

## **ВОЗМОЖНОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПОЛЕЙ НЕРАВНОМЕРНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ ПОМОЩИ МНОГОЛЕПЕСТКОВОГО КОЛЛИМАТОРА УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

*И.М. Лебедеико<sup>1,2</sup>, Ю.А. Кудашкина<sup>1,2</sup>, Т.А. Крылова<sup>1</sup>, Ю.В. Журов<sup>1</sup>*

*<sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр онкологии  
им. Н.Н. Блохина Минздрава России. Москва*

*<sup>2</sup> Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва*

### **POSSIBILITIES OF FORMING FIELDS OF UNEVEN IRRADIATION USING A MULTI-LEAF COLLIMATOR OF ELECTRON ACCELERATORS DURING RADIATION THERAPY**

*I.M. Lebedenko<sup>1,2</sup>, Yu.A. Kudashkina<sup>1,2</sup>, T.A. Krylova<sup>1</sup>, Yu.V. Zhurov<sup>2</sup>*

*<sup>1</sup> N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Moscow, Russia*

*<sup>2</sup> National Research Nuclear University MEPHI, Moscow, Russia*

#### **Реферат**

**Цель:** Рассмотрение принципиальной возможности формирования полей неравномерного облучения (решетчатая диафрагма) при помощи многолепесткового коллиматора линейного ускорителя электронов при проведении лучевой терапии онкологических больных.

**Материал и методы:** Для моделирования решетчатой диафрагмы и проведения соответствующих расчетов использовалась система планирования Eclipse. В качестве исходных дозиметрических данных при расчетах планов облучения использованы протестированные дозиметрические характеристики для открытых полей ускорителей серии Clinac iX. Расчет планов облучения для решетчатой диафрагмы осуществлялся в тканеэквивалентном фантоме для фотонного излучения с номинальной энергией 6 МэВ.

**Заключение:** Показана принципиальная и практическая возможность реализации решетчатой диафрагмы, сформированной при помощи многолепесткового коллиматора линейного ускорителя электронов серии Clinac iX (Varian). На СП Eclipse рассчитана серия дозиметрических характеристик решетчатой диафрагмы. Это глубинные дозовые распределения под открытым и закрытыми участками, профили дозового распределения, линейки дозовых полей и коэффициенты неравномерности дозы под закрытыми участками между двух и четырех отверстий. Полученные результаты могут быть положены в основу планирования и облучения больных с распространенным процессом с решетчатой диафрагмой, сформированной с использованием многолепесткового коллиматора ускорителя.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, неравномерное облучение, решетчатые диафрагмы, распространенный процесс, многолепестковый коллиматор

#### **Abstract**

**Purpose:** Consideration the fundamental possibility of forming non-uniform irradiation fields (grid diaphragm) using a multi-leaf collimator of an electron accelerator during radiotherapy of cancer patients.

**Material and methods:** The Eclipse planning system was used to model the lattice diaphragm and carry out the corresponding calculations. The tested dosimetric characteristics for open fields of the Clinac

iX series accelerators were used as the initial dosimetric data for calculating irradiation plans. Calculation of irradiation plans for the grid diaphragm was carried out in a tissue-equivalent phantom for photon radiation with a nominal energy of 6 MeV.

**Conclusion:** The fundamental and practical possibility of implementing a grating diaphragm formed using a multi-leaf collimator of the electron accelerator of the Clinac iX series (Varian) is shown. A series of dosimetric characteristics of the lattice diaphragm is designed for the Eclipse joint venture. These are depth dose distributions under open and closed areas, dose distribution profiles, dose field lines and dose unevenness coefficients under closed areas between two and four holes. The results obtained can be used as a basis for planning and irradiating patients with a common process with a lattice diaphragm formed using a multileaf collimator.

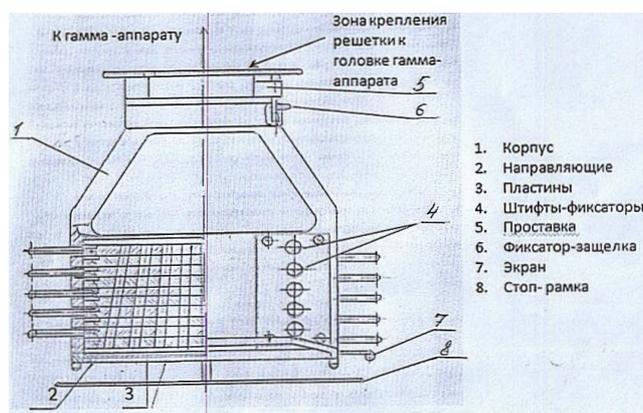
**Key words:** radiotherapy, non-uniform irradiation, grid diaphragms, common process, multileaf collimator

E-mail: imlebedenko@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-103-3-23-35>

## Введение

Решетчатые диафрагмы – это устройства, предназначенные для создания выраженного неравномерного дозового распределения с чередующимися участками различной степени пропускания излучения. Использование решетчатых диафрагм было начато в рентгенотерапии еще в пятидесятые-шестидесятые годы прошлого столетия с целью снижения дозы на отдельные участки кожи при неравномерном облучении очага. В семидесятые годы гамма-облучение через решетчатые диафрагмы применялось при лечении рецидивов опухоли. Кроме этого облучали очаги большой протяженности, так как неравномерное облучение больших объемов тканей повышает защитные реакции организма на действие излучения по сравнению с облучением большими открытыми полями [1–4]. Результаты этих исследований находятся в соответствии с выводами экспериментальных работ Г.С. Стрелина [1–4], которые показали, что репарация лучевых повреждений при облучении через решетчатую диафрагму осуществляется, главным образом, за счет клеточных элементов в экранированных участках поля и последующей миграции их в облученные участки. В результате подобного неравномерного облучения толерантность здоровых тканей к лучевому воздействию увеличивается в 5–6 раз, что позволяет подвести даже к очень крупным новообразованиям (до 25×30 см) от 100 до 120 Гр с одного статического поля в течение 20–25 сеансов облучения.

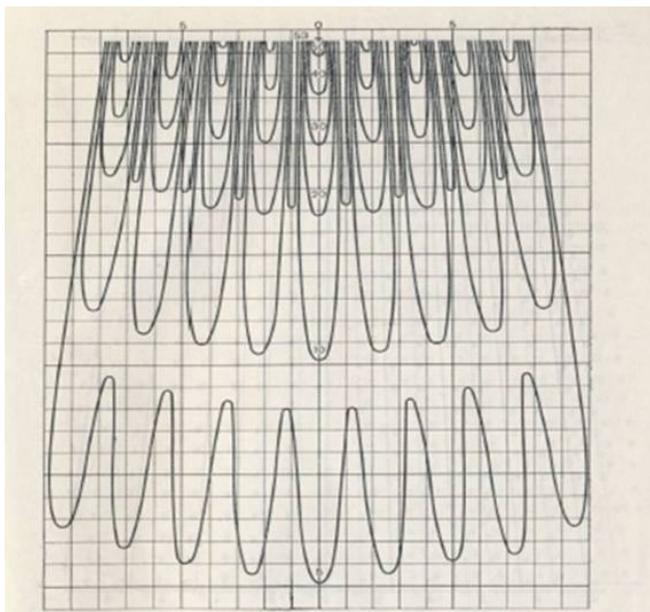


**Рис. 1.** Конструктивные элементы решетчатой диафрагмы С-4 (Россия, 1972 г.)

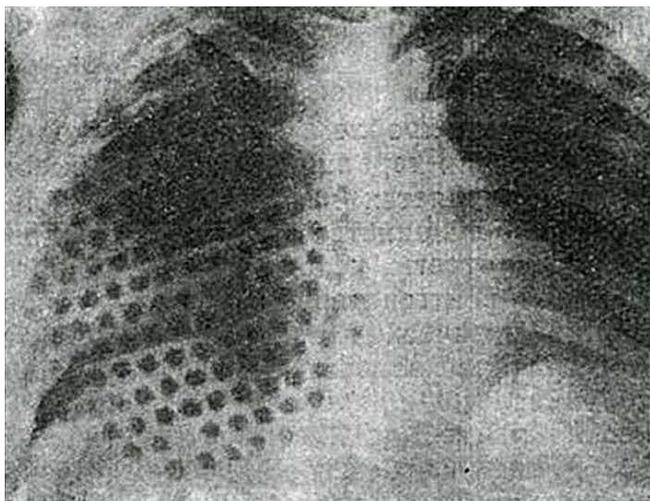
Данный подход использовался как с паллиативной целью, так и при радикальном лечении. Эффективность ЛТ оценивалась по выживаемости больных, которая для различных нозологий по данным Алиева Б.М., доходила до 5 лет и более. Общий вид решетчатой диафрагмы, характерное дозовое распределение и общий рентгеновский снимок легких после облучения через решетчатую диафрагму приведены на рис. 1–3 [1–4].

### Обоснование необходимости проведения неравномерного облучения

Еще в начале прошлого столетия в 1904 г. было сформулировано положение о необходи-



**Рис. 2.** Типичная карта изодоз для облучения через решетчатую диафрагму (Россия, 1972 г.)



**Рис. 3.** Снимок легких. Облучение через решетку множественных метастазов в легкие

мости равномерного облучения злокачественных новообразований независимо от клинической стадии развития опухолевого процесса [3]. Хотя не имелось какого-либо радиобиологического обоснования этому требованию, однако оно прочно укоренилось в клинической практике и по сегодняшний день продолжает применяться как наиболее объективный дозиметрический критерий при сравнительной оценке различных программ облучения [3].

Как известно, при небольших опухолях подведение необходимой очаговой дозы в условиях неравномерного облучения не встречает особых затруднений. Однако, при облучении крупных новообразований нередко возникают тяжелые лучевые осложнения, вынуждающие порою прерывать лечение и закончить ЛТ при заведомо низких суммарных дозах облучения. Определенную выраженную перспективу в этом отношении имеет методика неравномерного облучения злокачественных опухолей [3].

Теоретической предпосылкой к использованию программ неравномерного облучения явились известные из литературы данные об увеличении толерантности нормальных тканей к лучевому воздействию в 6–10 раз при уменьшении размера поля облучения от 10×10 см до 1×1 см [Алиев, 1972; Goldberg, 1944; Hohl, 1955].

Необходимость пересмотра существующих представлений о характере дозового распределения на уровне опухолей диктуется и уровнем развития радиобиологических знаний. Известно, что опухоль представляет гетерогенную структуру популяции клеток. Радиочувствительность популяции варьирует в 3–5 раз в зависимости от напряжения кислорода, функционального состояния и фазы жизненного цикла клетки, активности ферментов, соотношения аминокислот [Алиев, 1972; Стрелин, 1965; Тюбиана, 1966; Переслегин, 1968; Thomilson, 1969; Ярмоненко, 1972 и др.]. В этих условиях и величина дозы излучения, вызывающая повреждения опухолевых клеток, также будет изменяться в 3–5 раз. Поэтому с радиобиологической точки зрения программа неравномерного облучения опухолей оказывается более обоснованной, чем равномерное лучевое воздействие на все участки новообразования [3].

Таким образом, как с клинической точки зрения, так и с радиобиологических позиций имеются все основания к пересмотру существующих представлений о характере дозового распределения в зоне опухолевого роста.

Методологическое и технологическое совершенствование лечения онкологических заболеваний за последнее десятилетие существенно улучшило отдаленные результаты лечения больных. Однако, несмотря на успехи, значительное число больных имеет распространенный опухолевый процесс, для которых возможности существующих методов лечения оказываются недостаточными, а характер рас-

пространения опухоли с переходом на прилежащие органы и ткани, присоединение тяжелой местной инфекции, изъязвление и распад опухоли являются основанием к отказу в лечении. Эти противопоказания носят относительный характер, но облучение с использованием решетчатых диафрагм многим больным может оказать эффективную помощь.

По данным Б.М. Алиева [3], показаниями к неравномерному облучению опухолей являются:

1. Первичные и метастатические местнораспространенные опухоли всех локализаций с переходом на соседние органы и ткани.
2. Массивные опухоли органов брюшной полости и забрюшинного пространства, где неравномерное облучение является методом выбора.
3. Обширные изъязвления опухоли с опасностью прорыва стенки пораженного органа.
4. Рецидивы опухолей, особенно после ранее проведенной лучевой терапии.

Противопоказаниями к неравномерному облучению являются:

1. Раковая кахексия.
2. Обширная диссеминация опухолевого процесса.

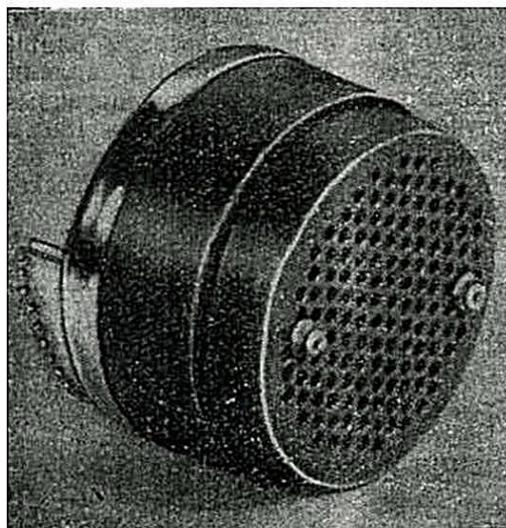
В данной работе мы рассмотрим возможности формирования полей неравномерного облучения на качественно новом уровне, то есть с использованием многолепесткового коллиматора (МЛК) современных линейных ускорителей электронов с внешним гантри. Назовем их классическими ускорителями. Ускорители туннельного типа (например, Halcyon) относятся к ускорителям с внутренним, то есть помещенному в кольцо апертуры, гантри и также располагают МЛК. Но возможности МЛК таких ускорителей для создания неравномерных полей нами пока не изучены.

### **История развития вопроса**

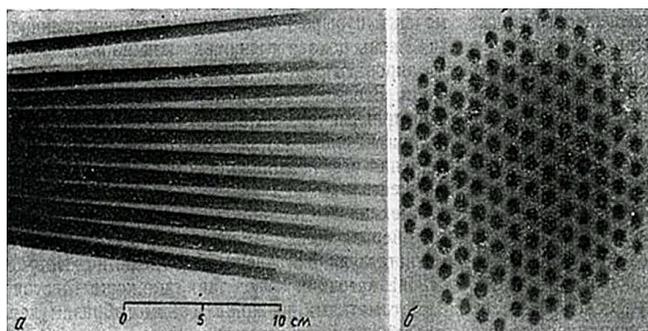
Принцип неравномерного облучения давно применялся в клинической практике. В 1909 г. впервые были предложены решетчатые диафрагмы. Была применена методика неравномерного облучения путем сужения полей облучения по мере регрессии опухоли в процессе лечения. Начиная с пятидесятых годов двадцатого столетия, в Европе и США была детально разработана методика облучения через решетчатые диафрагмы. Применялась при дистанционной ЛТ злокачественных опухолей как

на гамма-терапевтических аппаратах, так и на аппаратах с излучением высоких энергий, т.е. бетатронах и ускорителях первых поколений без МЛК [1].

Облучение через решетку фотонным излучением высокой энергии впервые применено на бетатроне фирмы Siemens (без МЛК) и описано для номинальной энергии фотонного излучения 15 МэВ [1]. Бетатрон – это электронный высокоэнергетический ускоритель циклического типа. Применявшаяся при этом свинцовая решетка имела вид цилиндра и ослабляла интенсивность первичного излучения до 12,5 % начального значения. В цилиндре имеется группа конических отверстий, направленных на фокус излучателя: их диаметр со стороны, обращенной к фокусу, равен 4 мм (рис. 4). Отношение площадей 40:60. Эта решетка вставляется в коллиматор бетатрона. Как видно из рис. 5, при тормозном излучении высокой энергии, в отличие от излучений низкой энергии, отдельные пучки, проходя через тело, на всем своем пути создают такое распределение дозы излучения, в котором практически не сказывается явление рассеяния и не наблюдается гомогенизация. Это физическое отличие от облучения через решетку при обычном рентгеновском излучении (до 300 кВ) приводит к следующей биологической особенности: лучевая нагрузка тканей оказывается неравномерной и, наряду с известным эффектом щажения кожи, появляется эффект щажения всех тканей в облучаемой части тела.



**Рис. 4.** Свинцовая решетка для тормозного излучения с энергией 15 МэВ; вид со стороны входа пучка излучения (бетатрон фирмы Siemens)



**Рис. 5.** Пучок тормозного излучения 15 МэВ при облучении через решетку (после прохождения через плексигласовый фантом). а – продольное сечение; б – поперечное сечение

Строго говоря, на практике такое распределение дозы излучения достигается далеко не всегда. Даже при предельно возможной фиксации положения больного имеют место произвольные движения внутренних органов (органов дыхания, кровообращения и др.) которые приводят к определенным смещениям. Кроме того, первоначальная установка решетчатого коллиматора не воспроизводится точно во всей серии облучений, даже при максимальной аккуратности. Из изложенного вытекают следующие показания к применению облучения через решетку, а именно облучение больших объемов тела при наличии тканей с различной чувствительностью к излучению. Можно без риска пользоваться крупными решетчатыми полями облучения и на ускорителях заряженных частиц, в особенности для опухолей большой протяженности (рис. 3), интенсивное облучение которых однородным пучком излучения сопровождалось бы значительным повреждением здоровых органов [1]. Такое сщажение проявляется в том, что больные субъективно хорошо переносят облучение. Это отмечается даже для таких чувствительных органов, как мочевой пузырь и желудок.

Экспериментально-клинические исследования, выполненные в России в РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН позднее, в семидесятые годы (Б.М. Алиев с соавт., 1972) показали большую перспективу целенаправленного неравномерного облучения опухолей с помощью решетчатых диафрагм на гамма-терапевтических аппаратах. Было установлено, что при таком облучении существовала реальная возможность подведения к опухоли большой распространенности суммарных доз в 100–120 Гр (под центральным отверстием) с одного статическо-

го поля без существенного повреждения нормальных тканей в ближайшие и отдаленные сроки наблюдения.

Возможность подведения к крупным новообразованиям значительных суммарных доз излучения, слабовыраженные лучевые изменения нормальных тканей, доступность метода и благоприятные отдаленные результаты лечения (33, 7 % инкурабельных больных жили более 2–5 лет, (Б.М. Алиев, 1972)) давали основание рекомендовать этот вариант лучевой терапии для широкого практического применения.

Методика неравномерного облучения злокачественных новообразований, разработанная проф. Б.М. Алиевым (1972), предусматривала ее реализацию на аппаратах дистанционной ЛТ таких как Рокус, Луч, Агат-С, Р и др. с радионуклидом  $^{60}\text{Co}$  с энергией фотонного излучения 1,25 МэВ. Реализация осуществлялась с помощью решетчатых диафрагм с диаметрами отверстий от 5 до 10 см, при значении отношения площади закрытых участков к площади открытых, равном четырем. Разовая очаговая доза составляла 6 Гр, суммарная доза в открытых участках составляла 100–120 Гр и 30–40 Гр – в экранированных. Доза подводилась с одного статического поля без смещения решетчатой диафрагмы в течение всего курса лечения больного. Облучение проводилось ежедневно, пять раз в неделю, со средним числом сеансов за курс лечения 20–25. При таком варианте гамма-терапии опухоль подвергается неравномерному облучению на протяжении каждого сеанса и в течение всего курса ЛТ.

При очень крупных новообразованиях использовались 2–3, а иногда и 4 рядом расположенных поля облучения. Однако, в отличие от общепринятых методов многопольного облучения, при которых центральные пучки с каждого направления пересекаются в точке центра опухоли, при рекомендуемом варианте гамма-терапии с каждого поля облучался строго заданный участок опухоли, и к каждому из них подводилась суммарная очаговая доза 100–120 Гр (под центральным отверстием). Решетчатая диафрагма прикреплялась к коллимирующей системе гамма-аппарата АГАТ-С через специальный переходник. Рекомендуемые решетчатые диафрагмы фиксировались на расстоянии 60 см от источника излучения (расстояние источник – нижняя поверхность диафрагмы). В семидесятые–восемидесятые годы для комплекта формирующих принадлежностей для неравномерного облучения, куда

входила решетчатая диафрагма С-4, в отделении радиотерапии РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН были проведены все дозиметрические расчеты и представлены кривые распределения глубинных доз [5, 6, 11, 13].

Анализ полученных с 1972 г. результатов выявил объективный клинический эффект у 82 % больных [2–4]. 33 % больных жили свыше 2 лет, 13 % больных жили свыше 5 лет после неравномерного облучения. В аспекте дальнейшего развития метода совместно с физиками были разработаны новые варианты неравномерного облучения опухолей, в основе которых лежало рациональное сочетание возможностей перераспределения поглощенных доз на уровне опухоли на первом этапе лечения, с последующим облучением открытыми полями и внутриволостной гамма-терапией в режиме расщепленного курса лучевой терапии. Эта программа применялась при лечении неоперабельного и рецидивного рака прямой кишки, рака пищевода, рака легкого и других опухолей [2, 4, 7–10, 12].

## Материал и методы

### Физико-технические и дозиметрические характеристики решетчатой диафрагмы С-4

Решетка С-4 состояла из корпуса (рис. 1), имеющего гребенки с направляющими (Б.М. Алиев с соавт., 1990). В направляющие вставляли десять пластин, изготовленных из лнотипного сплава с массовой плотностью  $\rho=10,63$  г/см<sup>3</sup> и линейным коэффициентом ослабления  $\mu=0,615$  см<sup>-1</sup>, толщиной 9 мм каждая. Пластины транспортировались и хранились в процедурном помещении в вертикальном положении в специальной кассете. Каждая кассета имела свой номер. Соответствующим образом были пронумерованы пазы в кассете. Пластины имели два штифта-фиксатора с координатами. При установке пластины в корпус решетки штифты входили в соответствующее углубление в корпусе. Пластины имели цилиндрические отверстия, оси которых сходи-

лись в центре торца источника излучения. Диаметр отверстия 10 мм, число отверстий 9×9. Расстояние между центрами отверстий на внешней стороне решетки 20 мм. Отношение площади закрытых к площади открытых для облучения участков на указанной стороне (з/о) равно 4. Расстояние от источника до нижней пластины составляет 60 см. Рекомендуемое расстояние от источника до поверхности больного РИП=70 см. Меньшее РИП было трудно реализовать из-за близости облучаемой поверхности к стоп-рамке. При РИП более 70 см коэффициент ослабления решеткой  $K_p$  и неравномерности дозы  $K_z$  начинают уменьшаться. Кроме того, возрастала продолжительность облучения.

Дозовые карты при облучении через решетку были построены для РИП=70 см при нормировке дозы на ее значение в максимуме ионизации (0,5 см) по оси центрального отверстия на заданном РИП при максимальном размере открытого поля. Карты представлялись в виде процентных мощностей доз, нанесенных через 1 см по глубине вдоль осей отверстий и между двумя соседними отверстиями. Мощность поглощенной дозы в точке нормировки определялась по формуле:

$$\dot{D}_n = K_A \times K_{ЭП} \times K \times K_p \times \dot{X}_K, \quad (1)$$

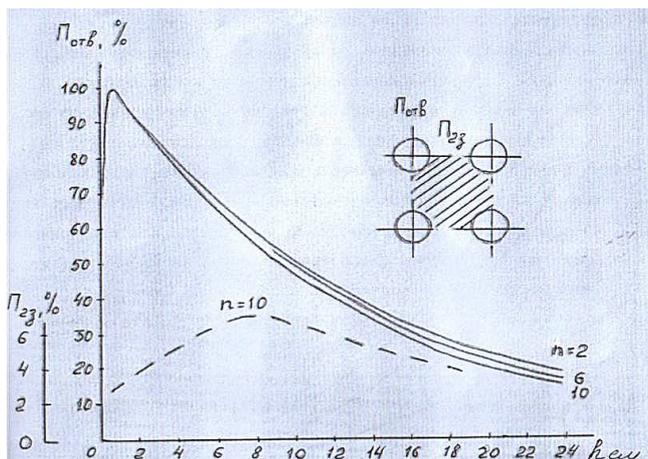
где  $K_A$  – коэффициент, отражающий зависимость мощности дозы от размера открытого эквивалентного квадратного поля;  $K_{ЭП}$  – коэффициент перехода от единиц экспозиционной к единицам поглощенной дозы, для мышечной ткани и гамма-излучения <sup>60</sup>Со. В единицах СИ  $K_{ЭП}=36,4$  Гр/Кл/кг.  $K$  – коэффициент, учитывающий уменьшение мощности дозы вследствие распада радионуклида со временем;  $K_p$  – коэффициент ослабления решеткой;  $\dot{X}_K$  – калибровочная мощность экспозиционной дозы. Коэффициент ослабления решеткой  $K_p$  выглядел так, как показано в табл. 1. Коэффициент ослабления решеткой зависел не только от РИП, но от числа используемых пластин.

Глубинные процентные распределения мощностей доз под центральным отверстием

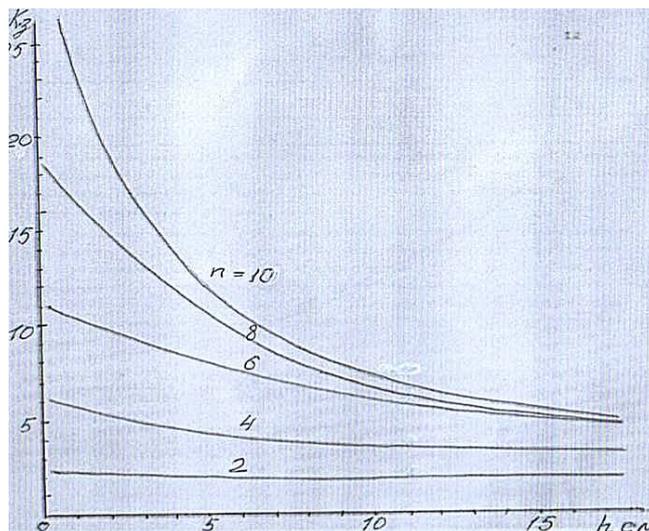
Таблица 1

Коэффициенты ослабления решеткой  $K_p$  в зависимости от РИП и числа пластин

РИП, см	Число пластин						
	1	2	4	6	7	8	10
70	1,07	1,05	1,00	0,96	0,95	0,94	0,92



**Рис. 6.** Глубинные распределения мощности дозы под центральным отверстием (сплошная линия, функция количества пластин  $n$  в решетке) и под закрытым участком (пунктир) между двумя соседними отверстиями. РИП=70 см,  $n$  – количество пластин



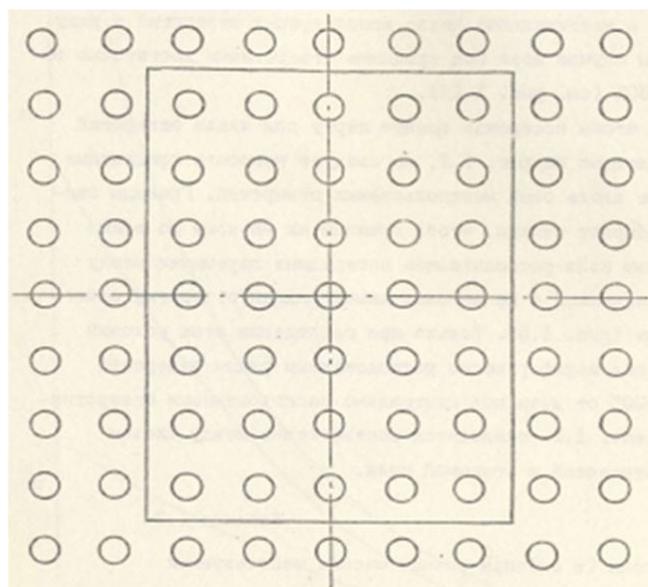
**Рис. 7.** Зависимость среднего коэффициента неравномерности дозы от глубины и числа пластин решетчатой диафрагмы. РИП=70 см

решетки ( $P_{отв}$ ) и под закрытым участком между двумя соседними отверстиями ( $P_{23}$ ) на РИП=70 см для разного числа пластин приведены на рис. 6.

Дозы под закрытым участком решетки, в отличие от ранее принятой величины дозы между двумя и четырьмя соседними отверстиями (Алиев Б.М., 1975), характеризовались величиной средней дозы  $D_3$ , равной дозе, усредненной по площади между четырьмя отверстиями (эта площадь заштрихована на вставке рис. 6). Соответственно рассчитывался средний коэффициент неравномерности  $K_3$  под закрытым участком, равный

$$K_3 = \dot{D}_{отв} / \dot{D}_3. \quad (2)$$

Зависимости этого коэффициента от глубины при разном числе пластин приведены на рис. 7. На небольшой глубине (менее 8 см) с увеличением числа пластин от 2 до 10  $K_3$  изменялся очень резко, на глубинах более 8 см эта зависимость от числа пластин заметно уменьшается. На аппарате рекомендовалось использовать не более 7 отверстий в ряду. Это было связано с тем, что при облучении через 9 отверстий при максимальном открытом поле (20×20 см) крайние отверстия проекционно находились в области спада дозы и мощность под этими отверстиями оказывалась на 40–50 % меньше, чем под другими отверстиями. На аппаратах типа Рокус-М открытое поле было



**Рис. 8.** Положение границ светового поля на поверхности облучения при использовании, например, 5×7 отверстий решетчатой диафрагмы

больше и максимальное число отверстий в ряду было 9. Границы светового поля выбирали таким образом, чтобы границы их на коже по всем четырем сторонам поля располагались посередине перемычки между используемыми и неиспользуемыми рядами отверстий решетчатой диафрагмы (рис. 8).



**Рис. 9.** Ускоритель электронов с многолепестковым коллиматором Clinac iX (Varian)

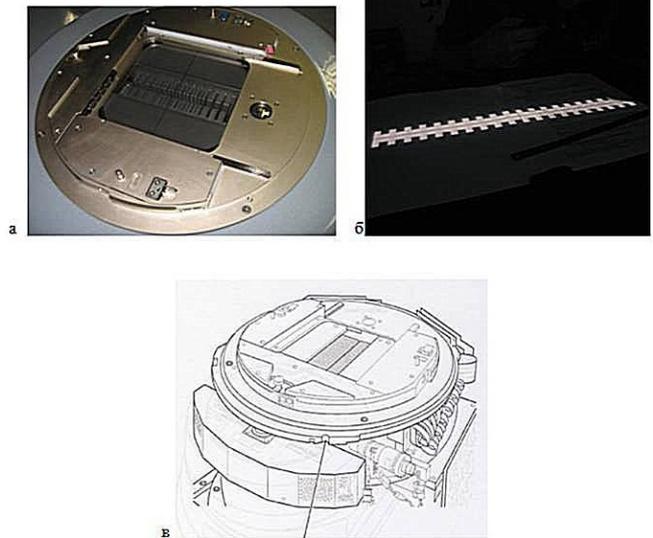
### **Физико-технические характеристики ускорителя электронов Clinac 2300 iX (Varian)**

Линейный ускоритель электронов модели Clinac 2300 iX (Varian) (рис. 9) располагает интегрированным многолепестковым коллиматором модели MLC 120 (рис. 10). Номинальная энергия фотонов – 6 и 18 МэВ. Шесть энергий электронов – от 4 до 20 МэВ. Количество лепестков – 120, ширина лепестка в изоцентре – 5 мм. Режимы облучения: статический, в том числе с МЛК; арк-терапия (фотоны, электроны) в обоих направлениях с регулируемой мощностью дозы; облучение с клиньями; облучение с модуляцией дозы (IMRT) статическое и динамическое; конформная арк-терапия с МЛК; облучение с синхронизацией по естественному дыханию.

### **Результаты и обсуждение**

#### **Возможности формирования решетчатой диафрагмы при помощи многолепесткового коллиматора ускорителя Clinac 2300 iX**

Для моделирования решетчатой диафрагмы и проведения соответствующих расчетов использовалась система планирования Eclipse. В качестве исходных дозиметрических данных для расчета планов облучения использованы протестированные дозиметрические



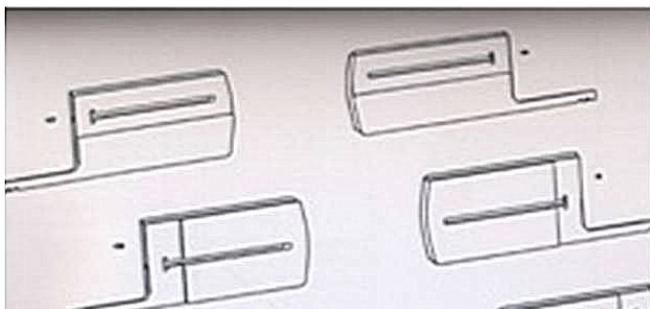
**Рис. 10.** Многолепестковый коллиматор ускорителя Clinac 2300 iX (Varian) со стороны коллиматора: а, б – процедура тестирования многолепесткового коллиматора (фото); в – технологический чертеж головки ускорителя с многолепестковым коллиматором

характеристики для открытых полей ускорителей серии Clinac в рамках программы процедуры commissioning.

Расчет планов облучения с решетчатой диафрагмой осуществлялся в тканеэквивалентном фантоме для фотонного излучения с номинальной энергией 6 МэВ. Прежде всего, необходимо было выяснить принципиальную возможность системы планирования моделировать поля “решетчатой диафрагмы” с помощью МЛК. Эта попытка увенчалась успехом. Были смоделированы несколько конфигураций и планов облучения с решетчатой диафрагмой. При этом необходимо помнить, что решетчатая диафрагма на ускорителях не создается с помощью различного количества наборных пластин с отверстиями, как это осуществлялось в семидесятые годы в решетке С-4 (рис. 1), а формируется с помощью пластин МЛК, имеющих постоянные геометрические габариты – длину, ширину и высоту (рис. 11).

Другими словами в МЛК создается серия тоннелей прямоугольной формы определенной протяженности, соответствующей высоте одной пластины многолепесткового коллиматора (для ускорителей указанного типа высота пластины МЛК соответствует 67,6 мм).

Условия расчета модели облучения следующие:



**Рис. 11.** Чертеж серии пластин в рабочем положении многолепесткового коллиматора ускорителей электронов Clinac iX, Clinac 2300C, Clinac 600CD

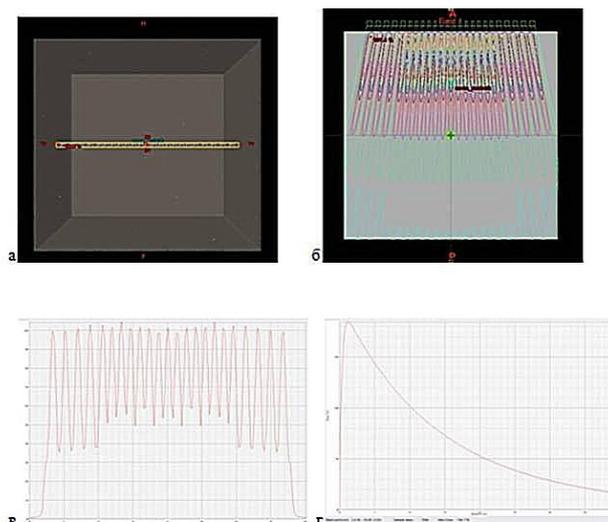
Облучался тканеэквивалентный фантом размером 40×40 см. Точка дозирования (100 %) расположена на глубине 10 см под центральным отверстием. Расстояние источник-поверхность фантома равно РИП=80 см, расстояние источник-изоцентр РИО=100 см. Отверстия решетчатой диафрагмы сформированы по следующим нескольким вариантам:

**Вариант 1.** Линейка отверстий размером 1×1 см расположена вдоль одной из осей поля, расстояние между центрами 1,5 см, максимальное расстояние между центрами крайних отверстий около 40 см. Представлено дозовое распределение, профиль дозового распределения на глубине 10 см, глубинное дозовое распределение по оси пучка. Количество отверстий 23 (рис. 12).

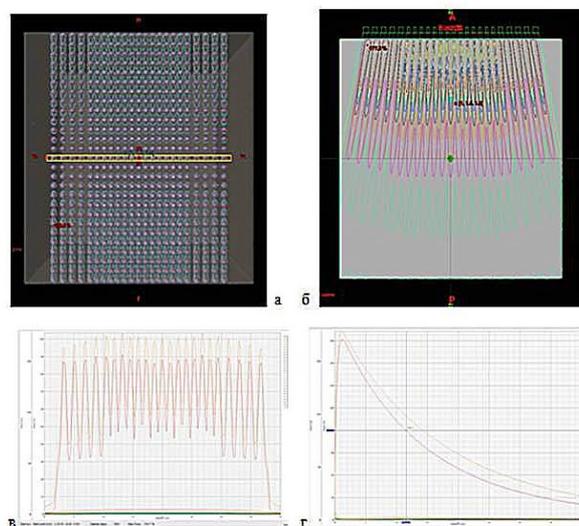
**Вариант 2.** Линейка отверстий размером 1×1 см вдоль одной из осей поля, расстояние между центрами 2,0 см, максимальное расстояние между центрами крайних отверстий около 20 см (рис. 13).

Получены дозовое распределение, профиль дозового распределения на глубине 10 см глубинное дозовое распределение по оси пучка. Количество отверстий – 9. Сокращение количества отверстий при увеличении апертуры отверстия связано с техническими характеристиками ламелей (увеличением толщины пластин) МЛК на расстоянии более 10 см от оси пучка.

**Вариант 3.** Матрица отверстий размером 1×1 см по всему полю, расстояние между центрами 1,5×1,5 см по обеим осям, максимальное расстояние между центрами крайних отверстий около 40 см. Получены дозовое распределение, профиль дозового распределения

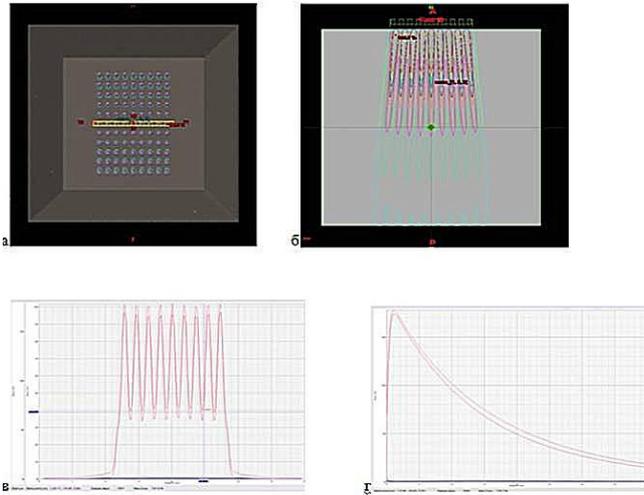


**Рис. 12.** Схема (а), дозовое распределение (б), профиль (в) и глубинное дозовое распределение под центральным отверстием, сформированное с помощью решетчатой структуры диафрагмы многолепесткового коллиматора (z). Линейка отверстий размерами 1×1 см, расстояние между центрами 1,5 см, количество отверстий 23



**Рис. 13.** Схема (а), дозовое распределение (б), профиль (в) и глубинное дозовое распределение под центральным отверстием, сформированное с помощью решетчатой структуры диафрагмы многолепесткового коллиматора (z). Матрица отверстий размерами 1×1 см, расстояние между центрами 1,5 см, количество отверстий 23

на глубине 10 см, глубинное дозовое распределение по оси пучка (рис. 14). Количество отверстий 23. Две характеристики на графике глу-



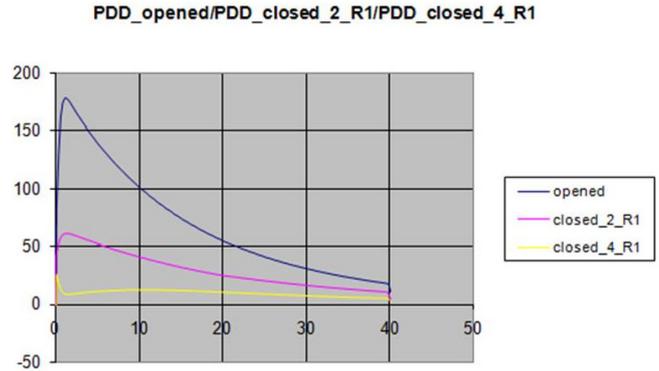
**Рис. 14.** Схема (а), дозовое распределение (б), профиль (в) и глубинное дозовое распределение под центральным отверстием, сформированное с помощью решетчатой структуры диафрагмы многолепесткового коллиматора (г). Матрица отверстий размерами  $1 \times 1$  см, расстояние между центрами  $2,0$  см. Количество отверстий 9 – по горизонтали, 11 – по вертикали

бинного дозового распределения соответствуют: нижняя – распределению дозы под центральным отверстием без учета рассеяния от других отверстий, верхняя – с учетом рассеяния соответственно. Аналогичная картина наблюдается и для профиля дозового распределения.

**Вариант 4.** Имитация решетчатой диафрагмы семидесятых годов.

Матрица отверстий размером  $1 \times 1$  см по всему полю, расстояние между центрами  $2,0 \times 2,0$  см по обеим осям, максимальное расстояние между центрами крайних отверстий около  $20$  см. Представлено дозовое распределение, профиль дозового распределения на глубине  $10$  см, глубинное дозовое распределение по оси пучка (рис. 15). Количество отверстий: 9 – по трансверсальной оси, 11 – по радиальной. Две характеристики на графике глубинного дозового распределения соответствуют: нижняя – распределению дозы под центральным отверстием без учета рассеяния от других отверстий, верхняя – с учетом рассеяния соответственно. Аналогичная картина наблюдается и для профиля дозового распределения.

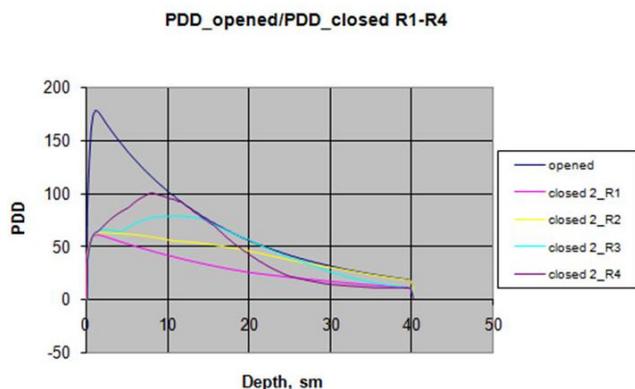
Методическая возможность реализации формирования “решетчатой диафрагмы” на системе планирования (СП) была доказана и



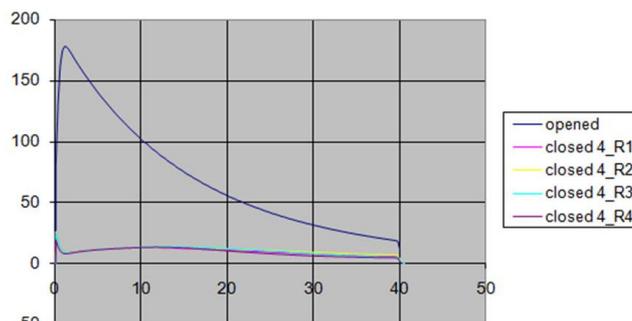
**Рис. 15.** Глубинные дозовые распределения: синяя кривая – под открытым центральным отверстием, розовая – под закрытым участком между двумя отверстиями и желтая – между четырьмя отверстиями. РИП=80 см, РИО=100 см, глубина расположения точки нормировки  $10$  см. Размер отверстий  $1 \times 1$  см, расстояние между отверстиями  $2$  см

вдохновила авторов на дальнейшие исследования. Это означало, что планирование и лечение больных в том случае, если не возникнет никаких технических препятствий непосредственно при реализации планов облучения “решеткой”, принципиально возможно.

В дальнейшем целесообразно было выяснить степень ослабления излучения в матрице отверстий между двумя и четырьмя отверстиями решетчатой диафрагмы, смоделированной в соответствии с вариантом 4, по отношению к открытому полю. Полученные характеристики сведены на один график (рис. 16). Условия получения глубинных кривых под открытым центральным отверстием, под закрытым участком между двумя и четырьмя отверстиями аналогичны предыдущим условиям. При сопоставлении глубинных дозовых распределений, полученных на ускорителе (рис. 16) и в начале семидесятых годов, естественно, наблюдаются определенные расхождения. Эти отличия обусловлены не только разницей в энергии излучения ( $6$  МэВ в сравнении с  $1,25$  МэВ), глубиной выбора точки нормировки (в нашем случае  $10$  см), но и техническими средствами реализации (гамма-аппараты и навесная конструкция решетки на гамма-аппарате и встроенный в головку ускорителя многолепестковый коллиматор). Отличия выражаются, прежде всего, в появлении дозового максимума глубинной кривой вообще и под закрытым участком (между двумя отверстиями) ускорителя к облучаемой поверхности, за счет энергии



**Рис. 16.** Глубинные дозовые распределения под открытым участком (синяя кривая), между двумя отверстиями решетчатой диафрагмы для условий варианта 4 как функции расстояния от оси пучка.  $R_1$  – расстояние между осью центрального отверстия и геометрической осью ближайшего отверстия,  $R_2$  – расстояние между осью центрального отверстия и геометрической осью второго от центра отверстия и т.д. РИП=80 см, РИО=100 см, глубина расположения точки нормировки 10 см. Размер отверстия 1×1 см, расстояние между отверстиями 2 см



**Рис. 17.** Глубинные дозовые распределения под открытым участком (синяя кривая), между четырьмя отверстиями решетчатой диафрагмы для условий варианта 4 как функции расстояния от оси пучка.  $R_1$  – расстояние между осью центрального отверстия и ближайшим геометрическим центром закрытого участка между четырьмя отверстиями,  $R_2$  – расстояние между осью центрального отверстия и вторым геометрическим центром закрытого участка между четырьмя отверстиями и т.д. РИП=80 см, РИО=100 см, глубина расположения точки нормировки 10 см. Размер отверстия 1×1 см, расстояние между отверстиями 2 см

фотонного излучения 6 МэВ. Кроме того, интересен ход глубинной кривой между четырьмя отверстиями как функции расстояния от оси пучка. В ходе кривой постепенно с увеличением этого расстояния вырисовывается пик дозы, расположенный на глубине точки нормировки и обусловленный конвергенцией пучка и увеличением вклада рассеянных фотонов и вторичных электронов в значение общей накопленной дозы с увеличением глубины. Значения коэффициентов неравномерности дозы  $K$  в решетчатой диафрагме ускорителя, который определяется как отношение дозы под открытым участком  $D_{отв}$  к дозе под закрытым  $D_{закр}$ ,  $K = D_{отв}/D_{закр}$ , приведены в табл. 2.

На рис. 16, 17 представлены глубинные дозовые распределения между двумя и четырьмя отверстиями решетчатой диафрагмы для условий варианта 4 как функция расстояния от оси пучка.

**Преимущества решетчатой диафрагмы, сформированной при помощи многолепесткового коллиматора ускорителей электронов серии Clinac (Varian)**

1. Отсутствуют ограничения выбора и установки размера поля облучения. Максимальный предусмотренный техническими условиями эксплуатации размер поля облучения, равный  $S=40 \times 40$  см на уровне изоцентра ускорителя электронов, предусматривает наличие  $23 \times 27$  отверстий решетчатой диафрагмы по обеим осям в сравнении с  $9 \times 9$  отверстий по обеим осям решетчатой диафрагмы гамма-терапевтического аппарата.
2. Новые пространственные возможности решетчатой диафрагмы, сформированной с помощью МЛК, позволяют избежать необходимости последовательного перемещения решетчатой диафрагмы, как это делалось на

**Таблица 2**

**Коэффициенты неравномерности дозы под закрытыми участками между двумя  $K_2$  и четырьмя отверстиями  $K_4$  в решетчатой диафрагме ускорителя в зависимости от глубины**

Глубина, см	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	15	20	25	30
$K_2$	3,0	2,86	2,77	2,68	2,65	2,62	2,54	2,55	2,7	2,63	2,8	2,8	2,7	2,8
$K_4$	36	36	33,2	30,6	28,6	27	25	25	26,1	25,1	24,2	17	12,7	9,3

- гамма-терапевтических аппаратах, вдоль облучаемого объема пациента для его полного охвата. Полный охват максимального по размерам облучаемого объема осуществляется одной технической установкой параметров решетки ускорителя. Этим самым достигается не только значительная временная выгода, но и, прежде всего, явные клинические преимущества решетки ускорителя, такие как отсутствие необходимости контроля дозы в местах стыковки поперечной решетки.
3. Ослабление излучения под ближайшим закрытым участком между двумя отверстиями по отношению к дозе в открытом пучке составляет более чем 3 раза, между четвертым – 36 раз (таблица коэффициентов неравномерности, табл. 2).
  4. Расчет временных параметров и дозовых распределений в гетерогенной среде тела пациента осуществляется на основании данных КТ (возможно МРТ и ПЭТ) в 3D измерении на СП Eclipse. Такие высокотехнологичные автоматизированные возможности расчета и представления планов облучения резко отличаются от возможностей планирования облучения больных с решетчатой диафрагмой в семидесятые годы, когда дозовые карты накладывались вручную на выполненный срез больного. Это позволяет значительно повысить точность расчетов и визуализировать патологический очаг в трехмерном дозовом пространстве тела пациента.
  5. Выбор количества комбинаций параметров решетчатой диафрагмы практически безграничен, начиная с размера отверстия, и кончая расстоянием между отверстиями. Существует ограничение в выборе минимального размера отверстия, связанное с толщиной пластины многолепесткового коллиматора. Минимальный размер отверстия составляет 1×1 см.
  6. Существует возможность реализации облучения через решетчатую диафрагму на любом ускорителе серии Clinac (Varian) с возможностью взаимозамены в случае выхода из строя одной из машин.

## Выводы

1. Показана принципиальная и практическая возможность реализации решетчатой диафрагмы, сформированной при помощи многолепесткового коллиматора линейного ускорителя электронов серии Clinac (Varian).
  2. Рассчитана на СП Eclipse серия дозиметрических характеристик решетчатой диафрагмы: глубинные дозовые распределения под открытым и закрытыми участками, профили дозового распределения, линейки дозовых полей и коэффициенты неравномерности дозы под закрытыми участками между двумя и четырех отверстий.
  3. Полученные результаты могут быть положены в основу планирования и облучения больных с распространенным процессом с решетчатой диафрагмой, сформированной при помощи многолепесткового коллиматора ускорителей электронов серии Clinac (Varian).
- Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор №02.а03.21.0005).

## Список литературы

1. Беккер И, Шуберт Г. Лучевая терапия с помощью излучений высоких энергий. Перевод с немецкого М.Ш. Вайнберга и др. М. 1964.  
Becker I, Schubert G. Radiotherapy using high-energy radiation. Translation from German by M.Sh. Weinberg et al. M. 1964.
2. Алиев БМ. Неравномерное облучение злокачественных новообразований при дистанционной гамма-терапии  $^{60}\text{Co}$ . Методические рекомендации. М. 1975.  
Aliyev BM. Uneven irradiation of malignant neoplasms during remote gamma therapy  $^{60}\text{Co}$ . Guidelines. M. 1975.
3. Алиев БМ. Неравномерное облучение злокачественных опухолей (физико-дозиметрическое, экспериментальное и клиническое исследование). Дис. д.м.н. М. 1972.  
Aliyev BM. Uneven irradiation of malignant tumors (physical dosimetric, experimental and clinical research). Dis. Doctor of Medical Sciences M. 1972.
4. Алиев БМ, Ратнер ТГ, Галина ЛС. Дистанционная гамма-терапия злокачественных новообразований с использованием решетчатой диафрагмы С-4. Методические рекомендации. М. 1990.

- Aliev BM, Ratner TG, Galina LS. Remote gamma therapy of malignant neoplasms using the C-4 lattice diaphragm. Guidelines. M. 1990.
5. Ратнер ТГ, Фадеева МА. Техническое и дозиметрическое обеспечение дистанционной лучевой терапии. М. 1982.  
Ratner TG, Fadeeva MA. Technical and dosimetric support of external beam radiation therapy. M. 1982.
6. Галина ЛС. Атлас решетчатых диафрагм. М. 1978.  
Galina LS. Atlas of lattice diaphragms. M. 1978.
7. Алиев БМ, Вайнберг МШ, Галина ЛС и др. Формирование дозного поля при использовании решетчатой диафрагмы в дистанционной гамма-терапии. Медицинская радиология. 1980; (3): 51-6.  
Aliev BM, Weinberg MS, Galina LS, etc. Formation of a dose field when using a lattice diaphragm in remote gamma therapy. Medical Radiology. 1980; (3): 51-6.
8. Алиев БМ, Вайнберг МШ, Галина ЛС и др. Дистанционная гамма-терапия с использованием решетчатой диафрагмы и открытых полей. Медицинская радиология. 1980; (10): 52-5.  
Aliev BM, Weinberg MS, Galina LS, etc. Remote gamma therapy using a lattice diaphragm and open fields. Medical Radiology. 1980; (10): 52-5.
9. Алиев БМ, Ахмедшина АН. Клиническая апробация варианта сочетанной лучевой терапии рецидивного рака прямой кишки у женщин. Вопросы онкологии. 1981; (1): 44-52.  
Aliev BM, Akhmedshina AN. Clinical testing of a variant of combined radiation therapy for re-
- current rectal cancer in women. Problems of Oncology. 1981; (1): 44-52.
10. Алиев БМ, Харитонов НТ. Дистанционная гамма-терапия распространенного рака пищевода. Медицинская радиология. 1982; (2): 12-7.  
Aliev BM, Kharitonova NT. Remote gamma therapy for advanced esophageal cancer. Medical Radiology. 1982; (2): 12-7.
11. Галина ЛС, Каннуников ГВ, Шныткин АА. Комплект формирующих принадлежностей (КФП) к дальнодистанционным гамма-терапевтическим аппаратам. Медицинская радиология. 1989; (4): 60-3.  
Galina LS, Kannunikov GV, Shnytkin AA. A set of forming accessories (FAP) for long-distance gamma therapeutic devices. Medical Radiology. 1989; (4): 60-3.
12. Трапезников НН, Алиев БМ, Юрьева ТВ. Отдаленные результаты комбинированного лечения местнораспространенных сарком мягких тканей. Вопросы онкологии. 1982; (11): 20-5.  
Trapeznikov NN, Aliev BM, Yuryeva TV. Long-term results of combined treatment of locally advanced soft tissue sarcomas. Problems of Oncology. 1982; (11): 20-5.
13. Галина ЛС, Карпова ИА, Лютова НА. Дозиметрические характеристики решетчатой диафрагмы С-4 из комплекта формирующих принадлежностей. Медицинская радиология. 1990; (4): 23-8.  
Galina LS, Karpova IA, Lyutova NA. Dosimetric characteristics of the C-4 lattice diaphragm from the set of forming accessories. Medical Radiology. 1990; (4): 23-8.