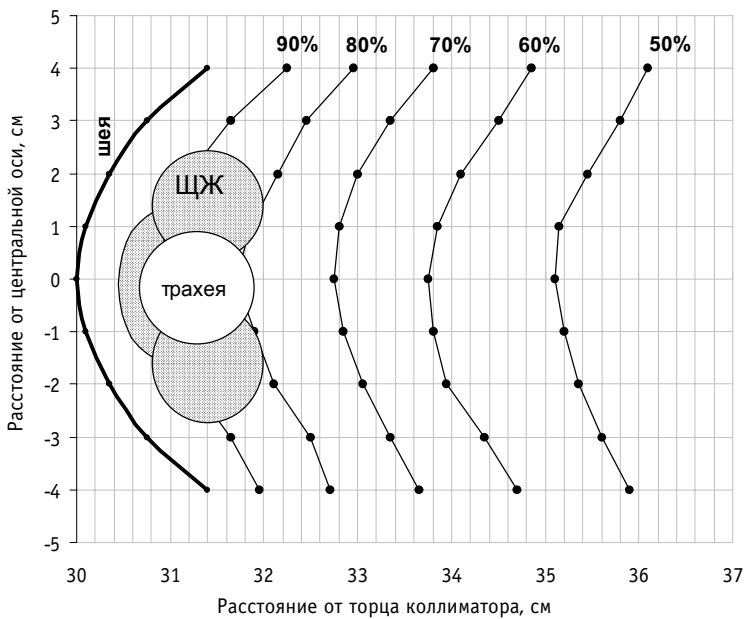


Рис. 5. Карта изосчетных зон терапевтического детектора

установки, определяемая как отношение скорости счета импульсов от фантома ЩЖ к активности этого же фантома, представлена в табл. 1.

В силу анатомических особенностей строения тела конкретного человека размеры и расположение ЩЖ могут отличаться от параметров стандартного фантома, имитирующего ЩЖ, было исследовано изменение скорости счета в рабочем поле зрения детекторов при удалении точечного источника от точки измерения, расположенной на расстоянии 30 см от торца коллиматора по оси детектора. Точечный источник ( $\text{Na}^{131}\text{I}$ ) передвигался в горизонтальной плоскости, проходящей через ось детектора: по оси X откладывали удаление источника от оси детектора (что соответствовало ширине долей ЩЖ), а по оси Y – удаление по оси детектора (этим имитировали изменение глубины долей ЩЖ). Для получения данных, близких к клинической ситуации, карты изосчетных зон коллиматоров составляли в тканезквивалентной среде – воде. Согласно карте, которая представлена на рис.5, изменение скорости счета в пределах объема ЩЖ, обусловленное поглощением ионизирующего излучения в мягких тканях ЩЖ, не превышает 10-15 %. На рис. 5 также представлено схематическое изображение щитовидной железы, состоящей из двух долей и перешейка, прилегающего к трахее.

Погрешность методики измерения локализованных в ЩЖ активностей  $^{131}\text{I}$  складывается из следующих составляющих:

$$\delta = \sqrt{\delta_{\text{калибр}} + \delta_{\text{поглощ}}}$$

где  $\delta_{\text{калибр}}$  - относительная погрешность калибровки прибора, 20%;  $\delta_{\text{поглощ}}$  - относительная погрешность, связанная с изменением скорости счета в пределах ЩЖ, 15%.

Остальные погрешности ввиду малости их значений не принимались во внимание. В целом конечная погрешность методики измерения активностей  $^{131}\text{I}$  в ЩЖ не превышает 25%.

**ВЫВОДЫ**

Создан прибор для измерения локализованных в ЩЖ диагностических и терапевтических активностей открытых радионуклидов  $^{131}\text{I}$ , применяемых при радиойодтерапии

диффузного токсического зоба ЩЖ. Показано, что прибор удовлетворяет поставленным задачам - стабильно работает при больших нагрузках. Предложенная методика измерения накапливаемых ЩЖ активностей  $^{131}\text{I}$  позволяет определять значения активностей радионуклидов с погрешностью не более 25%.

### **Литература**

1. Апян А.С., Розиев Р.А. Применение  $^{131}\text{I}$  для лечения диффузного токсического зоба // Известия вузов. Ядерная Энергетика. - 2000. - №2. - С. 127-133.
2. Приборы для радиоизотопной диагностики в медицине / Под редакцией Л.С. Горн - М.: Атомиздат, 1978.
3. Стандартизованные методики радиоизотопной диагностики: Методические рекомендации. - Обнинск, 1987.
4. Курочкин С.С. Системы КАМАК-БЕКТОР. - М., 1981.
5. Bockish A., Jamitzky T., Derwanz R., Biersack H. Optimized dose planning of radioiodine therapy of benign thyroidal diseases // J. Nucl. Med. - 1993. - №34. - P. 1632-1638.
6. Денисенко О.Н., Иванов В.И., Дроздовский Б.Я., Ю.Н. Никулин и др. Техничко-методические аспекты клинической дозиметрии при радионуклидной терапии // Медицинская радиология и радиационная безопасность. - 1990. - Т. 35. - №2. - С. 48-52.

Поступила в редакцию 9.07.2001

This paper deals with the application of primary to secondary heat transfer and secondary coolant vaporization process in the WWER-1000 Steam Generator for the Nuclear Power Plant. The RELAP5/MOD3.2 computer code is used for simulation of hydrodynamic and thermal parameters of the horizontal Steam Generator with U-tube heating surface. The results of steady state and natural circulation of computational analysis are presented and compared with known Steam Generator data.

**УДК 543.52+615.849**

*Development of Technicomethodical Means for Radiometric Investigations and Dosimetric Design of Radioiodine Therapy \ Yu. M. Bakun, A. S. Apyan, N. N. Lyannoy, E. S. Matusevich, N. G. Shishkanov, R. A. Roziev; Editorial board of journal "Izvestia vissikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetika" (Communications of Higher School. Nuclear Power Engineering). - Obninsk, 2001. - 7 pages, 5 illustrations, 1 table. - References - 6 titles.*

The measuring tracer and treatment radionuclide ( $^{131}\text{I}$ ) activities device and method to ensure reliable and high accuracy of measuring results of iodine activity in the thyroid in courses of tracer research and therapy is presented in this paper.