

ОБЪЕДИНЕННЫЙ  
ИНСТИТУТ  
ЯДЕРНЫХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ  
ДУБНА



3/IV-78

16 - 11153

A-131

1546/2-78

В.М.Абазов, В.П.Зорин

МЕТОДИКА РАСЧЕТА НА ЭВМ  
ИЗОДОЗНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ РОТАЦИОННОГО  
И МНОГОПОЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ  
НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ

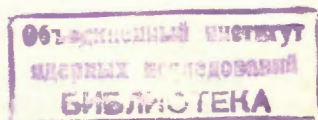
1978

16 - 11153

В.М.Абазов, В.П.Зорин

МЕТОДИКА РАСЧЕТА НА ЭВМ  
ИЗОДОЗНЫХ ПОЛЕЙ ДЛЯ РОТАЦИОННОГО  
И МНОГОПОЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ  
НА МЕДИЦИНСКОМ ПРОТОННОМ ПУЧКЕ

*Направлено на I Международный семинар по использова-  
нию протонных пучков в лучевой терапии  
Москва, 1977*



Абазов В.М., Зорин В.П.

16 - 11153

Методика расчёта на ЭВМ изодозных полей для ротационного и многопольного облучения пациентов на медицинском протонном пучке

Показано, что уровень ошибок расчёта дозных полей методом параллельного переноса позволяет, в большинстве случаев, ограничиться этим методом при расчёте дозных полей во время планирования облучения пациентов на медицинском протонном пучке.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

Препринт Объединенного института ядерных исследований. Дубна 1978

В период планирования лечения больных методом облучения на медицинских протонных пучках большое значение приобретает информация о распределении дозного поля в опухоли и окружающих ее нормальных тканях, причем для выбора оптимальной программы облучения требуется расчет дозных полей для нескольких вариантов облучения. Ранее для расчета дозных полей на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ применялся метод параллельного переноса с использованием графической методики переноса изоуровней экспериментального дозного поля для тканеэквивалентной среды на плоскость топографо-анатомической карты больного<sup>/1/</sup>. Однако при переходе к многопольному и ротационному облучению трудоемкость расчета с помощью графической методики существенно увеличилась, что привело к необходимости разработки программы расчета дозных полей на ЭВМ. Полное описание такой программы, составленной на ФОРТРАНе для ЭВМ БЭСМ-6, дано в работе<sup>/2/</sup>. Программа состоит из четырех основных частей:

1. Ввод значений дозного поля в гомогенной тканеэквивалентной среде  $D_{ГОМ}$  и условий облучения больного.
2. а/ Параллельный перенос дозного поля в гомогенной среде на плоскость топографо-анатомической карты больного для заданного направления облучения согласно соотношению:

$$D_{среза}(y, t) = D_{ГОМ} [y, t + \sum \Delta t_i \left( \frac{\rho_i x_0}{x_i \rho_0} - 1 \right)], \dots \quad /1/$$

где:  $y$  - расстояние от оси пучка;  $t$  - толщина среза вдоль оси пучка на расстоянии  $y$  от оси;  $\Delta t_i$  - размер

$i$ -й неоднородности на отрезке  $t$ ;  $\rho_i, x_i$  - плотность и радиационная длина  $i$ -й неоднородности;  $\rho_0, x_0$  - плотность ткани и радиационная длина для нее.

б/ Суммирование дозных полей для всех направлений облучения.

3. Вычисление координат последовательностей точек изодоз.

4. Выдача результатов расчета на печать и на графопостроитель.

Для расчета дозного поля от одного направления облучения требуется  $\sim 10$  с на ЭВМ класса БЭСМ-6.

На рис. 1 показан пример расчета дозного поля с выводом результатов на графопостроитель "Calcomp". В данном случае опухоль расположена в левой доле легкого. Облучение производится в режиме ротации вокруг пищевода, расположенного на рисунке в начале координат. Выбор такого положения центра ротации обусловлен возможностью наведения пика Брэгга на опухоль и возможностью контроля его положения с помощью внутри-

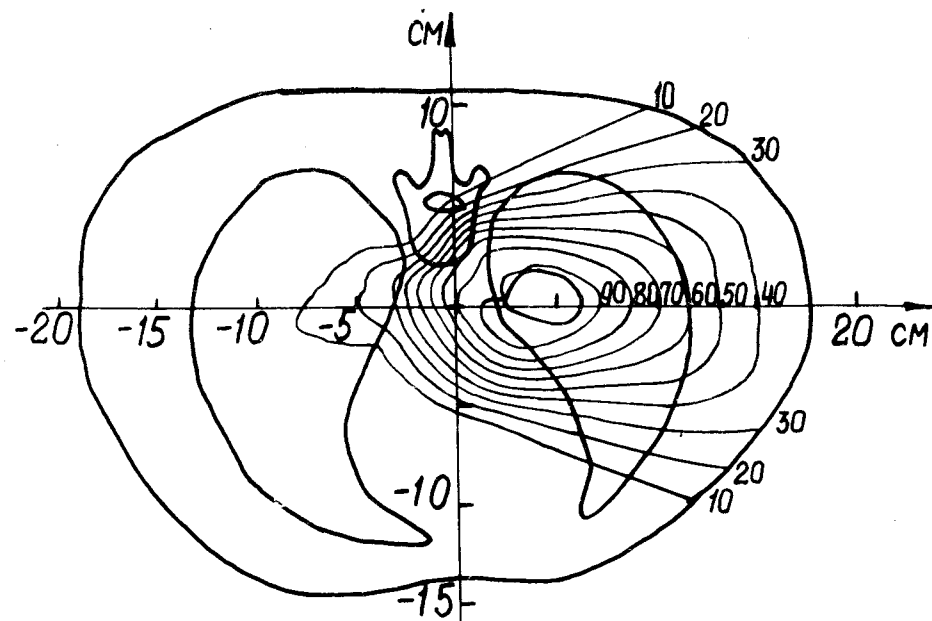


Рис. 1

полостного датчика, который вводится в пищевод. Интервал углов облучения  $\pm 35^\circ$ ,  $30^\circ$ , сечение пучка протонов  $8 \times 8$  см<sup>2</sup> и их энергия были подобраны таким образом, чтобы опухоль лежала внутри 90% изоуровня дозного поля и чтобы доза в области спинного мозга была минимальна.

Метод параллельного переноса дозного поля, примененный в этой программе, не учитывает влияния на дозное поле многократного кулоновского рассеяния, что может привести в отдельных случаях к увеличению погрешности расчета. Для оценки этих погрешностей была составлена на ФОРТРАНе программа расчета дозного поля с учетом многократного кулоновского рассеяния. В основу расчета положено выражение, полученное в работе<sup>/3/</sup>:

$$D(t, \vec{\rho}) = D_0(t) \int_0^{2\pi} \int_0^R \frac{N(0, \vec{\rho}')}{\pi \bar{\rho}^2} e^{-\frac{(\vec{\rho} - \vec{\rho}')^2}{\bar{\rho}^2}} \rho' d\rho' d\phi \dots \quad /2/$$

где:  $D_0(t)$  - экспериментальная зависимость интегральной дозы всего пучка от пробега  $t$ ,  $N(0, \vec{\rho}')$  - плотность потока в плоскости  $t=0$ ,  $\bar{\rho}^2 = \bar{\rho}^2(E, t)$  - среднеквадратичный радиус рассеяния на глубине  $t$  для остаточной энергии  $E$ . В работе<sup>/3/</sup> было показано, что учет многократного кулоновского рассеяния с помощью соотношения /2/ позволяет проводить расчет дозного поля для медицинского протонного пучка ЛЯП ОИЯИ с ошибкой не более 1%. Однако на расчет дозного поля с помощью соотношения /2/ требуется примерно в 100 раз больше времени, чем на расчет дозного поля методом параллельного переноса, что приводит к существенному ограничению применимости второго метода при планировании лечения больных. С помощью обеих программ были рассчитаны дозные поля для фантомов с различной кривизной поверхности и фантомов, содержащих неоднородности с разной тормозной способностью. Причем размеры этих неоднородностей выбирались равными размерам областей неоднородности, которые обычно встречались в топографо-анатомических картах больных, облучавшихся на медицинском протонном пучке ЛЯП ОИЯИ. Некоторые

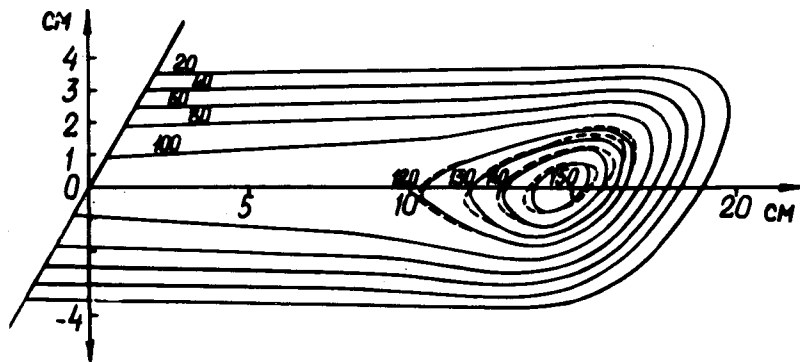


Рис. 2

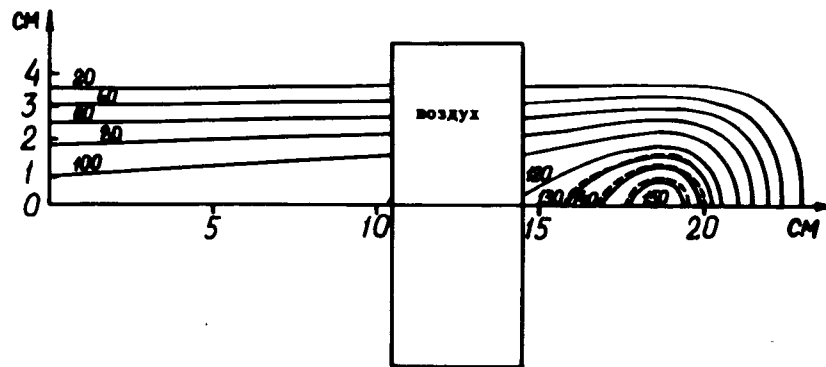


Рис. 4

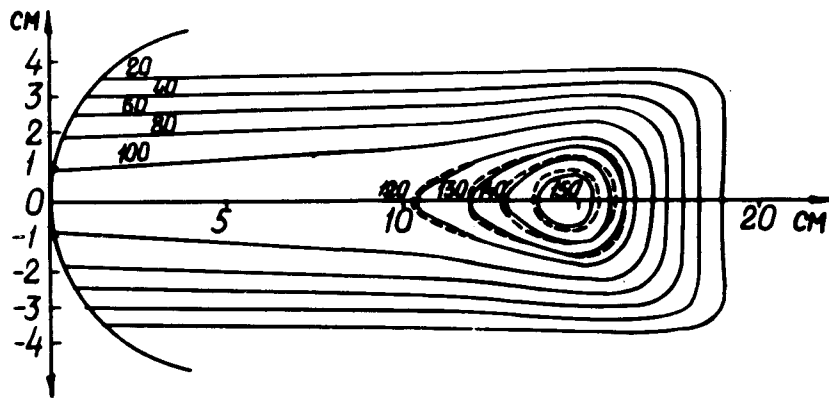


Рис. 3

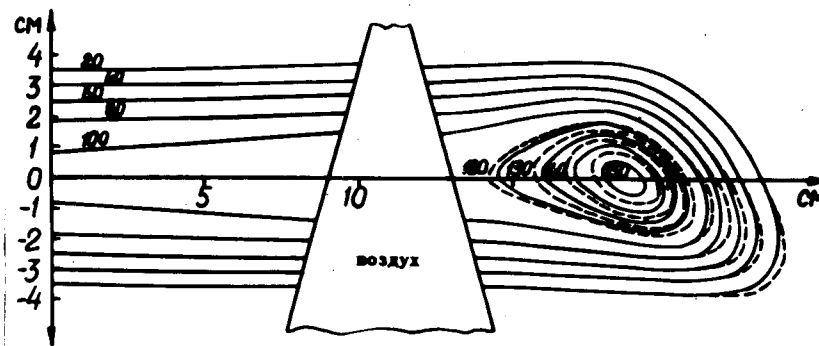


Рис. 5

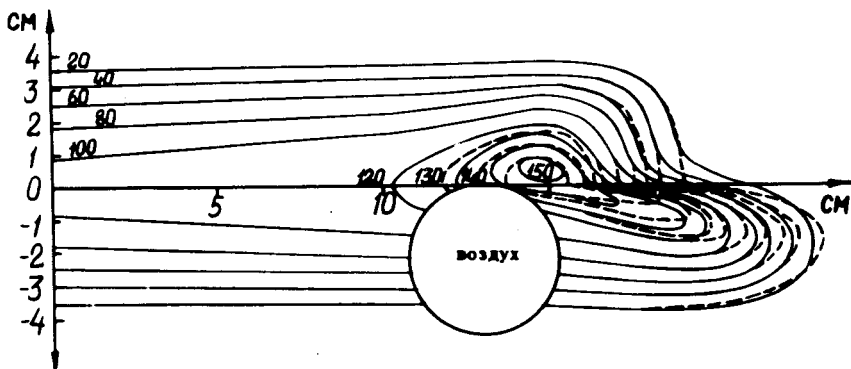


Рис. 6

результаты расчета показаны на рис. 2-6. Сравнение результатов расчета дозного поля с учетом многократного кулоновского рассеяния /сплошные линии/ с результатами расчета методом параллельного переноса /штрих-линии/, представленными на этих рисунках, показывает, что в большинстве случаев ошибки расчета дозного поля методом параллельного переноса не превышают нескольких процентов. Это соответствует сдвигу в несколько мм ткани при определении положения пика Брэгга. Полученный результат позволяет при планировании лечения больных в большинстве случаев ограничиться применением метода параллельного переноса при расчете дозных полей в опухоли и окружающих ее нормальных тканях. Это приводит к существенному /примерно в 100 раз/ сокращению времени расчета дозных полей по сравнению с временем, требующимся для расчета с учетом влияния на дозное поле многократного кулоновского рассеяния.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Дзелепов В.П. и др. ОИЯИ, 16-3491, Дубна, 1967.
2. Абазов В.М. ОИЯИ, Б2-16-9130, Дубна, 1972.
3. Вайнберг М.Ш. и др. В сб. "Вопросы дозиметрии и защиты от излучений", под ред. Л.Р.Кимеля. Выпуск II, М., Атомиздат, 1970, с. 55.

Рукопись поступила в издательский отдел  
12 декабря 1977 года.