



МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М.В. Ломоносова
ФИЗИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ФИЗИКИ УСКОРИТЕЛЕЙ И РАДИАЦИОННОЙ
МЕДИЦИНЫ

Семинар памяти профессора Б.С. Ишханова
«Фотоядерные исследования. Состояние и перспективы»

ОЦЕНКА НЕКОТОРЫХ НЕУЧТЕННЫХ ВКЛАДОВ В ДОЗУ

м.н.с. Щербаков А.А
E-mail: sherbakov.aa15@physics.msu.ru

2024

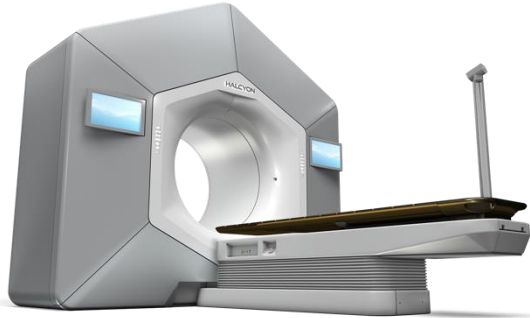
Актуальность

- При энергиях фотонов более 8 МэВ в фотоядерных реакциях возникают потоки вторичных частиц (в основном, нейтронов).
- Современные системы планирования не рассчитывают эту дополнительную дозовую нагрузку.
- Порог реакции (γ, n) составляет 7.42 МэВ.
- Вторичные электроны могут утекать через многолепестковый коллиматор.
- Часть неучтенных доз может быть обусловлена искажением изображений на этапе диагностики.

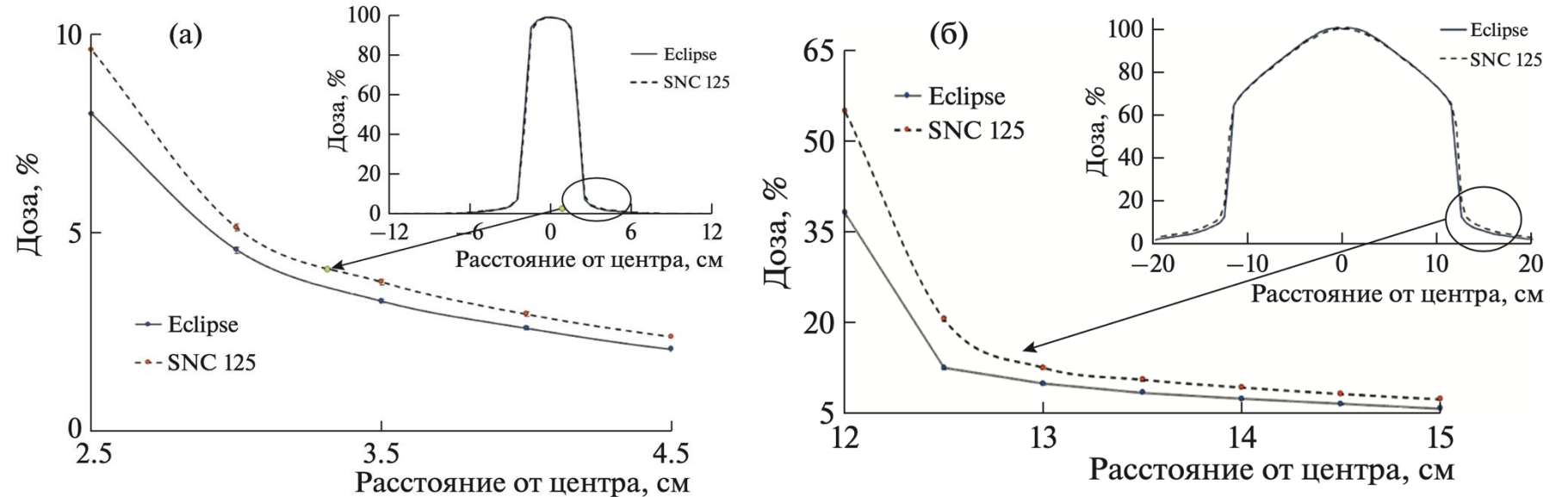


Цель работы: Оценить вклад неучитываемых в системах планирования факторов в поглощенную и эквивалентную дозу в процессе лучевой терапии на пучках фотонов

Неучтенные дозы от вторичных электронов



Varian Halcyon



Отклонение измеренной дозы от планируемой за пределами поля облучения

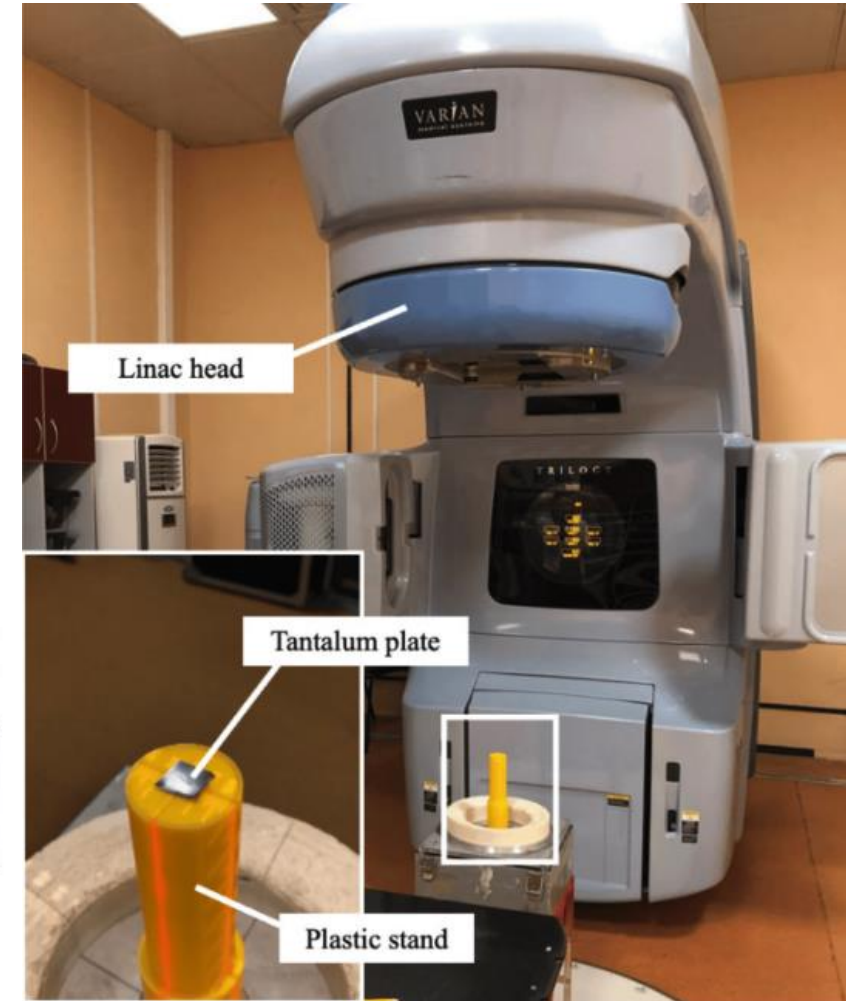
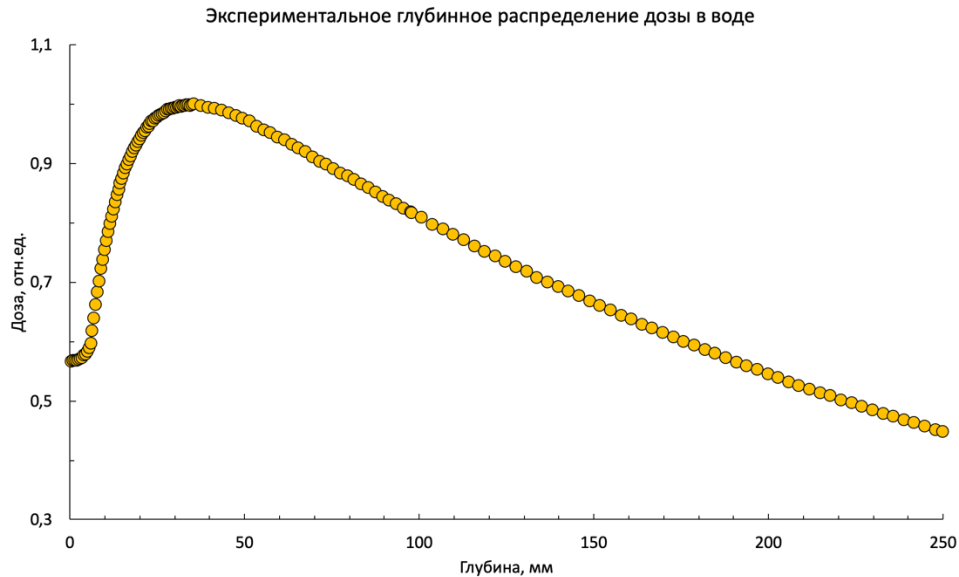
Дополнительная дозовая нагрузка может достигать 2% за пределами поля облучения.

При фракционированном лечении в течение 35 сеансов с дозой 2 Гр за сеанс, дополнительная дозовая нагрузка лежит в диапазонах **1,2 – 1,5 Зв**

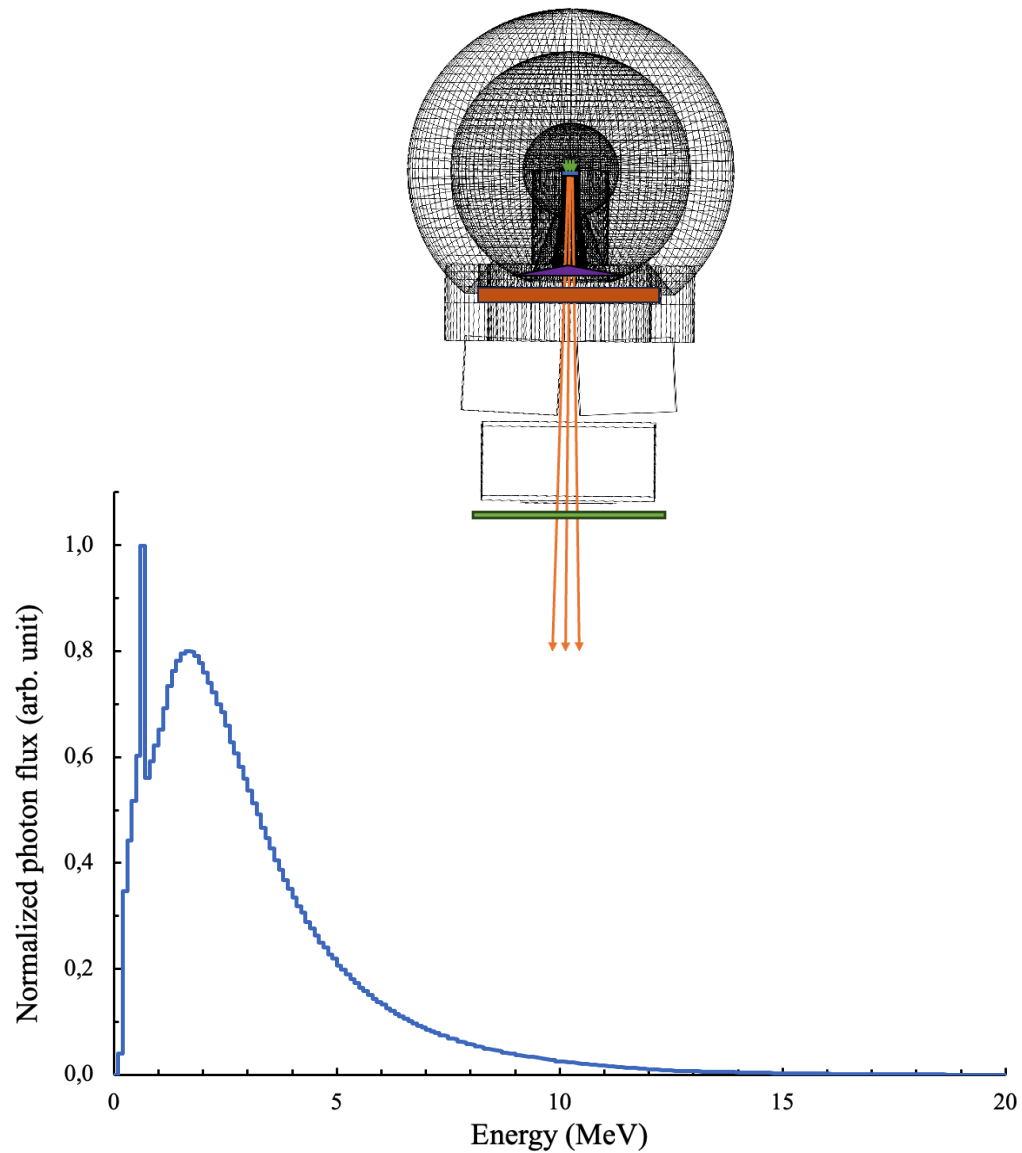
Неучтенные дозы от вторичных нейтронов при лучевой терапии на пучках фотонов

За основу компьютерного эксперимента был выбран эксперимент, поставленный в ФМБЦ имени Бурназяна ФМБА России.

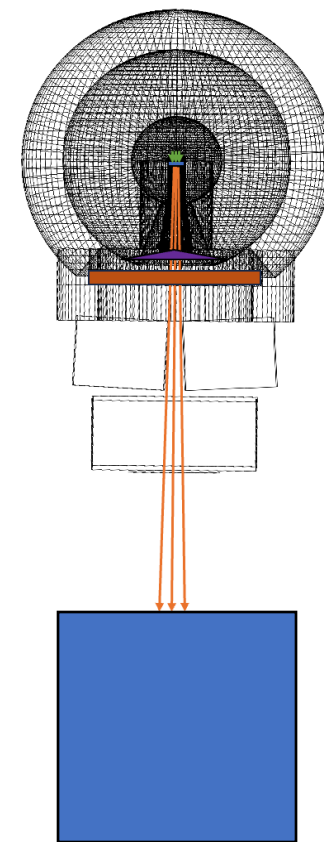
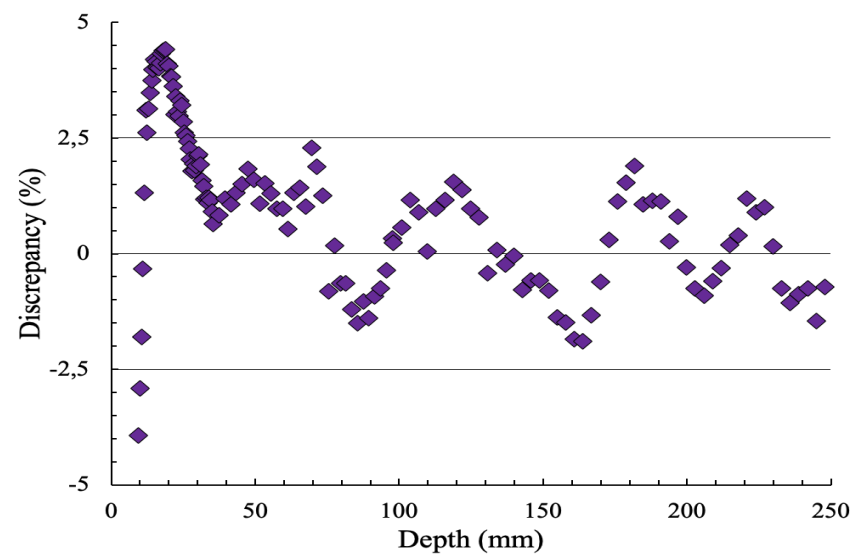
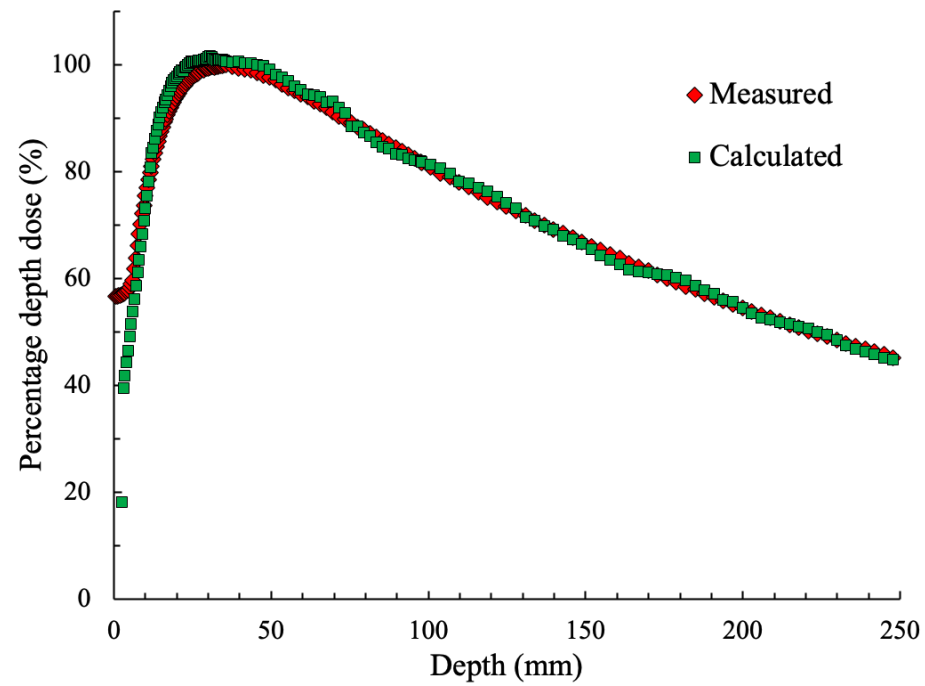
В ходе эксперимента с помощью модифицированного метода сфер Боннера оценивался спектр вторичных нейтронов, возникающий при работе линейного медицинского ускорителя Varian Trilogy



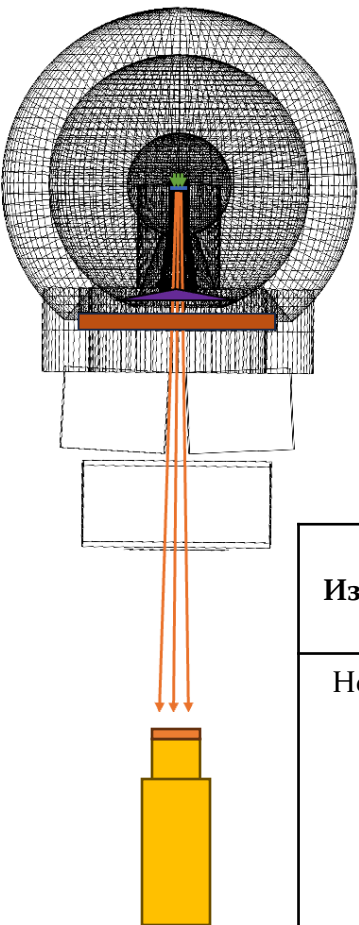
Компьютерная модель



Спектр тормозных фотонов

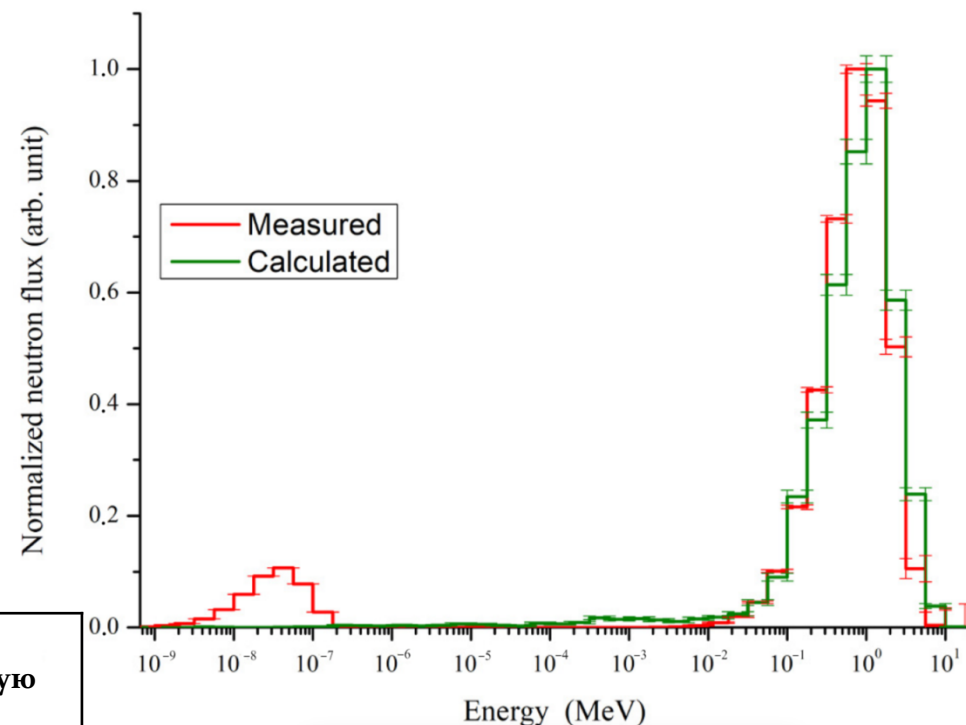


Неучтенные дозы от вторичных нейтронов



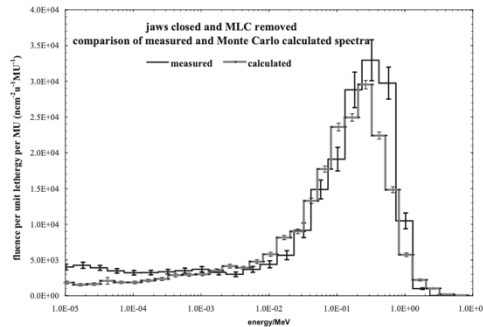
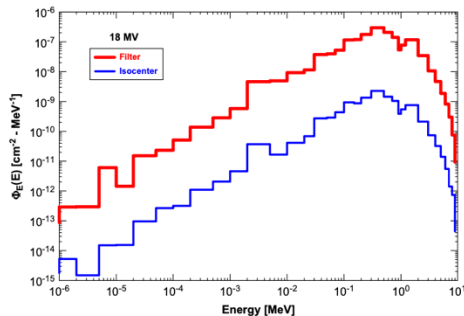
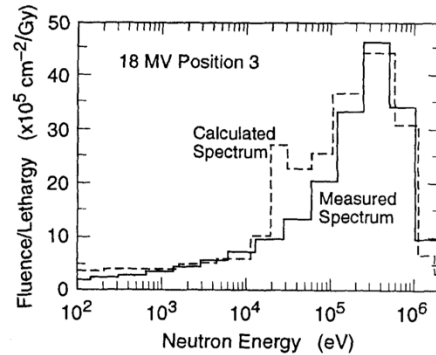
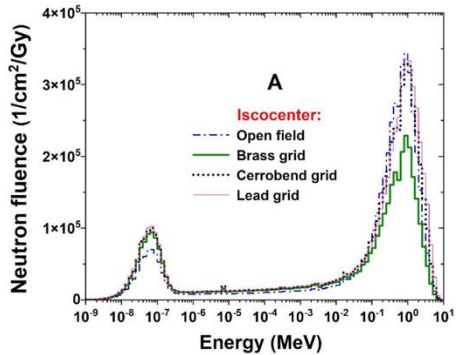
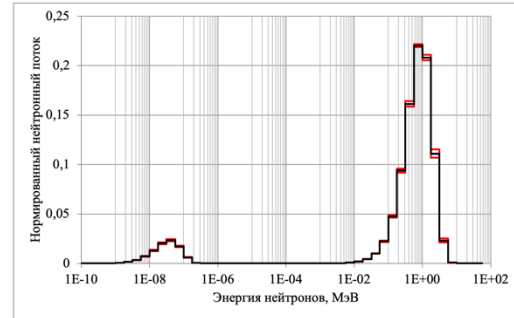
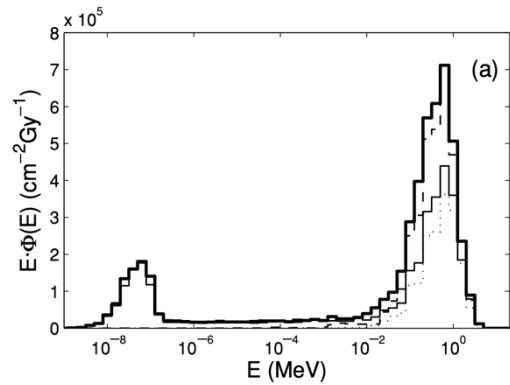
	Средняя энергия нейтронов, МэВ	Положение пика быстрых нейтронов, МэВ	Положение пика тепловых нейтронов, эВ
Эксперимент	0.94 ± 0.12	0,67	0,03
Моделирование	0.83 ± 0.02	1	-

Излучение	Диапазон энергий, МэВ	Вклад в поглощенную дозу, %	Коэффициент качества излучения	Вклад в эквивалентную дозу, %
Нейтроны	Все энергии	0.22		1.61
	<0.01	0.17	5	0.86
	0.01 – 0.1	0.02	10	0.24
	0.1 - 2	0.02	20	0.51
	2 - 20	3.8×10^{-5}	10	3.7×10^{-5}
Фотоны	Все энергии	99.77	1	98.39



При фракционированном лечении в течение 35 сеансов с дозой 2 Гр за сеанс, дополнительная дозовая нагрузка составляет порядка **1,12 Зв**, что сопоставимо с дозой, получаемой пациентом при одной фракции

Результаты



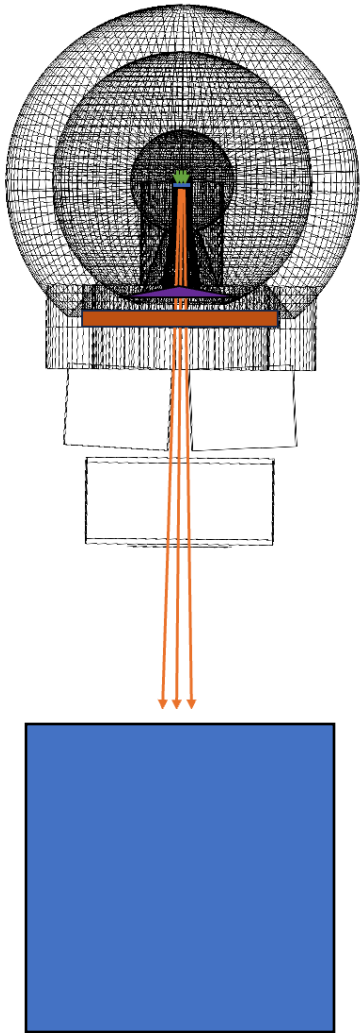
При анализе опубликованных данных выявлена зависимость возникновения пика тепловых нейтронов в зависимости от наличия/отсутствия в модели стен и лабиринта процедурного кабинета.

Статья	Энергия электронов, МэВ	Пик резонансных нейтронов, МэВ	Пик тепловых нейтронов, эВ
Mahmoudi et al.	15	0.8	0.05
Pena et al.	15	0.7	0.7
Howell et al.	18	0.2	NA
Kase et al.	18	0.1	NA
Vega-Carillo et al.	18	0.3	NA
Talebi et al.	18	0.6	NA
Calculations	20	1	NA

Fig. 5. 18 MV linac photon neutron spectra below the filter and at the isocenter.

FIG. 6. Measured spectrum and Monte Carlo calculated spectrum for configuration 3.

Неучтенные дозы от вторичных нейтронов

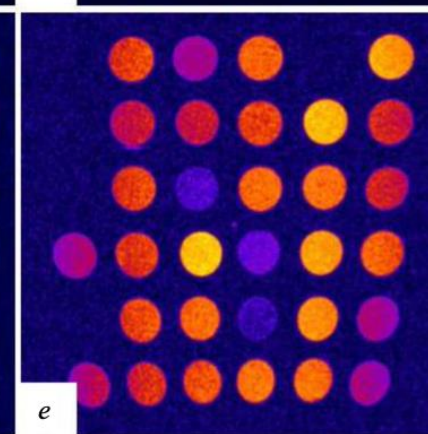
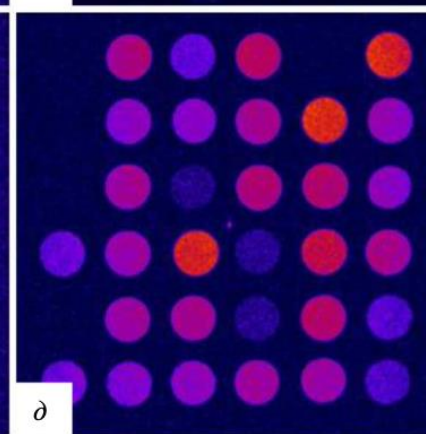
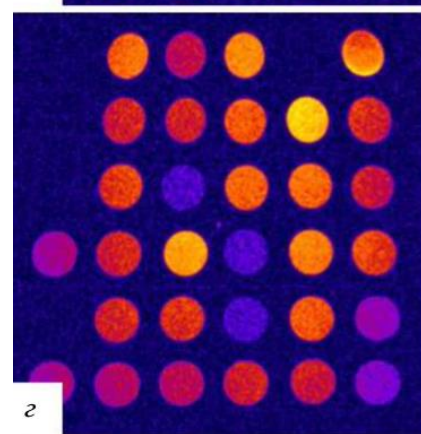
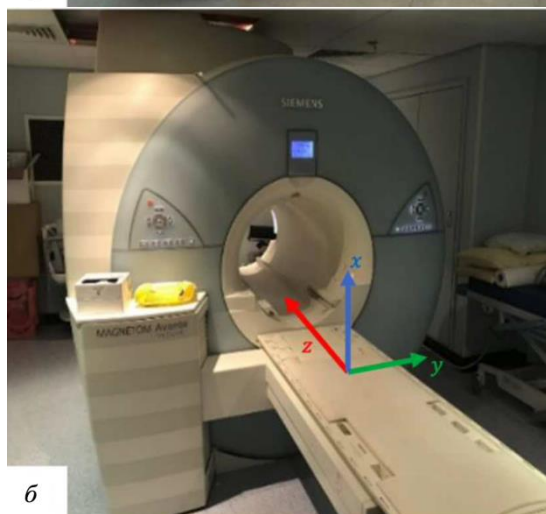
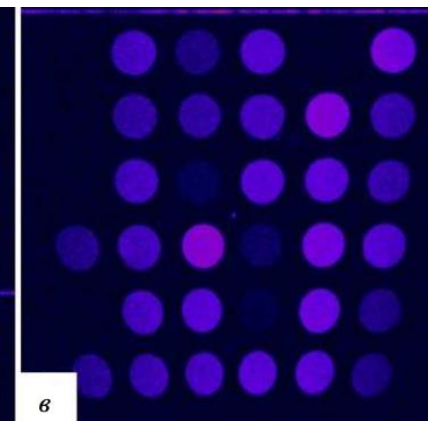
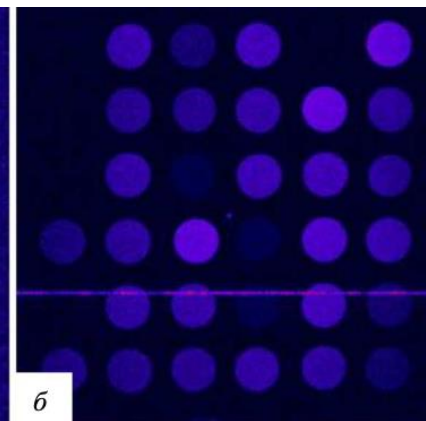
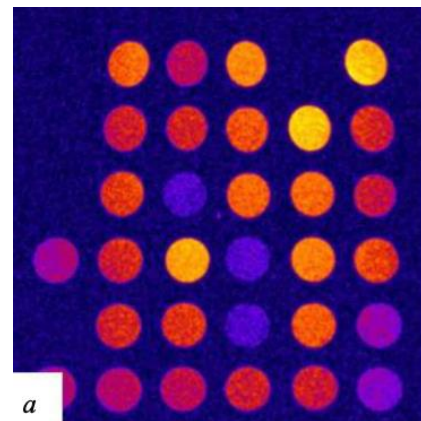
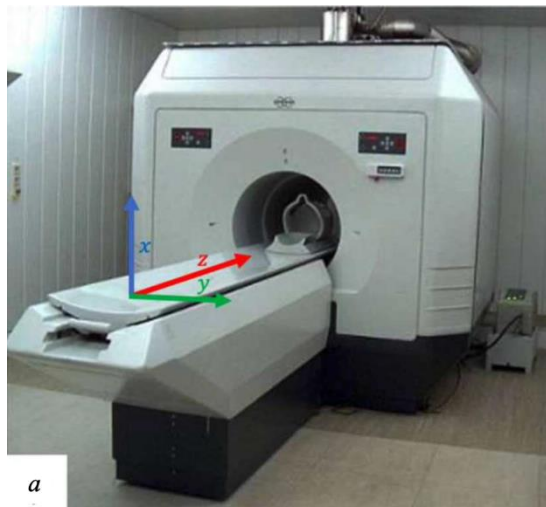


$$\omega_i = \frac{D_i}{\sum D_i} \quad \omega_{i_{\text{ЭКВ}}} = \frac{KK_i \times D_i}{\sum KK_i \times D_i}$$

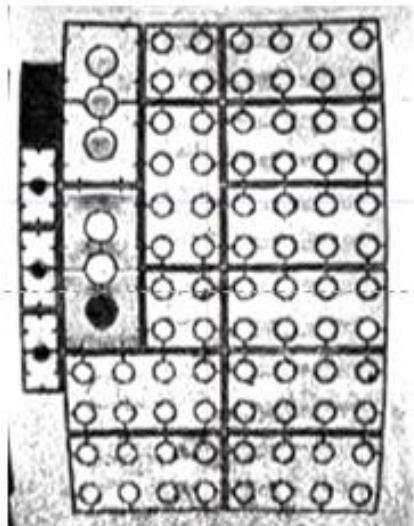
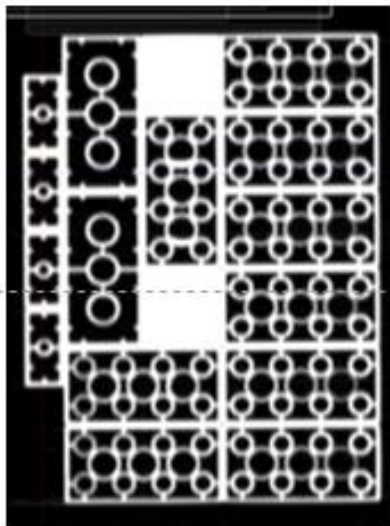
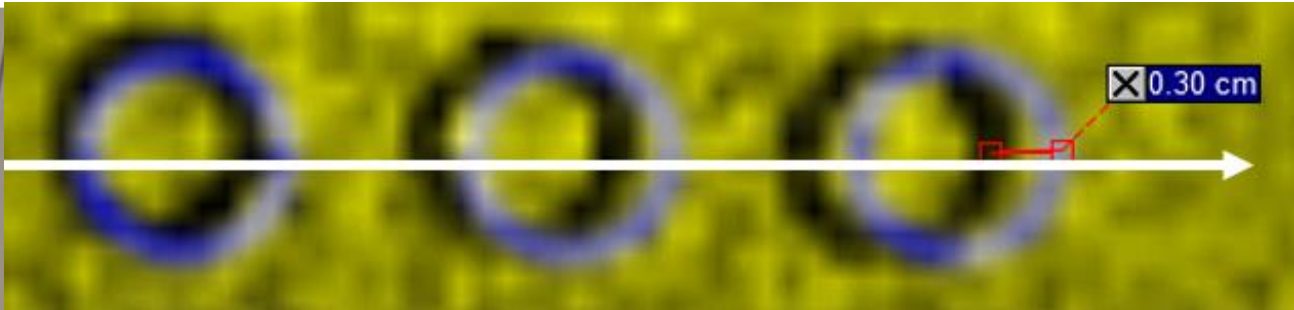
Излучение	Диапазон энергий, МэВ	Вклад в поглощенную дозу, %	Коэффициент качества излучения	Вклад в эквивалентную дозу, %
Нейтроны	Все энергии	0.22		1.61
	<0.01	0.17	5	0.86
	0.01 – 0.1	0.02	10	0.24
	0.1 - 2	0.02	20	0.51
	2 - 20	3.8×10^{-5}	10	3.7×10^{-5}
Фотоны	Все энергии	99.77	1	98.39

При фракционированном лечении в течение 35 сеансов с дозой 2 Гр за сеанс, дополнительная дозовая нагрузка может достигать **1,12 Зв**, что сопоставимо с дозой, получаемой пациентом при одной фракции.

Дисторсия МР-изображений



Дисторсия МР-изображений

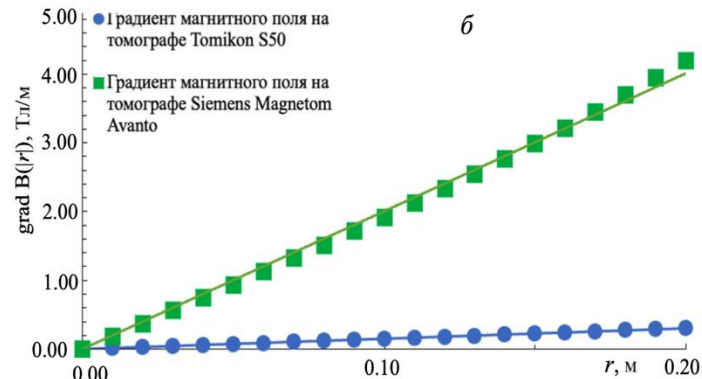
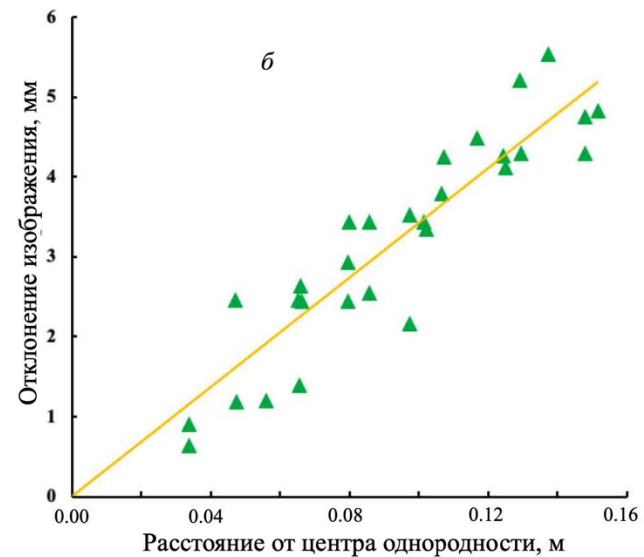
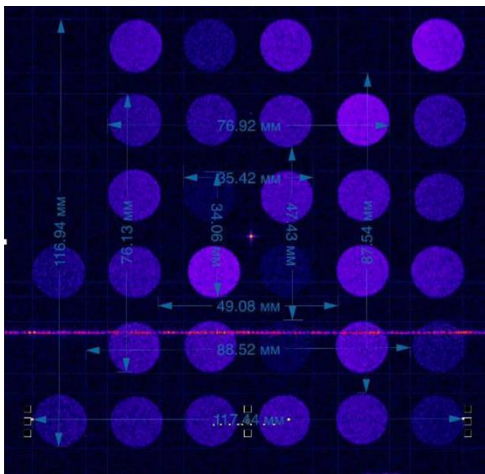
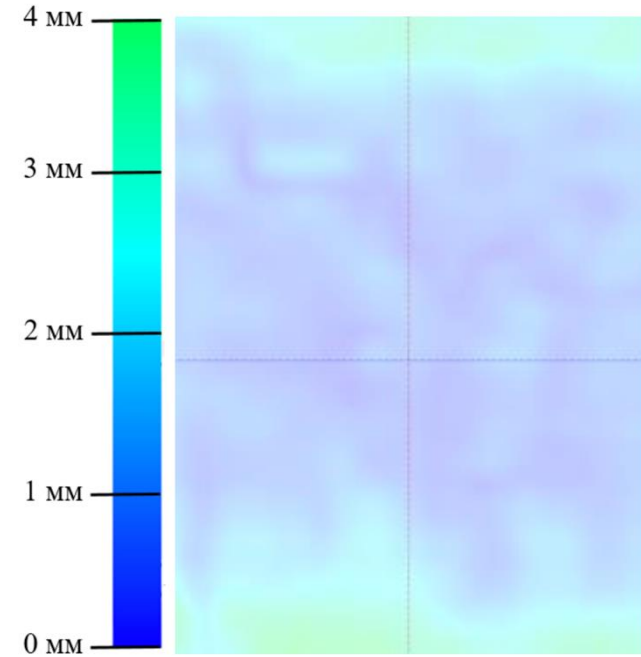
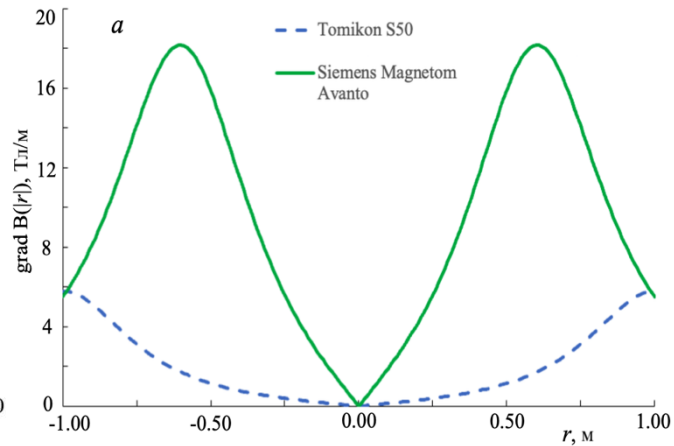
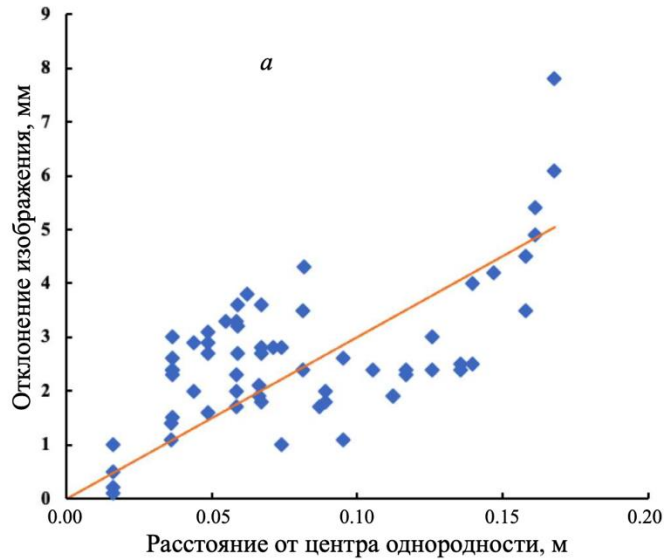
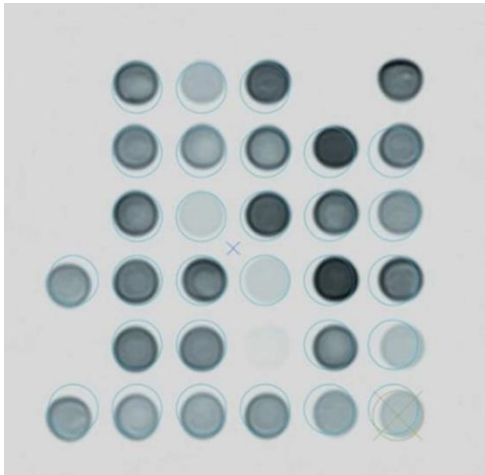


а)

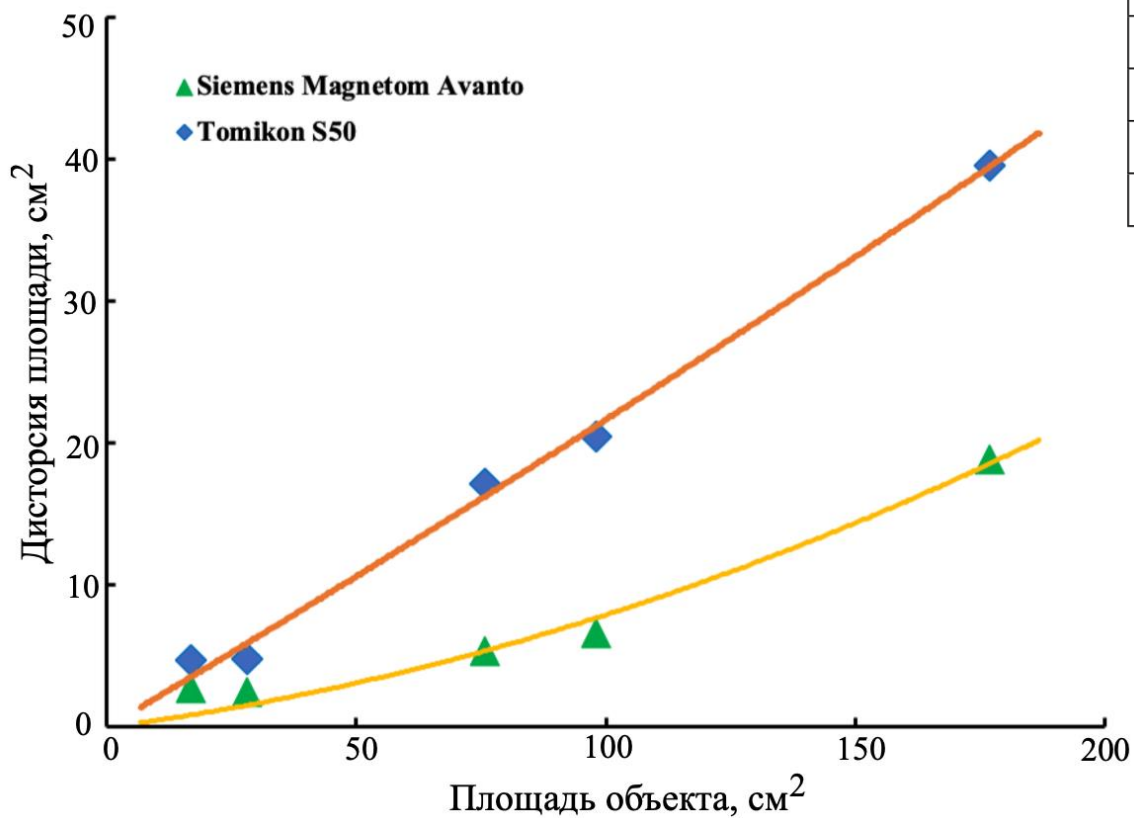
б)



Дисторсия МР-изображений



Дисторсия МР-изображений

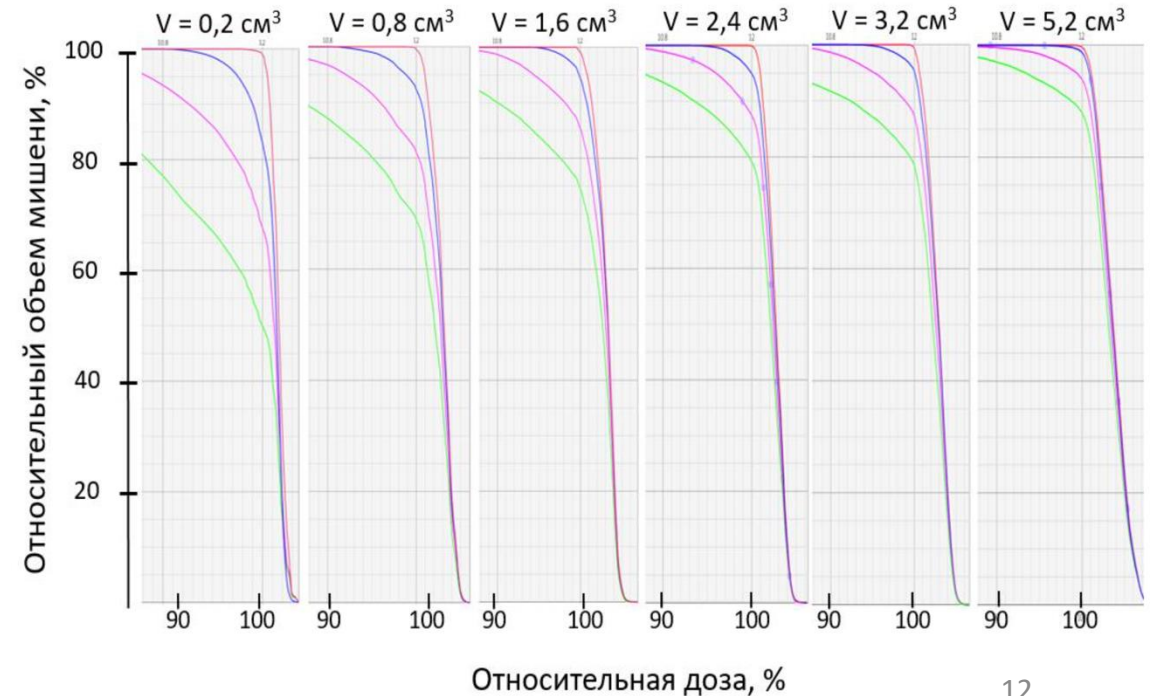
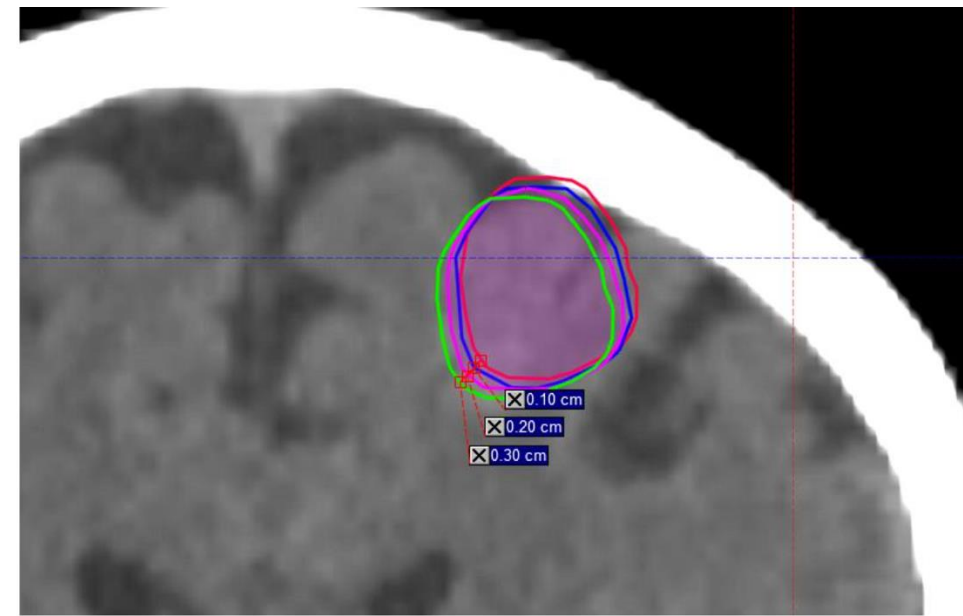
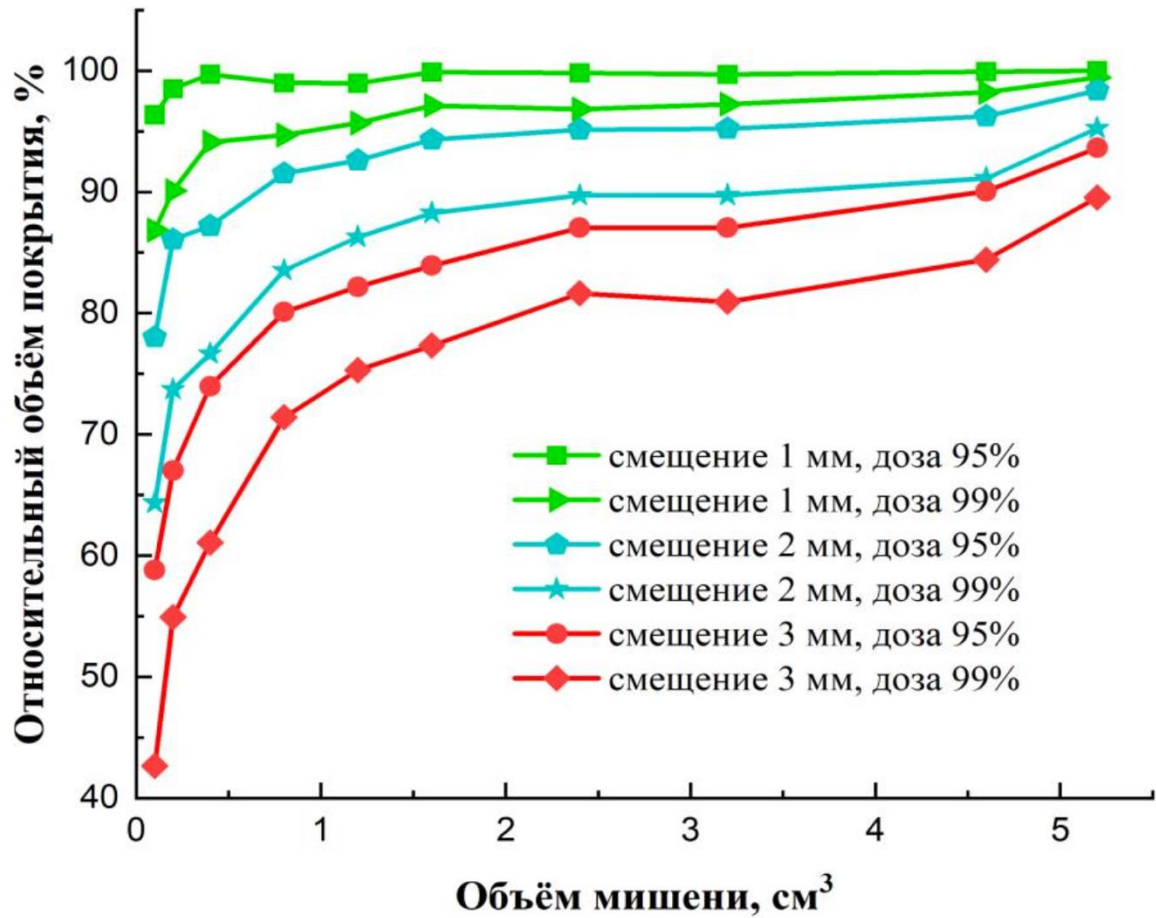


Среал, см ²	SMagnetom, см ²	Δ SMagnetom, см ²	STomikon, см ²	Δ STomikon, см ²
176.89	158.02	18.87	137.33	39.55
98.01	91.43	6.58	77.49	20.52
75.69	70.35	5.34	58.56	17.13
28.09	25.60	2.49	23.28	4.81
16.81	14.11	2.70	12.6	4.74

Томограф	Tomikon S50	Siemens MagnetomAvanto
Уравнение	$y = Ax^2 + Bx$	
Коэффициент корреляции	0.99	0.97
A	8.0×10^{-5}	3.4×10^{-4}
B	0.208	0.046

Обусловленное дисторсией искажение площади мишени может превышать 20%.

Погрешности доставки дозы, связанные с дисторсией МР-изображений



Итоги

- Неучтенная доза от вторичных электронов при терапии на пучках фотонов может достигать 2%. Дополнительная дозовая нагрузка, обусловленная вторичными нейтронами достигает 1,61%. Суммарная неучтенная нагрузка при фракционированном лечении в 2 Гр в течение 35 сеансов приводит к неучтенной нагрузке в 2,62 Зв. Полученное значение превышает дозу, получаемую пациентом за один сеанс лечения.
- В силу дисторсии МР-изображений положение мишени при планировании может отклоняться от реального местоположения на расстояние до 5 мм. Изменение площади мишени может превышать 20%.
- Обусловленное дисторсией уменьшение покрытия 99% дозой мишени может достигать 13% для мишеней небольших объемов. В результате этого часть дозовой нагрузки также приходится на здоровые ткани.

Спасибо за внимание