

Интегрально-кодовые системы регистрации ионизирующих излучений. Биполярные измерения

Г. А. ФЕДОРОВ, С. А. ТЕРЕЩЕНКО

Приведены результаты исследования и сравнения биполярных и униполярных схем регистрации, предназначенных для определения пространственных распределений источников ионизирующего излучения, с использованием интегрально-кодовых систем измерений. Показано некоторое преимущество биполярных систем при получении изображений на основе метода фокусных плоскостей.

Ключевые слова: интегрально-кодовая система измерений, биполярная схема измерений, кодирующий коллиматор.

Two-polar and unipolar measurements for reconstruction of space distributions of ionizing radiation sources are investigated and compared with using of multiplexed systems. There are shown some advantage of the two-polar multiplexed systems for imaging reconstruction based on method of focal planes.

Key words: multiplexed measuring system, two-polar scheme of measurements, encoding collimator.

Данная работа примыкает к циклу публикаций [1—6] под общим названием «Интегрально-кодовые системы регистрации ионизирующих излучений». В [3—6] был исследован предложенный ранее [7] метод фокусных плоскостей, основанный на фокусирующих свойствах кодирующих коллиматоров — основной составной части интегрально-кодовых систем измерений (ИКСИ). В соответствии с методом фокусных плоскостей объект с трехмерным распределением γ -излучающего нуклида условно моделируется несколькими плоскостями, параллельными плоскости торца позиционно-чувствительного детектора. Затем посредством вертикального дискретного сканирования с шагом, равным расстоянию между выбранными плоскостями объекта, проводятся измерения, в каждом из которых в фокусе последовательно находится одна из этих условных плоскостей. Такой способ измерений позволяет не только определить сфокусированные изображения в фокусных плоскостях и выровнять масштаб всех изображений, но и получить достаточное количество информации для решения системы линейных алгебраических уравнений (СЛАУ), чтобы исключить или уменьшить влияние нефокусных плоскостей на изображения в плоскостях фокуса [6]. В значительном числе приложений (гамма-съемка местности, поиск локальных источников в реакторных залах, рентгеновская и гамма-астрономия) ИКСИ может находиться только с одной стороны объекта исследования, т. е. проводятся униполярные измерения. Однако в ряде приложений (медицинская эмиссионная томография и др.)

существует возможность использования второй ИКСИ, расположенной с противоположной стороны объекта так, чтобы в процессе измерений одна и та же плоскость объекта была фокусной для обеих ИКСИ. Системы измерений с двумя противоположно расположенными детекторами называют биполярными, и они широко применяются в современных медицинских гамма-камерах с традиционными некодирующими коллиматорами для получения трансаксиальных томограмм в круговой геометрии измерений с параллельными проекциями. Использование техники кодирования

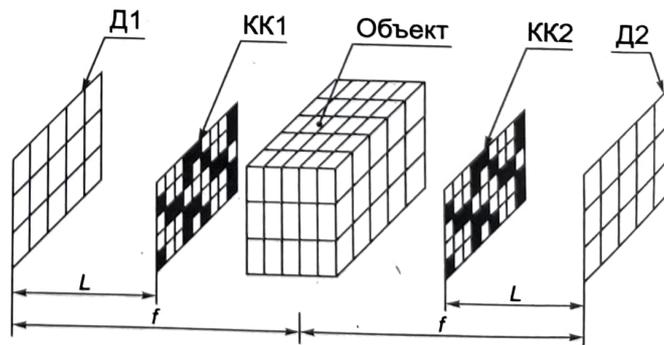


Рис. 1. Биполярная ИКСИ:

Д1 и Д2 — позиционно-чувствительные детекторы, КК1 и КК2 — кодирующие коллиматоры, L — расстояние между коллиматором и детектором, f — фокусное расстояние

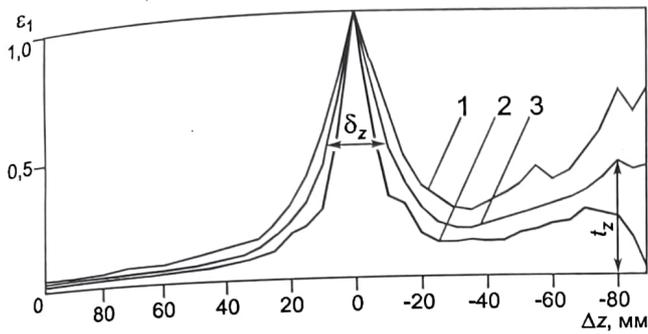


Рис. 2. Аппаратные функции (АФ) униполярной ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 20×20-П: 1, 2, 3 — соответственно верхняя, нижняя и средняя АФ; δ_z — глубинное разрешение, t_z — максимальная амплитуда ложных пиков для средней АФ

излучения обеспечивает получение продольных (корональных, сагиттальных) томограмм при биполярных схемах регистрации без вращения измерительных блоков гамма-камеры (рис. 1). Для проведения таких исследований подходит, например, система Philips SKYLIGHT, являющаяся новейшей разработкой в семействе гамма-камер, при включении в ее комплектацию сменных кодирующих коллиматоров. Она имеет новаторскую конструкцию без жесткого гентри с двумя прямоугольными детекторами на свободном потолоч-

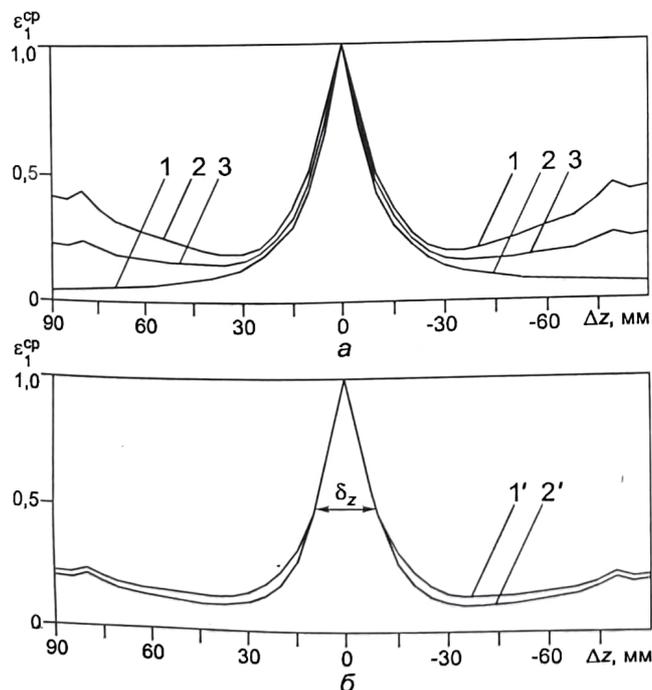


Рис. 3. Средние аппаратные функции (АФ): а — униполярной ИКСИ (кривая 1), ее инверсия (кривая 2) и оценка АФ биполярной ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 20×20-П (кривая 3); б — сравнение оцененной (кривая 1') и действительной (кривая 2') АФ биполярной ИКСИ с теми же коллиматорами

ном подвесе. Это позволяет использовать практически любую геометрию измерений и вывод информации от каждого блока детектирования. Гамма-камера снабжена устройством автоматической смены коллиматоров и широкими возможностями последующей обработки изображений.

Биполярные измерения позволяют уменьшить (скорректировать) самопоглощение излучения в объекте и влияние геометрического фактора на результаты измерений [7—10]. При их использовании в эмиссионных продольных томографах можно также ожидать повышения информативности результатов на стадии получения сфокусированных изображений и улучшения сходимости итерационных алгоритмов при решении СЛАУ на стадии реконструкции пространственных распределений радионуклидов.

Однако уточнение свойств биполярных схем измерений по сравнению с униполярными схемами невозможно осуществить аналитически и требует проведения численных модельных исследований. В данной работе приведены результаты модельных исследований как фокусирующих свойств биполярных ИКСИ, выраженных через свойства их аппаратных функций, так и сходимости двух итерационных алгоритмов решения СЛАУ: методов скорейшего спуска и направленного расхождения.

Как и при исследовании униполярных систем, выполненных ранее [3—6], полагали, что любая плоскость в источнике, параллельная плоскости торца детектора, разбивается условной сеткой квадратных ячеек со стороной Δ . Для обоих коллиматоров и двух позиционно-чувствительных детекторов так же, как раньше для одного, вводится сетка квадратных ячеек соответственно со сторонами d и D . При использовании кодирующей таблицы размерностью $m \times n$ детектор будет иметь общие размеры $(2m-1)d \times (2n-1)d$ [1]. При этом для фокусной плоскости должны выполняться следующие соотношения:

$$f = LD / (D - d); \Delta = dD / (D - d),$$

где f , L — соответственно расстояния от фокусной плоскости до детектора и от коллиматора до детектора, причем f называют фокусным расстоянием.

Функции пропускания кодирующих коллиматоров в биполярных схемах измерений могут быть как идентичными, так и разными, в частности, из-за разной ориентации одинаковых коллиматоров. Если каждая система координат (координаты x и y в плоскости детектора и координата z , перпендикулярная плоскости детектора) жестко связана с соответствующим детектором, то координаты одной и той же точки объекта в двух системах координат будут связаны соотношениями

$$x_2 = nD - x_1; y_2 = y_1; z_2 = 2f - z_1.$$

Для количественного выражения фокусирующих свойств ИКСИ использовали верхние и нижние границы и средние значения аппаратных функций, которые можно рассматри-

Сравнение параметров АФ биполярных и униполярных ИКСИ

Параметры ПСТ		Тип ПСТ	Тип ПСП	Амплитуды ложных пиков АФ ИКСИ					
$\nu = m \times n$	k			биполярных			униполярных		
				t_z^a	t_z^h	t_z^{cp}	t_z^a	t_z^h	t_z^{cp}
49 = 7×7	9	С	Q, Q	0,90	0,35	0,47	1,56	0,59	0,77
63 = 9×7	31	П	S	0,66	0,32	0,47	1,15	0,56	0,82
63 = 9×7	31	Д	S	0,61	0,27	0,41	1,04	0,46	0,70
121 = 11×11	40	П	S	0,59	0,20	0,35	1,07	0,34	0,62
121 = 11×11	25	С	Q, Q	0,96	0,33	0,52	1,78	0,61	0,94
143 = 11×13	71	П	T	0,51	0,26	0,35	0,92	0,46	0,64
143 = 11×13	71	Д	T	0,77	0,20	0,43	1,43	0,35	0,80
143 = 11×13	20	С	Q, S	0,81	0,19	0,44	1,48	0,32	0,79
156 = 13×12	31	П	S	0,57	0,17	0,34	1,05	0,32	0,60
156 = 13×12	31	Д	S	0,49	0,17	0,27	0,89	0,26	0,54
169 = 13×13	16	С	S, S	0,77	0,21	0,30	1,38	0,37	0,75
195 = 15×13	28	С	T, S	0,71	0,22	0,38	1,26	0,39	0,66
225 = 15×15	49	С	T, T	0,73	0,24	0,38	1,28	0,43	0,67
255 = 17×15	127	П	S	0,44	0,22	0,31	0,79	0,39	0,56
255 = 17×15	127	Д	S	0,42	0,21	0,31	0,76	0,38	0,56
323 = 19×17	161	П	T	0,41	0,19	0,29	0,73	0,34	0,51
323 = 19×17	161	Д	T	0,64	0,19	0,32	1,19	0,32	0,57
361 = 19×19	81	С	Q, Q	0,55	0,19	0,32	1,00	0,33	0,58
399 = 21×19	45	С	S, Q	0,65	0,14	0,33	1,17	0,23	0,60
400 = 20×20	57	П	S	0,39	0,14	0,24	0,73	0,25	0,43
441 = 21×21	25	С	S, S	0,85	0,18	0,43	1,54	0,33	0,77
483 = 23×21	55	С	Q, S	0,70	0,17	0,39	1,25	0,29	0,69
529 = 23×23	121	С	Q, Q	0,59	0,20	0,36	1,02	0,33	0,61
899 = 31×29	449	П	T	0,33	0,15	0,22	0,61	0,27	0,40
899 = 31×29	449	Д	T	0,50	0,15	0,28	0,93	0,26	0,50
961 = 31×31	36	С	S, S	0,74	0,11	0,24	1,40	0,18	0,44
961 = 31×31	80	С	S, S	0,53	0,12	0,22	0,99	0,21	0,40
961 = 31×31	80	С	S, Q	0,60	0,14	0,22	1,11	0,25	0,40
961 = 31×31	225	С	S, S	0,41	0,16	0,30	0,75	0,28	0,55
961 = 31×31	225	С	Q, Q	0,49	0,22	0,30	0,88	0,40	0,51
961 = 31×31	225	С	S, Q	0,43	0,19	0,30	0,78	0,34	0,53
1023 = 33×31	511	П	S	0,33	0,20	0,26	0,60	0,38	0,49
1023 = 33×31	511	Д	S	0,34	0,21	0,26	0,63	0,39	0,49
1225 = 35×35	289	С	T, T	0,67	0,21	0,32	1,26	0,39	0,59
1295 = 37×35	153	С	B, T	0,49	0,11	0,24	0,89	0,20	0,43
1369 = 37×37	81	С	B, T	0,52	0,11	0,24	0,95	0,18	0,43
1600 = 40×40	169	С	S, S	0,55	0,11	0,29	1,02	0,20	0,52
1763 = 41×43	881	П	T	0,31	0,14	0,21	0,59	0,26	0,40
1763 = 41×43	881	Д	T	0,38	0,14	0,24	0,70	0,26	0,44

Примечание. Параметры ПСТ: $\nu = m \times n$ — количество элементов из единиц (k) и нулей $\nu - k$; ПСТ — псевдослучайная таблица (Д — диагональная, П — построчная, С — самоподдерживающаяся) [1]; ПСП — псевдослучайная последовательность в принятой классификации [11]; t_z^a, t_z^h, t_z^{cp} — верхняя, нижняя, средняя амплитуды ложных пиков.

вать как функционалы, заданные на сфокусированных изображениях точечного источника [3]. Типичная аппаратная функция униполярной ИКСИ показана на рис. 2, где ширина главного пика на половине высоты δ_z характеризует глубинное разрешение, а максимальная амплитуда ложных пиков t_z — влияние нефокусных источников на фокусное изображение.

Проанализировав алгоритм получения аппаратной функции (АФ), можно с хорошей точностью предсказать ее вид для биполярной ИКСИ по виду АФ для униполярной. В этом случае достаточно вычислить полусумму полученных независимо АФ двух униполярных одинаковых ИКСИ, одна из которых предварительно инвертирована по оси Δz относительно другой (рис. 3, а). Такой способ определения АФ не вполне точен, так как при суммировании двух сфокусированных изображений максимальное значение элемента изображения не обязательно удваивается. Поэтому действительные значения АФ биполярной ИКСИ как правило будут немного меньше, чем полученные в результате описанной выше процедуры (рис. 3, б). Однако другие характеристики АФ, как показали модельные расчеты, совпадают с высокой точностью, например, значение глубинного разрешения δ_z . При использовании биполярных ИКСИ амплитуда ложных пиков уменьшается почти в два раза по сравнению с униполярными ИКСИ (таблица). Аппаратные функции не в полной мере отражают томографические свойства ИКСИ при исследовании протяженных источников. Поэтому были выполнены модельные исследования по изучению томограмм таких источников. В качестве примера на рис. 4 показаны сфокусированные изображения источников, расположенных в трех плоскостях объекта, полученные при использовании униполярной и биполярной ИКСИ. В приведенных результатах выбрана отсечка данных на уровне 50 %, что примерно соответствует визуальному восприятию изображения с экрана полутонового дисплея.

Анализ результатов показал, что при использовании биполярных систем измерений качество изображения в целом выравнивается по объему объекта при уменьшении среднего квадратического отклонения полученных распределений от действительных. Из приведенного примера видно, что для биполярной ИКСИ при незначительном ухудшении изображения ближайшей к детектору плоскости объекта (для униполярной ИКСИ) наблюдается существенное улучшение изображения в средней и дальней плоскостях. При этом среднее квадратическое отклонение уменьшается в 1,15 раза.

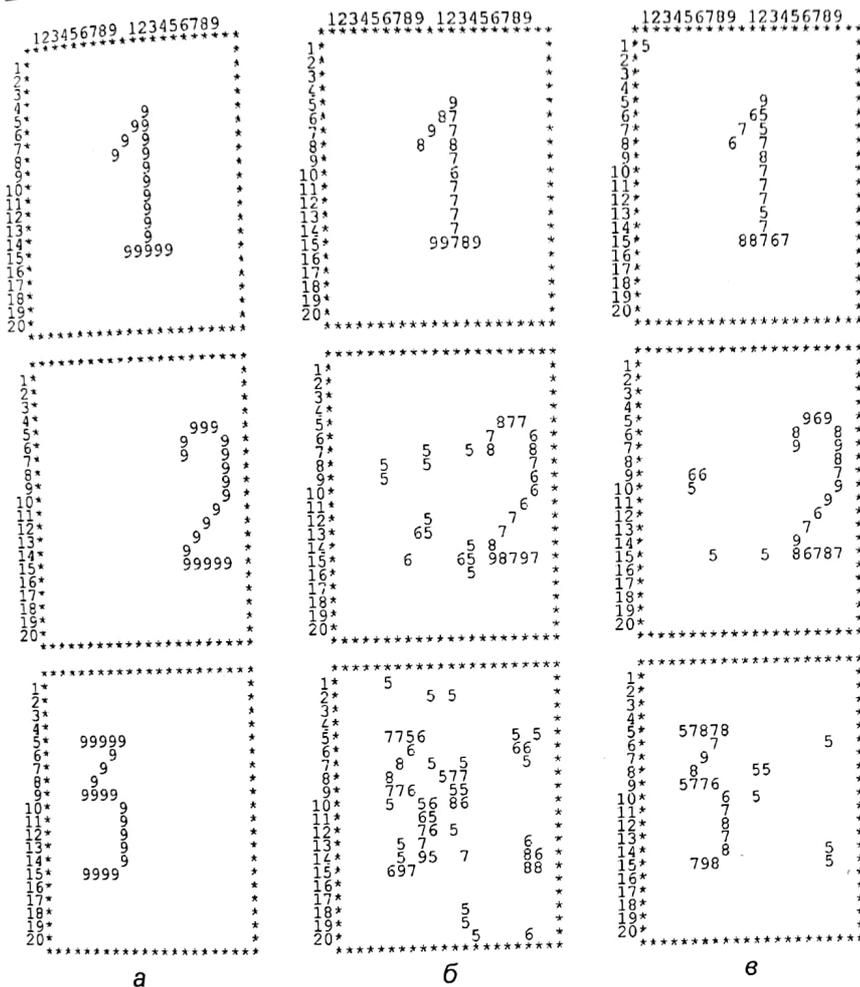


Рис. 4. Действительные (а) и сфокусированные изображения при использовании униполярной (б) и биполярной (в) ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 20×20-П

$$d = 4 \text{ мм}, \Delta = D = 8 \text{ мм}, f = 20 \text{ см}$$

Для изучения возможности уменьшения влияния нефокусных плоскостей в методе фокусных плоскостей при использовании биполярных систем, как и раньше [6], применяли два итерационных алгоритма решения СЛАУ — метод скорейшего спуска и метод направленного расхождения.

Система уравнений, описывающая метод фокусных плоскостей в режиме биполярных измерений, имеет вид

$$\mathbf{q} = \hat{N}\mathbf{p}, \quad (1)$$

где $\mathbf{q} = (q_j, j = 1, 2, \dots, 2Mv)$ — вектор результатов измерений; M — количество фокусных плоскостей в источнике; $v = m \times n$ — количество элементарных ячеек в каждой плоскости; $\mathbf{p} = (p_j, j = 1, 2, \dots, Mv)$ — искомое трехмерное распределение радионуклида; $\mathbf{N} = (h_{ij}, i = 1, 2, \dots, 2Mv, j = 1, 2, \dots, Mv)$ — матрица, описывающая вклад фокусных и нефокусных источников в результаты измерений и опреде-

ляемая на основе функции пропускания кодирующих коллиматоров, геометрической схемы измерений и принимаемых во внимание физических факторов.

Общий вид СЛАУ (1) и искомого вектора \mathbf{p} при переходе от униполярных к биполярным схемам измерений не меняется, матрица \hat{N} из квадратной становится прямоугольной и размерность вектора измерений \mathbf{q} увеличивается вдвое, т. е. формально СЛАУ становится переопределенной. Перед началом исследований предполагалось, что применение биполярных схем измерений ускорит сходимость итерационного процесса как вследствие более точного начального приближения (сфокусированных изображений), так и благодаря переопределенности СЛАУ. Для сходимости итерационного процесса имеет значение вид аппаратной функции кодирующего коллиматора, которая определяет свойства матрицы \hat{N} . Чем меньше амплитуда ложных пиков в АФ, тем больше преобладание диагональных элементов матрицы $\hat{N}\hat{N}^T$ над остальными элементами и, вероятно, быстрее сходимость итерационного процесса.

При модельных исследованиях с использованием итерационных алгоритмов также был взят объект в виде трех плоскостей, в каждой из которых, начиная с ближайшей к детектору, последовательно размещали один из источников в виде арабских цифр 1, 2 и 3 (см. рис. 4, а). На рис. 5 для этих источников показаны средние квадратические отклонения восстановленных изображений от действительных в зависимости от количества итераций соответственно для ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 20×20-П и ПСТ 41×43-П.

Исследования показали, что оба итерационных метода в режиме биполярных схем измерений сходятся к истинному решению быстрее. Однако скорость сходимости сильно зависит от типа используемой для построения кодирующего коллиматора ПСТ и его среднего пропускания (k/v). Например, для ИКСИ на основе ПСТ с $k \approx v/2$ итерационный процесс после нескольких итераций практически останавливается как для униполярного, так и для биполярного режимов измерений (см. рис. 5, в, г).

Таким образом, биполярные схемы измерений с кодирующими коллиматорами также не решают проблему плохой сходимости результатов при решении СЛАУ для ПСТ с пропусканием примерно 50%. Для них, как и для униполярных систем [6, 9], предпочтительнее или даже необходимо ис-

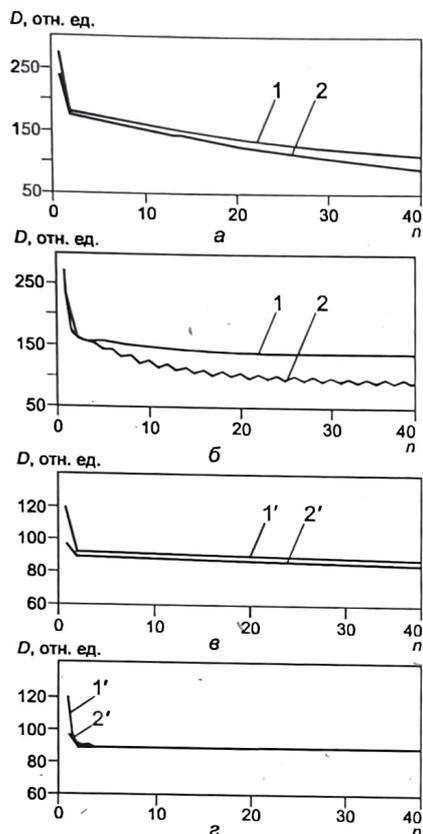


Рис. 5. Зависимости среднего квадратического отклонения от количества итераций n для униполярной (1) и биполярной (2) ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 20×20 -П в методах направленного расхождения (а) и скорейшего спуска (б); для униполярной (1') и биполярной (2') ИКСИ с кодирующими коллиматорами на основе ПСТ 41×43 -П в методах направленного расхождения (в) и скорейшего спуска (г)

пользовать кодирующие коллиматоры с низким коэффициентом пропускания.

Литература

1. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 1995. — № 11. — С. 49.
2. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 1996. — № 9. — С. 50.
3. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 1997. — № 2. — С. 44.
4. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 1998. — № 12. — С. 50.
5. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 1999. — № 5. — С. 48.
6. Федоров Г. А., Терещенко С. А. // Измерительная техника. — 2001. — № 4. — С. 57.
7. Федоров Г. А., Терещенко С. А. Вычислительная эмиссионная томография. — М.: Энергоатомиздат, 1990.
8. Терещенко С. А. Вычислительная томография. — М.: МГИЭТ, 1996.
9. Федоров Г. А. Медицинская интроскопия. Ч. 2. Однофотонная эмиссионная томография. — М.: МИФИ, 2003.
10. Федоров Г. А. Физические основы интроскопии в радиационной медицине. — М.: МИФИ, 2003.
11. Холл М. Комбинаторика / Пер. с англ. — М.: Мир, 1970.

Дата одобрения 19.01.2005 г.