

Кузнецов Михаил Александрович

**ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ И РАДИАЦИОННО-ГИГИЕНИЧЕСКОЕ
СОПРОВОЖДЕНИЕ БРАХИТЕРАПИИ РАКА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ
ЖЕЛЕЗЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЗАКРЫТЫХ РАДИОНУКЛИДНЫХ
ИСТОЧНИКОВ**

03.01.01 - радиобиология

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2013

Работа выполнена в НУ «Институт медицинской физики и инженерии».

Научный руководитель: кандидат физико-математических наук, доцент кафедры «Радиационная физика и безопасность атомных технологий» НИЯУ МИФИ **Александр Иванович Ксенофонтов**

Научный консультант: доктор технических наук, профессор, зам. директора по науке Института медицинской физики и инженерии, в.н.с. ФГБУ «РОНЦ им. Н.Н. Блохина» РАМН **Борис Ярославович Наркевич**

Официальные оппоненты: Доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник, ведущий научный сотрудник Отдела медицинской физики Института теоретической и экспериментальной физики (ИТЭФ) им. А.И. Алиханова **Ломанов Михаил Федорович**

Кандидат медицинских наук, заведующий онкологическим отделом ФГБУ «НИИ урологии» Минздрава России **Рощин Дмитрий Александрович**
Ведущая организация: ФГБУ «Медицинский радиологический научный центр» Минздрава России

Защита диссертации состоится 24 октября 2013 года в 15 часов 00 мин на заседании ученого совета Д 501.001.65 при Московском государственном университете им. М.В. Ломоносова по адресу: 119899, Москва, Ленинские горы, МГУ, Биологический факультет

С диссертацией можно ознакомиться в Фундаментальной библиотеке МГУ, Ломоносовский пр-т, 27, сектор А, к. 812. Отзывы просим присылать по адресу: Веселовой Т.В., каф. биофизики биологического ф-та МГУ имени М.В. Ломоносова. Факс: 8(495)939-11-15.

Автореферат разослан «_____» _____ 2013 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,
д.б.н.

Т.В. Веселова

Актуальность работы

Рак предстательной железы (РПЖ) во многих странах является одним из наиболее часто встречающихся злокачественных новообразований у мужчин. В последние годы отмечается исключительно быстрый рост заболеваемости РПЖ, достигающий в среднем 3% за год, что позволяет прогнозировать удвоение числа регистрируемых случаев к 2030 г. Согласно литературным данным (Каприн А.Д. и соавт, «Состояние онкологической помощи населению России в 2012 году», 2013), в России в 2012 году было первично выявлено 28027 больных с диагнозом «рак предстательной железы», что составило 5,6% от всех впервые выявленных в 2011 злокачественных новообразований и выводит данное заболевание на шестое место в общей структуре онкологических заболеваний.

Одним из методов радикального лечения локализованного РПЖ является внутритканевая лучевая терапия (брахитерапия) (Dicker A.P. Advanced and basic in prostate brachytherapy, 2005; Панарина Н.Т., Технология брахитерапии рака предстательной железы микроисточниками ^{125}I , 2006; Петровский А.В. Непосредственные результаты внутритканевой лучевой терапии ^{125}I в лечении локализованного рака предстательной железы, 2009). Методика основана на имплантации закрытых источников, содержащих радионуклид ^{125}I , ^{103}Pd или ^{131}Cs , в ткань предстательной железы, которые остаются в ткани железы на протяжении всего периода жизни.

Имплантация определенного числа закрытых радионуклидных источников в ткань предстательной железы выполняется в соответствии с планом имплантации, полученным в результате процедуры дозиметрического планирования, проводимой перед имплантацией. Однако в результате погрешностей, связанных с неточной имплантацией источников в ткань железы, изменением размера и конфигурации железы, связанной с расслаблением мышц из-за анестезии, отека железы и ряда других причин результирующее распределение источников и, соответственно, дозовое покрытие предстательной железы и смежных структур может измениться.

Целью диссертационной работы является оценка радиационной обстановки при проведении процедуры брахитерапии локализованного рака предстательной железы с использованием закрытых радионуклидных источников ^{125}I .

Задачи исследования:

1. Оценить влияние смещения имплантированных в предстательную железу игл, содержащих источники, на результирующее дозовое распределение в трехмерной геометрии.

2. Провести разработку математических моделей и рассчитать методом Монте-Карло радиационную обстановку при проведении процедуры брахитерапии рака предстательной железы с использованием закрытых радионуклидных источников ^{125}I .
3. Исследовать методом Монте-Карло и экспериментально оценить радиационную обстановку вокруг пациентов, прошедших процедуру брахитерапии с использованием источников ^{125}I .
4. Отдельным вопросом, рассмотренным в рамках диссертационной работы, являлась оценка радиационной обстановки во время и после процедуры имплантации источников. Исследование в этой области дает возможность определить лучевые нагрузки на персонал и отдельных лиц из населения.

Положения, выносимые на защиту:

1. Получены данные по смещению источника относительно оси, проходящей перпендикулярно его центра, позволяющие повысить качество онлайн-планирования процедуры брахитерапии.
2. Расчет дозовых нагрузок, получаемых медицинским персоналом во время процедуры показал непревышение основных дозовых пределов, регламентированных НРБ-99/2009 для персонала группы А.
3. Результаты расчета радиационной обстановки показали, что пациент, прошедший процедуру брахитерапии, в соответствии с действующим нормативным законодательством в области радиационной безопасности и радиационной гигиены в подавляющем большинстве случаев не представляет угрозы для окружающих лиц.

Научная новизна работы:

1. Разработана модификация расчетного алгоритма в трехмерной геометрии, позволяющая учитывать смещению источника вокруг оси, перпендикулярной оси источника.
2. Разработаны оригинальные сценарии облучения и проведено расчетное моделирование дозовых нагрузок на медицинский персонал при проведении процедуры брахитерапии с закрытыми радионуклидными источниками ^{125}I .
3. Проведено моделирование радиационной обстановки вокруг пациента с имплантированными источниками ^{125}I .

Практическая значимость работы:

1. Результаты проведенных расчетов характеристик дозовых полей в трехмерной

геометрии показали необходимость учета смещения источника относительно собственной оси и рекомендованы к применению разработчикам программ дозиметрического планирования брахитерапии.

2. Данные, полученные в результате моделирования дозовых нагрузок на медицинский персонал положены в основу методических указаний «Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при внутритканевой лучевой терапии (брахитерапии) методом имплантации закрытых радионуклидных источников» (МУ 2.6.1.2712-10), утвержденных Главным государственным санитарным врачом РФ 04.08.2010 г.
3. Разработанный формуляр по оценке радиационной обстановки вокруг пациента с имплантированными источниками ^{125}I рекомендован к применению и уже использован в клинической практике (21 медицинский центр, применяющий брахитерапию в онкоурологии и онкоофтальмологии).

Результаты работы были доложены на: 1. Конференции Российского общества онкоурологов, Медицинского радиологического центра РАМН, Российской ассоциации терапевтических радиационных онкологов и Ассоциации лучевых диагностов «Диагностическая и терапевтическая радиология в онкоурологии». 2008, Обнинск; 2. III Всероссийском национальном конгрессе лучевых диагностов и терапевтов «Радиология-2009». 2009, Москва; 3. XI Международной конференции «Безопасность АЭС и подготовка кадров – 2009». 2009, Обнинск; 4. VI региональная научная конференция «Техногенные системы и экологический риск». 2009, Обнинск; 5. VIII научно-технической конференции «Молодежь в науке». 2009, Саров; 6. Научно-практической конференции «Стратегия развития радиологической службы в регионах РФ». 2010, Челябинск; 7. III Евразийском конгрессе по медицинской физике и инженерии «МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА – 2010». 2010, Москва; 8. V конгрессе российского общества онкоурологов. Москва, 2010; 9. V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине», Троицк, 2012.

Публикации

По материалам диссертации опубликовано 12 печатных работ, в том числе 2 статьи в российских журналах, рекомендованных ВАК и одни методические указания.

Структура и объем диссертации:

Диссертация изложена на 106 стр машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы (1 глава) данных о материалах и методах, использовавшихся при

выполнении диссертационной работы (2 глава), результатов моделирования дозовых распределений в предстательной железе в различных плоскостях (3 глава), исследованию радиационной обстановки во время и после процедуры брахитерапии (4 глава), экспериментальных измерений значений мощностей эквивалентных доз, создаваемых пациентами (5 глава), выводов и списка литературы. Текст иллюстрирован 57 рисунками и 37 таблицами. Список литературы включает 21 отечественную и 67 зарубежных работ.

Содержание работы

Первая глава имеет характер литературно-аналитического обзора. Приведены данные о заболеваемости РПЖ в мире и на территории Российской Федерации, вкратце рассмотрены существующие альтернативы брахитерапии (а именно: радикальная простатэктомия, дистанционная лучевая терапия, HDR брахитерапия, активное наблюдение, фокусированный ультразвук высокой интенсивности и криоабляция) со своими особенностями.

Рассмотрены этапы процедуры проведения брахитерапии. Особое внимание уделено дозиметрическому планированию процедуры. Рассмотрено влияние смещения источника на результирующее дозовое распределение.

Проведен обзор публикаций по вопросам радиационной обстановке вокруг пациента, которому были имплантированы источники, а также дозовым нагрузкам на медицинский персонал во время проведения процедуры имплантации (Smathers S. Radiation safety parameters following prostate brachytherapy, 1999; 55; ICRP Publication 98: Radiation Aspects of Brachytherapy for Prostate Cancer, 2006; 56; Anglesio S. Prostate brachytherapy with Iodine-125 seeds: radiation protection issues, 2005). Выявлена определенная недостаточность литературных данных, посвященных настоящей проблеме: в частности, практически не освещен вопрос, связанный с облучением медицинского персонала.

Исходя из вышеизложенного, в завершении первой главы были выделены две актуальные задачи, которым посвящена диссертационная работа:

1) Проблема влияния смещения источника, имплантированного в ткань предстательной железы на результирующее дозовое распределение в самой железе и особенно в критических органах.

2) Проблема исследования радиационной обстановки внутри помещения во время и после проведения процедуры брахитерапии.

Во второй главе приведены данные о материалах и методах, использовавшихся при выполнении диссертационной работы.

В разделе 2.1 описан разработанный с помощью интегрированной среды

программирования C++ Builder 7.0 программный комплекс, позволяющий визуализировать дозовое распределение внутри объемной модели предстательной железы. Расчеты производились в соответствии с методикой AAPM TG-43 (Rivard M.J. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, 2004) по формулам с использованием библиотек констант для закрытого радионуклидного источника ^{125}I (образец BEBIG I25.S06). Модификация заключалась в обобщении расчетной методики для случая трехмерной геометрии. Геометрической моделью предстательной железы с имплантированными источниками являлся параллелепипед с размерами 70x50x50 мм.

Расчет дозовых распределений проводился в поперечной плоскости, расположенной на определенном расстоянии от нижнего основания параллелепипеда. На данной плоскости расчеты производились для 10000 равномерно распределенных по плоскости расчетных объемов. Поглощенная доза рассчитывалась от всех 64 источников, размещенных на вводимых иглах в узлах трехмерной координатной сетки с шагом 10 мм. На рис. 1 приведена схема расчетной геометрии.

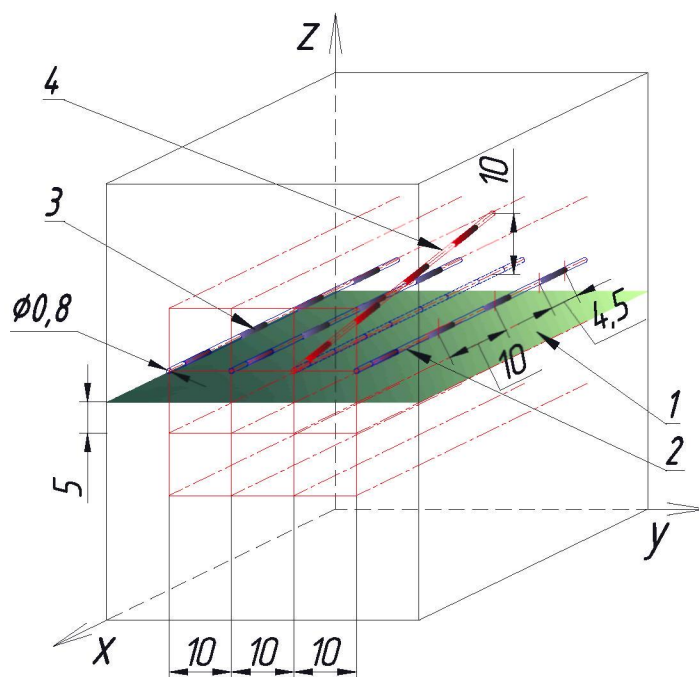


Рис. 1. Схема расчетной геометрии. 1 – поперечная плоскость с расчетными объемами; 2 – вводимая игла с источниками; 3 – источник; 4 – смещенная игла

Далее моделировали различные случаи возможных критических ситуаций, связанных с неправильным введением и размещением источников. Предельные случаи неправильного ввода сравнивались в заданных объемах со штатным расположением источников. В результате работы программы получались цветные изобра-

жения, которые представляют собой наглядную информацию степени отклонения от штатного значения доз в исследуемом объеме в результате неправильного ввода или расположения источников.

Сущность модификации расчетной формулы заключалась в следующем: смещение иглы в пространстве задавалось вектором $\vec{\Omega}$ с помощью направляющих косинусов ($\cos\alpha$, $\cos\beta$, $\cos\gamma$) относительно осей X, Y, Z. Затем определялся в расчетном объеме угол θ :

$$\cos\theta = \cos\alpha \cdot \cos\alpha' + \cos\beta \cdot \cos\beta' + \cos\gamma \cdot \cos\gamma', \quad (1)$$

где ($\cos\alpha'$, $\cos\beta'$, $\cos\gamma'$) - направляющие косинусов вектора из центра источника на соответствующий расчетный объем.

Расстояния от расчетного объема до центра «смещенного» источника и его концов определяли по формуле:

$$r_i = \sqrt{(x_{\text{дем}} - x_i)^2 + (y_{\text{дем}} - y_i)^2 + (z_{\text{дем}} - z_i)^2}, \quad (2)$$

в которой x_i , y_i , z_i – координаты центра источника и его концов соответственно.

Затем происходило суммирование вкладов в мощность дозы по всем i расчетным объемам для выделенной поперечной плоскости от всех источников. Сначала рассчитывалась доза D_i от правильного расположения источников, потом D_i^* – со «смещенными» источниками. И, наконец, вычислялось для каждого расчетного объема величина отклонения $\delta^{\text{дем}}$ от штатного расположения всех источников в объеме фантома, после чего расчетные области раскрашивались в различные цвета в зависимости от величины отклонения.

$$\delta^{\text{дем}} = \frac{\left| \sum_i D_i - \sum_i D_i^* \right|}{\sum_i D_i}. \quad (3)$$

В разделе 2.2 описан программный аппарат и расчетные технологии при проведении исследования радиационной обстановки во время и после проведения процедуры брахитерапии.

Расчеты проводили по модели непрерывного замедления. Для расчёта поглощённой дозы на один фотон используются общепринятые керма-факторы, переводящие значения единичного флюенса в единицы поглощенной дозы.

Значения поглощённой дозы получают свёрткой флюенсов, нормированных на один распад, с соответствующими логарифмическими интерполяциями макроскопических керма-факторов:

$$D = 1.602 \cdot 10^{-13} \int_0^{\infty} \Phi(E) \times K(E) dE \quad [Гр/1 \text{ распад}] \quad (4)$$

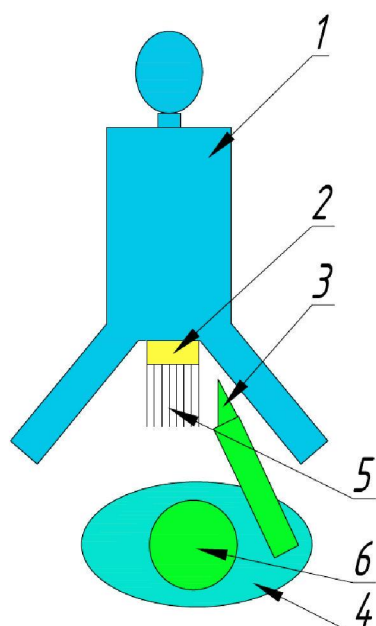


Рис. 2. Расчетная схема облучения радиохирурга при брахитерапии под контролем УЗИ:

1 – пациент; 2 – шаблон; 3 – рука врача-радиохирурга; 4 – корпус радиохирурга; 5 – троакары с микроисточниками; 6 – голова радиохирурга.

Рассчитывали различные функционалы потока фотонного излучения в детекторах, расположенных в различных точках антропоморфных фантомов радиохирурга (непосредственно выполняющего имплантацию) и ассистента (осуществляющего подготовку источников к имплантации). Расчетная схема облучения радиохирурга приведена на рис. 2.

В третьей главе приведены результаты расчетного моделирования дозовых распределений в предстательной железе в различных плоскостях при смещении различных игл, содержащих закрытые радионуклидные источники вертикально вверх или вертикально вниз на заданное расстояние. На рис. 2.3 приведена нумерация игл и содержащихся в них источников при проведении расчетов. Следует отметить, что под «дозовыми распределениями» здесь подразумевалось процентное изменение значений поглощенных доз в объемах-детекторах относительно несмещенного расположения игл.

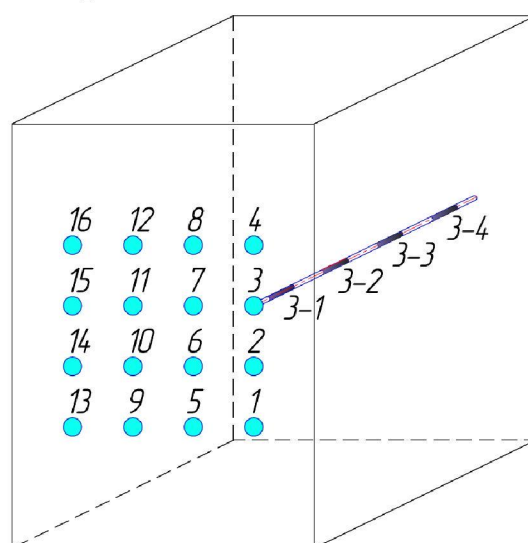


Рис. 3. Нумерация источников при проведении расчетов

На рис. 4-7 приведены изображения относительных изменений дозовых распределений в плоскости $z=3,5$, возникающих при смещении тройки определенных игл на расстояние 1,0 см «вверх» от расчетной плоскости. Условно полагаем, что в указанной плоскости величина продольного сечения одного из критических органов – уретры, лучевые нагрузки на который необходимо лимитировать, принимает наибольшее значение.

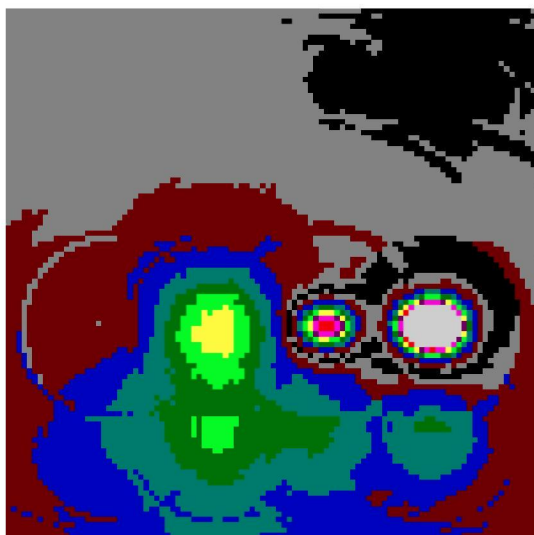


Рис. 4. Смещение игл №3, №6 и №7

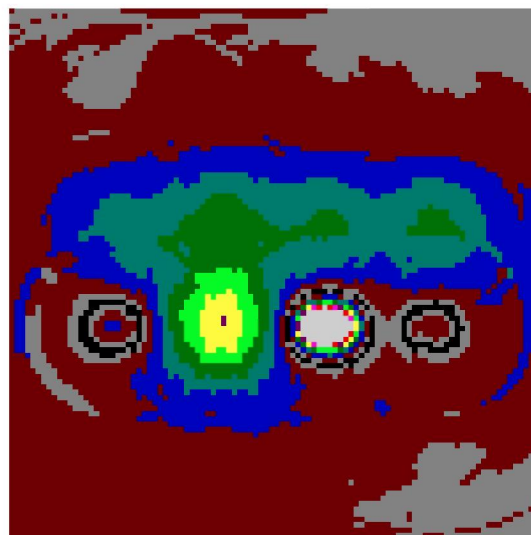


Рис. 5. Смещение игл №6, №7 и №11

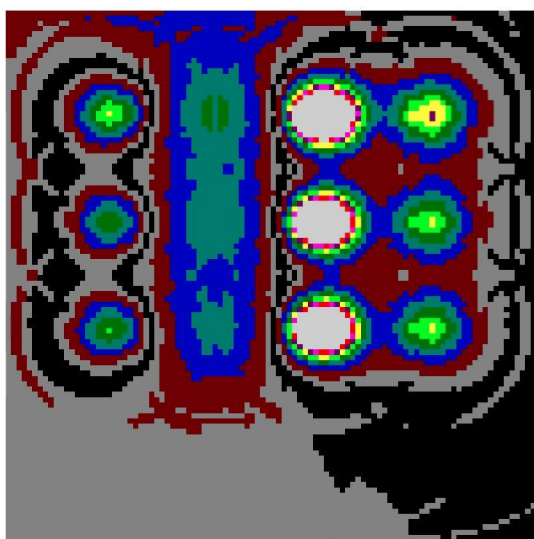


Рис. 6. Смещение игл №6, №10 и №14



Рис. 7. Смещение игл №6, №11 и №15

Четвертая глава посвящена исследованию радиационной обстановки во время и после процедуры брахитерапии.

Раздел 4.1 называется «моделирование лучевой нагрузки на медицинский персонал». Первая часть раздела посвящена расчетам лучевых нагрузок на ассистента. Ассистент в рассматриваемом сценарии занимается подготовкой источников к имплантации – зарядкой источников в имплантационные иглы с

использованием специального оборудования (станции зарядки игл). Рассчитывались следующие функционалы поля фотонного излучения:

- поглощённые и эффективные дозы в фантоме ассистента в целом;
- эквивалентные дозы на хрусталики глаз и на кожу в пяти критических точках («хрусталик глаза», «верх корпуса», «середина корпуса», «низ живота», «ладонь» и «ладонь вплотную»); эти дозы для верхней оценки посчитаны в передне-задней геометрии облучения.

Эти данные приводятся для открытого источника и источника в контейнере, и, кроме того, они дублированы для ситуаций ассистента в очках и без них. Геометрия расчетов и точки размещения виртуальных детекторов приведена на рис. 8.

В табл. 1 приведены данные о годовых дозовых нагрузках, получаемых ассистентом при проведении 150 процедур брахитерапии в год. Средней суммарной активностью источников, имплантируемых за одну процедуру, была выбрана величина, равная 30 мКи. Случай «ладонь вплотную к источнику» не рассматривался, так как реализация такого сценария в каждой из проведенных процедур брахитерапии в течение года крайне маловероятна.

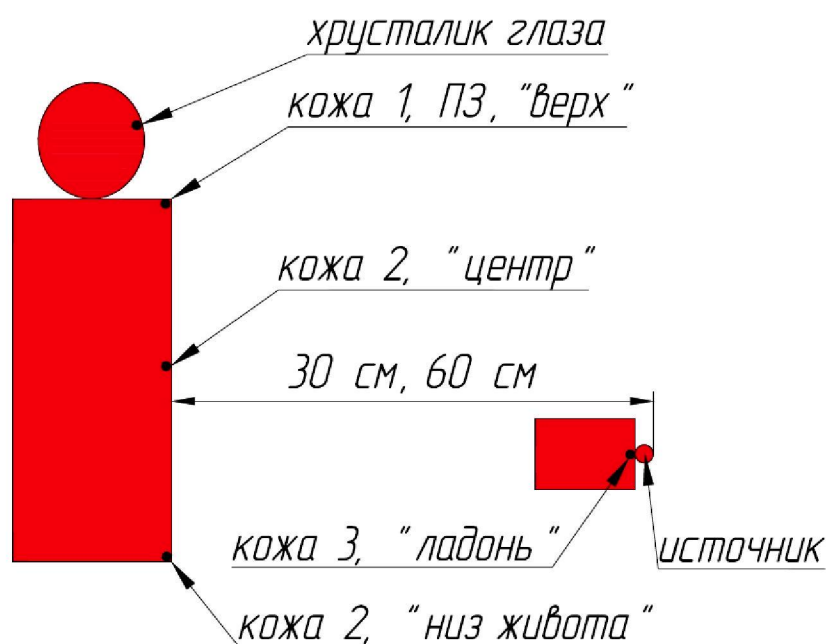


Рис. 8. Геометрия расчета дозовых нагрузок на ассистента (аксиальное сечение расчетной модели $Y=0$)

Годовые нагрузки на ассистента

Время Доза	Продолжительность времени манипуляции с одной иглой t , с	
	$t = 10$	$t = 36$
Эквивалентная доза на кисти рук, мЗв	1,47	5,29
Эффективная доза, мЗв	4,17	15

Подраздел 4.1.2 посвящен расчетам лучевых нагрузок на имплантирующего врача. Расчёты выполнены для двух расстояний L между фантомами хирурга и пациента (25 см и 45 см). Также варьировалась глубина залегания простаты Δ (4 см и 10 см). Расстояние «ладони» хирурга до шаблона в обоих вариантах взаимного расположения фантомов равно 7 см.

В расчётах использовалась сферическая модель предстательной железы («источника») трёх радиусов: «малая» $R = 1,35$ см, «средняя» $R = 1,822$ см, «большая» $R = 2,35$ см.

Контрольные точки, в которых проводились расчеты, указаны на рис. 9 и 10. В связи с определенной несимметричностью расположения радиохирурга относительно пациента оценка дозовой нагрузки производилась отдельно на левую и правую голени.

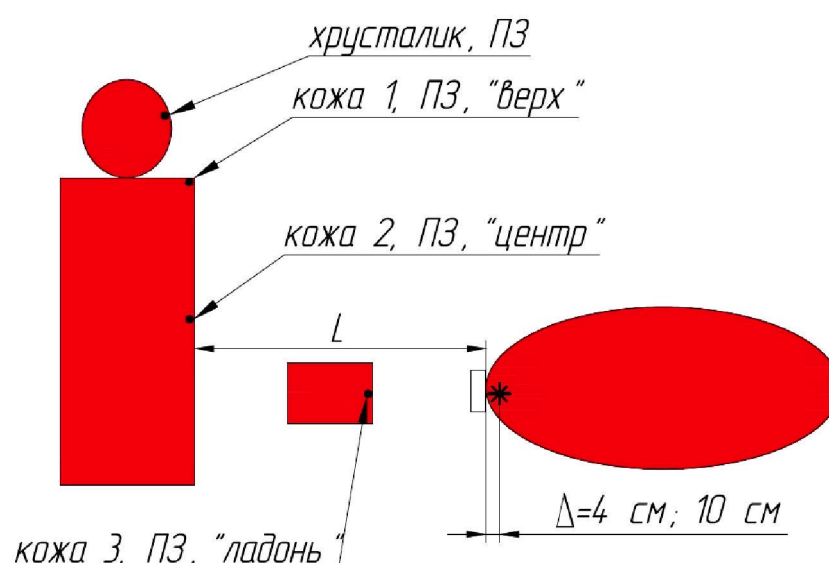


Рис. 9. Аксиальное сечение расчётной модели радиохирурга ($Y = 0$ см).

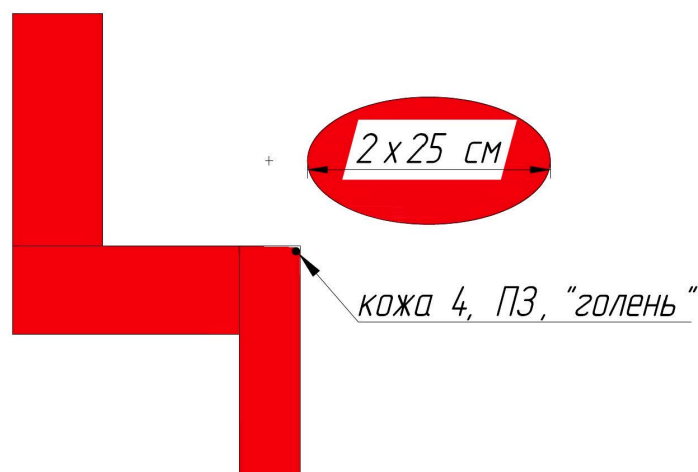


Рис. 10. Аксиальное сечение расчётной модели ($Y = 10$ см).

Рассматривались сценарии двух этапов процедуры для радиохирурга:

1) На первом этапе радиохирург извлекает рукой троакары (иглы) из защитного бокса (источники располагаются в нижней части иглы), переносит его на определённом расстоянии от корпуса, затем погружает в канал шаблона и имплантирует в тело пациента. При углублении троакара в шаблон и тело пациента уровень облучения резко падает; но изменение условий облучения радиохирурга на этом шаге отдельно не моделируется. При расчетах выбран консервативный сценарий облучения, при котором пролонгируется пребывание микроисточников снаружи до некоторого эффективного времени - t_i .

2) Второй этап включает сценарий облучения радиохирурга от прирастающего источника излучения в простате пациента: время облучения от каждого нового источника в простате принимается одинаковым – t_i . Это t_i не равно в общем случае t_i предыдущего подэтапа.

В табл. 2 приведены данные о годовых дозовых нагрузках, получаемых радиохирургом при проведении 150 процедур брахитерапии в год. Средней суммарной активностью источников, имплантируемых за одну процедуру, была выбрана величина, равная 30 мКи, предстательная железа была выбрана «среднего» размера.

Годовые нагрузки на радиохирурга

Время Доза	Продолжительность времени манипуляции с одной иглой t , с	
	$t = 15$	$t = 40$
Эквивалентная доза на кисти рук, мкЗв	120	319
Эффективная доза, мкЗв	14,8	39,5

В разделе 4.2 рассматриваются вопросы формирования поля излучения, генерируемого в теле пациента закрытыми радионуклидными источниками, имплантированными в ткань предстательной железы.

Первая часть раздела содержит расчеты методом аналитической оценки. В «реалистичном» случае предстательная железа рассматривалась как шар радиуса r с известной активностью Q , равномерно распределенной по объему. Формула для расчета мощности дозы с учетом самопоглощения имеет вид:

$$\dot{D} = \frac{Q\Gamma t}{(R+d)^2} F(\mu r) e^{(-\mu(d-r))} B(E, \mu(d-r)) \quad (5)$$

- Γ_δ – керма-постоянная радионуклида ^{125}I , $\Gamma_\delta=9,88 \text{ (аГр}\cdot\text{м}^2)/(\text{с}\cdot\text{Бк})$;
- R – расстояние от поверхности тела до точки измерения мощности эквивалентной дозы, $R=100 \text{ см}$;
- d – расстояние от источника до поверхности тела, $d = 10 \text{ см}$;
- t – время измерения, $t = 3600 \text{ с}$;
- μ – линейный коэффициент ослабления фотонов с энергией 27,8 кэВ в мягкой ткани, $\mu\approx 0,32 \text{ см}^{-1}$;
- $B(E, \mu d)$ – дозовый фактор накопления для точечного изотропного источника, $B(E, \mu d) \approx 3,87$;
- Q – активность источника, МБк.
- $F(\mu r)$ – коэффициент самопоглощения для сферического источника энергии фотонов известной энергии.

В табл. 3 представлены значения мощности эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от поверхности тела пациента в зависимости от размера предстательной железы и введенной активности.

Значения мощности эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от поверхности тела пациента в зависимости от размера предстательной железы и суммарной активности имплантированных источников

Введенная активность, МБк	Объем шарового источник, см ³	Радиус шарового источника, см	Поправка на ослабление тонкого пучка	Коэффициент самопоглощения	Дозовый фактор накопления	Мощность эквивалентной дозы, мкЗв/ч
814	18	1,62	0,07	0,69	3,43	3,96
1100	38	2,09	0,08	0,64	3,38	5,36
1998	80	2,67	0,10	0,57	3,25	10,8

Следует отметить, что все значения мощностей эквивалентной дозы, рассчитанные в данном разделе, имеют тот же порядок, что и значения, полученные методом Монте-Карло, несмотря на то, что при аналитической оценке принимались существенные допущения.

Во второй части раздела 4.2 приведены результаты моделирования радиационной обстановки рядом с пациентом, которому имплантированы источники. При расчетах использовалась следующая модель простаты: цилиндр с расположенной в нем нитями источников. Эта модель размещалась в однородном шаре, состоящем из материала мягкой ткани МКРЗ, причём центры шара и модели простаты совпадали. На рис. 11-12 схематически представлена расчетная геометрия проведенного математического моделирования.

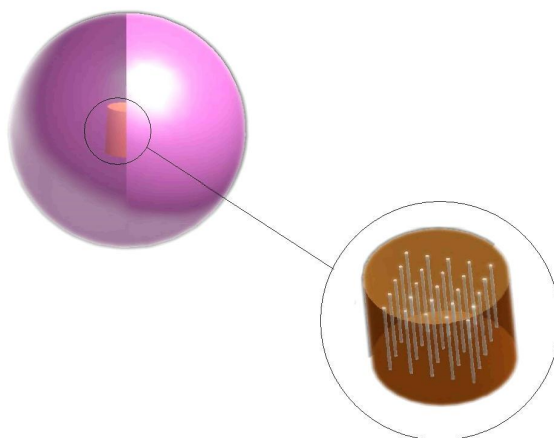


Рис. 11. Схематическое изображение модели простаты с источниками

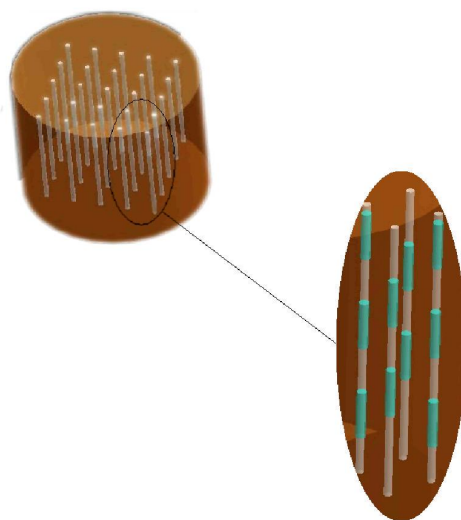


Рис 12 Схематическое изображение решетки источников в простате

Данная композиция рассчитывалась для последовательности радиусов охватывающего шара $r = 5, 10, 15$, и 20 см при трех размеров предстательной железы: «малая», «средняя» и «большая».

В качестве доз в результатах представлены: эквивалентные дозы в коже для двух условий облучения, а также эквивалентная доза, полученная из воздушной кермы умножением на отношение массовых коэффициентов поглощения энергии для биологической ткани и воздуха. Полагается, что эта величина (тканевая керма) близка к эквивалентной дозе, мощность которой нормируется в НРБ-99/2009 при выписке пациента из радиологического отделения.

На рис. 13-14 приведена графическая интерпретация зависимости значений мощности эквивалентной дозы от глубины залегания предстательной железы для «малого», «среднего» и «большого» размера простаты.

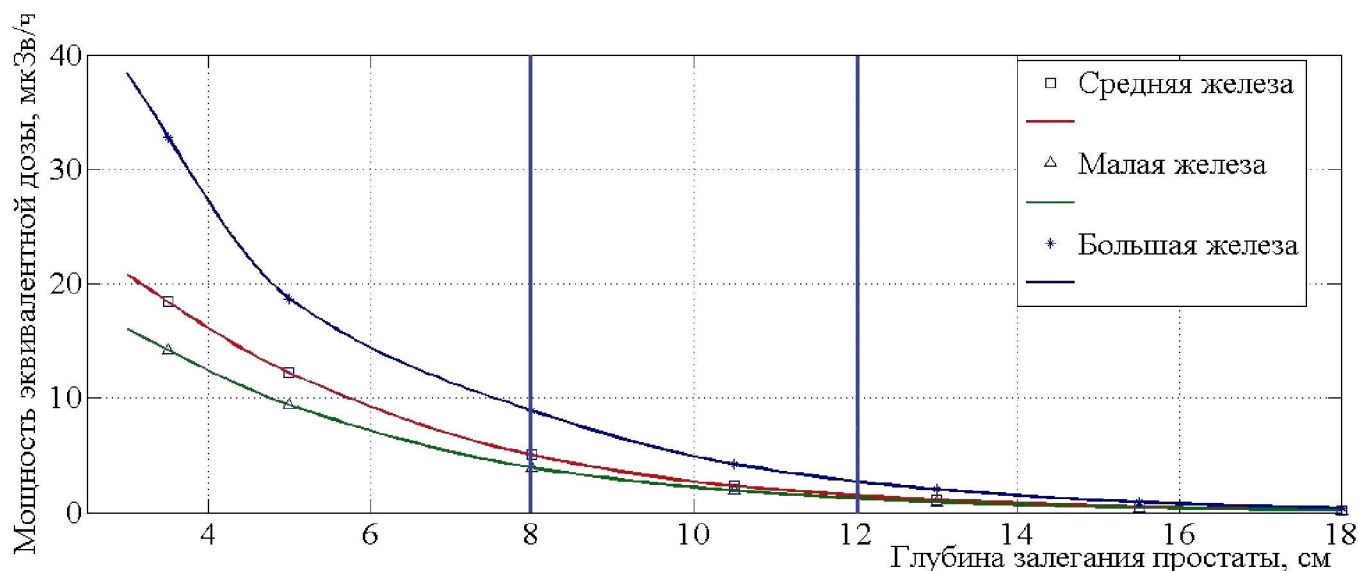


Рис. 13. Зависимость мощности эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от глубины залегания простаты

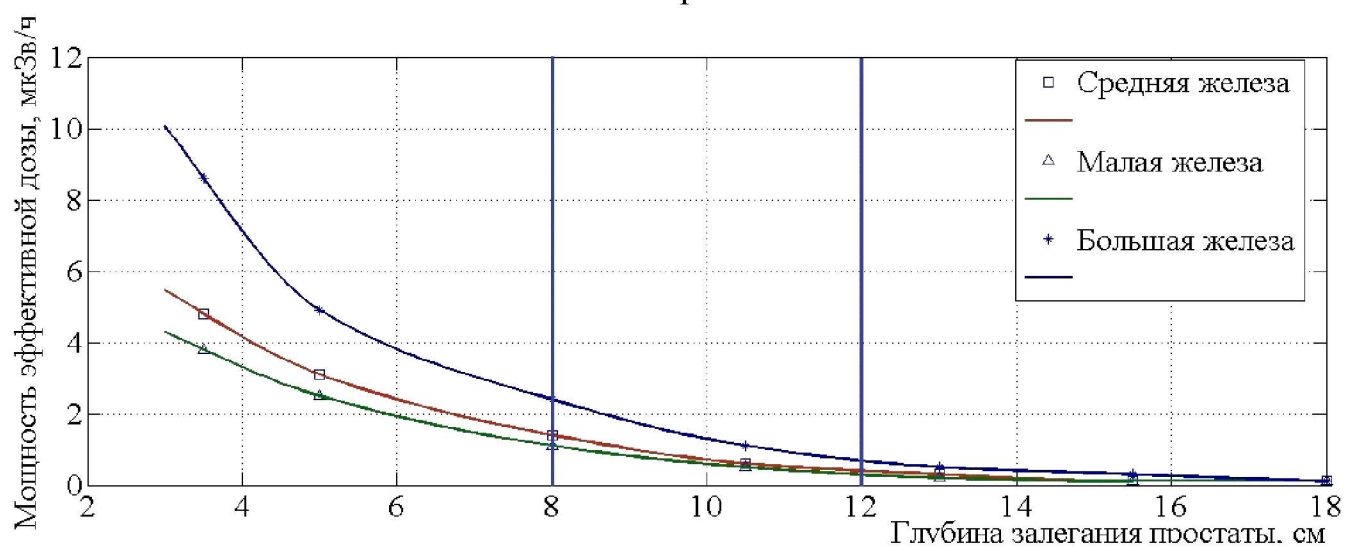


Рис. 14. Зависимость мощности эффективной дозы на расстоянии 1 м от глубины залегания простаты

Область наиболее вероятной глубины залегания простаты выделена. Показано, что в этой области значение мощности эквивалентной и, особенно, эффективной дозы не превышает регламентированного в НРБ-99/2009 норматива в 10 мкЗв/ч.

В пятой главе внимание уделяется экспериментальным измерениям значений мощностей эквивалентных доз, создаваемых пациентами, которым была проведена процедура имплантации источников в ткань предстательной железы. Измерения проводились в соответствии с разработанным формуляром.

В таблице 4 приведены данные результатов дозиметрических измерений пациентов, которым была проведена брахитерапия.

Таблица 4

Результаты радиационного контроля пациентов, которым была произведена имплантация источников в ткань предстательной железы

	Стадия болезни, TN ₀ M ₀ , PSA	Расстояние ПЖ-поверхность тела снизу, см, мощность поглощенной дозы в воздухе, мкГр/ч	Расстояние ПЖ-поверхность тела спереди, см, мощность поглощенной дозы в воздухе, мкГр/ч	Расстояние ПЖ-поверхность тела сзади, см, мощность поглощенной дозы в воздухе, мкГр/ч	Расстояние ПЖ-поверхность тела боковая, см, мощность поглощенной дозы в воздухе, мкГр/ч	Объем ПЖ, см ³	Суммарная имплантированная активность источников, мКи
1	2;5,2	11/0,1	10/1,6	/1,8	15,8/~0	58	41,88
2	1с; 0,8	11/<0,1	13,5/<0,1	/<0,1	17,8/~0	32	27,80
3	2;13,7	/0,3	8,5/1	8,5/0,4	17/0,2	17	19,89
4	2;7,5	11/0,5	11/0,7	11 /<0,1	18/<0,1	38	34,31
5	2;11	/0,2	14,5/0,4	14,5/0,2	20 /0,1	37	34,00
6	2;12	10/0,3	8/0,1	7/3,5	14 /0,3	39	34,40

В целом результаты измерений подтверждают экспериментальную оценку: значение мощности эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от поверхности тела пациента существенно ниже регламентированного в НРБ-99/2009 норматива 10 мкЗв/ч. Таким образом, пациенты считаются безопасными для окружающих и могут быть выписаны на следующий день после проведения процедуры имплантации из отделения.

ВЫВОДЫ

1. Проведена радиобиологическая оценка влияния эффекта смещения игл на уровни облучения критических по радиочувствительности органов. Показано, что смещение даже небольшого количества игл на расстояние 0,5 см по направлению к простатической уретре может привести к весьма существенному переоблучению значительной части уретры. Вместе с тем прямая кишка, несмотря на большую радиочувствительность, является более толерантным органом к смещениям игл.

2. Показано что, дозовые нагрузки на ассистента, выполняющего подготовку источников к имплантации в ряде случаев могут быть довольно значительными (но не превышающими регламентированные в НРБ-99/2009 годовые пределы доз для персонала группы А). Дальнейшее снижение нагрузок на ассистента может быть достигнуто использованием дистанционных инструментов или защитных экранов, а также уменьшением по возможности времени зарядки источников. Вместе с тем дозы, получаемые радиохирургом, осуществляющим непосредственно имплантацию источников в ткань предстательной железы пренебрежимо малы и позволяют проводить тысячи имплантаций в год без использования какой-либо дополнительной защиты.
3. Показано, что мощность эквивалентных доз на расстоянии 1 м от пациента, которому были имплантированы закрытые радионуклидные источники ^{125}I , в подавляющем большинстве случаев не превышают регламентированный в НРБ-99/2009 норматив, что сокращает пребывание пациента в клинике после проведения процедуры брахитерапии.
4. Полученные расчетные результаты подтверждены проведенными экспериментальными измерениями мощностей эквивалентных доз от пациентов, которым были имплантированы источники ^{125}I .

ПУБЛИКАЦИИ

Статьи в реферируемых журналах из списка ВАК

1. Кузнецов М.А., Ксенофонтов А.И., Наркевич Б.Я. Брахитерапия рака предстательной железы с использованием закрытых гранульных радионуклидных источников. // Мед. физика, 2009, **44**, № 4, стр. 91-104.
2. Кузнецов М.А., Ксенофонтов А.И. Влияние неправильной имплантации источника на результирующее дозовое распределение при проведении брахитерапии рака предстательной железы. // Медицинская радиология и радиационная безопасность, 2011, **56**, № 2, стр. 59–67.

Другие публикации

3. Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при внутритканевой лучевой терапии (брахитерапии) методом имплантации закрытых радионуклидных источников. МУ 2.6.1.2712-10. М.: Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, 2010.

4. Клепов А.Н., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Кузнецов М.А., Доля О.П. Возможность обеспечения радиационной безопасности при брахитерапии рака предстательной железы с применением микроисточников ^{131}Cs . // Материалы конференции Российского общества онкоурологов, Медицинского радиологического центра РАМН, Российской ассоциации терапевтических радиационных онкологов и Ассоциации лучевых диагностов «Диагностическая и терапевтическая радиология в онкоурологии». 2008, Обнинск, стр. 15-16.
2. Кузнецов М.А., Клёпов А.Н., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Ксенофонтов А.И. Оценка радиационной безопасности при проведении внутритканевой лучевой терапии (брахитерапии) рака предстательной железы с использованием закрытых радионуклидных источников ^{125}I . // Материалы III всероссийского национального конгресса лучевых диагностов и терапевтов «Радиология-2009». 2009, Москва, стр. 225.
3. Кузнецов М.А., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Клёпов А.Н., Александрова О.П. Радиационная безопасность персонала при проведении брахитерапии рака предстательной железы микроисточниками I-125. // Материалы XI Международной конференции «Безопасность АЭС и подготовка кадров – 2009». 2009, Обнинск.
4. Клёпов А.Н., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Кузнецов М.А., Доля О.П. Анализ радиационной обстановки вокруг пациента в процессе и после брахитерапии рака предстательной железы микроисточниками I-125. // Техногенные системы и экологический риск. VI региональная научная конференция. Материалы докладов. 2009, Обнинск, стр. 123-126.
5. Кузнецов М.А. Обеспечение радиационной безопасности при проведении процедуры низкодозной брахитерапии (внутритканевой лучевой терапии) рака предстательной железы с использованием микроисточников, содержащих радионуклид ^{125}I . // VIII научно-техническая конференция «Молодежь в науке». 2009, Саратов.
6. Кузнецов М.А., Клёпов А.Н., Кураченко Ю.А., Александрова О.П. Вопросы обеспечения радиационной безопасности медицинского персонала во время проведения процедуры брахитерапии рака предстательной железы с использованием закрытых радионуклидных источников ^{125}I . // Научно-практическая конференция «Стратегия развития радиологической службы в регионах РФ». 2010, Челябинск.
7. Клёпов А.Н., Кураченко Ю.А., Кузнецов М.А., Александрова О.П. Исследование радиационной обстановки при подготовке, в процессе и после брахитерапии рака предстательной железы микроисточниками ^{125}I . // III Евразийский

конгресс по медицинской физике и инженерии «МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА – 2010». Сборник материалов. 2010, Москва, том 2, стр 48-51.

8. *М.А. Кузнецов, А.И. Ксенофонтов.* Повышение качества проведения процедуры брахитерапии рака предстательной железы с использованием закрытых радионуклидных источников. // Материалы V конгресса российского общества онкоурологов. 2010, Москва, стр. 69.
9. *Александрова О.П., Кураченко Ю.А., Клепов А.Н., Кузнецов М.А., Матусевич Е.С.* Анализ и планирование уровней облучения контактирующих с пациентом лиц после брахитерапии микроисточниками ^{125}I . // Сборник материалов V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине». 2012, Троицк, стр. 346-348.