

А.Л. Лебедев, О.Н. Плаутин

ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ НЕРАВНОМЕРНОГО ОБЛУЧЕНИЯ**Аннотация**

При дистанционной и контактной лучевой терапии онкологических заболеваний фотонным излучением охватывающие патологический очаг (мишень облучения) органы и ткани подвергаются неравномерному облучению, при котором зависимость доза-эффект различается в органе в десятки раз. В связи с этим возникает трудность с оценкой дозы неравномерного облучения, которая увеличивается за счет применения разных методов облучения. В радиобиологической практике известно, что степень поражения органа зависит от совокупности дозы излучения и облучаемого объема (числа облученных клеток). Решение проблемы оценки дозы облучения органа при неравномерном его облучении может быть достигнуто путем использования величины модальной дозы, т. е. дозиметрического критерия, характеризующего облучение максимального числа клеток. Это дает возможность определять степень облучения отдельно для каждого метода лучевой терапии и в сумме – для облученных органов.

Существующие в настоящее время нормативные критерии оценки дозовых нагрузок на разные категории лиц, подвергающихся облучению ионизирующим излучением, касаются только равномерного облучения всего тела. Исключением является только облучение при рентгенологических исследованиях, когда вводится понятие эффективной дозы. Однако этот параметр не является нормативной величиной [1]. По-видимому, основным критерием, на базе которого понятие об эффективной дозе не принято использовать для составления дозовых регламентов, является отсутствие биологических эквивалентов эффективной дозе неравномерного облучения. Следует подчеркнуть, что даже в медицинской радиологии, где чаще всего имеет место неравномерное облучение всего организма и отдельных органов, отсутствуют нормативные критерии радиационного воздействия. Ситуация осложняется тем, что до настоящего времени основой нормирования дозовых нагрузок является представление о линейной зависимости доза-эффект во всем диапазоне доз облучения человека. Это означает, что биологический эффект пропорционален любой величине дозы облучения, не принимая во внимание восстановительные реакции, обуславливающие гормезис (положительный эффект облучения в малых дозах), репарацию облучения путем медикоментозных средств лечения и т. д.

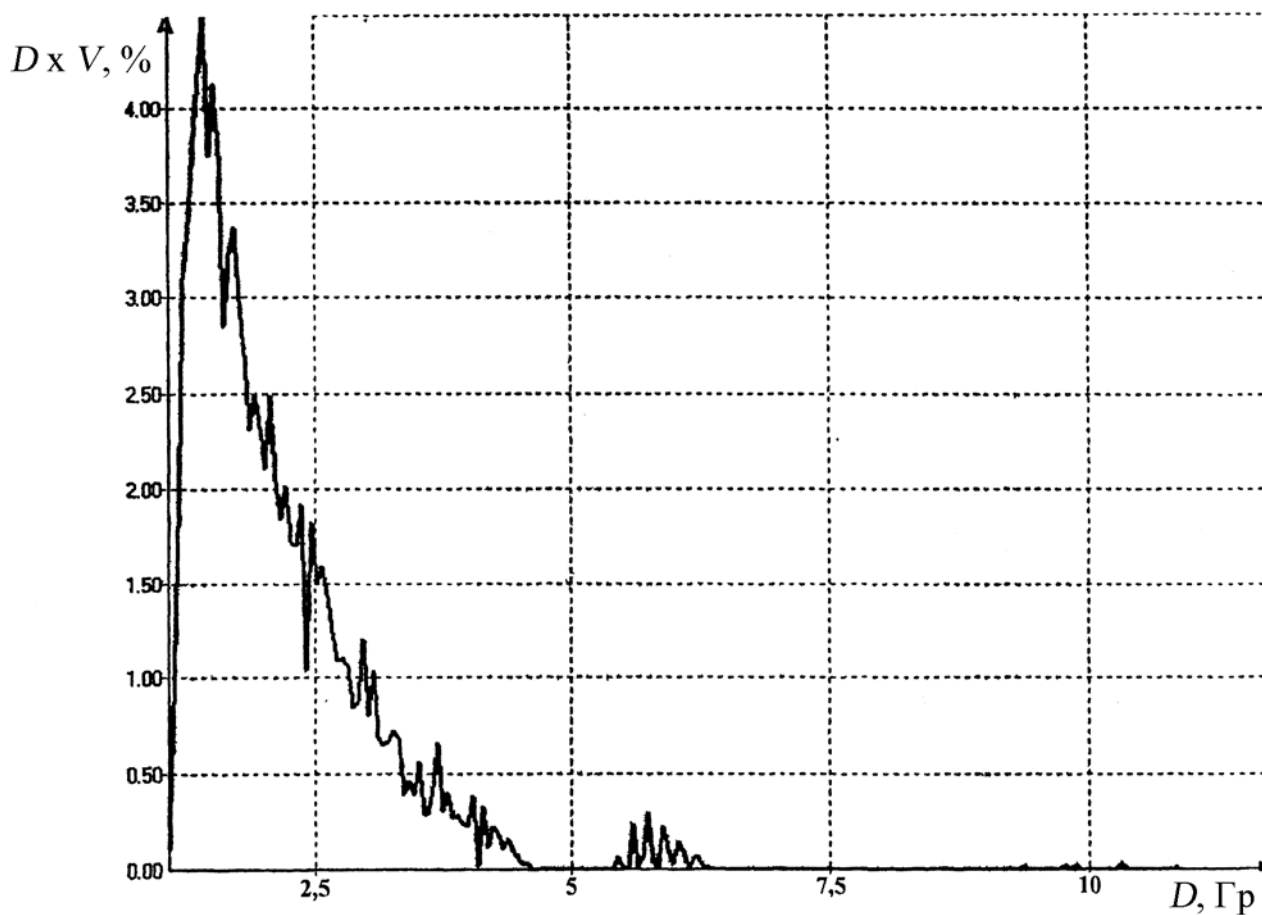
Еще раз следует подчеркнуть, что представление об эффекте неравномерного облучения осложняется отсутствием дозиметрического критерия этого облучения. На практике делались попытки оценить дозу неравномерного облучения путем использования понятий об интегральных дозах, об экстремальных значениях доз и т. п. [3]-[6]. Однако эти величины не подтверждались соответствующими биологическими реакциями организма.

Известно [7], что биологическая реакция на радиационное воздействие определяется по числу поврежденных клеток организма или его органов. На этой базе введено понятие о детерминированных и толерантных эффектах облучения (5 или 50 % поврежденных клеток). Единственной дозиметрической величиной, которая может констатировать долю поврежденных клеток, является поня-

тие о модальной дозе облучения. Например, при неравномерном облучении ткани большого размера для установления эффективной дозы необходимо выбрать такую дозу, которая определяет максимальную реакцию на радиационное воздействие. Такой дозой является модальная.

Модальная доза ($M_{\text{мод}}$) – это доза облучения наибольшего числа клеток ткани (V_{max}), которая может быть определена из гистограмм доза-объем (ГДО), представленных в дифференциальном виде. На рис. 1-3 представлены примеры гистограмм доза-объем, т. е. распределение объема органа в зависимости от значения дозы облучения. Фактически произведение $D \times V$ (ось ординат) показывает, какой объем ткани (число клеток) подвергается облучению данной дозой. В практике лучевой терапии величины модальной дозы автоматически рассчитываются в системах планирования лучевой терапии (например, «Oncentra Master Plan» фирмы «Nucletron»).

Еще в 70-80-х годах предыдущего столетия Р.В. Ставицким было предложено использовать величину модальной дозы в качестве критерия оценки неравномерного облучения [5], [6]. Однако до настоящего времени этот критерий используется очень мало, несмотря на то что появились программные средства для его оценки при заведомо неравномерном облучении здоровых органов и тканей в лучевой терапии [3], [4]. Так, самый современный математический аппарат (Oncentra Master Plan V.1.5), служащий для построения гистограмм дозного распределения в тканях, подчеркивает значения величин экстремальных и средних значений дозовых нагрузок, не упоминая о явно выраженной величине модальной дозы. При работе систем планирования непрерывное трехмерное распределение дозы в органе $D_T(x, y, z)$ моделируется дискретным распределением $D_T(x_i, y_j, z_k)$, рассчитанным на некоторой трехмерной сетке точек, размещенных с постоянным шагом, либо (в зависимости от используемого алгоритма) представляющим средние значения в элементах объема – вокселях (voxel – volume element), на которые разделен облучаемый объект. Воксели имеют форму прямоугольного параллелепипеда и образуют трехмерную сетку. Так как размер вокселя мал, параметры среды и

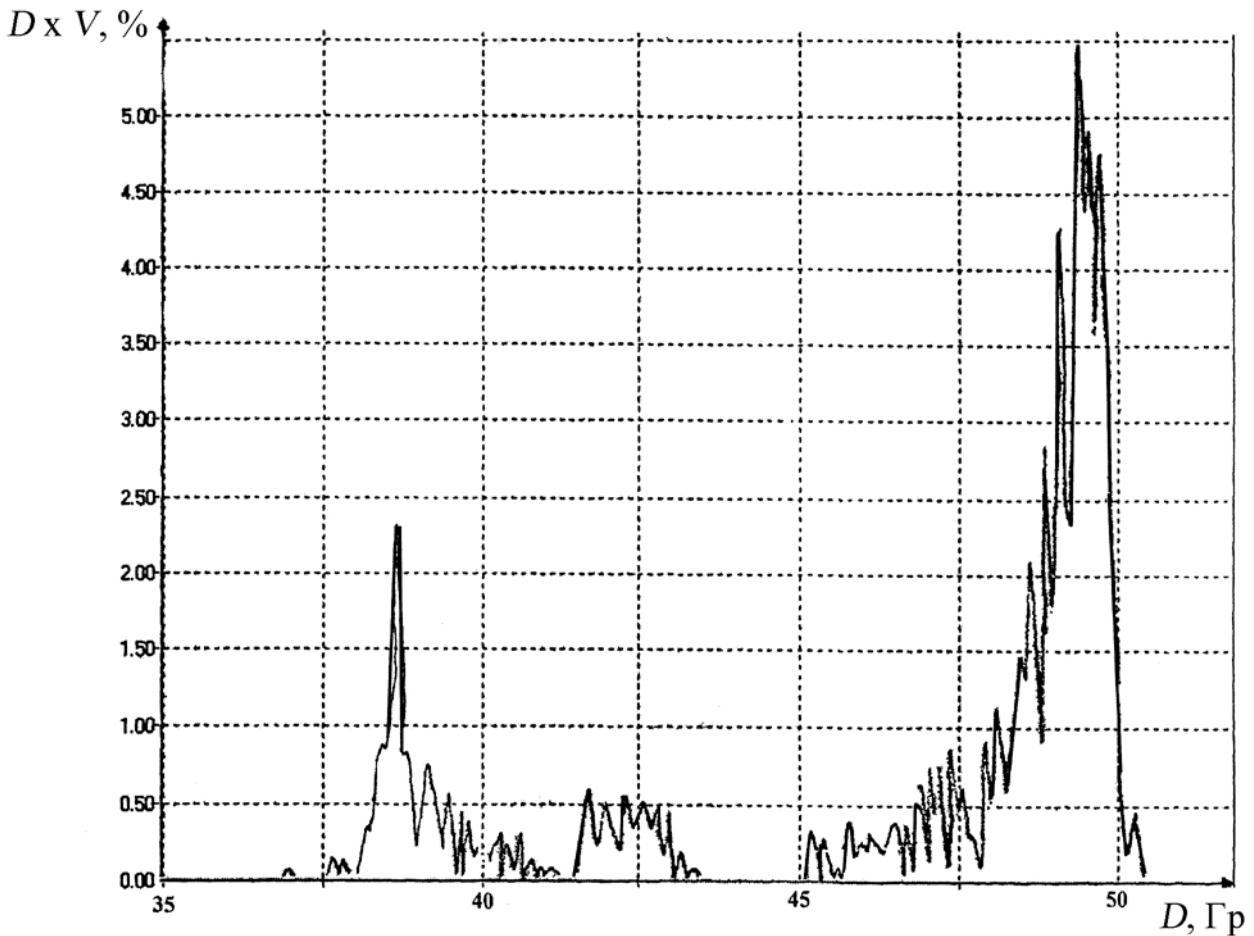
Рис. 1. Облучение левой почки: $D \text{ mod} = 1 \text{ Гр}$

значение дозы в нем можно считать постоянными. Полученное на одной из таких сеток дискретное распределение поглощенной дозы и является основой для расчета ГДО. Результирующая гистограмма также представляет собой дискретное распределение: для его расчета весь представляющий интерес диапазон доз разбивается на некоторое число равных интервалов шириной ΔD – бинов. Например, первый бин соответствует интервалу от 0 до 0,1 Гр, второй – от 0,1 до 0,2 Гр и т. д. Затем подсчитывается доля точек, доза в которых попадает в тот или иной интервал. После нормировки на общее число точек расчета дозы мы получаем дифференциальную гистограмму доза-объем. Очевидно, что «разбрасывание» точек расчета дозы по бинам приводит к потере некоторой части информации: данные об отклонении значения дозы в точке от дозы в центре бина теряются. Уменьшение ширины бина приводит к уменьшению таких потерь, но вызывает возрастание статистической погрешности в каждом из бинов, т. к. общее число точек расчета дозы ограничено. Это особенно существенно для органов малого объема, содержащих небольшое число точек или вокселей. Медицинским физикам и врачам-радиологам следует быть особенно осторожными при анализе гистограммы доза-объем (ГДО) таких объектов: изменение числа точек может существенно повлиять на форму ГДО и особенно – на последующую оценку

вероятности лучевых осложнений. В системах планирования лучевой терапии иногда имеется возможность задать число точек, на основе которых затем будет рассчитываться гистограмма. Эти точки случайным или регулярным образом размещаются внутри объема органа. Однако, как правило, для экономии вычислительных ресурсов полноценный расчет поглощенной дозы в этих точках не выполняется, а величина дозы вычисляется путем трехмерной интерполяции на первоначальной регулярной сетке $D_T(x_i, y_j, z_k)$.

На рис. 1, 2 и 3 приведены примеры гистограмм распределения доз (D – ось абсцисс) для трех органов, учитывающих величины произведения объема на дозу облучения ($V \cdot D$ – ось ординат), характеризующую модальную дозу. Эти варианты гистограмм характерны для облучения урологической системы больных, подвергающихся многопольной лучевой терапии по поводу рака шейки матки. Очевидно, что в результате применения разных методов облучения модальная доза за курс лечения колеблется от 1 до 57 Гр. Вот отсюда и необходимо исходить при выборе наиболее щадящей методики облучения – многопольного (6 и более полей) или подвижного (120° и более).

Это означает, что наличие сведений о модальных дозах облучения окружающих патологических очагов органов и тканей позволяет выбрать наиболее безопасную методику лучевой терапии.

Рис. 2. Облучение мочевого пузыря: $D_{mod} = 49$ Гр

Другим примером целесообразности применения понятия о модальной дозе является дозиметрическая оценка эквивалентной дозы облучения глаза при профессиональном радиационном воздействии на голову.

Данные были получены нами в эксперименте на тканезквивалентном фантоме головы человека, расположенном на рабочем месте рентгенохирурга. Дозное распределение было получено методом ТЛД. Колебания модальных доз лежало в пределах 150...600 % в зависимости от наличия и размещения средств индивидуальной защиты. При сложных и длительных рентгенохирургических исследованиях, например сердца, за одну процедуру модальная доза облучения глаз достигала 250...300 мЗв, что намного превышает порог дозы, вызывающей детерминированные эффекты облучения. Это свидетельствует о необходимости при всех рентгенохирургических процедурах применять защитные экраны и обязательно очки.

Таким образом, условия неравномерного облучения требуют использования представления о модальных дозах облучения, которое позволяет более четко сформулировать количественный эффект неравномерного облучения и защитить от его проявления.

В результате введение в практику в качестве критерия величины модальной дозы позволяет сформировать наиболее щадящую методику лучевой терапии и радиационной защиты при неравномерном облучении органов и тканей.

Отсюда следует необходимость оснащения радиологических отделений системами, позволяющими реализовать построение кривых доза-объем для всех органов и тканей, расположенных вблизи облучаемого патологического очага. Фактически только в этом случае возможно избежать переоблучения здоровых органов.

Список литературы:

1. Ставицкий Р.В., Коконцев А.А. Физические и биологические предпосылки обоснования неравномерного облучения и контроля очаговых доз / В книге «Аспекты клинической дозиметрии». Под ред. Р.В. Ставицкого. – М.: МНПИ, 2000. С. 91-106.
2. Ставицкий Р.В., Лебедев Л.А., Сергиенко Н.Н. Проблемы радиационной безопасности в медицинской рентгенологии / В книге «Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность». – М.: МНПИ, 2003. С. 151-161.

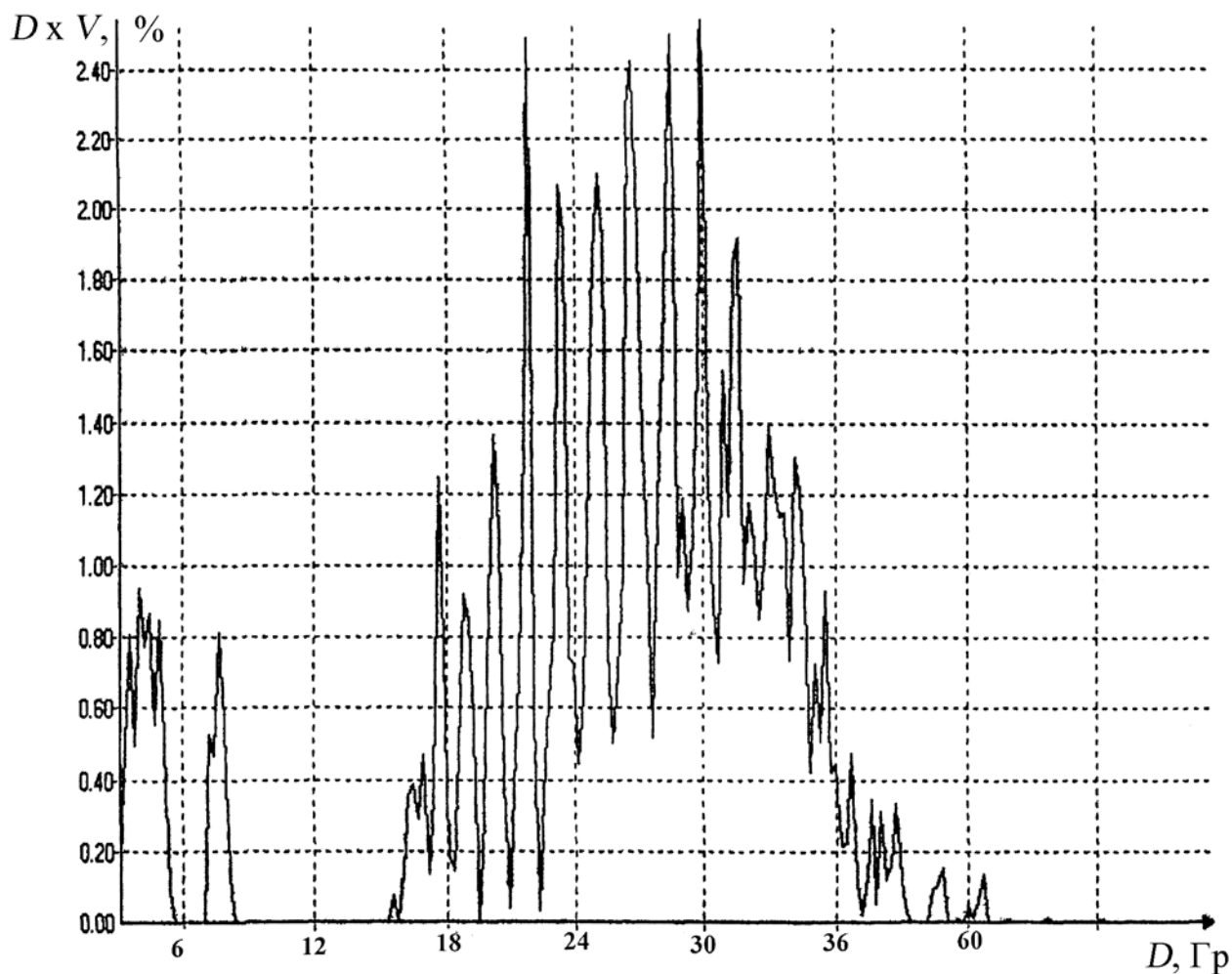


Рис. 3. Облучение прямой кишки: $D \text{ mod} = 50 \text{ Гр}$

3. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Под ред. Р.В. Ставицкого. – М. МНПИ, 2003. С. 152-161.
4. Неравномерное облучение злокачественных новообразований при дистанционной гамма-терапии Co-60 / Методические рекомендации. – М., 1975. 26 с.
5. Источники и действие ионизирующей радиации. НКДАР ООН по действию атомной энергии. – ООН, Нью-Йорк, 1978. Т. 2. С. 262-263, 250-310.
6. Новицкая Н.Н., Снигирева Г.П., Ставицкий Р.В. Радиобиология. 1982. 925 с. С. 709-711.
7. Ставицкий Р.В. // Медицинская рентгенология. 1975. № 2. С. 50-54.
8. Ярмоненко С.П., Вайнсон А.А. Радиобиология человека и животных. – М.: Высшая школа, 2004. 550 с.
9. Cohen M., Martis S.J. Atlas of Radiation Dose Distribution. – Vienna, FAEA, 1966. PP. 31-32.
10. Ellis F., Oliver R. // Brit. J. Radial. 1961. Vol. 34. № 400. PP. 258-261.
11. Spiers F.W., Meredith W.I. // Clin Radial. 1962. Vol. 13. № 2. PP. 163-166.
12. ICRP-103. International Commission on Radiological Protection // Ann. ICRP. 2007. Vol. 37 (2-3).

Александр Ларионович Лебедев,
канд. техн. наук,
научный сотрудник,
Олег Николаевич Плаутин,
инженер,
дозиметрическая лаборатория,
ФГУ «РНЦ рентгенорадиологии»,
г. Москва,
e-mail: lebedevalex2002@ya.ru