

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ им. М. В. ЛОМОНОСОВА
НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ им. Д.В. СКОБЕЛЬЦЫНА

Лыкова
Екатерина Николаевна

ИССЛЕДОВАНИЕ ДОЗЫ ВТОРИЧНЫХ ЧАСТИЦ ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО
УСКОРИТЕЛЯ С ЭНЕРГИЕЙ 10 - 24 МэВ

01.04.20 - Физика пучков заряженных частиц и ускорительная техника

научный руководитель: д. ф.-м. н., профессор
Черняев А.П.

Оглавление

▶ Введение

▶ 1-ый цикл экспериментов:

Измерение спектра нейтронов на основе спектрометра Боннера с использованием естественного тантала в качестве детекторов нейтронов

▶ 2-ой цикл экспериментов:

Определение потоков нейтронов на медицинских ускорителях электронов разных производителей

▶ Обсуждение результатов

▶ Заключение

▶ Рекомендации

Цель работы

Цель работы заключалась в экспериментальном измерении спектра вторичных нейтронов, расчете на этой основе величины дополнительной дозы получаемой пациентом, а также выработки рекомендаций при планировании лучевого лечения.

Для достижения поставленной цели необходимо было решить следующие задачи:

1. Разработать методику измерения спектров нейтронов на основе спектрометра Боннера с использованием естественного тантала в качестве детекторов нейтронов.
2. Экспериментально измерить поток вторичных нейтронов, возникающий в головке медицинского ускорителя;
3. Провести серию измерений потоков на медицинских ускорителях электронов разных производителей
4. По экспериментальным спектрам рассчитать вклад вторичного излучения в поглощённую дозу, получаемую пациентом в процессе лучевого лечения.

Радиационные технологии в медицине в мире



Ускорители:

- Кибер-нож
- Томотерапия
- Линейные ускорители
- Протонные ускорители

~ 12 900



Лучевая диагностика:

- ПЭТ
- КТ
- МРТ
- Гамма-камера
- ОЭКТ

~ 93 000



Изотопные установки:

- Брахитерапия
- Гамма-нож
- Кобальтовые установки

~ 4 900



ВСЕГО: ~111 000

Доза вне облучаемого объема называется «нецелевой дозой».

В дистанционной лучевой терапии нецелевая доза может быть разделена на две категории:

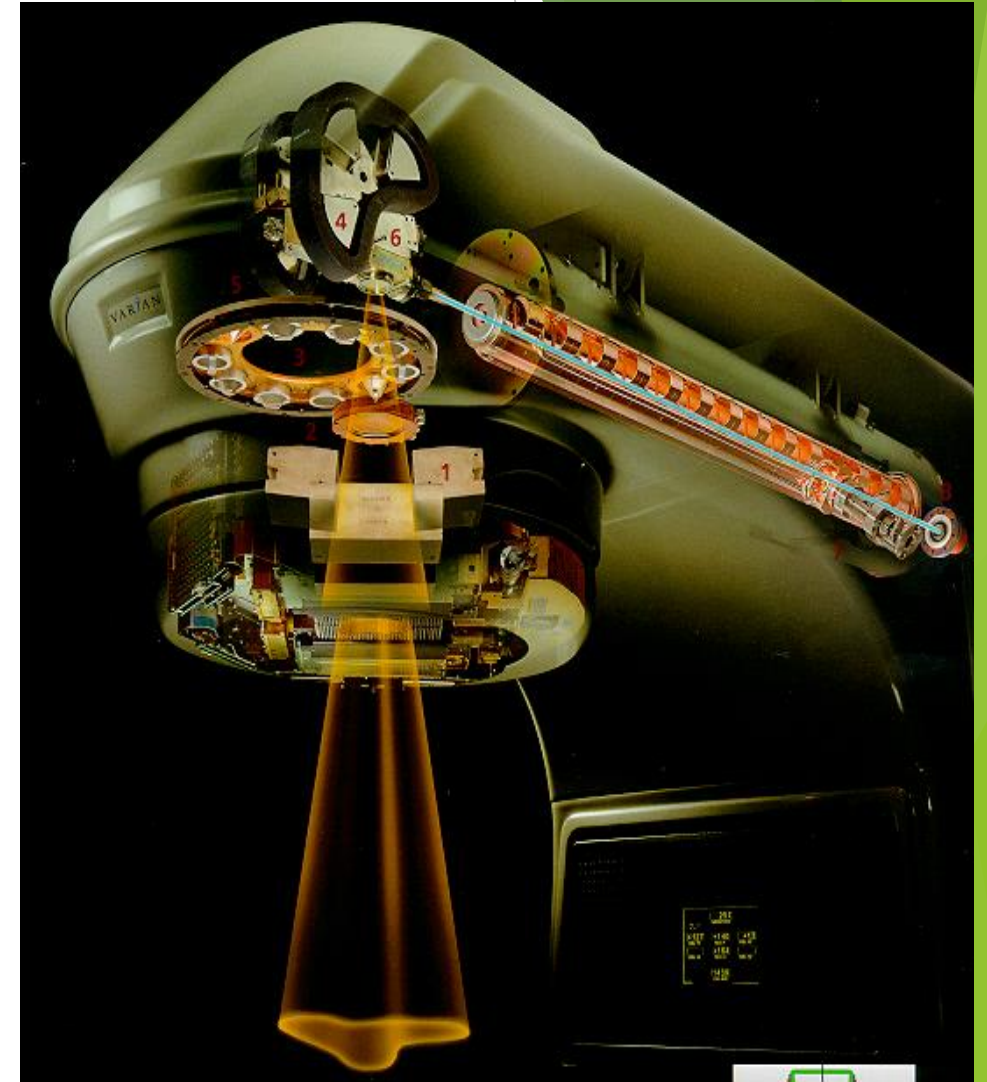
1. «нецелевая доза в поле облучения» - нецелевая доза, которая находится в пределах первичной границы поля.
2. «нецелевая доза вне поля облучения» - нецелевая доза, которая находится за пределами любого первичного края поля

Одной из причин появления нежелательных доз является использование высокоэнергетических пучков тормозных фотонов от 10 до 24 МэВ.

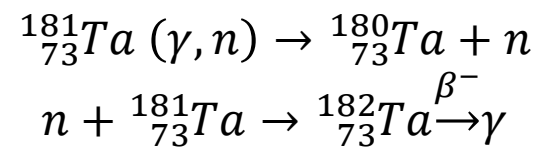
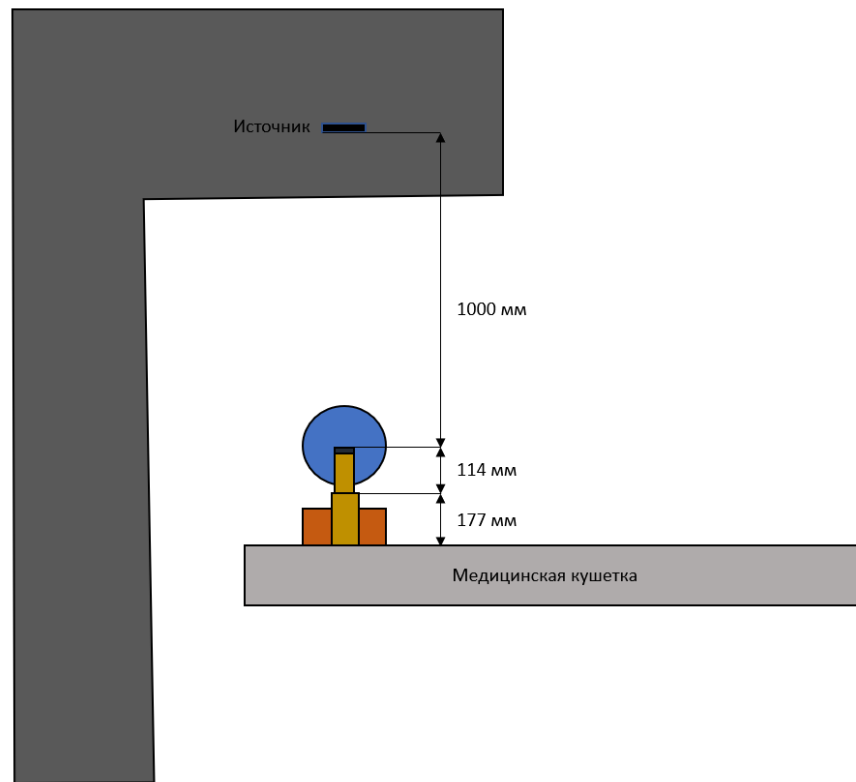
Высокоэнергетические линейные ускорители, работающие на энергиях свыше 10 МэВ, могут генерировать потоки вторичных нейтронов при взаимодействии с элементами ускорителя и конструкционными материалами лечебного помещения.

В конструктивных элементах головки медицинского ускорителя используются тяжелые элементы, например, вольфрам. Порог реакции ${}^{183}_{74}\text{W}(\gamma, n){}^{183}_{74}\text{W}$ составляет 7.42 МэВ.

Вещества с большим атомным номером Z, находящиеся в головке ускорителя, имеют малое сечение поглощения генерируемых нейтронов различных энергий.



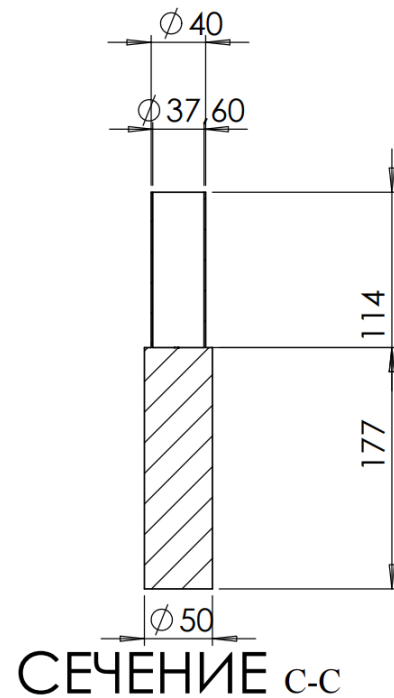
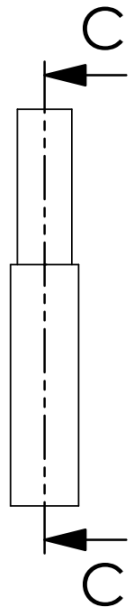
Описание эксперимента (1-ый цикл) Определение спектра нейтронов



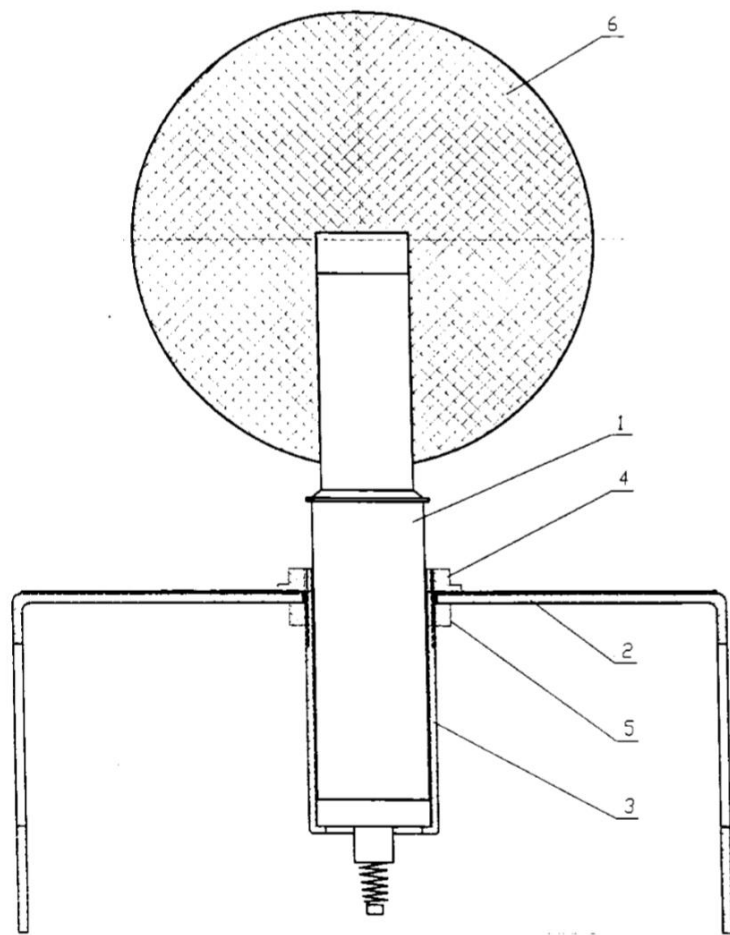
Стандартный подход основан на спектрометрии нейтронов с помощью использования набора замедлителей различного диаметра, в центре которых располагается компактный детектор.

Определение спектра нейтронов

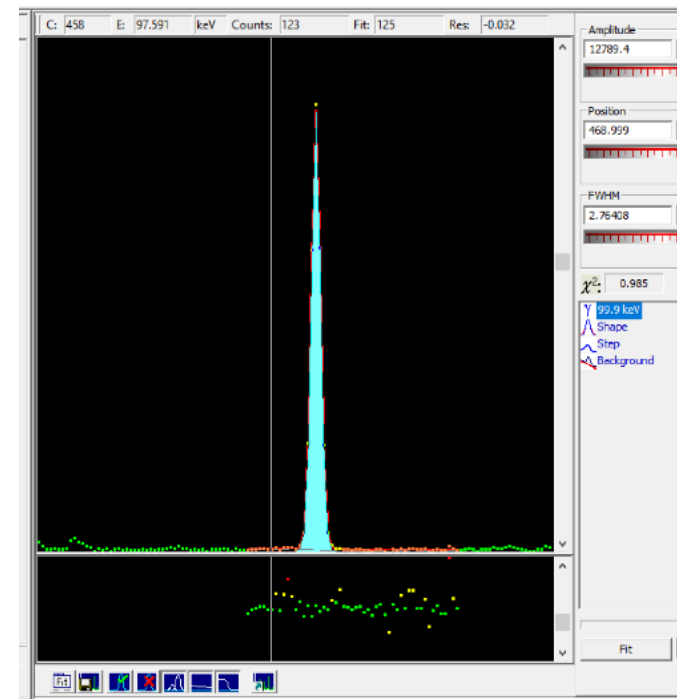
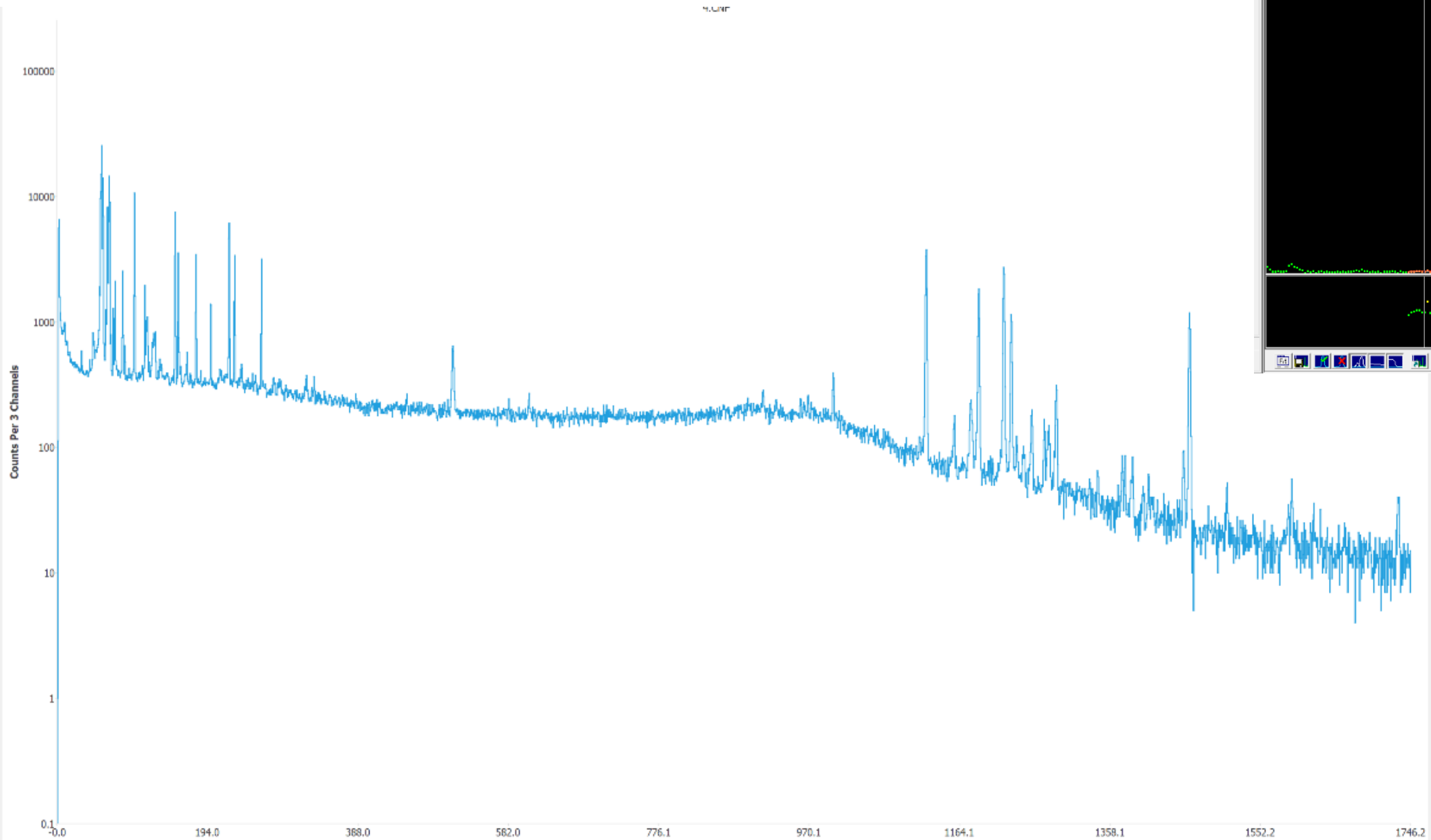
Для случая проведения измерений с помощью танталовых детекторов методом FDM печати из пластика была изготовлена конструкция, повторяющая форму детектора.



Определение спектра нейтронов

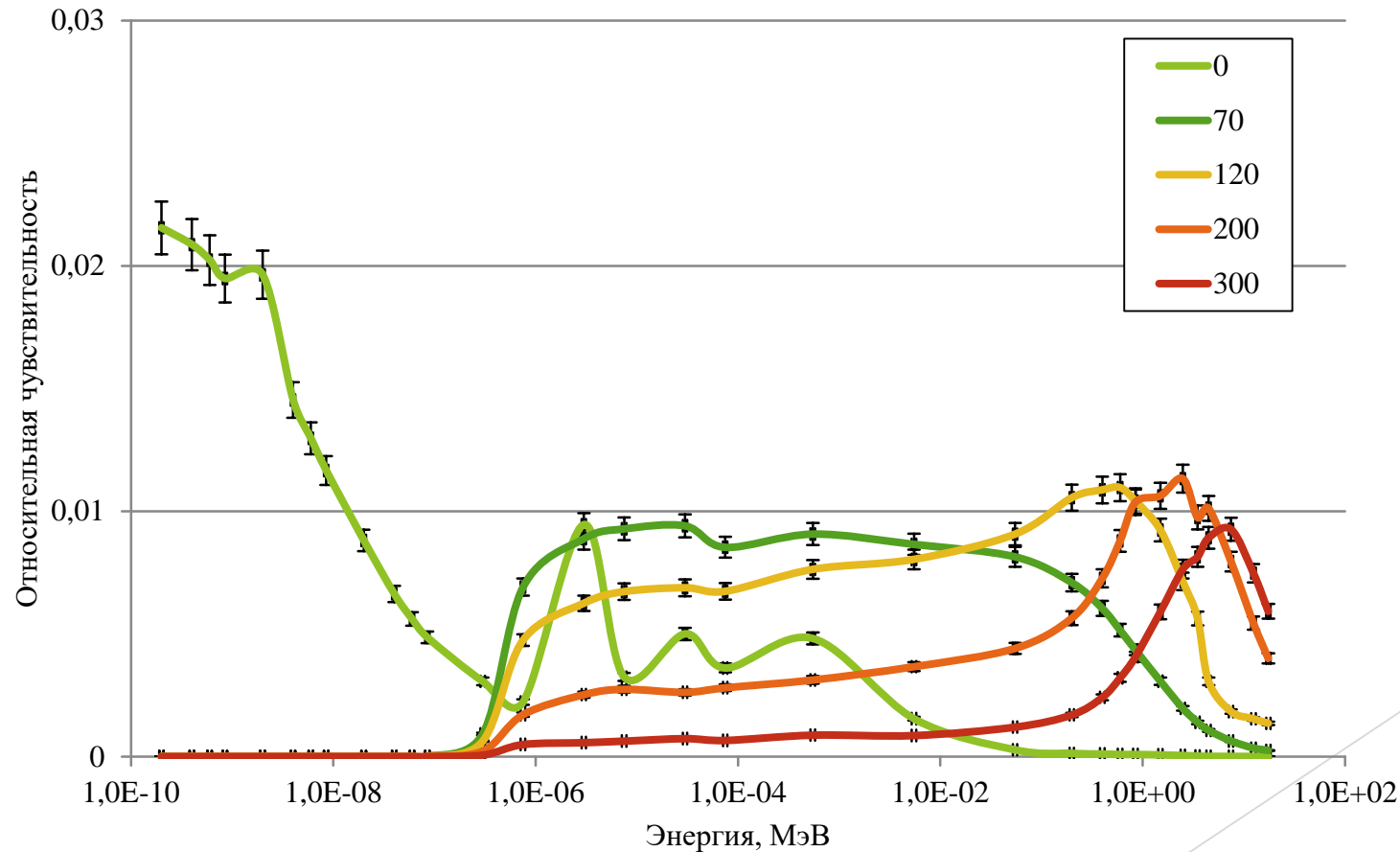


Определение спектра нейтронов



Определение спектра нейтронов

Поскольку в результате модификации механизм регистрации нейтронов в центре шаровых замедлителей был изменен, потребовали пересчета и функции отклика шаровых замедлителей. Расчет новых функций отклика был выполнен с помощью программы MCNP5 с учетом всех деталей конструкции получившейся системы



Определение спектра нейтронов

Для восстановления нейтронных спектров спектрометра ДСН-01 с активационным детектором была разработана специальная программа восстановления нейтронного спектра для данной модификации спектрометра основанная на методе параметризации. Программа решает систему интегральных уравнений:

$$M_i(E) = \int R_i(E)\varphi(E)dE$$

где где M_i - показания облученных в шарах детекторов, $R_i(E_j)$ – относительный отклик i -го сферического замедлителя для j -го энергетического интервала, $\varphi(E_j)$ – искомое энергетическое распределение флюенса нейтронов.

Определение спектра нейтронов

Нейтронный спектр $\varphi(E)$ был представлен суперпозицией низкоэнергетического Максвелловского спектра тепловых нейтронов $\varphi_{th}(E)$, хвоста эпитепловых нейтронов $\varphi_{epi}(E)$, хвоста промежуточных нейтронов $\varphi_{int}(E)$ и пика быстрых нейтронов $\varphi_f(E)$.

$$\varphi(E) = \alpha_1 \varphi_{th}(E) + \alpha_2 \varphi_{epi}(E) + \alpha_3 \varphi_{int}(E) + \alpha_4 \varphi_f(E)$$

$$\text{где } \varphi_{th}(E) = \left(\frac{E}{T_{th}}\right)^{3/2} e^{-E/T_{th}}$$

$$\varphi_{epi}(E) = E^{-b} (1 - e^{-E/T_{th}}) e^{-E/T_f}$$

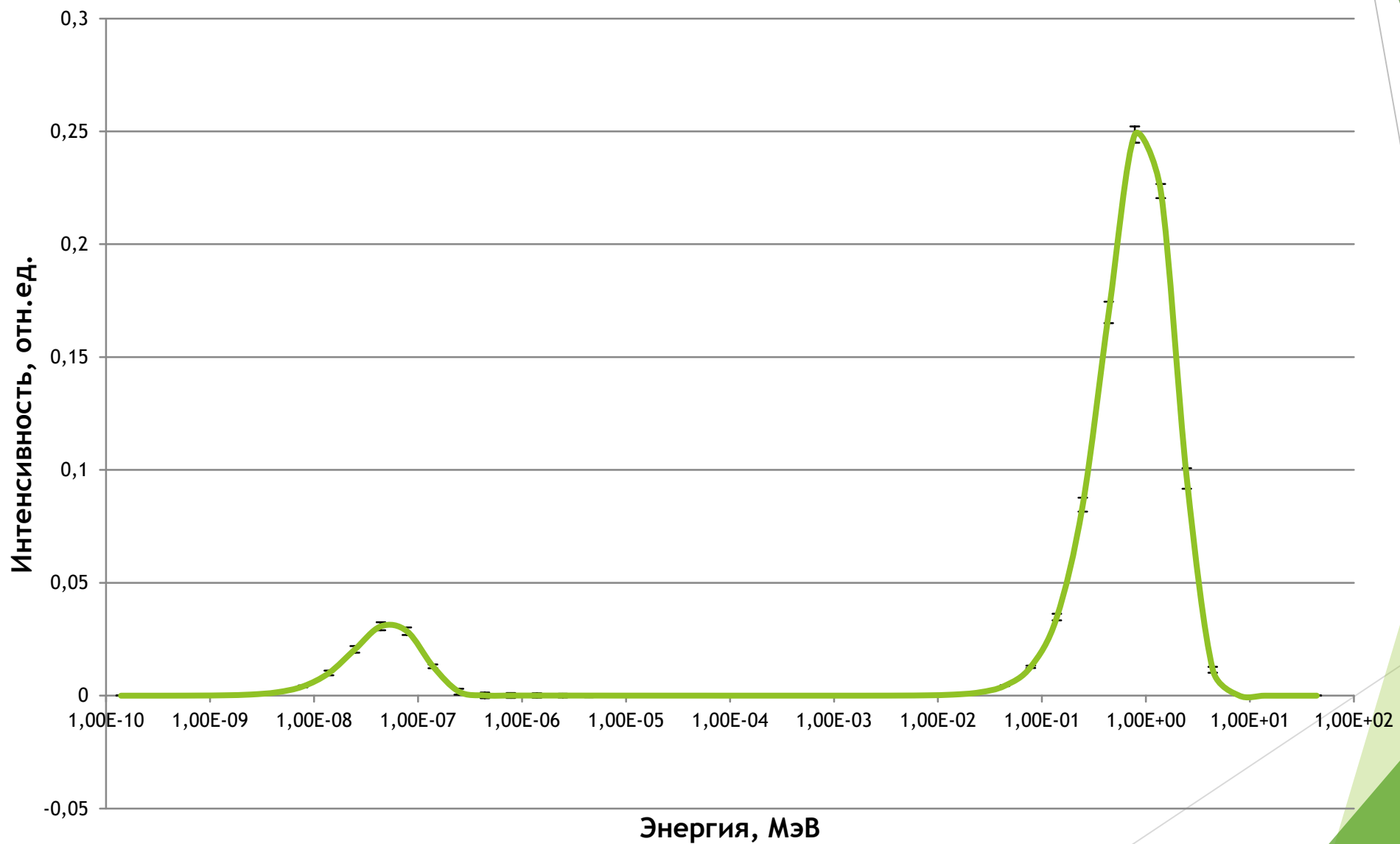
$$\varphi_{int}(E) = E^{-1} (1 - e^{-E/T_{th}}) e^{-E/T_f}$$

$$\varphi_f(E) = \left(\frac{E}{T_f}\right)^{3/2} e^{-E/T_f}$$

Подбор параметров производился методом координатного спуска с применением метода золотого сечения.

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^5 \left(\frac{A_i - M_i}{\Delta M_i}\right)^2$$

Плотность распределения потока нейтронов



Определение спектра нейтронов

Результаты измерений активности мишеней и активности, рассчитанные по восстановленному спектру приведены в таблице 1.

Размер замедлителя, мм	Измеренная активность, Бк/г	Активность по восстановленному спектру, Бк/г
0	$3,37 \pm 0,17$	3,376
70	$17,9 \pm 0,38$	17,035
120	$35,64 \pm 0,49$	36,069
200	$32,34 \pm 0,47$	31,786
300	$13,57 \pm 0,24$	13,744

Определение спектра нейтронов

Средняя энергия нейтронов была рассчитана по формуле

$$\bar{E} = \frac{\sum_{i=1}^n E_i \Phi(E_i)}{\sum_{i=1}^n \Phi(E_i)}$$

где E_i и $\Phi(E_i)$ - соответственно энергия и флюенс нейтронов в i -ом энергетическом интервале.

$$\bar{E} = 0,766 \pm 0,015 \text{ МэВ}$$

Расчет взвешенного по спектру эффективного сечения реакций (γ, n) и (n, γ)

В результате по формуле

$$\sigma^{\text{эфф}}(E) = \frac{\int_{E_{\text{пор}}}^{E_{\text{max}}} \sigma(E) \Phi(E) dE}{\int_{E_{\text{пор}}}^{E_{\text{max}}} \Phi(E) dE}$$

были определены эффективные сечения для тормозных гамма-квантов и нейтронов

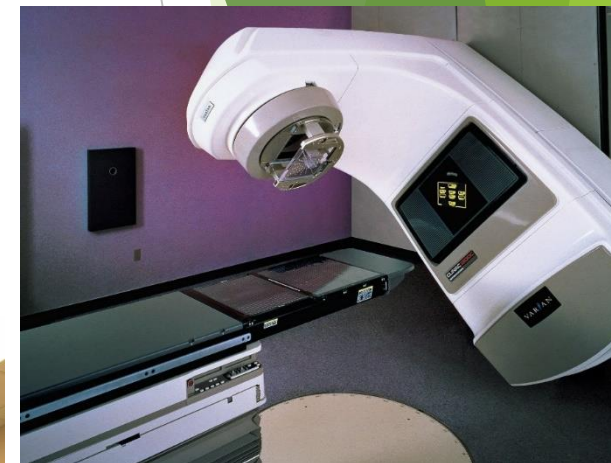
$$\sigma^{\text{эфф}}(\gamma, n) = 147 \pm 16 \text{ мб } ^{180}\text{Ta}$$

$$\sigma^{\text{эфф}}(n, \gamma) = 400 \pm 32 \text{ мб } ^{182}\text{Ta}$$

Характеристики экспериментов

Всего выполнено 15 экспериментов на медицинских ускорителях:

- ✓ Varian Trilogy
- ✓ Varian Clinac 2100
- ✓ Varian Clinac 2300
- ✓ Elekta Synergy.

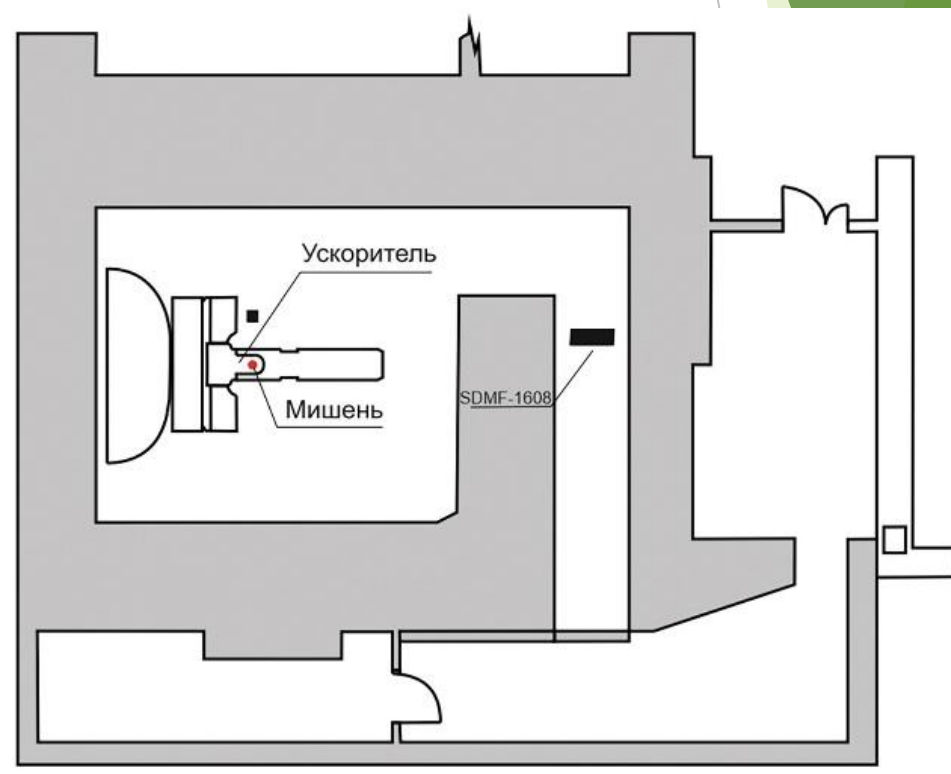


Описание эксперимента (2-ой цикл)

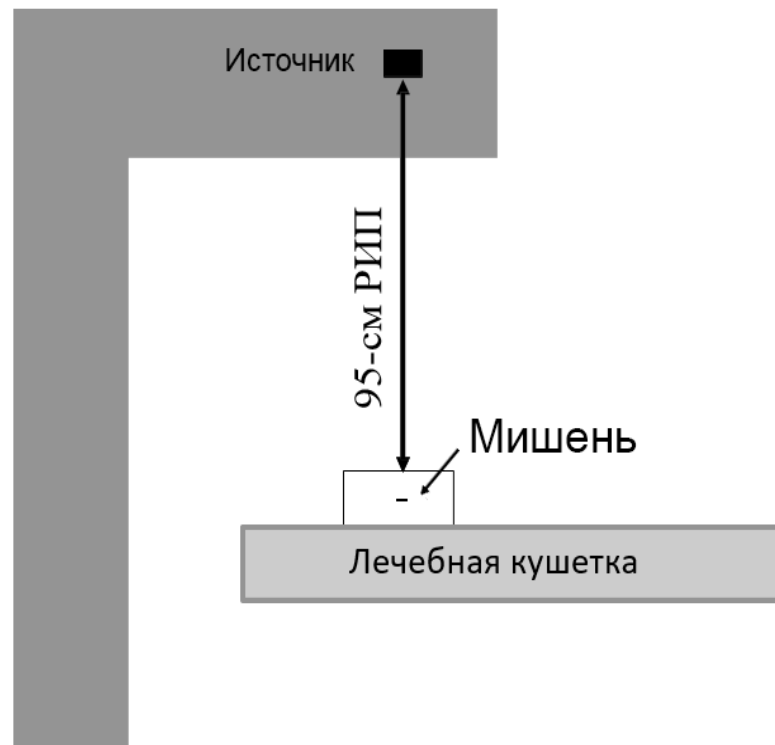
Определение потоков нейтронов на различных ускорителях

Облучение танталовых фольг проводилось на ускорителе Varian Clinac с граничной энергией тормозных гамма-квантов 18 МэВ, на Varian Trilogy - с граничной энергией тормозных гамма-квантов 20 МэВ и Elekta Synergy с граничной энергией тормозных гамма-квантов 18 МэВ.

Гамма-кванты и нейтроны возникали в реакциях (γ, n) и (n, γ) на детектирующей мишени из естественного тантала ^{181}Ta .



Описание эксперимента



Измерения потока тормозных гамма-квантов и нейтронов проводились непосредственно в плоскости лечения пациента на расстоянии 100 см от виртуального источника при размере поля излучения $20 \times 20 \text{ см}^2$.

Танталовые фольги помещались в фантом на глубину 5 см на расстоянии источник-поверхность 95 см, для оценки потока нейтронов в теле пациента.

Размеры фантома составляли $40 \times 40 \times 10 \text{ см}^3$.

Измерения потоков нейтронов на различных ускорителях

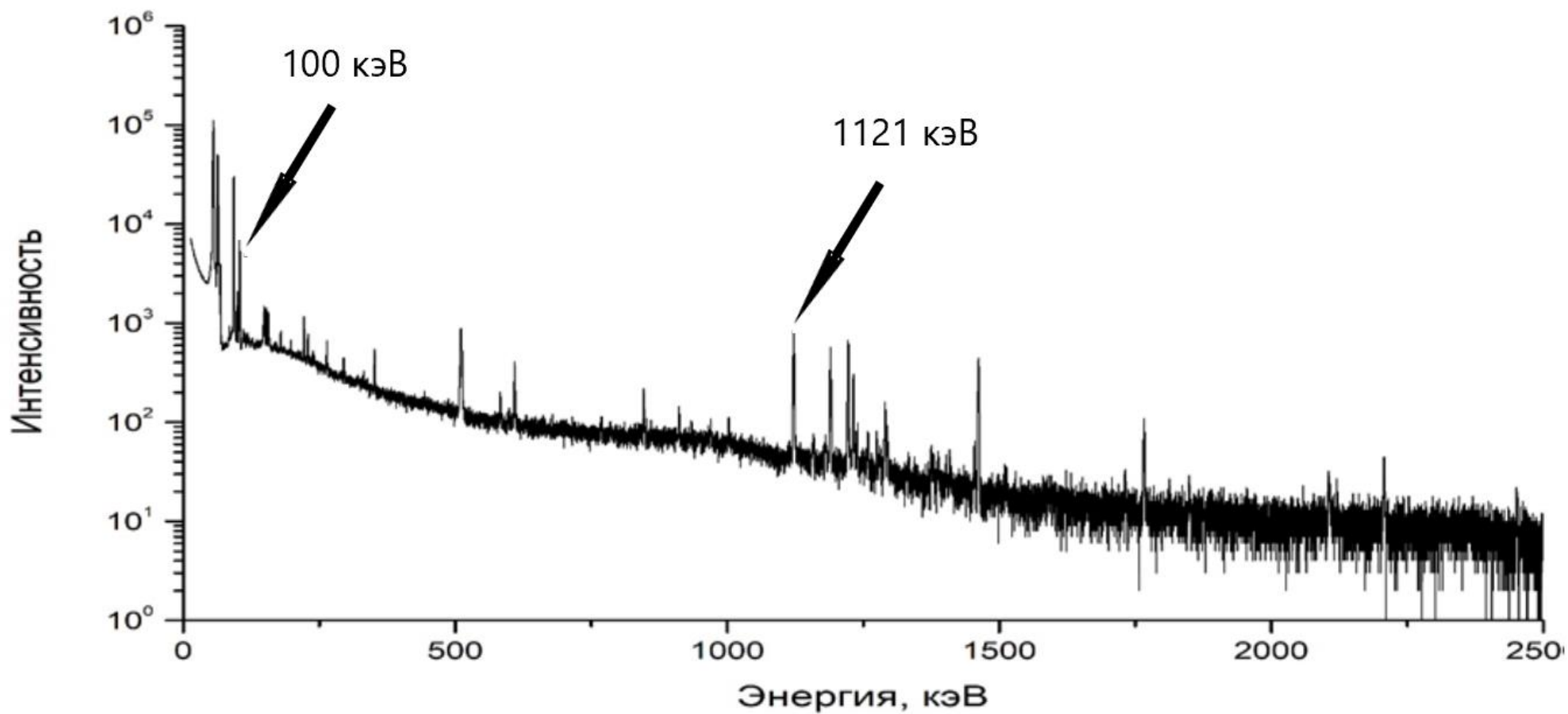
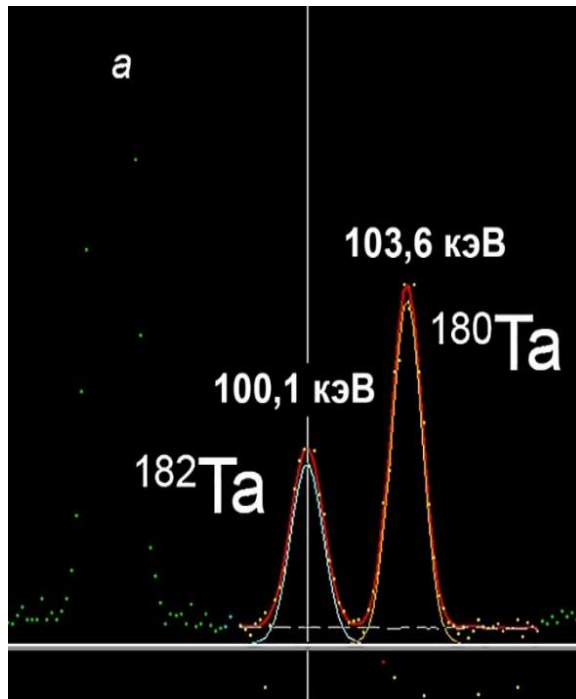


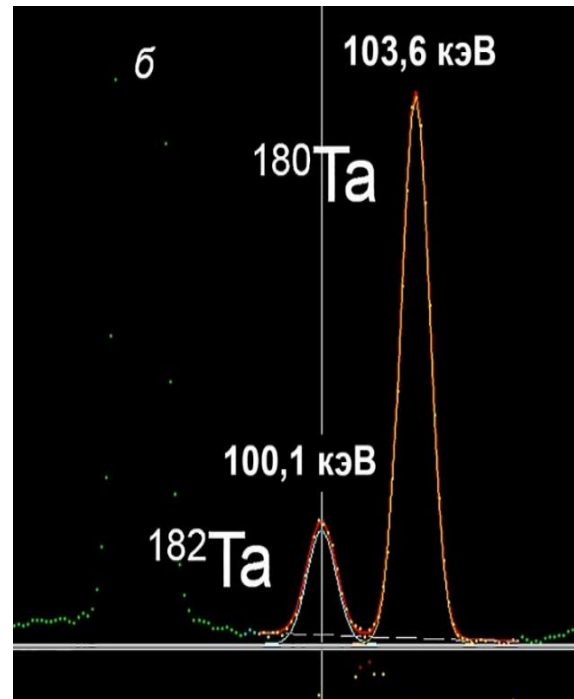
Рис. Пример спектра активированной мишени

Результаты измерений

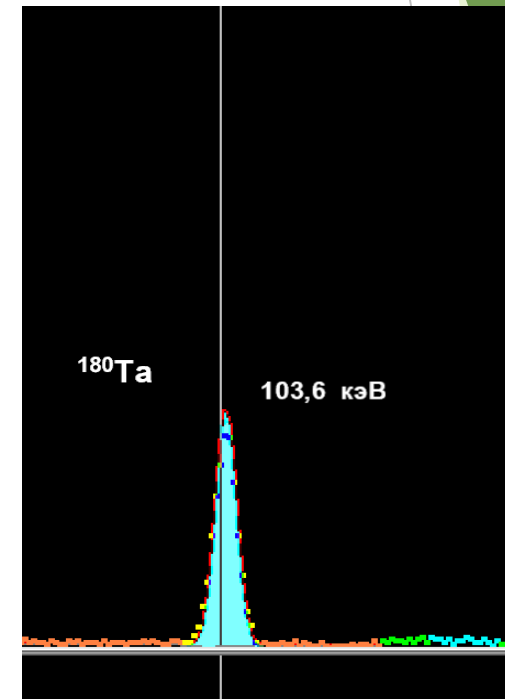
Varian Clinac
энергия 18 МэВ



Varian Trilogy
энергия 20 МэВ



Elekta Synergy
энергия 18 МэВ



Для измерений использовали полупроводниковый Ge-спектрометр большого объема с энергетическим разрешением 1,5 кэВ на гамма-линии 661 кэВ ^{137}Cs . В спектрах надежно выделялись гамма-кванты из (γ, n) -реакции на ^{180}Ta с периодом полураспада $T_{1/2}=8,15$ часов, и (n, γ) -реакции на ^{182}Ta с периодом полураспада $T_{1/2}=115$ дней.

Обсуждение результатов

Количество ^{180}Ta составила:

- ▶ 220 Бк для облученной мишени при энергии 18 МэВ Varian Clinac
- ▶ 1540 Бк для облученной мишени при энергии 20 МэВ Varian Trilogy
- ▶ 2275 Бк для облученной мишени при энергии 18 МэВ Elekta Synergy

Активность ^{182}Ta составила:

- ▶ 2,6 Бк для облученной мишени при энергии 18 МэВ Varian Clinac
- ▶ 34 Бк для облученной мишени при энергии 20 МэВ Varian Trilogy
- ▶ 1,68 Бк для облученной мишени при энергии 18 МэВ Elekta Synergy

Расчет потоков

По полученным данным были определены потоки

$$\Phi = \frac{S\lambda A}{(1 - e^{-\lambda t_{\text{обл}}})e^{-\lambda t_{\text{охл}}}(1 - e^{-\lambda t_{\text{изм}}})\xi k\alpha\sigma^{\text{эфф}}N_A m p},$$

где S — площадь фотопиков; α — квантовые выходы γ -квантов при распаде изотопа; ξ — эффективность регистрации γ -квантов, сопровождающих распад ядер продуктов реакций на мишенях; $t_{\text{обл}}$, $t_{\text{охл}}$, $t_{\text{изм}}$ — времена облучения, охлаждения и измерения, соответственно (с); k — коэффициенты самопоглощения γ -квантов распада; p — абсолютное содержание ^{181}Ta в естественной смеси; N_A — число Авогадро (количество ядер/г×моль); $\sigma^{\text{эфф}}$ — эффективное сечение реакции $^{181}\text{Ta}(\gamma, n)^{180}\text{Ta}$ (мбн); m — масса мишеней тантала (г/см²); A — массовое число атомов тантала (а.о.м.); λ — постоянные распада (с⁻¹).

Определение потоков нейтронов и фотонов

Используя эффективные сечения, полученные ранее, были определены отношения потоков нейтронов и фотонов из головки различных медицинских ускорителей. Все результаты приведены в таблице.

Название ускорителя	Энергия, МэВ	$\Phi_{\gamma}, \frac{\Gamma}{\text{с} \cdot \text{см}^2}$	$\Phi_n, \frac{\text{Н}}{\text{с} \cdot \text{см}^2}$	$\frac{\Phi_n}{\Phi_{\gamma}}, \%$
Varian Trilogy	20	$(2.42 \pm 0.29) 10^{10}$	$(2.64 \pm 0.21) 10^8$	1.09 ± 0.16
Varian Clinac 2100	18	$(4.40 \pm 0.53) 10^{10}$	$(1.47 \pm 0.12) 10^9$	$3.34 \pm 0,50$
Varian Clinac 2300	18	$(1.01 \pm 0,12) 10^{10}$	$(1.22 \pm 0,09) 10^8$	1.20 ± 0.18
Elekta Synergy	18	$(1.20 \pm 0.14) 10^{10}$	$(5.07 \pm 0.61) 10^7$	0.42 ± 0.06

Оценка вклада тепловых нейтронов в общий поток

Для оценки вклада тепловых нейтронов в общий поток нейтронов были проведены эксперименты по облучению сборки фольг «тантал-кадмий-тантал-кадмий» при тех же условиях работы ускорителя в течение 65 мин.

Активность ^{182}Ta из мишени между кадмиевыми фольгами составила $5,42 \pm 0,27$ Бк,

Активность ^{182}Ta из мишени перед кадмиевой фольгой - $6,13 \pm 0,31$ Бк.

Активность ^{180}Ta в обеих мишенях с точностью 1% оказалась равной 2190 Бк

Приняв $\sigma^{\text{эфф}} = 116$ для тепловых и эпитепловых нейтронов и $\sigma^{\text{эфф}} = 400$ мб для быстрых нейтронов получилось, что общий вклад тепловых и эпитепловых нейтронов не превышает 3%

Схема модели эксперимента на Geant4

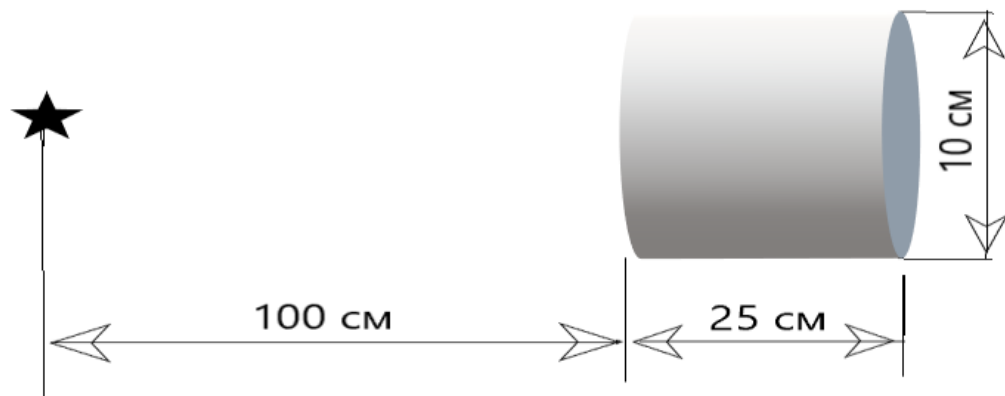
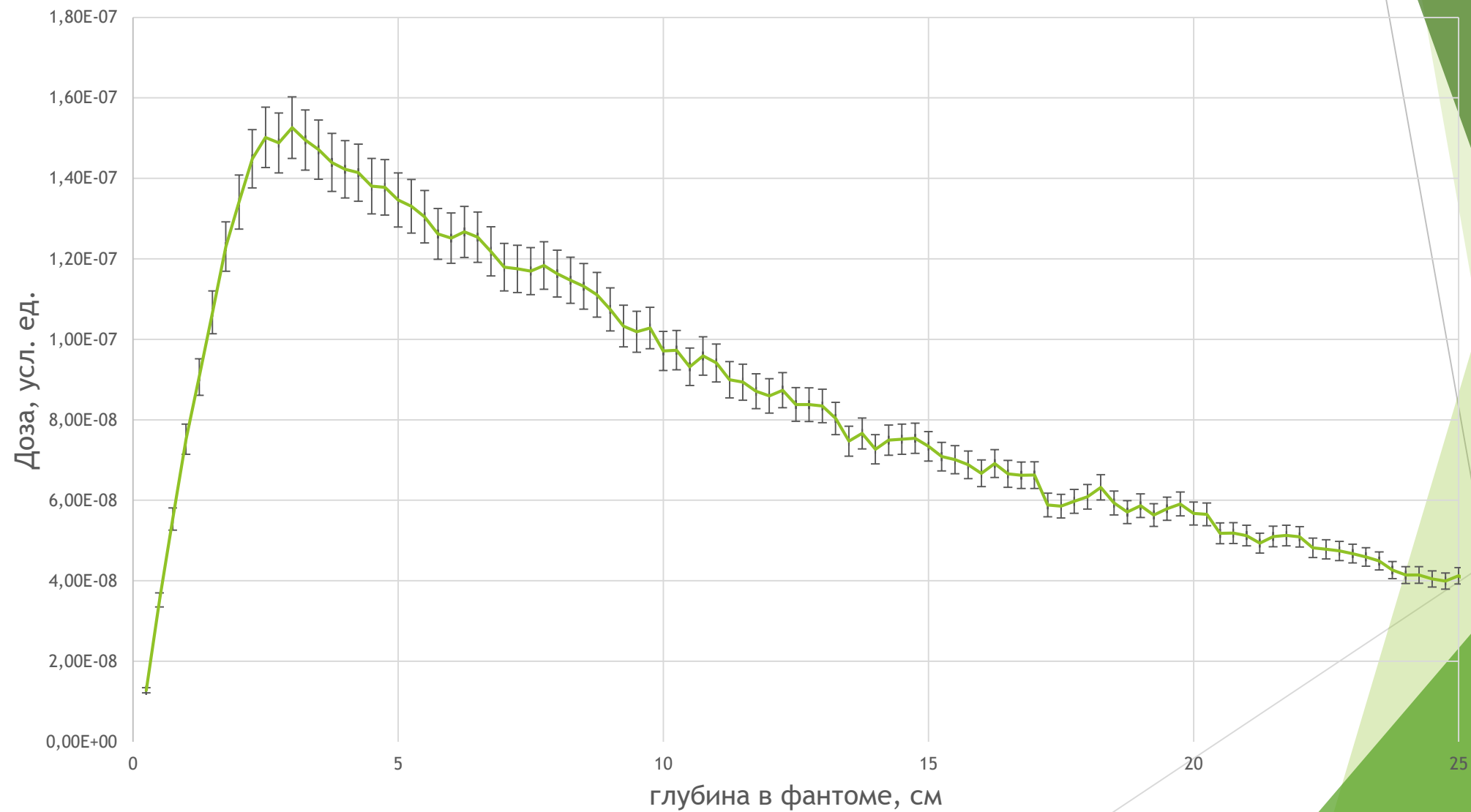


Рис. Модель эксперимента
Визуализация GEANT4

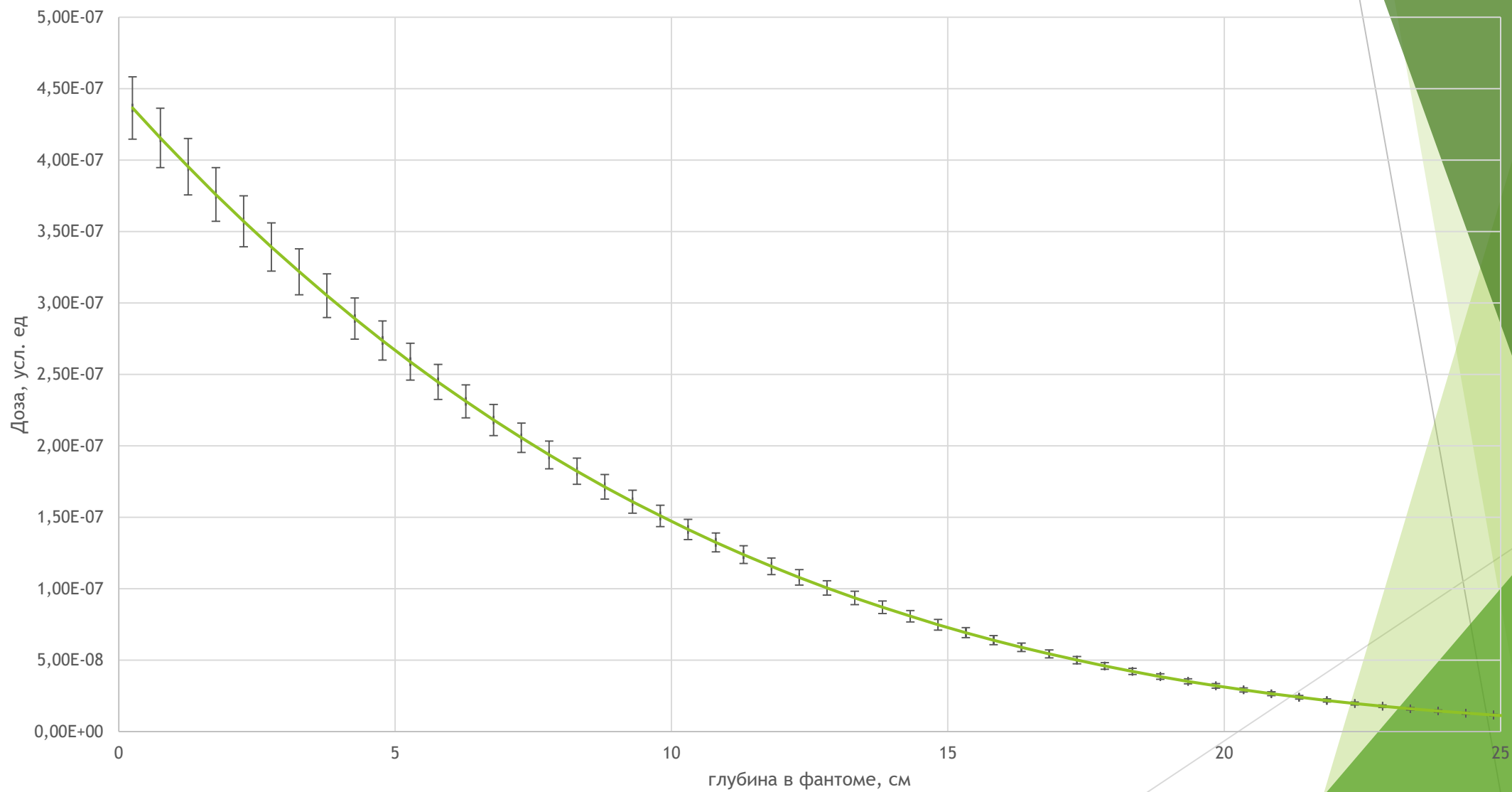
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА:

- Точечный изотропный источник
- Водный фантом

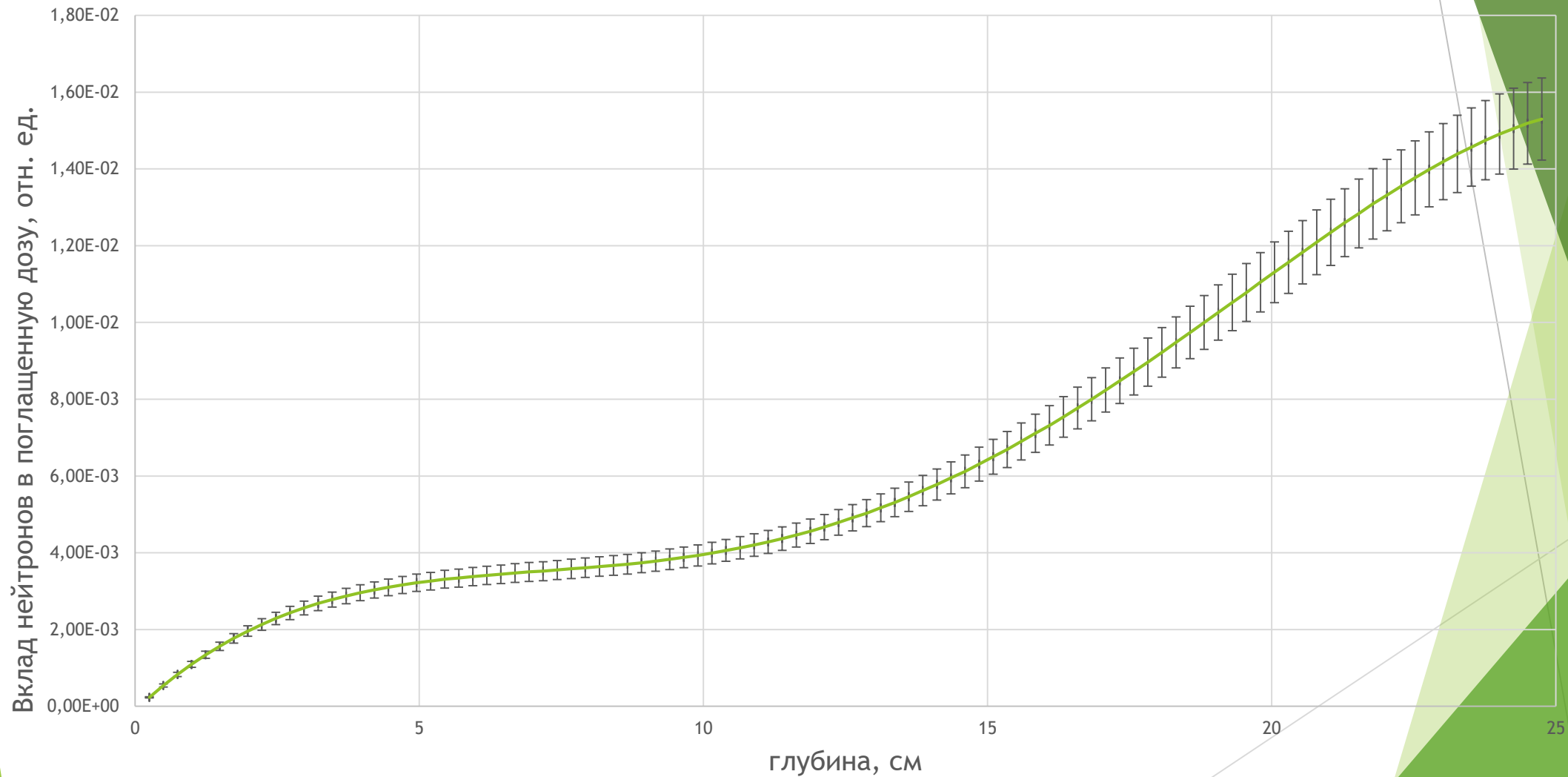
Доза от фотонов



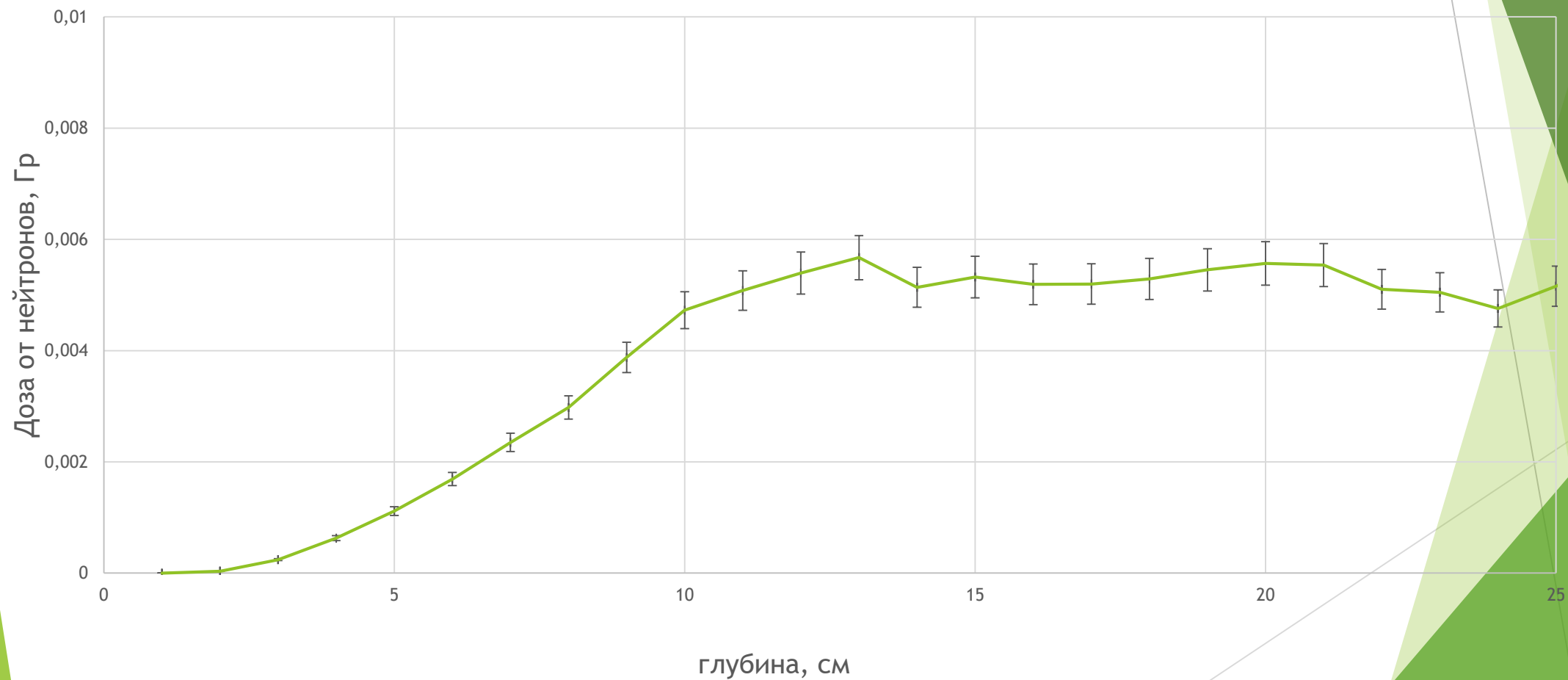
Доза от нейтронов



Глубинное распределение вклада нейтронов в поглощенную дозу



Глубинное дозовое распределение от нейтронов при дозе в мишени 2 Гр



Заключение

1. Разработана методика определения спектра нейтронов сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
2. Разработан алгоритм восстановления спектра измеряемого потока сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
3. Определен спектр нейтронов в изоцентре медицинского ускорителя электронов Varian Trilogy
4. Вклад в дозу от нейтронов может достигать 0,25% от полной дозы.
5. Произведенные оценки подтверждают, что потоки вторичных нейтронов приводят к появлению дополнительной дозы при проведении облучения пациентов на линейном ускорителе электронов.
6. Доза от вторичных частиц может представлять риск для здоровых тканей и способствовать вторичному развитию злокачественных новообразований.
7. Разработаны практические, технические и клинические рекомендации по их применению:

Рекомендации:

- а). Планировать лучевую терапию с более низкими энергиями, где это возможно. Например использовать медицинский ускоритель электронов с энергией 6 МэВ, разработанный ОЭПВАЯ, ЛЭУ, совместно с ТОРИЕМ и структурами РОСАТОМ.
- б) Производители должны избегать или сводить к минимуму использование материалов с высоким сечением активации нейтронов при изготовлении компонентов ускорителя, кушетки и аксессуаров;
- в). По возможности проводить процедуры облучения при высоких энергиях в конце рабочего дня, для уменьшения активности элементов в головке ускорителя в течение дня;
- г). При планировании лучевой терапии с энергией 10-24 МэВ минимизировать использование компенсаторов, внешних клиньев и блоков

- д). После проведения лучевой терапии закрыть коллиматоры с панели управления и, если возможно, поставить любой клин на оси пучка**
- е). Опустить кушетку и переместить гантри с панели управления в исходное положение, а не с подвески на кушетке**
- ж). Персоналу, проводящему облучение, выдерживать время, перед заходом в каньон**
- з). В программу гарантии качества лучевой терапии включить измерение дозы от нейтронов.**
- и). Использовать портативный дозиметр для оценки дозы вокруг латунных или медных колпачков для фотонных пучков 10-24 МэВ**

Положения, выносимые на защиту

1. Метод определения потока нейтронов на пучке тормозных фотонов через активационный анализ на мишенях естественного тантала
2. Метод определения спектра нейтронов сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
3. Алгоритм восстановления спектра измеряемого потока сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
4. Вклад в дозу от нейтронов может достигать 0,25% от полной дозы.
5. Предложены рекомендации по уменьшению дозы от нейтронов на персонал.

Актуальность

Актуальность работы определяется необходимостью исследования причин возникновения потоков вторичных частиц и определения их вклада в общую поглощённую дозу на действующих медицинских ускорителях.

Научная новизна

- ▶ Впервые измерены потоки нейтронов используя активационный анализ на мишенях естественного тантала
- ▶ Впервые проведены эксперименты по определению спектра нейтронов со сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.
- ▶ Впервые исследованы потоки вторичных нейтронов на ускорителях
- ▶ Предложен алгоритм восстановления спектра измеряемого потока сферическим детектором и активационной мишенью из естественного тантала.

Практическая значимость.

1. Оценена дополнительная доза от вторичных потоков нейтронов.
2. Предложены рекомендации по повышению качества лучевой терапии, которые могут быть внесены в системы планирования и использованы в процессе планирования лучевого лечения.
3. Предложены рекомендации по проведению высокоэнергетической лучевой терапии

Апробация результатов

Основные научные результаты диссертации опубликованы в 7 печатных работах, 7 из которых в рецензируемых научных изданиях, индексируемых в базах данных Web of Science, Scopus, RSCI.

1. Исследование потока вторичных частиц медицинского ускорителя электронов / М. В. Желтоножская, Е. Н. Лыкова, А. П. Черняев, В. Н. Яценко // Известия РАН, серия физическая. — 2019. — Т. 83, № 7. — С. 1003–1008.
2. Моделирование источника нейтронов на основе ускорителей электронов в Geant4 / А. В. Белоусов, М. В. Желтоножская, Г. А. Крусанов и др. // Вопросы атомной науки и техники. Серия: Ядерно-реакторные константы. — 2019. — № 1. — С. 230–237.
3. Перспективы развития радиационных технологий в России / А. П. Черняев, С. М. Варзарь, А. В. Белоусов и др. // Ядерная физика. — 2019. — Т. 82, № 4. — С. 1–15.
4. Ускорители протонов в лучевой терапии / А. П. Черняев, Г. И. Клёнов, А. Ю. Бушманов и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. — 2019. — Т. 64, № 2. — С. 11–22.
5. Радиационная безопасность в лучевой терапии с использованием ускорителей электронов / К. Нурлыбаев, Ю. Н. Мартынюк, Ю. И. Каракаш и др. // АНРИ. Аппаратура и новости радиационных измерений. — 2014. — Т. 1, № 76. — С. 15–21.

Апробация результатов

Основные научные результаты диссертации опубликованы в 7 печатных работах, 7 из которых в рецензируемых научных изданиях, индексируемых в базах данных Web of Science, Scopus, RSCI.

6. Исследование потока тормозных фотонов и нейтронов при работе медицинского ускорителя электронов / Е. Н. Лыкова, М. В. Желтоножская, Ф. Ю. Смирнов и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2019. – Т. 64, № 3. – С. 78-84.

7. Доза от вторичных нейтронов при работе современных медицинских ускорителей / А.В. Белоусов, С.М. Варзарь, М.В. Желтоножская, Е.Н. Лыкова, А.П. Черняев // ВЕСНИК МГУ - **в печати**

8. Роль вторичных нейтронов при работе высокоэнергетических линейных медицинских ускорителей/ Желтоножская М.В., Лыкова Е.Н., Розанов В.В., Черняев А.П.// НАУКОЕМКИЕ ТЕХНОЛОГИИ- **проходит рецензию**

9. Определение спектра нейтронов сферическим детектором на линейном медицинском ускорителе/ Белоусов А.В., Ганцовский П.П., Желтоножская М.В., Комаров А.Ю., Лыкова Е.Н., Смирнов Ф.Ю., Цовьянов А.Г., Черняев А.П.// Ядерная физика и инжиниринг - **проходит рецензию**

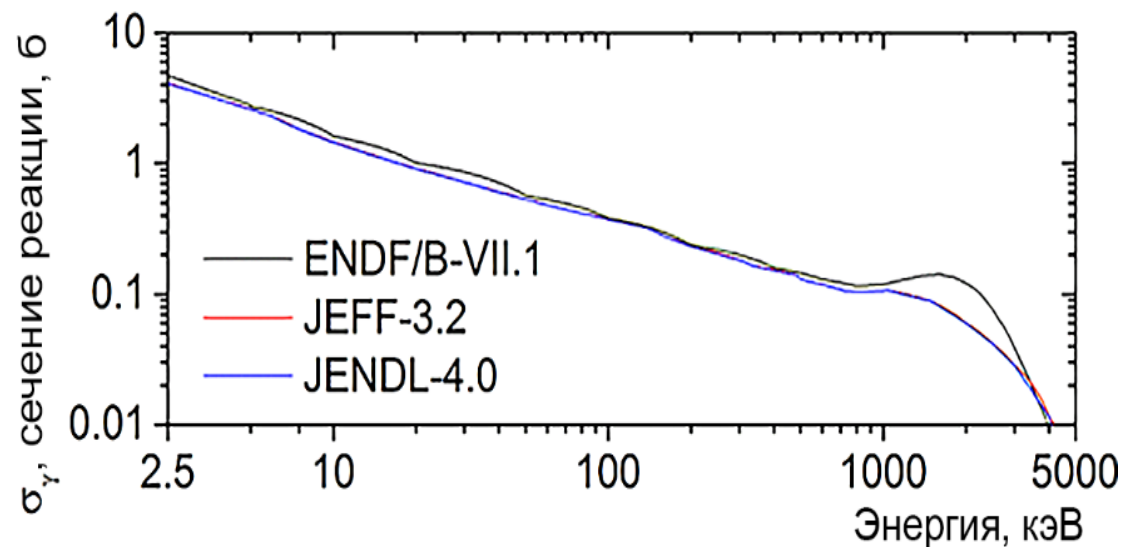
Основные научные результаты диссертации докладывались на научных конференциях:

1. Желтоножская М.В., Зон А.Г., Лыкова Е.Н., Черняев А.П. Оценка вклада вторичных частиц при работе медицинского ускорителя// XIX Межвузовская научная школа молодых специалистов «Концентрированные потоки энергии в космической технике, электронике, экологии и медицине» **Москва**, Россия, 26-27 ноября 2018
2. Lykova E.N., Zheltonozhskaya M.V., Chernyaev A.P. INVESTIGATION OF THE GAMMA QUANTA AND NEUTRONS FLUXES DURING THE MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR OPERATION //LXVIII international conference NUCLEUS-2018 «Fundamental problems of nuclear physics, atomic power engineering and nuclear technologies», **Воронеж**, Россия, 1-6 июля 2018
3. Желтоножская М.В., Лыкова Е. Н., Черняев А. П. ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКА ТОРМОЗНЫХ ФОТОНОВ И НЕЙТРОНОВ ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ // ЯДЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ: ОТ ИССЛЕДОВАНИЙ К ВНЕДРЕНИЮ, Нижегородский государственный технический университет им. Р.Е. Алексеева, **Нижний Новгород**, Россия, 21 ноября 2018
4. Желтоножская М.В., Зон А.Г., Лыкова Е.Н., Черняев А.П. ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКОВ ВТОРИЧНЫХ НЕЙТРОНОВ ПРИ РАБОТЕ ЛИНЕЙНОГО УСКОРИТЕЛЯ С ЭНЕРГИЕЙ 20 МэВ// Международная научная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых "Ломоносов 2019", **Москва**, Россия, 8-11 апреля 2019
5. Lykova E.N., Zheltonozhskaya M.V., Chernyaev A.P. 2019 ANALYSIS OF NEUTRON SPECTRUM DURING OPERATING A 20 MeV MEDICAL ACCELERATOR // LXIX International Conference «Nucleus-2019» on Nuclear Spectroscopy and Nuclear Structure “Fundamental Problems of Nuclear Physics, Nuclei at Borders of Nucleon Stability, High Technologies”, **Dubna**, Russia, 1-5 2019.

**СПАСИБО ЗА
ВНИМАНИЕ!**

Обсуждение результатов

На приведенных спектрах мы наблюдаем отчетливые резонансы в областях 0,5; 1,5 и 2 МэВ. Так как сечение (n,γ) -реакции в этой области относительно слабо изменяется. С учетом этого для расчетов нами была взята величина сечения $\sigma^{\text{инт}}(n,\gamma)=200$ мбн.



Для оценки интегрального сечения ^{181}Ta (n,γ) -реакции были использованы данные о сечении из следующих баз данных о ядерных реакциях

Определение спектра нейтронов

Подбор параметров производился методом координатного спуска с применением метода золотого сечения. Параметром оптимизации являлась минимизация значения выражения.

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^5 \left(\frac{A_i - M_i}{\Delta M_i} \right)^2$$

где A_i — рассчитанные по формуле (5) активности облученных мишеней на текущей итерации

$$A_i = \sum_{j=1}^n R_i(E_j) \varphi(E_j) \Delta E_j$$

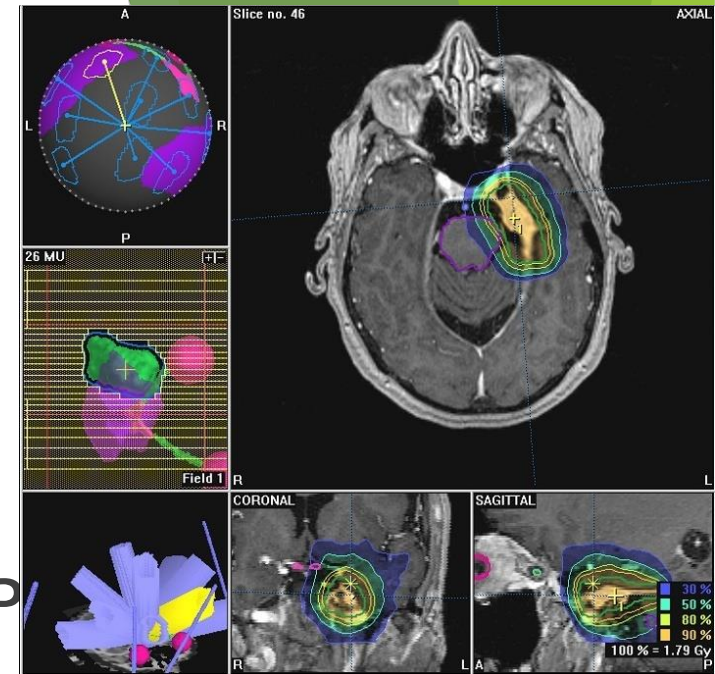
В современных системах планирования лечения области на пути первичного пучка обычно хорошо описаны. Точность определения дозы за пределами нескольких сантиметров за пределами поля лечения, как правило, низкая.

Дозы облучения за пределами терапевтического объема представляют собой проблему, поскольку они могут оказывать вредное воздействие на пациента. Оценка риска поздних осложнений от **этих доз (возникающих от вторичного облучения)** может быть сегодня более актуально, чем в прошлом.

Современные методы лечения увеличили количество больных, которые выживают и живут достаточно долго, чтобы проявились последствия неблагоприятного радиационного воздействия на здоровые ткани.

Более высокие энергии имеют несколько преимуществ перед низкими энергиями:

1. Лучшее совпадение границ облучаемой опухоли с их расчетами в рамках систем планирования для глубоко расположенных опухолей,
2. Более низкая доза для кожи
3. Меньшая зависимость от тканевой негетогенности и т.д

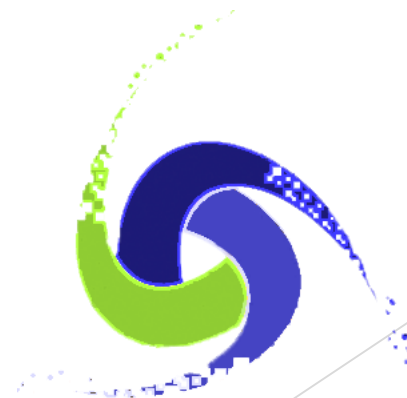


Определение спектра нейтронов

Энергия, МэВ	Средняя энергия нейтронов, МэВ	Ссылка
20	0,65	Данная работа
18	0,4	Howell RM et al. Эксперимент
18	1,25	A. Facure et al. Моделирование
20	1,31	A. Facure et al. Моделирование
18	0,61	S.F. Kry, et al. Эксперимент
18	0,42	K.R. Kase, X.S. Mao, W.R. Nelson, J.C. Liu, et al. Эксперимент

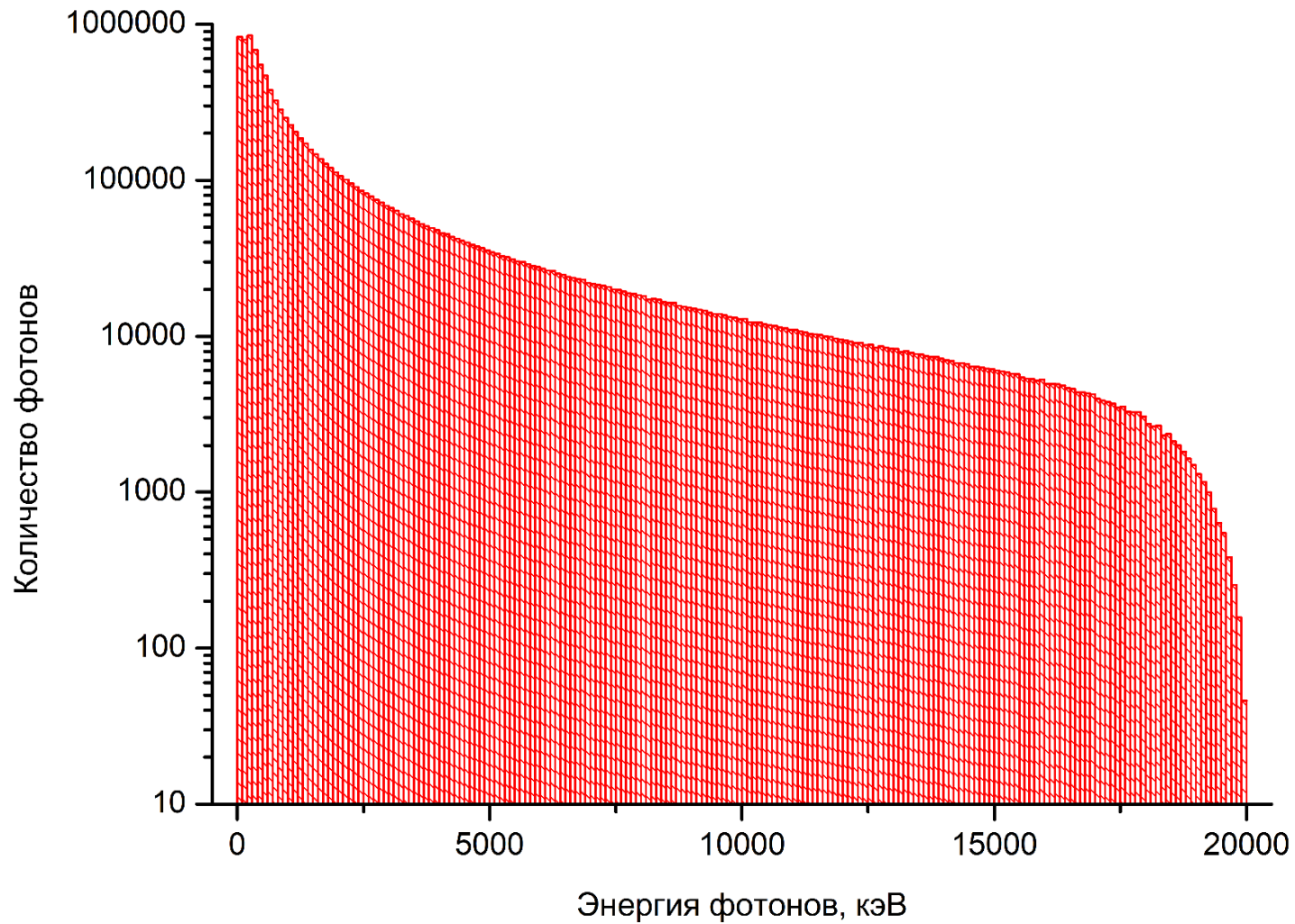
Использование инструментария GEANT4

GEANT4 (англ. GEometry ANd Tracking) - набор библиотек и классов для объектно - ориентированного языка C++.
Данный инструментарий разработан в CERN для моделирования различных процессов прохождения частиц через вещество с помощью метода Монте-Карло. Исходный код Geant4 изначально был общедоступен. Специальная лицензия, подтверждающая открытость ПО, появилась в версии 8.1 от 30 июня 2006 года (Geant4 Software License).



GEANT4
A SIMULATION TOOLKIT

Спектр тормозных фотонов с энергией 20 МэВ



Определение спектра нейтронов

Для восстановления нейтронных спектров спектрометра ДСН-01 с активационным детектором была разработана специальная программа восстановления нейтронного спектра для данной модификации спектрометра основанная на методе параметризации. Программа решает систему интегральных уравнений:

$$M_i(E) = \int R_i(E)\varphi(E)dE$$

где где M_i - показания облученных в шарах детекторов, $R_i(E_j)$ – относительный отклик i -го сферического замедлителя для j -го энергетического интервала, , $\varphi(E_j)$ – искомое энергетическое распределение флюенса нейтронов.

в численном виде:

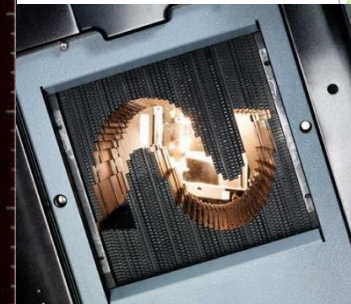
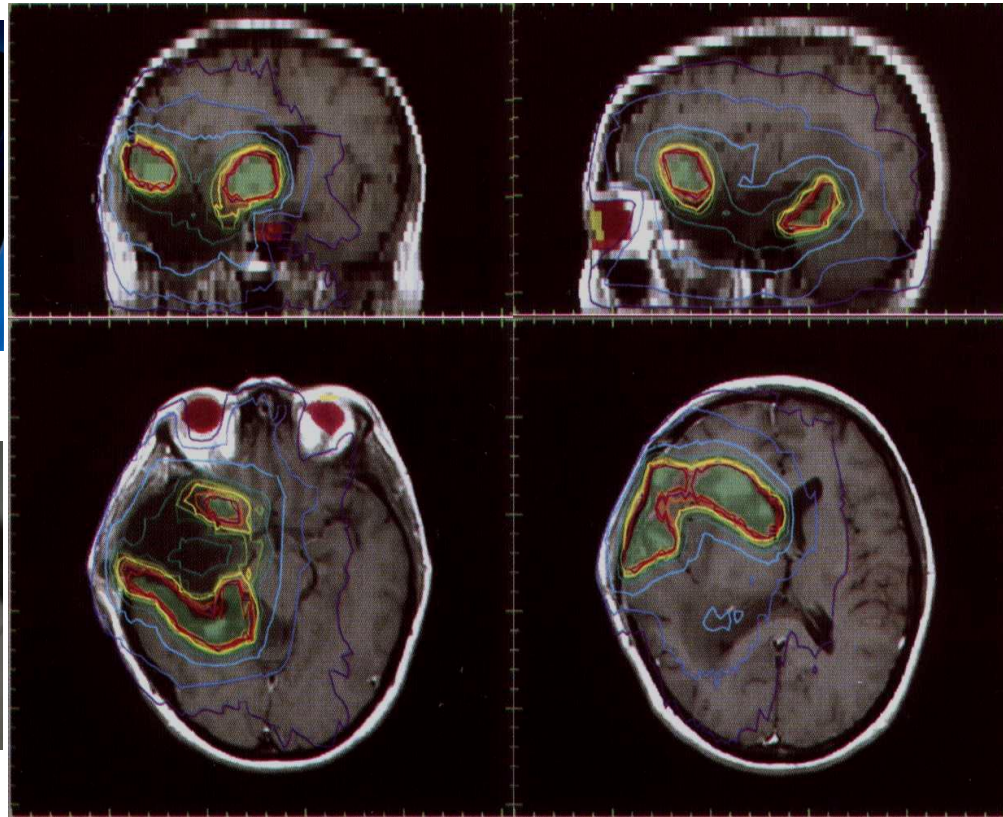
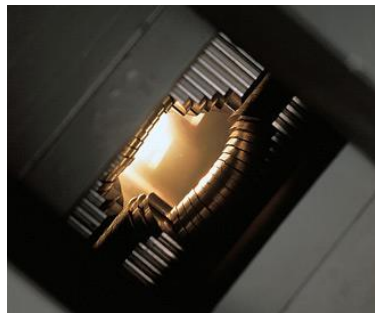
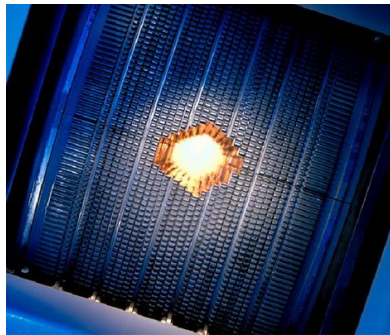
$$M_i = \sum_{j=1}^n R_i(E_j)\varphi(E_j)\Delta E_j + \Delta m_i, \quad i = 1, \dots, 5$$

Δm_i - неопределенности, включающие погрешности результатов измерений и функций чувствительности, ΔE_j – ширина j -го энергетического интервала, $\varphi(E_j)$ – искомое энергетическое распределение флюенса нейтронов.

Конвенциональная лучевая терапия

Ускорительный комплекс (MLC, IMRT, IGRT)

Многолепестковая коллимация, модуляция интенсивности, управляемая лучевая терапия



ВВЕДЕНИЕ

Одной из таких проблем является то, что все внутренние органы подвижны, а геометрические ошибки практически неизбежны. Это приводит к снижению контроля самой опухоли, а также повышению риска переоблучения здоровых тканей, а следовательно и развитию возможных осложнений.



Степень 1
Покраснение



Степень 2
Сухое шелушение
кожи



Степень 3
Влажная экзема



Степень 4
Некротизация

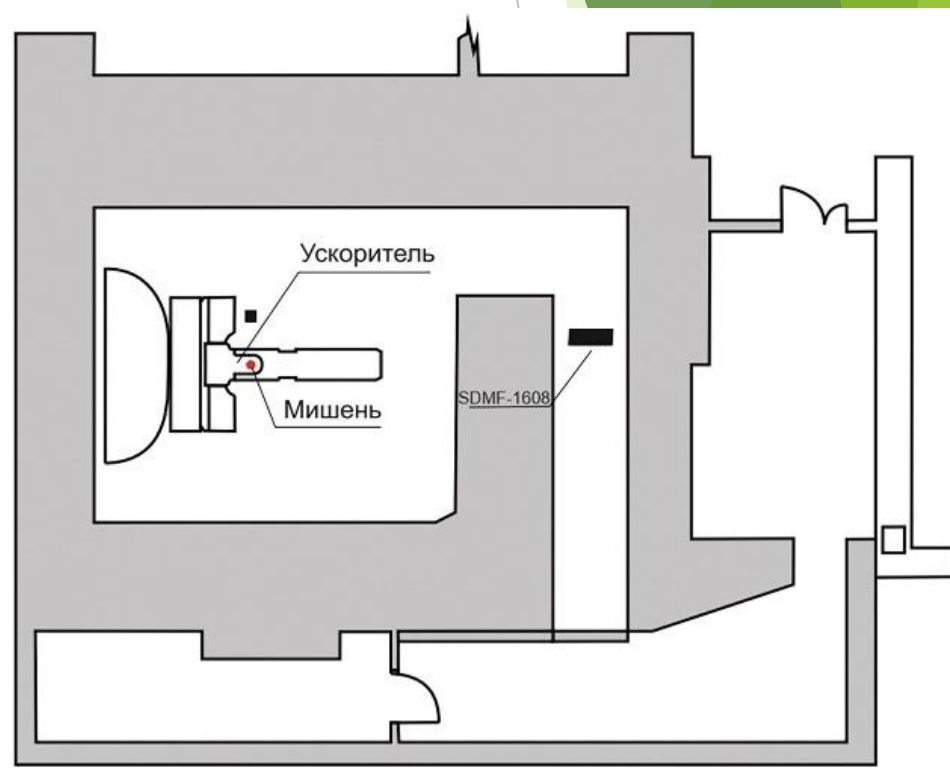
Описание эксперимента (3-ий цикл)

Цель: измерение распределения нейтронов по энергии с разделением энергетических спектров быстрых нейтронов энергетических спектров гамма-квантов.

Использовали стильбеновый однокристалльный спектрометр-дозиметр SDMF-1608.

Измерения проводились при размере поля на расстоянии «источник-поверхность 1 м» $5 \times 5 \text{ см}^2$.

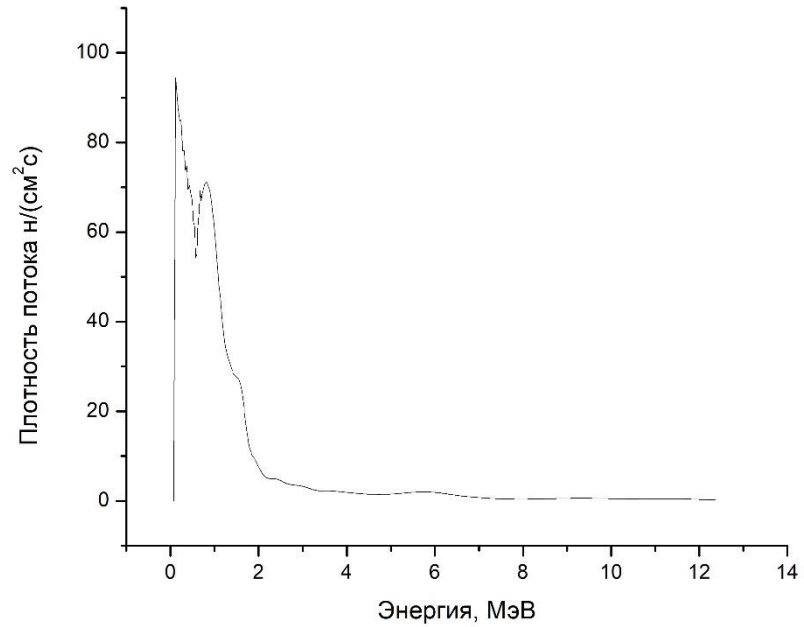
Мощность дозы в изоцентре составляла 1 Гр/мин. Из-за высокой плотности потока гамма-квантов и нейтронов получены спектры только за свинцовым экраном на расстоянии 3 м от изоцентра пучка и за стеной.



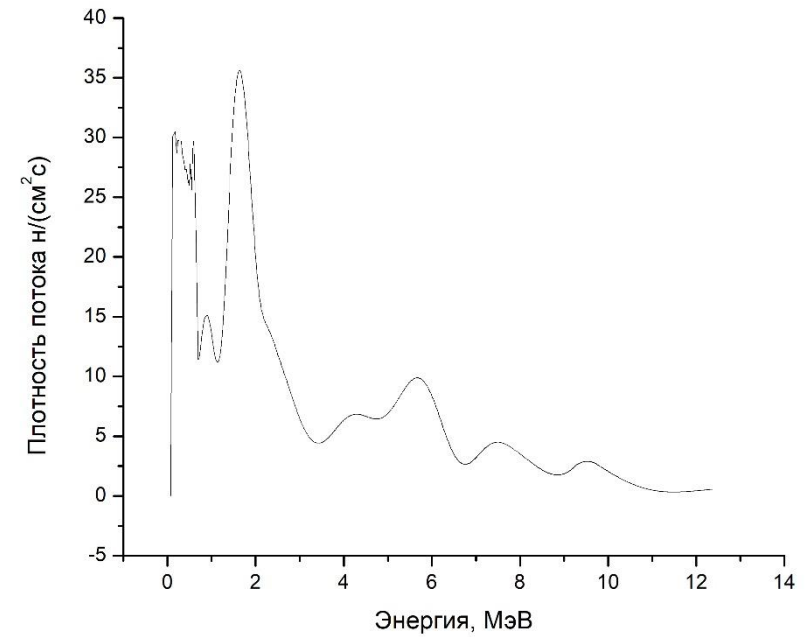
Органический однокристалльный спектрометр-дозиметр SDMF-1608PRO.DB

Для определения спектра нейтронов были произведены измерения в помещении при работе медицинского ускорителя с помощью спектрометра-дозиметра SDMF-1608PRO.DB с органическим сцинтиллятором с возможностью разделения быстрых нейтронов и гамма-квантов. Измерения проводились при размере радиационного поля $5 \times 5 \text{ см}^2$ с минимально возможной мощностью дозы 100 ME/мин. В связи с высокой плотностью потока гамма-квантов и нейтронов получить спектры удалось только при измерениях за внутренней стеной защитного лабиринта на расстоянии 3 м от изоцентра пучка (см. рис.2.2.1) и на расстоянии 4,4 метра за свинцовой защитой (рис. 2.2.2). Свинцовая защита выкладывалась в форме «домика» вокруг активной зоны детектора. Размер свинцовой защиты передней стенки составила 46 см, под детектором 13 см, и по 12,5 справа и слева от детектора.

Результаты



Спектр нейтронов, полученный за стеной



Спектр нейтронов, полученный за 10 см свинцовым экраном

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Метод	Энергетическое разрешение	Форма отклика	Примечание
Время пролета	Отличное-хорошее	Пик	Разрешение ухудшается с повышением энергии, $E < 5$ ГэВ
n-p рассеяние	Отличное	Пик	$E < 1$ ГэВ
Калориметры	Хорошее-отличное	Пик	Разрешение улучшается с повышением энергии $E > 5$ ГэВ
Множественность вторичных нейтронов	Удовлетворительно	Ступенька	Требуется развитие метода
Амплитудный	Удовлетворительно	Ступенька	Требуется развитие метода
Пороговые детекторы	Удовлетворительно	Ступенька	Требуется развитие метода
Сферы Боннера	Плохое	Сложный	Требуется развитие метода

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Время пролета:

<->

1. сильная зависимость энергетического разрешения от энергии нейтронов, которое ухудшается с повышением энергии,
2. необходимость временной привязки к событию рождения нейтронов
3. требование выполнения условий «хорошей геометрии»
4. обязательное удаление детектора от источника нейтронов на большое расстояние, пролетную базу, что сильно уменьшает телесный угол регистрации нейтронов, ухудшает фоновые условия и увеличивает время измерений
5. большие размеры

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Спектрометры, использующие для регистрации высокоэнергетических нейтронов протоны отдачи, образующиеся в реакции упругого n-p рассеяния в водородсодержащей среде, применяются в диапазоне энергий десятки-сотни МэВ и обладают высоким энергетическим разрешением.

<->

1. низкая эффективность
2. высокая стоимость установки, которая обладает сравнительно большими размерами, представляя собой систему трековых и сцинтилляционных детекторов и часто с использованием магнитного поля.

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Адронные калориметры у которых эффективность регистрации близка к 100%. Амплитуда сигнала калориметра примерно пропорциональна энергии нейтрона, а энергетическое разрешение улучшается с энергией. В области ниже 5 ГэВ количество частиц в ливне и полное энергосодержание еще малы и эти величины имеют большую флуктуацию.

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Детекторы, множественной генерации вторичных нейтронов в тяжелых средах адронами высоких энергий не нашли широкого применения. Их отклик, также как и отклик Калориметров, становится близким к распределению Гаусса при повышении энергии первичного нейтрона вследствие возрастания числа вторичных нейтронов, регистрируемых в детекторе.

Основные методы спектрометрии высокоэнергетических нейтронов

Метод пороговых реакций предназначен для исследования интенсивных нейтронных полей. Основная проблема в применении этого метода связана с поиском удобных наборов пороговых детекторов с хорошо определенными значениями эффективности регистрации нейтронов в широком диапазоне энергии.

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время были получены отдельные зарубежные данные в измерении быстрых, тепловых и эпитепловых фотонейтронов при работе медицинского линейного ускорителя. Однако данные приводимые в этих работах имеют существенные различия в методах измерения, расчетных моделях, и не во всех работах приведены погрешности результатов.

В России же подобные исследования до настоящего времени практически не проводились.

Введение

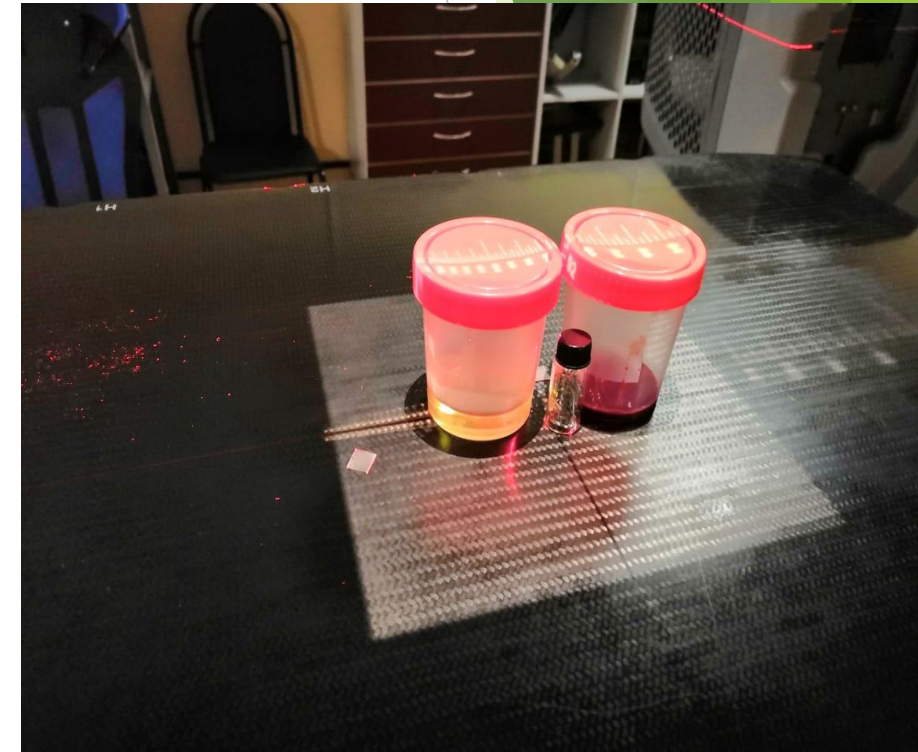
К тому же с каждым годом растет интерес МАГАТЭ к эффективному и безопасному применению радиации в здравоохранении.

МАГАТЭ определены общие руководящие принципы в клинической практике, медицинской физике, радиационной защите и безопасности при разработке и осуществления программы по лучевой терапии.

А также согласно принципу (ALARA) воздействие облучения необходимо поддерживать на уровне «Настолько низким, насколько разумно достижимо».

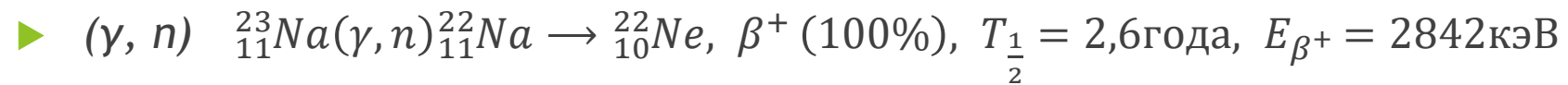
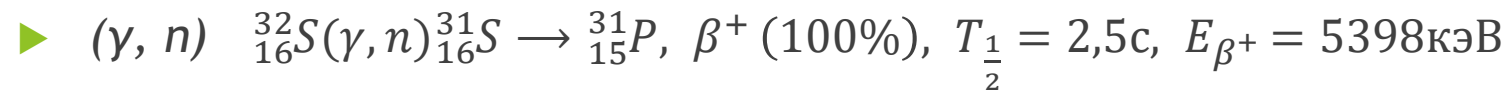
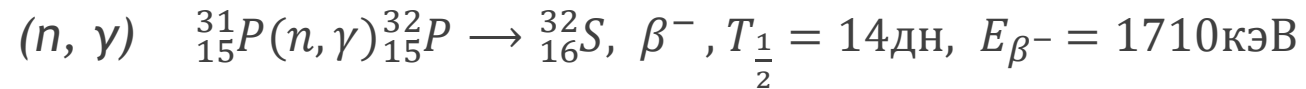
Описание эксперимента (4-ый цикл) Определение позитрон положительных активных ядер в теле человека

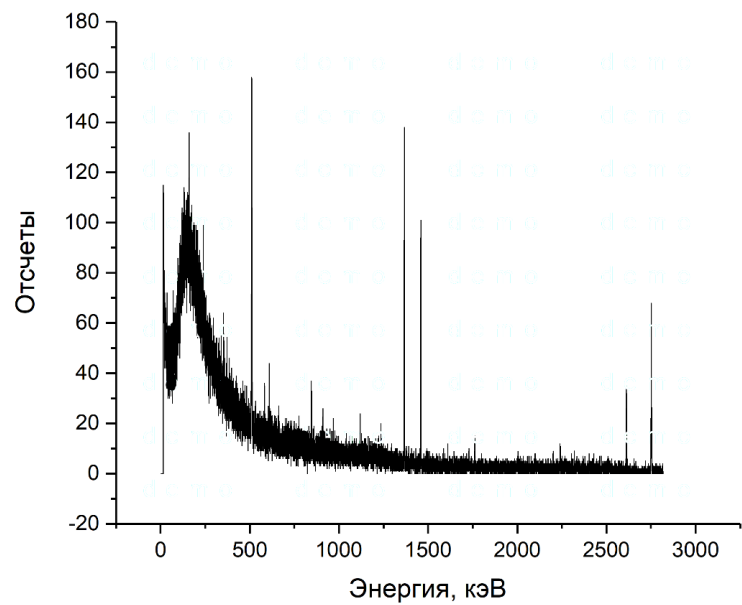
Линейный ускоритель работал в режиме тормозного излучения с граничной энергией 20 МэВ. Ускоритель был ориентирован вертикально вниз на пол с углом поворота гантри и коллиматора равным 0° . Размер поля составил $20 \times 20 \text{ см}^2$. Облучение мишеней проводилось на расстоянии источник поверхность кушетки 1м. 7000 МЕ было доставлено за один сеанс облучения. Время облучения составило 11,9 минут. Объем биологических проб составил 20 мл.



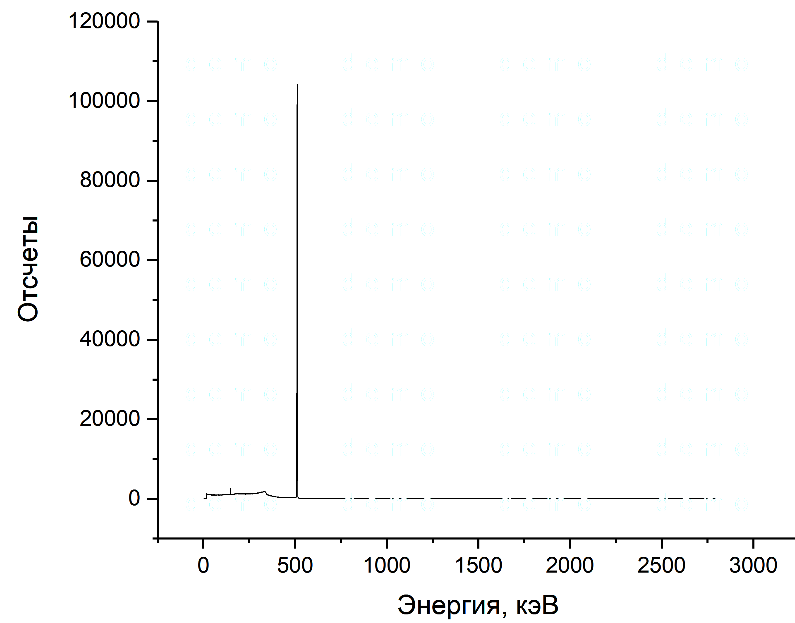
Элемент	Символ	Процент от массы	Масса в теле человека (кг)	Пороговая энергия (МэВ) (γ , n)
Кислород	$^{16}_8O$	65	43	15.7
Углерод	$^{12}_6C$	18	16	18.7
Водород	1_1H	10	7	-
Азот	$^{14}_7N$	3	1.8	10.6
Кальций	$^{40}_{20}Ca$	1.5	1	15.6
Фосфор	$^{31}_{15}P$	1	0.78	12.3
Калий	$^{39}_{19}K$	0.25	0.14	-
Сера	$^{32}_{16}S$	0.25	0.14	15
Натрий	$^{23}_{11}Na$	0.15	0.1	12.4
Хлор	$^{35}_{17}Cl + ^{37}_{17}Cl$	0.15	0.095	10
Магний	$^{24}_{12}Mg$	0.05	0.019	16.5
Железо	$^{56}_{26}Fe$	0.006	0.0042	-
Фтор	$^{19}_9F$	0.0037	0.0026	10.4
Цинк	$^{65}_{30}Zn$	0.0032	0.0023	-
Кремний	$^{28}_{14}Si$	0.002	0.001	17.2

- ▶ $(\gamma, n) \quad {}^{16}_8\text{O}(\gamma, n){}^{15}_8\text{O} \rightarrow {}^{15}_7\text{N}, \beta^+(100\%), T_{\frac{1}{2}} = 122\text{с}, E_{\beta^+} = 2,7\text{МэВ}$
- ▶ $(\gamma, n) \quad {}^{12}_6\text{C}(\gamma, n){}^{11}_6\text{C} \rightarrow {}^{11}_5\text{B}, \beta^+(100\%), T_{\frac{1}{2}} = 1221\text{с}, E_{\beta^+} = 1982\text{кэВ}$
- ▶ $(\gamma, n) \quad {}^{14}_7\text{N}(\gamma, n){}^{13}_7\text{N} \rightarrow {}^{13}_6\text{C}, \beta^+(100\%), T_{\frac{1}{2}} = 9,96\text{мин}, E_{\beta^+} = 2220\text{кэВ}$
- ▶ $(\gamma, n) \quad {}^{40}_{20}\text{Ca}(\gamma, n){}^{39}_{20}\text{Ca} \rightarrow {}^{39}_{19}\text{K}, \beta^+, T_{\frac{1}{2}} = 860\text{ м/с}, E_{\beta^+} = 6,5\text{МэВ}$
- ▶ $(n, \gamma) \quad {}^{40}_{20}\text{Ca}(n, \gamma){}^{41}_{20}\text{Ca} \rightarrow \beta^+, T_{\frac{1}{2}} = 940\text{лет}$





Спектр облученного образца с человеческой мочой



Спектр облученного образца с человеческой кровью

Радиационные технологии в мире



Реакторы

~ 441



Установки для
лучевой терапии

~ 18500



Р/а источники

~5-6 млн.ед.



Радиационная
диагностика (КТ,
ОФЭКТ, гамма-
камеры, ПЭТ, МРТ)

~ 93000



Электронные
микроскопы

~50 - 100
ТЫС.



Рентгеновские
аппараты

~ 4 млн.



ВСЕГО: ~ 10 - 11 млн. ед.

Радиационные технологии РФ



Реакторы



~ 1128



Ускорители
заряженных
частиц



~ 471



Рентгеновская
дефектоскопия



~ 8675



Гамма
дефектоскопия



~ 1300



Приборы
радиоизотопные



~ 14 900



Хранилища
радиоактивных
веществ



~ 651



Рентгеновские
аппараты



~ 52042



Досмотровые
комплексы



~ 3600



Закрытые
радиоизотопные
источники



~ 61 800



ПРОЧЕЕ: нейтронные генераторы,
хранилища отработанного
ядерного топлива и др.
~ 10 380

ВСЕГО: ~ 154 330

Радиационные технологии в медицине в РФ

 Ускорители электронов ~ 158




 Центры протонной и ионной терапии ~ 4



 Центры нейтронной терапии ~ 2

 Оборудование для брахитерапии ~ 107

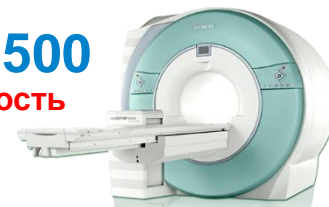



 Источники гамма-излучения Co-60 ~ 239



ВСЕГО:
~ 2600 (5800)

 МРТ ~ 500
Потребность ~ 2000



 Компьютерные томографы ~ 1104 (63)



 Гамма-камеры в т.ч. ОФЭКТ ~ 282



 ПЭТ сканеров ~ 22

Потребность ~ 300-400



Потребность ~ 2000

 Установки стереотаксической радиохирургии ~ 16
Потребность ~ 100

Ядерная медицина

- **В мире** Действует 1500 циклотронов, 230 реакторов в 56 странах;
- Объем рынка радиоизотопной продукции **в мире** в 2010 г. – 22 млрд.\$, 2015 г. 84 млрд\$, в 2020 -315 млрд.\$;
- **В мире** Производится 45 видов радионуклидов, в диагностике -27, в терапии - 37;
- **В мире** Установок на основе радионуклидов – 27000, в том числе в диагностике – 23000, в лучевой терапии - 4000;
- **В РФ:** установок и приборов на основе радионуклидов – 1500, в том числе в лучевой терапии – 306, в лучевой диагностике – 336, в том числе ОФЭКТ- 282, ПЭТ – 54;
- **В мире** 200 наименований РФП, в Росси -22, в том числе 6 для ПЭТ;
- **В РФ** необходимо создать 260 отделений РНД, 100 – ПЭТ центров,23 – отделения РНТ.

Необходимое количество физико-технического персонала для лучевой терапии в РФ

НЕОБХОДИМО
физико-техниче-
ского персонала

~ 3000



Инженеры Медфизики
~ 1000 ~ 2000



ИМЕЕТСЯ

физико-технического
персонала

~ 790



Инженеры Медфизики
~ 250 ~ 640



Сегодня медицинских физиков в России
в **6 раз** меньше, чем в Европе
и в **14 раз** меньше, чем в США



640



3800



9000

Кто занимается подготовкой медицинских физиков и инженеров в России?

- ▶ **1.** Магистерские программы для медицинских физиков в области лучевой терапии и ядерной медицины:
 - Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова (20 человек в год)
 - МИФИ Национальный исследовательский ядерный университет (30 человек в год)
 - Томский политехнический университет (7 человек в год)

- ▶ **2.** Курсы повышения квалификации для медицинских физиков:
 - Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова (17 человек в год)
 - Ассоциация медицинских физиков в сотрудничестве с Российской академией промышленного образования и науки (75 человек в год)
 - Курсы МАГАТЭ (68 человек в год)

- ▶ **!** Подготовка инженеров по эксплуатации медицинских ускорителей в России не проводится. Ближайшие магистерские программы в МГТУ им. Баумана - инженеры по эксплуатации медицинского оборудования.of medical equipment.

- ▶ Амплитудный метод (метод однокристалльного спектрометра с органическим сцинтиллятором) основан на восстановлении нейтронного спектра из измеренного амплитудного распределения.

«-» невозможность исследования потоки с интенсивностью более 10^5 частиц $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$ в связи с перезагрузкой детекторов

ВВЕДЕНИЕ

Возросший интерес государств-членов МАГАТЭ к эффективному и безопасному применению радиации в здравоохранении определил потребность установить в МАГАТЭ общие руководящие принципы в клинической практике, медицинской физике, радиационной защите и безопасности при разработке и осуществления программы по лучевой терапии.

Согласно требованиям МАГАТЭ по защите от медицинского облучения от 2015 г. необходимо обеспечить, чтобы:

«Облучение нормальной ткани при проведении лучевой терапии удерживалось на разумно достижимом низком уровне, соответствующем созданию дозы, требуемой для планируемого объема мишени»

ВВЕДЕНИЕ

Нецелевая доза может быть разделена на три уровня:

- ▶ Высокие дозы (> 30 Гр или $> 50\%$ от предписанной дозы) обычно оптимизируются в непосредственно процессе планирования лечения.
- ▶ Промежуточные дозы (3-30 Гр или 5-50% от назначаемой дозы) также часто учитываются при оптимизации, но, как правило, не являются целью планирования лечения.
- ▶ Низкие дозы (< 3 Гр или $< 5\%$ от предписанной дозы) не учитываются при планировании лечения. Однако, даже если бы эти низкие дозы были учтены, их трудно измерить, охарактеризовать или смоделировать в системе планирования.

Сферы Боннера

- ▶ Во время проведения эксперимента ускоритель Varian Trilogy работал при максимальной энергии тормозного излучения 20 МэВ, был ориентирован вертикально вниз на пол с углом поворота гантри и коллиматора равным 0° . Использовалась максимальная установленная мощность дозы равная 6 Гр/мин. Размер поля для всех измерений был максимальным и составил $40 \times 40 \text{ см}^2$. На кушетке на расстоянии 100 см от источника был установлен спектрометр, который состоял из танталовых активационных детекторов, размещаемых внутри сферических полиэтиленовых замедлителей диаметрами 70, 120, 200 и 300 мм. Для измерения флюенса нейтронов использовалась также голая танталовая фольга. Танталовые мишени имели квадратную форму $10 \times 10 \text{ мм}^2$, весом 1.2 г и толщиной 430 мкм. Время облучения каждой мишени из танталовой фольги составило 17.7 минуты. Принципиальная схема эксперимента представлена на рис. 2.2.1.

Обсуждение результатов

С учетом всего перечисленного, в результате решения этой системы уравнений было получено, что поток нейтронов на мишени тантала составляет:

16% от потока гамма-квантов при работе ускорителя с энергией тормозных гамма-квантов 18 МэВ с большим сроком эксплуатации

4% при работе ускорителя с энергией тормозных гамма-квантов 20 МэВ с меньшим сроком эксплуатации.

Отдельно хотелось бы отметить, что этот результат получен без учета тепловых нейтронов.

ВВЕДЕНИЕ

Лучевая терапия является многодисциплинарной специальностью, в которой используется сложное оборудование и источники излучения для проведения облучения.

Общепризнано, что процедуры (диагностика, принятие решения о проведении облучения, показания к облучению и последующее наблюдение) связанные с физическими и техническими аспектами облучения пациента, должны быть предметом тщательного контроля и планирования, с тем чтобы обеспечить безопасную высококачественную лучевую терапию.

ВВЕДЕНИЕ

Сегодня благодаря техническим достижениям радиотерапия в онкологии в высоко развитых странах вышла на качественно новый уровень. Главным препятствием для достижения необходимого уровня облучения, оптимального для поражения злокачественной опухоли, является опасность лучевого повреждения здоровых тканей. Новые технологии облучения пациентов реализуют существенное снижение поглощённой дозы от фотонов в нормальных тканях и критических органах, окружающих опухолевые очаги-мишени.

Однако эти улучшения не уменьшили проблему нежелательных доз от вторичных частиц для нормальных тканей за пределами облучаемого объема.