

## РАСЧЕТ ГЛУБИННЫХ ДОЗНЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ, СОЗДАВАЕМЫХ ПУЧКОМ ПРОТОНОВ С ЭНЕРГИЕЙ 1000 МэВ ПРИ РОТАЦИОННОМ ОБЛУЧЕНИИ

А.А. Васильев<sup>1</sup>, И.Г. Голиков<sup>2</sup>, Н.И. Мамедова<sup>1</sup>, Ф.А. Пак<sup>1</sup>, А.И. Халиков<sup>3</sup>,  
Д.И. Гранин<sup>1</sup>, Д.Л. Карлин<sup>1</sup>, Д.С. Брожик<sup>3</sup>, И.В. Василевская<sup>3</sup>, М.В. Жигалова<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Петербургский институт ядерной физики им. Б.П. Константинова,  
Санкт-Петербург

<sup>2</sup> Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,  
Санкт-Петербург

<sup>3</sup> Российский научный центр радиологии и хирургических технологий  
им. академика А.М. Гранова, Санкт-Петербург

На протонном синхротроне НИЦ “Курчатовский институт” – ПИЯФ для исследовательской деятельности используются протоны с энергией 1000 МэВ. Накоплен опыт применения протонов подобной энергии для лучевой терапии локализованных внутричерепных мишеней. В работе предложен алгоритм расчета глубинных распределений дозы от мононаправленного пучка протонов при использовании ротации объекта облучения на лучевой установке. Проведено сравнение результатов расчета с экспериментальными распределениями дозы, полученными методом термоллюминесцентной дозиметрии.

Ключевые слова: протонная терапия, расчет дозы, термоллюминесцентная дозиметрия, распределение дозы

### Введение

Лучевая терапия с применением пучка протонов, получаемого на синхротроне СЦ-1000, проводилась с 1975 по 2013 г. [1]. Для лечения использовались протоны с энергией 1000 МэВ. Применение такой энергии протонов делало невозможным традиционные методы облучения с использованием гантри и постановкой коллиматоров перед объектом облучения. Для окончательного формирования и фокусировки пучка применяются магнитные элементы. Такой метод формирования протон-

ных пучков имеет следующие преимущества [2]. Достаточно просто осуществляется настройка параметров пучка (поперечные размеры, угол разлета/сходимости частиц). Пучок получается практически чистым от вторичных компонент, рождающихся в коллиматорах. При магнитном методе формирования получают пучки с пространственным градиентом дозы, зависящим от поперечного размера. Пучки малого размера обладают высоким краевым градиентом, и это преимущество, несмотря на вырождение пика Брэгга, лежит в основе лучевой терапии протонами с энергией 1000 МэВ.

Другая особенность заключается в применении техники подвижного облучения, реализуемой поворотом объекта на лучевой установке попеременно вокруг двух осей. Основными элементами лучевой установки, иначе именуемой установкой для протонной стереотаксической терапии (УПСТ) [3], являются прибор-фиксатор головы и основание лечебного стола, способные совершать поворот на фиксированные углы вокруг изоцентра УПСТ. Объект облучения фиксируется на УПСТ во избежание смещения мишени и окружающих тканей, затем под рентгеновским контролем центр мишени, определяемый в системе планирования, перемещается в изоцентр УПСТ. Таким образом, при использовании изоцентрического поворота элементов УПСТ мононаправленный пучок протонов воздействует на мишень с различных направлений. Узкий пучок протонов с энергией 1000 МэВ в сочетании с ротационным методом облучения позволяет создавать дозные поля с высоким пространственным градиентом на границе пучка, при этом нормальные ткани и критические органы остаются в высокой степени сохраненными.

Важной задачей при планировании лучевой терапии, в частности, терапии протонами с энергией 1000 МэВ, является моделирование и расчет дозных полей. В настоящей работе представлен алгоритм расчета, который позволяет получить глубинные распределения дозы от мононаправленного пучка протонов с энергией 1000 МэВ при ротационном методе облучения. Рассматривается модель протонного пучка в первом приближении без учета его взаимодействия со средой.

## Материал и методы

### Теоретическая модель

Главную роль в формировании глубинного дозного распределения играет поворот объекта вокруг осей  $OX$  и  $OZ$  на рассчитанные углы, определяемые при планировании облучения. Прибор-фиксатор головы совершает маятникообразное движение вокруг оси  $OX$  на угол  $\varphi$  в диапазоне от  $-\alpha$  до  $+\alpha$ , формируя дозное распределение в вертикальной плоскости, основание лечебного стола при этом неподвижно. (рис. 1). В свою очередь, для формирования дозного распределения в горизонтальной плоскости основание УПСТ совершает поворот

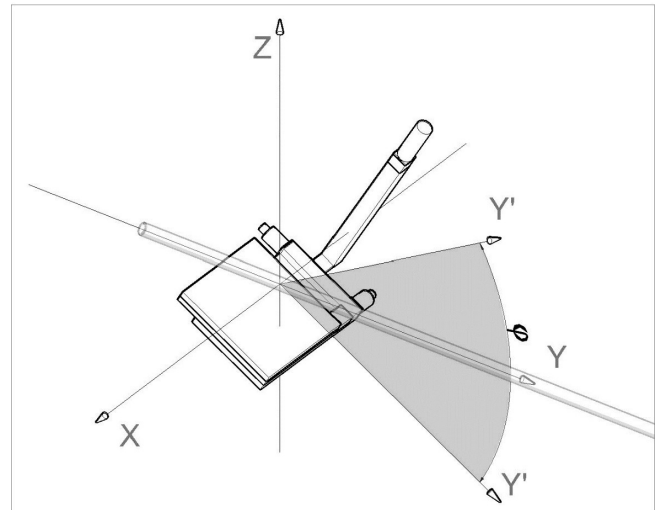


Рис. 1. Схема поворота объекта облучения вокруг оси  $OX$

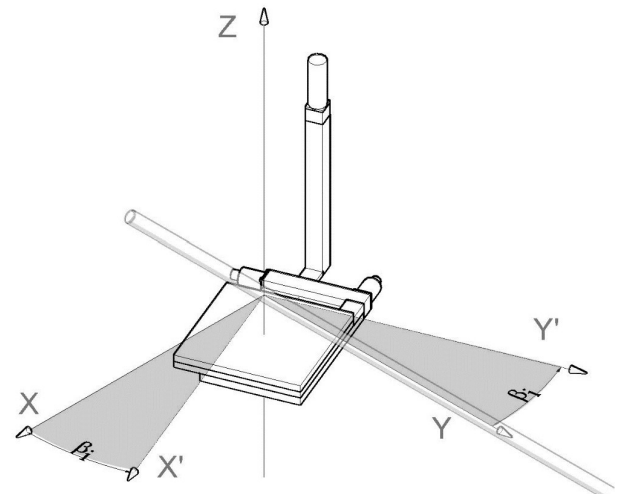


Рис. 2. Схема поворота объекта облучения вокруг оси  $OZ$

вокруг оси  $OZ$  на угол  $\theta$  (рис. 2), прибор-фиксатор головы при этом неподвижен.

В общем случае алгоритм лучевой терапии выглядит следующим образом. Перед стартом облучения элементы УПСТ переводятся в начальное положение: прибор-фиксатор головы поворачивается на угол  $-\alpha$ , основание лечебного стола поворачивается на угол  $-\theta$ . Одновременно с включением пучка запускается движение прибора-фиксатора головы, основание стола при этом находится в неподвижном положении. Прибор-фиксатор совершает поворот

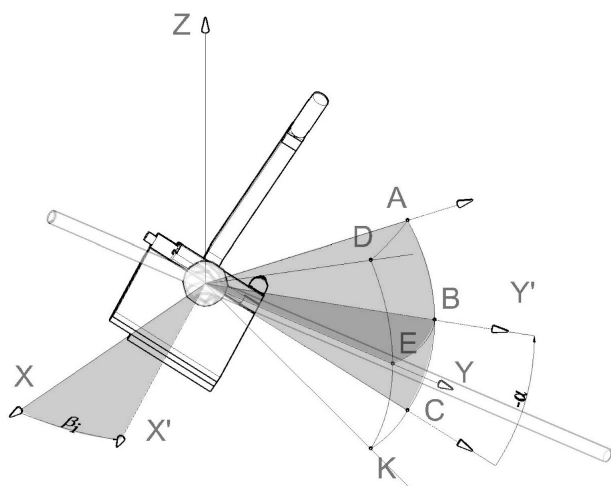


Рис. 3. Схема облучения объекта с попеременным поворотом его вокруг осей OX и OZ

от  $-\alpha$  до  $+\alpha$ , в результате пучок описывает на поверхности головы траекторию CBA. При достижении крайнего положения  $+\alpha$  (точка A), прибор-фиксатор останавливается. Затем основание стола начинает поворот вокруг оси OZ на угол  $\beta_i$ , который равен  $\theta/n$ , где  $\theta$  – совокупный угол поворота УПСТ вокруг оси OZ за все время облучения,  $n$  – количество разбиений угла  $\theta$ , определяемое в системе планирования. После достижения угла  $\beta_i$  движение стола прекращается, запускается поворот прибора-фиксатора в обратную сторону, то есть от  $+\alpha$  до  $-\alpha$  (рис. 3). Таким образом, пучок описывает на поверхности головы траекторию CBADEK. Попеременные движения прибора-фиксатора головы и основания стола продолжают до тех пор, пока основание стола не достигнет угла  $+\theta$ . Переход из точки A в точку D происходит со скоростью, превышающей скорость поворота вокруг оси OX. В результате эта часть траектории мало оказывает влияние на формирование глубинного дозного распределения, которое суммируется из отдельных полей, полученных поворотом объекта вокруг оси OX на угол  $\varphi$  при сканировании пучком на углы  $\beta_i$  при повороте вокруг оси OZ. Центр вращательных движений, изоцентр, один и тот же в обоих случаях и совпадает с началом системы координат УПСТ. При подобном способе облучения пучок протонов постоянно направлен на мишень и практически не проходит через одни и те же здоровые ткани.

Введем неподвижную систему координат, связанную с лучевой установкой, XYZ (система координат 1), ось OY которой направлена вдоль

пучка. Распределение частиц внутри сформированного пучка хорошо описывается распределением Гаусса, поэтому распределение мощности дозы в пучке также будет подчиняться данному закону. Распределение мощности дозы в плоскости XOZ можно выразить в следующем виде:

$$\dot{D}(x,y,z) = \dot{D}_m \cdot \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma_x^2} - \frac{z^2}{2\sigma_z^2}\right), \quad (1)$$

где  $\dot{D} = \dot{D}_m(0,0,0)$  – мощность дозы на оси пучка;  $\sigma = 0,4247 \times FWHM$ , где FWHM – полная ширина на половине высоты распределения мощности дозы в поперечном сечении пучка. Поскольку в рассматриваемой модели не учитывается взаимодействие пучка протонов с веществом,  $\sigma$  приняты постоянными.

Формирование пространственного дозного распределения внутри мишени обеспечивается попеременным поворотом отдельных элементов УПСТ. Обозначим подвижную систему координат, связанную с мишенью, X'Y'Z (система координат 2). В начальном положении системы координат XYZ и X'Y'Z совпадают. При повороте системы координат XYZ, старые координаты можно выразить через новые с помощью матрицы поворота:

$$X_i = a_{ik} X_{1k}, \quad (2)$$

где  $X_i$  – координаты точки в неподвижной системе координат,  $X_{1k}$  – координаты той же точки в системе 1, повернутой относительно начала системы координат. Матрица поворота  $a_{ik}$  представляет собой матрицу направляющих единичных векторов.

В частности, если систему координат 1 повернуть по часовой стрелке на угол  $\theta$  вокруг оси OZ, тогда:

$$\hat{a}^{(1)}(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

Повернем дополнительно систему координат 1 на угол  $\varphi$  вокруг оси OX<sub>1</sub> (ось OX в системе координат 1) Тогда связь координат системы 1 с координатами системы 2, полученной в результате поворота системы 1 на угол  $\varphi$ , будет следующей:

$$X_{1i} = a_{ik}^{(2)} X_{2k}. \quad (4)$$

А матрица поворота на угол  $\varphi$  вокруг оси  $OX_1$ :

$$\hat{a}^{(2)}(\varphi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix}. \quad (5)$$

Выразим координаты точки в неподвижной системе координат 1 через координаты в системе 2, полученной в результате двух поворотов (сперва на угол  $\theta$  вокруг оси  $OZ$ , затем на угол  $\varphi$  вокруг оси  $OX_1$ ):

$$X_i = a_{ik}^{(1,2)} X_{2k}, \text{ где } a_{ik}^{(1,2)} = a_{ij}^{(1)} a_{jk}^{(2)}. \quad (6)$$

Перемножая две матрицы  $a^{(1)}$  и  $a^{(2)}$ , получим:

$$\hat{a}^{(1,2)}(\theta, \varphi) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \cdot \cos \varphi & \sin \theta \cdot \sin \varphi \\ \sin \theta & \cos \theta \cdot \cos \varphi & -\cos \theta \cdot \sin \varphi \\ 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix}. \quad (7)$$

После поворота мишени на угол  $\theta$  вокруг оси  $OZ$ , а затем на угол  $\varphi$  вокруг оси  $OX'$ , в соответствии с (6), координаты в неподвижной системе связаны с координатами мишени следующим образом:

$$\begin{aligned} x &= x' \cdot \cos \theta - y' \cdot \sin \theta \cdot \cos \varphi + z' \cdot \sin \theta \cdot \sin \varphi \\ y &= x' \cdot \sin \theta + y' \cdot \cos \theta \cdot \cos \varphi - z' \cdot \cos \theta \cdot \sin \varphi \\ z &= y' \cdot \sin \varphi + z' \cdot \cos \varphi. \end{aligned} \quad (8)$$

Подставляя полученные координаты в (1), получим мощность дозы в произвольной точке мишени:

$$\begin{aligned} \dot{D}(x', y', z') &= \\ &= \dot{D}_m \exp \left( -\frac{(x' \cdot \cos \theta - y' \cdot \sin \theta \cdot \cos \varphi + z' \cdot \sin \theta \cdot \sin \varphi)^2}{2\sigma_x^2} - \right. \\ &\quad \left. \frac{(y' \cdot \sin \varphi + z' \cdot \cos \varphi)^2}{2\sigma_z^2} \right). \end{aligned} \quad (9)$$

Пусть угол  $\theta$  принимает дискретные значения  $\beta_i$ . При каждом фиксированном угле  $\beta_i$  мишень поворачивается на угол  $\varphi$  от значения  $-\alpha$  до  $+\alpha$  с угловой скоростью  $\omega_1$ , рад/с.

Доза в произвольной точке мишени:

$$D_1(x', y', z') = \sum_{i=1}^n \left[ \int_0^t \dot{D}(x', y', z') dt \right], \quad (10)$$

где  $n$  – число фиксированных положений углов  $\beta_i$ ,  $t$  – время поворота от  $-\alpha$  до  $+\alpha$  при каждом значении  $\beta_i$ . Подставим (9) в (10) и произведем

замену переменной интегрирования  $t$  на  $\varphi$ , используя соотношение  $\varphi = t \cdot \omega_1$ .

$$\begin{aligned} D_1(x', y', z') &= \frac{\dot{D}_m}{\omega_1} \times \\ &\times \sum_{i=1}^n \left[ \int_{-\alpha}^{\alpha} \exp \left( -\frac{(x' \cdot \cos \beta_i - y' \cdot \sin \beta_i \cdot \cos \varphi + z' \cdot \sin \beta_i \cdot \sin \varphi)^2}{2\sigma_x^2} - \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \frac{(y' \cdot \sin \varphi + z' \cdot \cos \varphi)^2}{2\sigma_z^2} \right) d\varphi \right]. \end{aligned} \quad (11)$$

Теперь рассчитаем дозу за время изменения угла  $\theta$ . Поворот вокруг оси  $OZ$  состоит из  $n-1$  шагов. При каждом шаге угол  $\theta$  меняется от  $\beta_i$  до  $\beta_{i+1}$ , а угол  $\varphi$  имеет постоянное значение  $\alpha_i$ , которое может быть равно  $-\alpha$  или  $+\alpha$ . Пусть  $\omega_2$  – скорость изменения угла  $\theta$ . По аналогии с (11) доза в точке мишени  $(x', y', z')$  за суммарное время всех поворотов вокруг оси  $OZ$ :

$$\begin{aligned} D_2(x', y', z') &= \frac{\dot{D}_m}{\omega_2} \times \\ &\times \sum_{i=1}^{n-1} \left[ \int_{\beta_i}^{\beta_{i+1}} \exp \left( -\frac{(x' \cdot \cos \theta - y' \cdot \sin \theta \cdot \cos \alpha_i + z' \cdot \sin \theta \cdot \sin \alpha_i)^2}{2\sigma_x^2} - \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \frac{(y' \cdot \sin \alpha_i + z' \cdot \cos \alpha_i)^2}{2\sigma_z^2} \right) d\theta \right]. \end{aligned} \quad (12)$$

Формула (11) дает значение дозы в произвольной точке мишени, полученное во время поворота прибора-фиксатора головы, формула (12) – значение дозы в той же точке, полученное во время поворота основания стола. Поскольку доза является аддитивной величиной, полная доза в произвольной точке мишени за все время облучения равна сумме доз, рассчитанных по формулам (11) и (12):

$$D(x', y', z') = D_1(x', y', z') + D_2(x', y', z'). \quad (13)$$

### Экспериментальное подтверждение

Для экспериментального определения полученных в результате расчета дозных распределений использовали метод термомюлюминесцентной дозиметрии (ТЛД) на основе детекторов LiF диаметром 3 мм и толщиной 1 мм. Детекторы помещаются в специальные матричные кассеты (рис. 4), которые устанавливаются в двух взаимно перпендикулярных плоскостях сферического гомогенного фантома, моделирующего голову человека и представленного на рис. 5. В центральной области кассет детекторы расположены с шагом 1 мм, в периферичес-

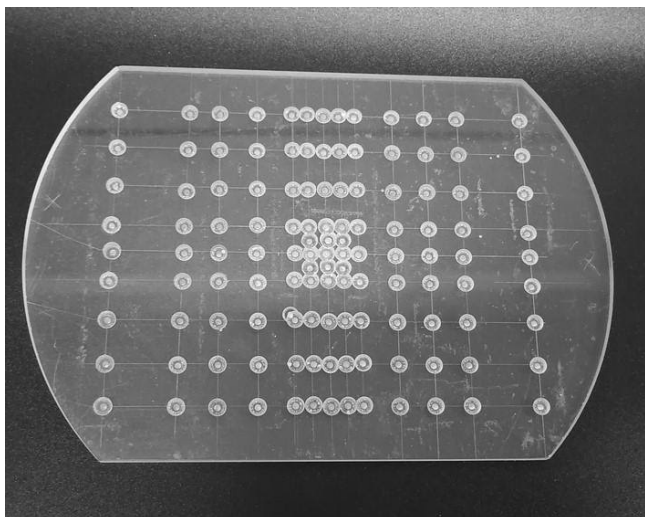


Рис. 4. Схема расположения термолуминесцентных детекторов в плоскости XOY

Для регистрации светового сигнала в установке используется ФЭУ-35 совместно со светофильтром из стекла, полоса пропускания которого соответствует спектру люминесценции детекторов LiF. За полный цикл нагрева проводится измерение дозы в одном детекторе. За счет индивидуальной калибровки детекторов обеспечивается низкая погрешность измерений, составляющая 5 %.

Для оценки предлагаемого метода расчета дозы, были взяты данные эксперимента, проведенного ранее на пучке протонов с энергией 1000 МэВ. Фантом с ТЛД-детекторами облучали в следующем режиме: размер пучка 17×17 мм; угол поворота стола ±40°; угол поворота прибора-фиксатора головы ±36°, 7 проходов, скорость попеременного вращения стола и прибора-фиксатора головы равна 1°/с.

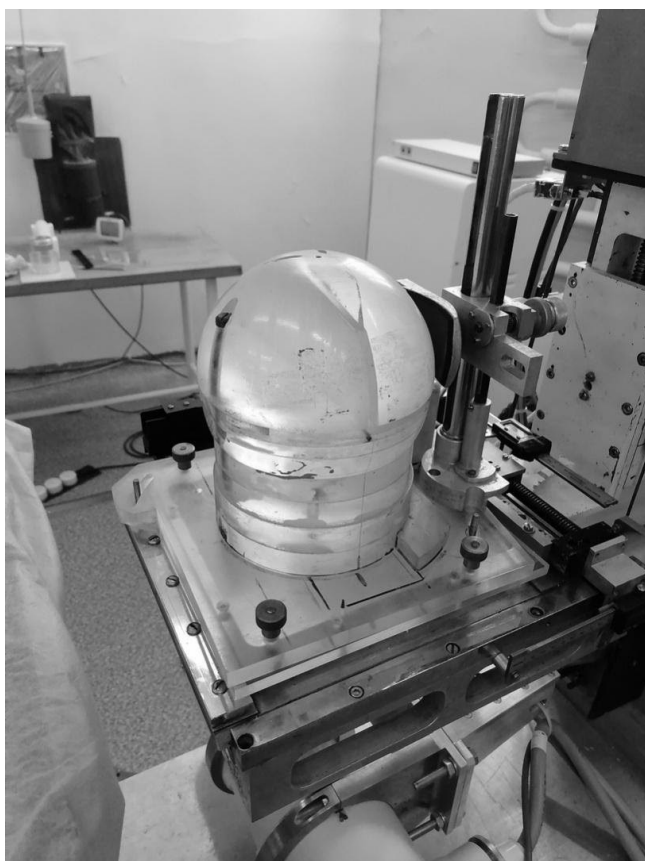


Рис. 5. Сферический фантом для снятия распределений дозы

кой области – с шагом 5–10 мм. После облучения фантома данные с детекторов LiF получают термовысвечиванием на специализированной установке собственного производства.

### Результаты

В табл. 1 представлено измеренное дозное распределение, полученное методом ТЛД. Для определения достоверности расчетной модели и простоты анализа результаты приведены для плоскости XOY.

Результаты расчета по формулам (11–13) в точках измерения представлены в табл. 2. На рис. 6 представлено рассчитанное дозное распределение в плоскости XOY в виде изодозных линий.

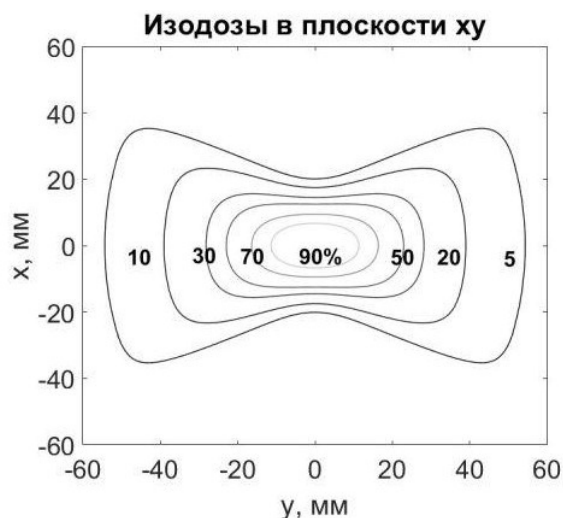


Рис 6. Рассчитанное дозное распределение в плоскости XOY в виде изодозных линий

Таблица 1

Экспериментальные данные. Показания ТЛД-детекторов. Доза  $D$ , Гр

y, мм	x, мм														
	-44	-32	-20	-9	-8	-6	-3	0	3	6	8	9	20	32	44
-60								0,084							
-40	0,129		0,141		0,159						0,154		0,164		0,047
-20		0,071			0,619			0,72			0,694			0,069	
-10	0,013		0,147					1,58					0,16		0,015
-5		0,025			1,04			1,73			1,16			0,028	
0	0,016		0,096	1,07		1,31	1,7	1,91	1,66	1,6		1,01	0,126		0,02
5		0,032			1,00			1,68			1,031			0,03	
10	0,012		0,17					1,52					0,149		0,017
20		0,068			0,68			0,72			0,68			0,123	
40	0,06		0,168		0,174						0,18		0,151		0,073
60								0,062							

Таблица 2

Расчетные данные. Доза  $D$ , Гр

y, мм	x, мм														
	-44	-32	-20	-9	-8	-6	-3	0	3	6	8	9	20	32	44
-60								0,082							
-40	0,042		0,164		0,186						0,186		0,164		0,042
-20		0,042			0,63			0,756			0,63			0,042	
-10	0,0014		0,168					1,514					0,168		0,0014
-5		0,01			1,16			1,86			1,16			0,01	
0	0,0001		0,102	1,066		1,5	1,86	2,00	1,86	1,5		1,066	0,102		0,0001
5		0,01			1,16			1,86			1,16			0,01	
10	0,0014		0,168					1,514					0,168		0,0014
20		0,042			0,63			0,756			0,63			0,042	
40	0,042		0,164		0,186						0,186		0,164		0,042
60								0,082							

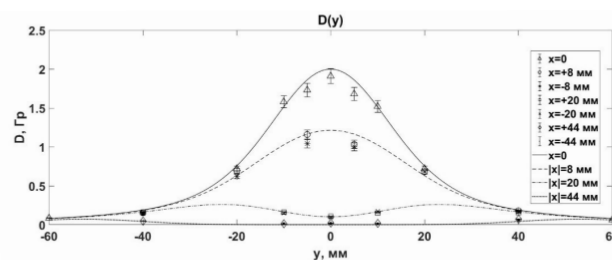
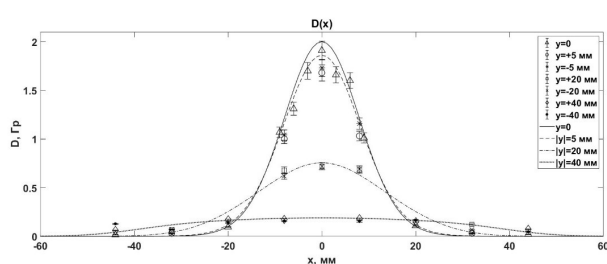


Рис. 7. Сравнение расчетных и экспериментальных данных

На рис. 7 представлено сравнение расчетных и экспериментальных данных в плоскости  $XOY$ . Отклонение теоретической модели от экспериментальных данных рассчитывали по формуле (14):

$$(D_{\text{эксп}} - D_{\text{расч}}) / D_{\text{эксп}} \times 100 \% \quad (14)$$

Средняя относительная неопределенность между экспериментальными и теоретическими данными в центральной области ( $X$ : от

Таблица 3

Относительное отклонение расчета от экспериментальных данных, %

y, мм	x, мм														
	-44	-32	-20	-9	-8	-6	-3	0	3	6	8	9	20	32	44
-60								2,4							
-40	67		-16		-17						-21		0		11
-20		41			-1,8			-5			9,2			39	
-10	89		-14					4,2					-5		91
-5		60			-11			-7,5			0			64	
0	99		-6,2	0,4		-14	-9,4	-4,7	-12	6,2		-5,5	19		99
5		69			-16			-10			-13			67	
10	88		1,2					0,4					-13		92
20		38			7,3			-5			7,3			66	
40	30		2,4		-6,9						-3,3		-8,6		42
60								-32							

-20 мм до 20 мм, Y: от -60 мм до 60 мм) составила ~10 % (табл. 3).

## Выводы

В соответствии с разработанным алгоритмом расчета дозных распределений выполнен расчет распределения дозы в мишени при прохождении пучка протонов с энергией 1000 МэВ при использовании поворота объекта облучения попеременно вокруг двух осей на УПСТ. Для экспериментального подтверждения предлагаемой расчетной модели в сферическом фантоме с использованием метода ТЛД в плоскости XOY было измерено распределение дозы при идентичных с расчетом параметрах облучения. Проведено сравнение теоретической модели с экспериментальными данными, которое показало, что отклонение расчета от эксперимента составляет не более 10 % в центральной области, представляющей интерес. Такая разница является приемлемой на предварительном этапе работы, однако сама модель требует доработок из-за ряда недостатков. В частности, на больших расстояниях от центра измеренные значения дозы значительно отличаются от расчетных. Это можно объяснить вкладом в дозу рассеянного в мишени излучения, которое не учитывается в модели.

Также следует отметить, что экспериментальные данные использовались не для стандартного режима лечения, а в качестве демонстрации возможностей расчетной модели.

В дальнейшем планируется ввести коррективы в теоретическую модель для учета физических особенностей взаимодействия протонов с веществом, увеличить статистику и определить область применения разработанного метода расчета.

## Список литературы

1. Гранов А.М., Тютин Л.А., Шалек Р.А. и соавт. Сорокалетний опыт клинического применения пучка протонов с энергией 1000 МэВ на базе синхротрона Петербургского института ядерной физики им. Б.П. Константинова // Мед. физика. 2016. № 2(70). С. 10–17.
2. Абросимов Н.К., Карлин Д.Л., Низковолос В.Б. Глубинные дозные поля при подвижном облучении пучками протонов с энергией 1000 МэВ. 1986.
3. Брожик Д.С. и соавт. Статус медицинского протонного комплекса НИЦ "Курчатовский институт"–ПИЯФ. Препринт ПИЯФ №3045, 2020. 47 с.

---

**CALCULATION OF THE DEPTH DOSE DISTRIBUTION PRODUCED BY A PROTON BEAM WITH AN ENERGY OF 1000 MEV WITH ROTARY IRRADIATION TECHNIQUE**

*A. Vasilyev<sup>1</sup>, I. Golikov<sup>2</sup>, N. Mamedova<sup>1</sup>, F. Pak<sup>1</sup>, A. Khalikov<sup>3</sup>, D. Granin<sup>1</sup>,  
D. Karlin<sup>1</sup>, D. Brozhik<sup>3</sup>, I. Vasilevskaya<sup>3</sup>, M. Zhigalova<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> *B.P. Konstantiov Petersburg Nuclear Physics Institute, St. Petersburg, Russia*

<sup>2</sup> *Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russia*

<sup>3</sup> *A.M. Granov Russian Research Center for Radiology and Surgical Technologies, St. Petersburg, Russia*

At the proton synchrocyclotron of the NRC "Kurchatov Institute" – PNPI, protons with the energy of 1000 MeV are used for research activities. Experience has been accumulated in the use of protons of similar energy for the radiation therapy of localized intracranial targets. The paper proposes a mathematical method for calculating the dose distributions from a fixed proton beam when using the rotation of the object on the treatment couch. Comparison of the calculation results with the experimental dose distributions obtained by thermoluminescent dosimetry was carried out.

Key words: *proton therapy, dose calculation, thermoluminescent dosimetry, dose distribution*

E-mail: [khalikov\\_ai@pnpi.nrcki.ru](mailto:khalikov_ai@pnpi.nrcki.ru)