



X Юбилейная Российская научная конференция
Радиационная защита и радиационная
безопасность в ядерных технологиях

Секционные заседания

Секция № 7 «Радиационные технологии, радиационная медицина, радиационная экология» Подсекция 7.1 «Радиационная медицина»

Председатель подсекции: д.ф.-м.н. **Кураченко Юрий Александрович**
Дата проведения заседания: **24 сентября 2015 года**
Место проведения заседания: **НОУ ДПО «ЦИПК Росатома»**
(г. Обнинск, ул. Курчатова, д.21)

Список презентаций

Докладчик	Название доклада	Организация, должность	№ стр.
Акулиничев Сергей Всеволодович, д.ф.-м.н.	Перспективы применения иттербиевых источников в брахитерапии.	ФГУП ИЯИ РАН, зав. лаб.	3
Вознесенский Николай Константинович, д.м.н.	Проблемы радионуклидной вертебропластики.	ФГБУЗ КБ №8 ФМБА России, руководитель центра	13
Головин Артем Алексеевич	Дозы персонала при процедуре радионуклидной вертебропластики.	Филиал АО «НИФХИ им. Л.Я. Карпова», инженер 2-й кат.	35
Забарянский Юрий Геннадьевич	Синергетический эффект радионуклидной вертебропластики.	АО «ГНЦ РФ-ФЭИ», аспирант	49
Кабилова Наиля Равильевна	Состояние и перспективы медико-дизиметрического регистра персонала производственного объединения «Маяк».	ФГУП ЮУриБФ ФМБА России, н.с.	65
Климанов Владимир Александрович, д.ф.- м.н.	Дозовые ядра дифференциального тонкого луча и тонкого луча фотонов со спектром терапевтических аппаратов с источником ^{60}Co и их аналитическая аппроксимация.	НИЯУ «МИФИ», профессор	96
Костерев Владимир Викторович	Дозы облучения персонала организаций и населения территорий, обслуживаемых ФМБА России. (стендовый доклад)	ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна	110
Крамер-Агеев Евгений Александрович, д.ф.-м.н.	Инновационный метод в онкологии: одновременное воздействие гипертермии и облучения.	ИАТЭ НИЯУ МИФИ, профессор	133
Кураченко Юрий Александрович, д.ф.-м.н.	Прецизионное моделирование в задачах радиационной физики и дозиметрии.	АО «ГНЦ РФ-ФЭИ», г.н.с.	142
Кураченко Юрий Александрович, д.ф.- м.н.	Фотоядерные нейтроны для лучевой терапии.	АО «ГНЦ РФ-ФЭИ», г.н.с.	203
Лысак Юлия Витальевна	Обоснование возможности реализации амбулаторного режима лечения в радионуклидной терапии.	ИАТЭ НИЯУ МИФИ, аспирант	227
Нурлыбаев Кубейсин	Радиационная безопасность в лучевой терапии с использованием ускорителей электронов. (стендовый доклад)	ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна	244
Петин Владислав Георгиевич, д.б.н.	Универсальные закономерности синергизма.	МРНЦ им.А.Ф. Цыба — филиал ФГУБ «НМИРЦ» Минздрава России, зав. лаб.	262
Пикалов Владимир Александрович	Выведенный пучок ядер углерода для медицинского и радиобиологического применений.	ФГБУ ГНЦ ИФВЭ, вед. инженер	294
Степанов Евгений Александрович	Оценка повышения плотности потока тепловых нейтронов реактора ВВР-ц.	ИАТЭ НИЯУ МИФИ, аспирант	310

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ИТТЕРБИЕВЫХ ИСТОЧНИКОВ В БРАХИТЕРАПИИ

*С.В.Акулиничев¹, Ю.Н.Анохин², В.И.Держиев¹,
Д.А.Коконцев¹, С.В.Ольховка¹, С.Е.Ульяненко³,
С.А.Чаушанский¹*

¹ИЯИ РАН, г. Троицк,

² ИАТЭ НИЯУ МИФИ, г. Обнинск

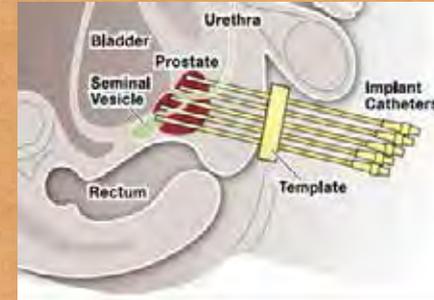
³ ФГБУ МРНЦ, г. Обнинск

Брахитерапия – современная контактная лучевая терапия опухолей

Виды брахитерапии:

1) Высокодозовая брахитерапия (ВДБ)

- Количество источников: 1,
- Время облучения: до 1 час.
- Активность источника: ~ 8-20 Ки,
- Изотопы : Ir-192, Co-60



2) Брахитерапия с импульсной мощностью (PDR – pulse dose rate)

- Количество источников: 1,
- Время облучения: ~ 2 суток.
- Активность источника: ~ 1 Ки,
- Изотопы : Ir-192



3) Низкодозовая брахитерапия (НДБ)

- Количество источников: до 200,
- Облучение – постоянно.
- Изотопы: I-125, Cs-131.

Статус брахитерапии в России

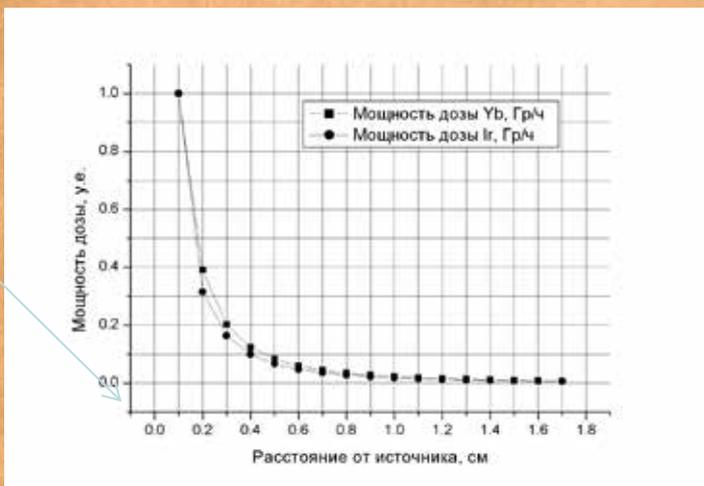
- Потребность в России – более 50 тыс. операций /год.
- Количество аппаратов ВДБ в России –около 200 шт.
- Мнение врачей : брахитерапия – **лучший вид лечения** РПЖ, рака шейки и тела матки, а также рака молочной железы и некоторых других органов.
- Например, контроль опухоли при 1-2 стадии РПЖ –более 90 % при сохранении функций органа.
- Средняя стоимость лечения в России разными методами брахитерапии – порядка 500 т.руб.

Преимущества иттербия для брахитерапии

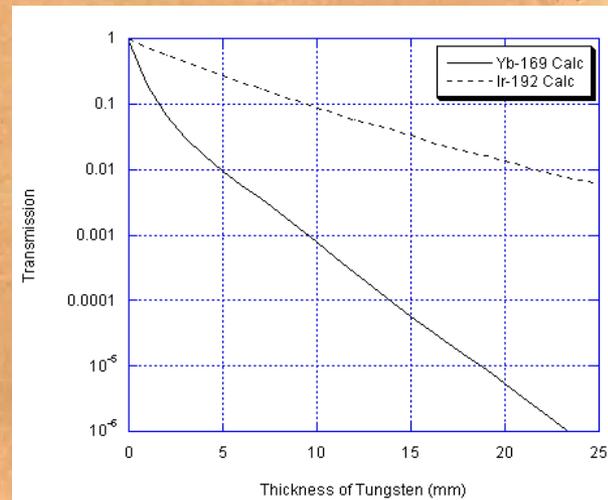
Yb -169 имеет более мягкий спектр (**92 КэВ**) по сравнению с **Co-60** (**1200 КэВ**) и **Ir-192** (**330 КэВ**), поэтому имеет следующие преимущества:

- Ниже стоимость биологической защиты,
- Проще экранирование здоровых тканей,
- Проще транспортировка и зарядка источников.

Недостаток иттербия – замена источников **4-5 раз в год** (период п.р.= 32 дня), для **Ir-192** замена **2 раза в год**, для **Co-60**- 1 раз в 5 лет.



**Излучение Yb-169
сильно поглощают
только тяжелые
материалы!**



Распространение излучения в тканях

Прохождение излучения через защиту из вольфрама

Дополнительные возможности брахитерапии, реализуемые **ТОЛЬКО** с Yb-169



1. Экранирование источника для повышения качества облучения.

2. Проведение ВДБ или PDR в обычных палатах.



3. Миниатюризация аппаратов за счет отказа от тяжелой защиты

Экономика источников для брахитерапии:

1) Для **НДБ** стоимость источников I-125 составляет ~ **90%** от стоимости лечения.

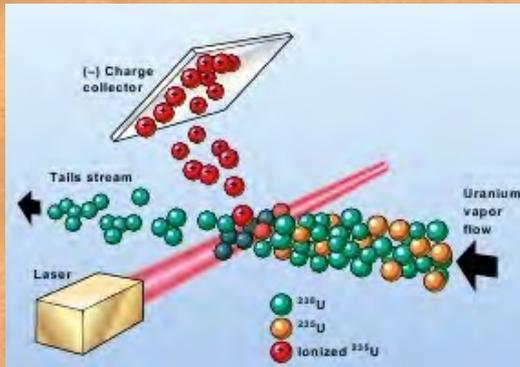
2) Для **ВДБ и PDR** стоимость любых источников оставляет **2-5%** от стоимости лечения, причем вклад источников с **Yb-169** и **Ir-192** в стоимость лечение примерно одинаков.

Вывод: Для ВДБ и PDR брахитерапии **важнее не стоимость источника, а его качества (клинические и технологические).**

Способы получения обогащенного $Yb-168$

($Yb-169$ получают облучением нейтронами стабильного изотопа $Yb-168$)

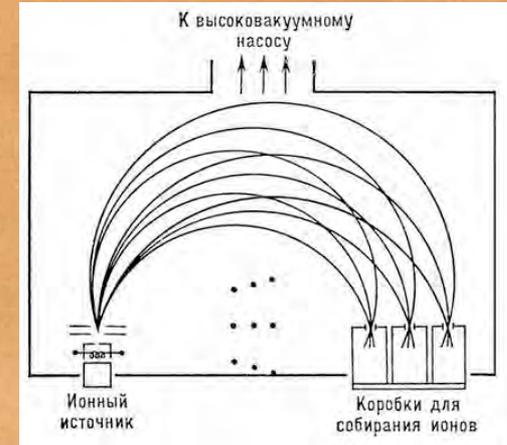
1. Лазерное разделение изотопов (AVLIS)



Преимущества AVLIS:

- Компактность установки,
- AVLIS в 4-5 раза экономичнее, чем Calutron,
- AVLIS позволяет поднять концентрацию $Yb-168$ выше 50%.

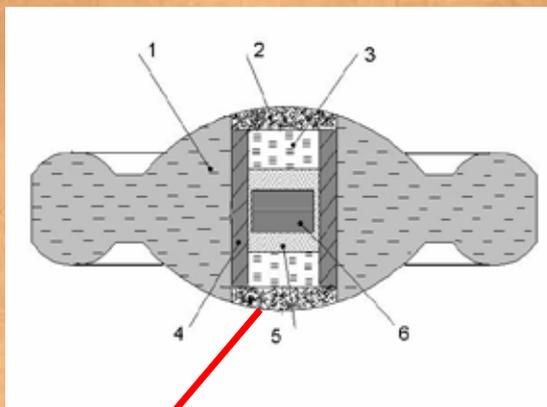
2. Электромагнитная сепарация (Calutron)



Технология изготовления керамического сердечника источника из оксида иттербия

Камера высокого давления

1.- контейнер из литографского камня, 2 – торцевые крышки из смеси графита с нитридом бора, 3- нитрид бора или хлорид натрия, 4 – образец из оксида иттербия, 5- графитовый нагреватель, 6 – хромель-алюмелевая термопара.

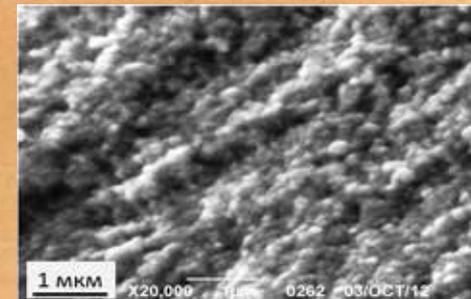


- Разработана оригинальная технология спекания под высоким изостатическим давлением (2000т) и с высокой температурой (1000°).
- Плотность полученной керамики – до **10 г/см³**.
- Размеры готового сердечника: диаметр 0.7мм, длина 1.2мм (3 сердечника на 1 стандартный источник).



Основные результаты

1. Создана уникальная установка лазерного выделения Yb-168 (**3г/год**).
2. Осуществлен полный цикл лазерного изготовления источников.
3. Проведено тестовое облучение нейтронами источников и подтверждены их радиационные параметры.
4. Разработана (совместно с ИФВД РАН) технология получения сверхплотного иттербиевого керамического сердечника и получены рекордные плотности иттербиевой керамики (до **10 г/мл**), имеющей структуру наногранул.
5. По результатам завоевано **2-е призовое место** конкурса **VARIAN-START-UP 2013**.
6. Интеллектуальная собственность защищена 6 патентами (2 патента в работе).
7. В 2015-2016 гг. проводятся доклинические радиобиологические испытания и намечен переход к клиническим испытаниям.



Направления работы по внедрению иттербиевых источников

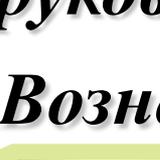
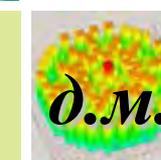
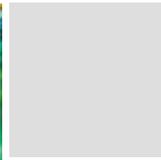
1. Испытания и сертификация иттербиевого источника в РФ и за рубежом.
2. Создание специализированного компактного аппарата для внутрисполостной брахитерапии только с иттербием.
3. Разработка и внедрение PDR брахитерапии с иттербием в обычных палатах.

Рынок иттербиевых источников в ближайшие годы

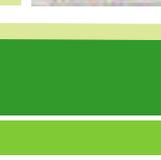
потребители	Количество источников в год	Цена за штуку, т.руб. (без стоимости активации)	Объем поступлений от продаж, тыс. руб. в год
Клиники в РФ	не менее 1000	360	360 000
Зарубежные клиники	не менее 1500	360	540 000
Итого в год	не менее 2500		900 000



*Радионуклидная
вертебропластика
- итоги НИОКР
и перспективы
клинического применения*



*Научный руководитель
д.м.н. профессор Н.К. Вознесенский*



ИДЕОЛОГИЯ



- В 2010 г в г. Обнинске удалось объединить ряд ведущих ученых ИАТЭ НИЯУ МИФИ, ФЭИ им Лейпунского, НИФХИ им Карпова, врачей ФГБУЗ КБ №8 ФМБА России для разработки медицинских технологий, не имеющих аналогов в мировой практике.
- **Кадровый потенциал научной группы по радионуклидной и адронной медицине**

Медицинские науки: д.м.н. профессор Вознесенский Н.К., чл.корр.РАМН Мардынский Ю.С. (МРНЦ) д.м.н. профессор Петров В.А. (КБ №8 ФМБА России). к.м.н. доцент Вознесенская Н.Н. (КБ №8 ФМБА России),

Специалисты по ядерной физике и физическим основам ядерной медицины д.ф-м.н. профессора Матусевич Е.С., Кураченко Ю.А., Говердовский А.А. (ГНЦ РФ ФЭИ), Рачков В.И. (ГНЦ РФ ФЭИ)

Специалисты по ядерной физике и радиофармацевтике д.ф-х.н. профессор Дуфлот В.Р. с сотр НИФХИ им Карпова, сотрудники кафедры ядерной физики ИАТЭ НИЯУ МИФИ, бакалавры, магистры, аспиранты.



В рамках развития радионуклидной и адронной терапии в ИАТЭ НИЯУ МИФИ, ЭНИМЦ «Моделирующие системы», ФГБУЗ КБ №8 ФМБА России был выполнен ряд исследований.

Результаты НИОКР



Разработаны и защищены патентами ключевые технологии интервенционной радионуклидной медицины:

- радионуклидная абляция метастазов в телах позвонков путем проведения радионуклидной вертебропластики,
- микрохирургическая суперселективная доставка и имплантация радионуклидных частиц в опухоль,
- внесосудистые микрохирургические вмешательства – интерстициальное введение радиофармпрепаратов в очаг опухолевого роста,
- интраоперационная селективная доставка закрытого источника радиоактивного излучения внутрь опухоли, в т.ч – к глиальным интракраниальным опухолям с полостями распада (подведение терапевтических доз до 60 Гр-экв),
- радикальная нейтронная терапия глубокорасположенных новообразований головного мозга и паренхиматозных органов (подведение терапевтических доз 60 – 100 Гр-экв в одном сеансе) на нейтронных пучках, полученных на медицинском малогабаритном реакторе "МАРС" и на ускорительной установке "Фотояд-Н".



- ***Получены значимые результаты, отраженные в многочисленных публикациях и защищенные патентами.***

Основные публикации результатов исследований в России



- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская. Новые методы ядерной медицины в лечении опухолей головного мозга и позвоночника. Международная школа-семинар по ядерным технологиям "Черемшанские чтения". Сборник докладов, т.2. – Димитровград. 2012. С. 166 -184.
- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская. Дозиметрическое планирование и выбор нуклида для радионуклидной вертебропластики при метастатическом поражении тел позвонков Медицинская физика 2012, №1, с 34 -40
- Ю.А. Кураченко, Н.К. Вознесенский, А.А.Говердовский, В.И. Рачков. Новый интенсивный источник нейтронов для медицинских приложений. Медицинская физика 2012, №12 с 29-38
- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская. Радионуклидная вертебропластика при метастатическом поражении позвоночникаю Медицинская радиология и радиационная безопасность 2012 г, №3 с 46 – 52
- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская Моделирование гипертермии при стабилизирующей вертебропластике. Известия вузов//Ядерная энергетика/ 2013, №1,133-143
- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская Моделирование температурных полей в костной ткани позвонков при стабилизирующей вертебропластике Радиационная онкология и ядерная медицина.2012 №2 С 37 – 45
- Ю.А. Кураченко, А.А. Говердовский, Н.К. Вознесенский. Новая парадигма нейтронзахватной терапии. XIII МК «Безопасность АЭС и подготовка кадров». – Обнинск 2013. С. 133 - 135.
- Вознесенский Н.К., Мардынский Ю.С., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С., Н.Н. Вознесенская Моделирование распределения тепла в костной ткани позвонков при стабилизирующей вертебропластике Медицинская радиология и радиационная безопасность 2013 г, Т. 58. №6 с 46 – 52
- Ю.А. Кураченко, А.В. Левченко, Вознесенский Н.К. Оптимизация блока вывода пучка реактора МАРС для нейтронзахватной терапии. XIII МК «Безопасность АЭС и подготовка кадров» – Обнинск. 2013. С. 137 - 139.

Основные публикации результатов исследований в международной печати



- Voznesensky N.K., Eu.S. Matusevich, Yu. A. Kurachenko, Yu. S. Mardynsky, New Radionuclide Techniques for Inoperable Brain Tumors. 8-th International Conference "NUCLEAR AND RADIATION PHYSICS ICNRP'II". – Almaty, Kazakhstan, 2011. P. 277.
- Kurachenko Yu.A., Voznesensky N.K., Goverdovsky A.A. The neutron capture therapy's new paradigm. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan.2013. P. 257.
- Kurachenko Yu.A., Levchenko A.V. Voznesensky N.K. Optimization of the mars beam removal block for neutron capture therapy. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan. 2013. P. 252
- Golovin A.A., Kurachenko Yu.A., Voznesensky N.K. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan. 2013. P. 247.
- Voznesensky N.K., Bogdanov N.V., Dorokhvich S.L.,Kurachenko Yu. et all. Experimental modeling and computer simulation for hyperthermia at stabilizing vertebroplasty. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan. 2013. P. 248.
- Kurachenko Yu.A., Voznesensky N.K., Goverdovsky A.A. The neutron capture therapy's new paradigm. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan. 2013. P. 257.
- Voznesensky N.K., Zabaryansky Yu.G., Kurachenko Yu.A., Voznesenskaya N.N. The thermal and radiation synergy in stabilized vertebroplasty. Nuclear and radiation physics: 9th International conference (September 24-27, 2013). – Almaty. Kazakhstan. 2013. P. 259.



- Патент на изобретение «Способ лечения при злокачественных опухолях позвоночника и метастазах злокачественных опухолей в позвоночник»
- Соисполнителями расчетно-теоретических исследований, НИР и НИОКР являются ЭНИМЦ «Моделирующие системы», Обнинский филиал ФХИ им Карпова

РАДИОНУКЛИДНАЯ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКА



- Направлена на лечение метастатических поражений позвоночника
- Мультимодальная технология, позволяющая обеспечить не только стабилизацию опорной функции позвоночника, но и предотвратить продолженный рост опухоли.
- В отличие от применяемого в настоящее время ^{153}Sm -оксабифора, при выполнении радионуклидной вертебропластики обеспечивается селективная доставка радионуклида с необходимой для достижения радикальной поглощенной дозы активностью в метастатический очаг.

Выполненные исследования



1

Выполнены расчетно-теоретические и экспериментальные исследования, создано программного обеспечение для дозиметрического планирования нагрузок

2

Разработана идеология лабораторных технологий получения и применения радиофармпрепаратов, обеспечивающих локальное облучение метастатического очага

Разработан макет рентгеноперационной выполнено дозиметрическое планирование операции радионуклидной вертебропластики

Оценка имеющихся результатов

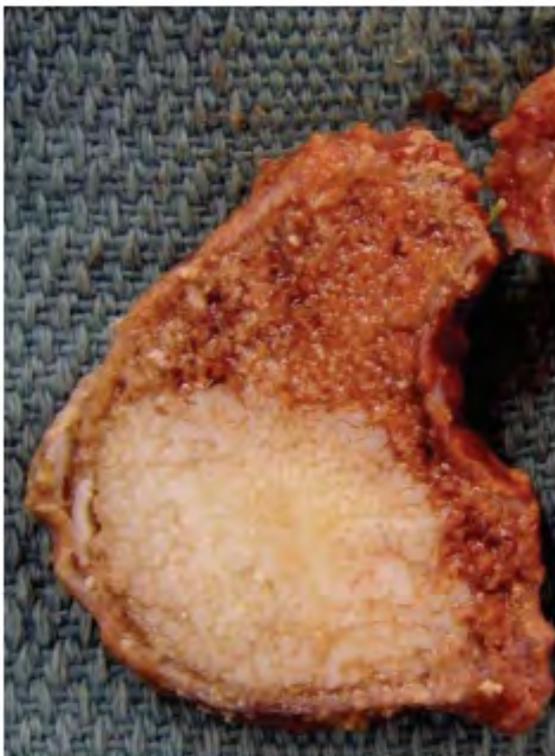


Положительные клинические результаты комбинированной терапии метастазов злокачественных опухолей в позвоночник при применении вертебропластики и дистанционного облучения способствовали значительному улучшению качества и увеличению продолжительности жизни пациентов

Результаты исследований опубликованы в специализированных рецензируемых журналах

Выполнены операции стабилизирующей вертебропластики в сочетании с последующим внешним облучением

Новая технология

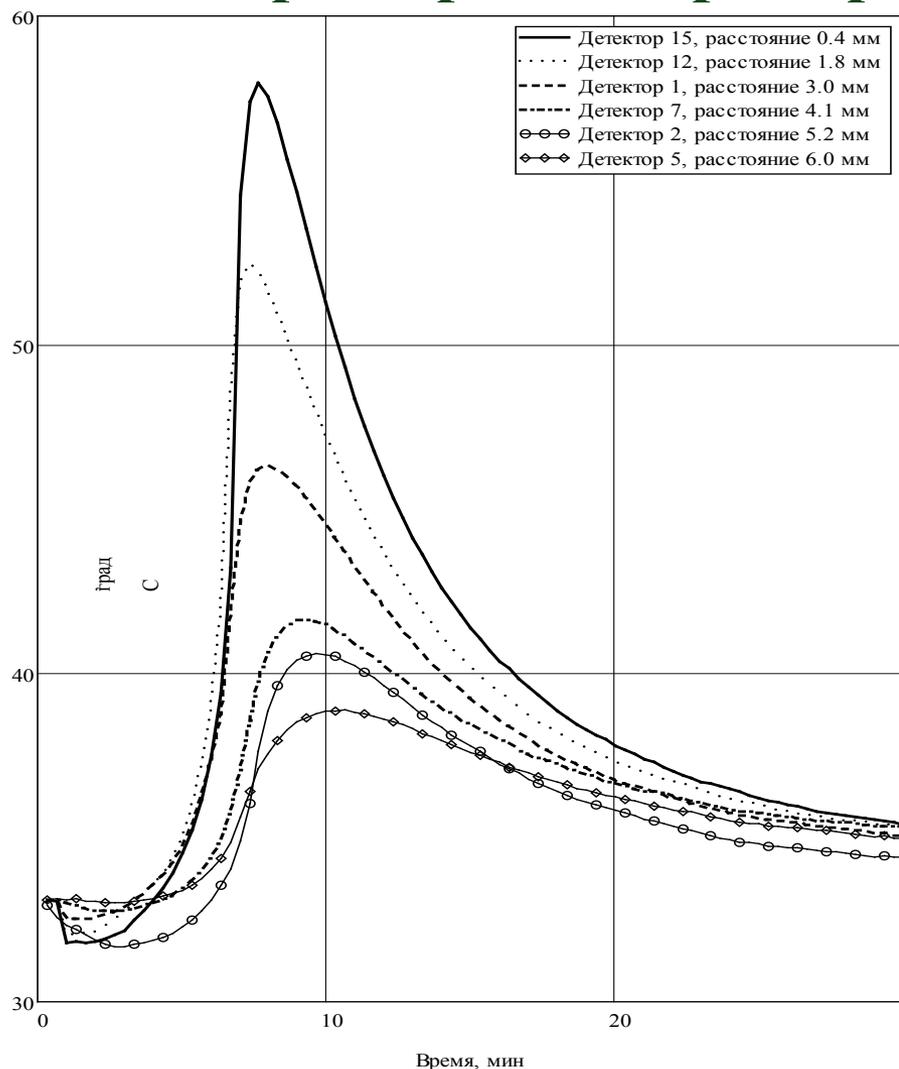


**Распил позвонка демонстрирует
коагуляционный некроз тканей**

Обоснование эффективности радионуклидной вертебропластики

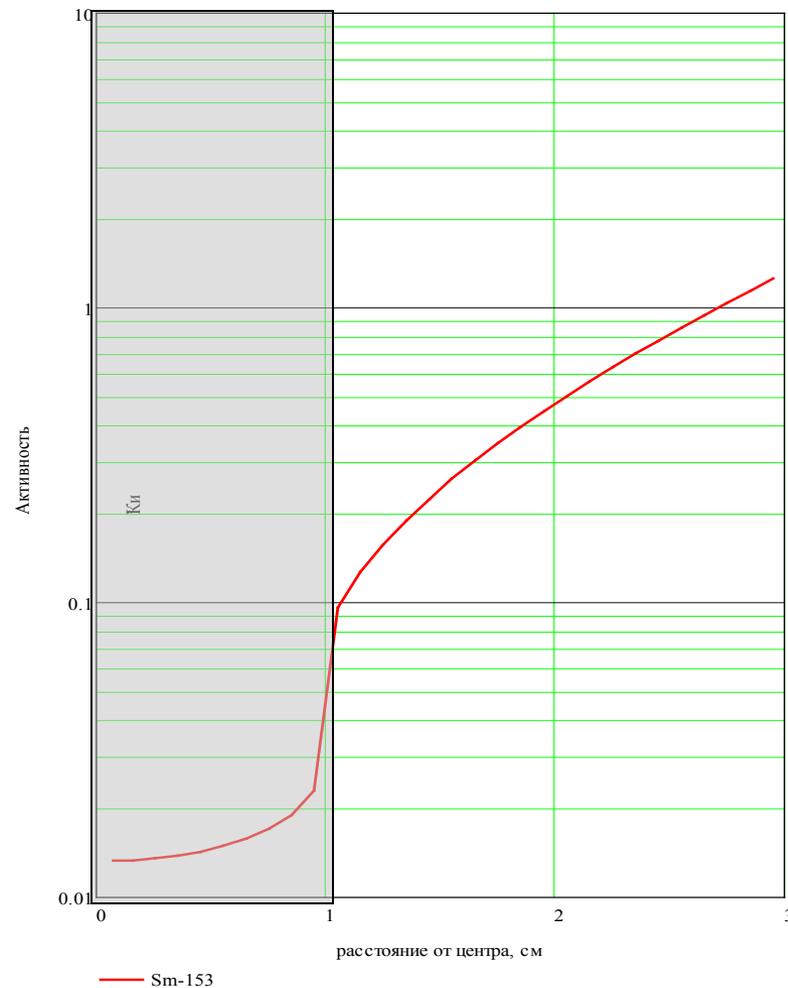
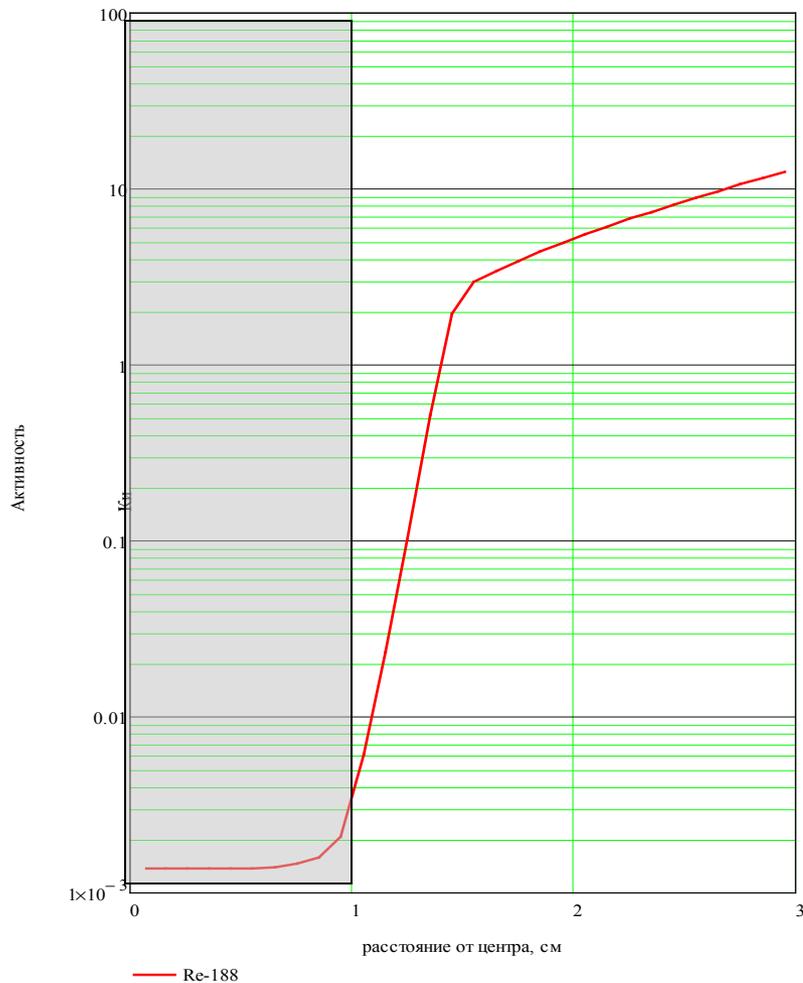


Характеристика разогрева губчатой кости позвонка

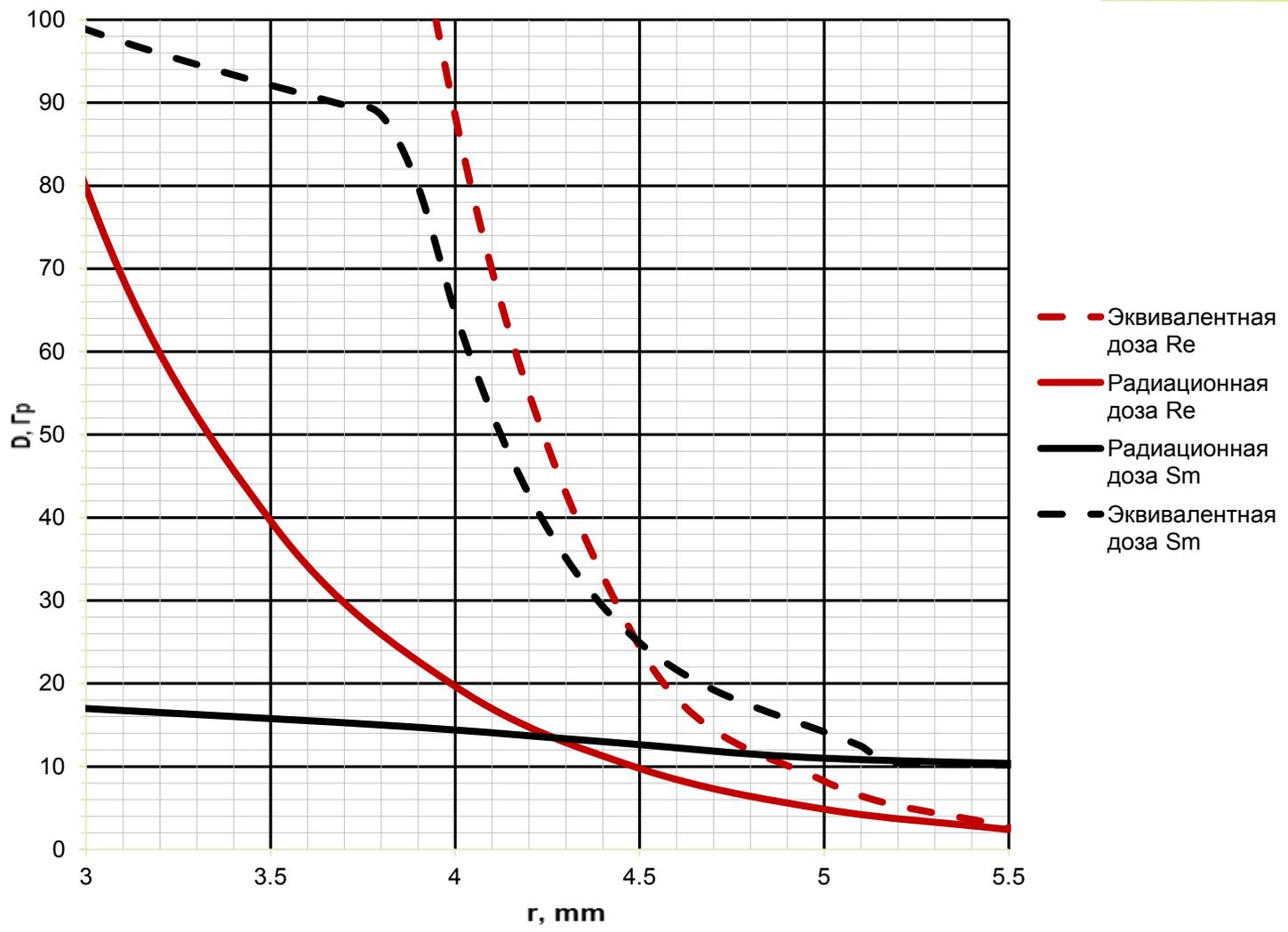


Расстояние от границы костного цемента, мм	Максимальная температура, °C	Время (мин (')), сек (")), в течение которого температура выше указанного уровня			
		50°	47.5°	45°	42.5°
Центр	117.7 ± 2.6				
Граница кости	80.1 ± 2.7	6'	6'	7'	8'30"
0.4	57.6 ± 2.8	3'	4'	6'	7'30"
1.8	52.4 ± 1.1	1'30"	3'	4'30"	6'30"
2.5	50.5 ± 0.8	30"	2'30"	3'20"	6'
3.0	46.3 ± 0.3	-	-	2'30"	5'
3.5	45.1 ± 0.3	-	-	< 30"	4'
4.1	41.6 ± 0.2	-	-	-	-

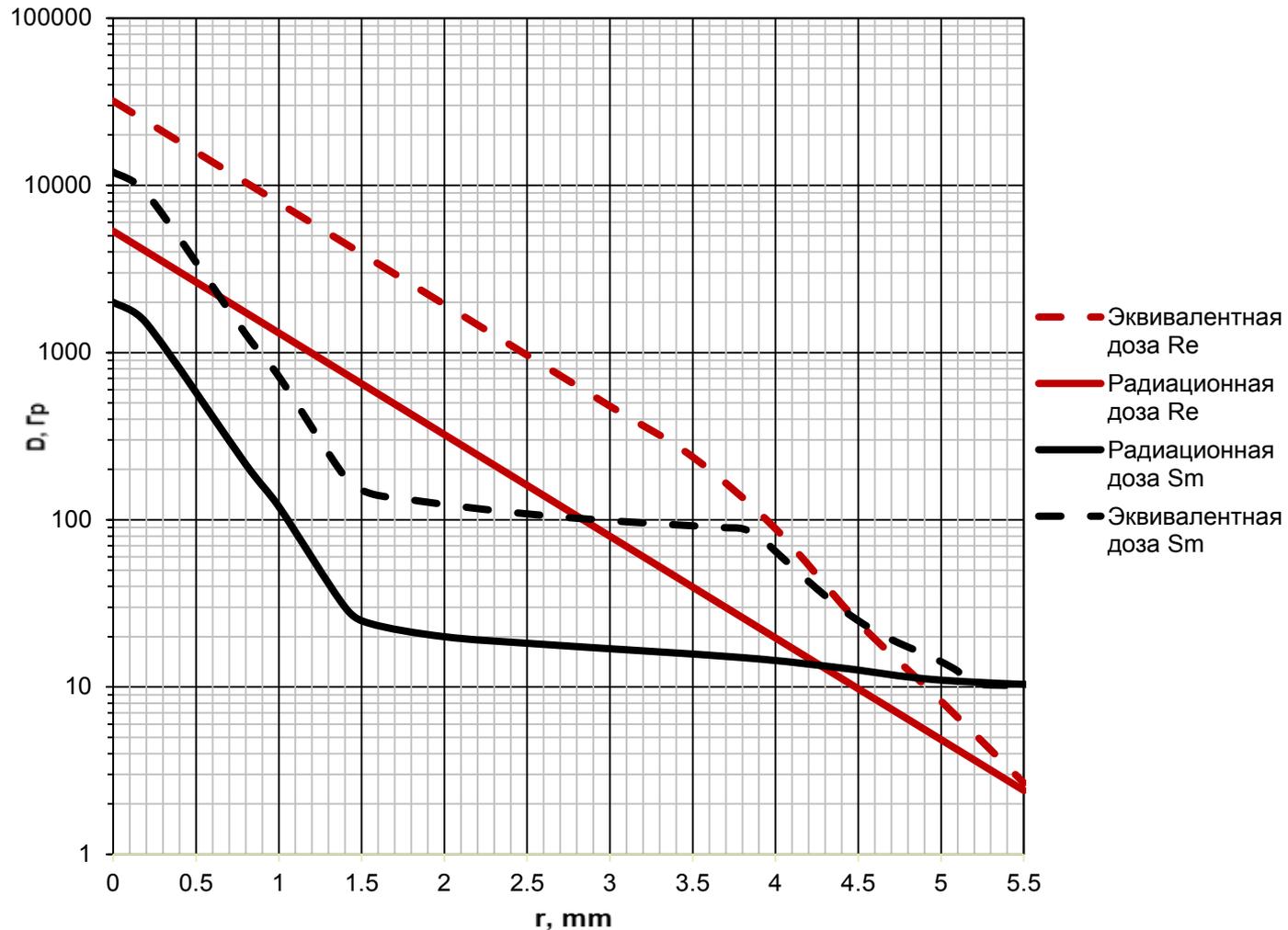
Активность радионуклида, необходимая для создания дозы 100 Гр на расстоянии от центра сферы с цементом



Формирование эквивалентной дозы при сочетании радиации и гипертермии [V=5 мл]



Формирование эквивалентной дозы при сочетании радиации и гипертермии [V=5 мл]

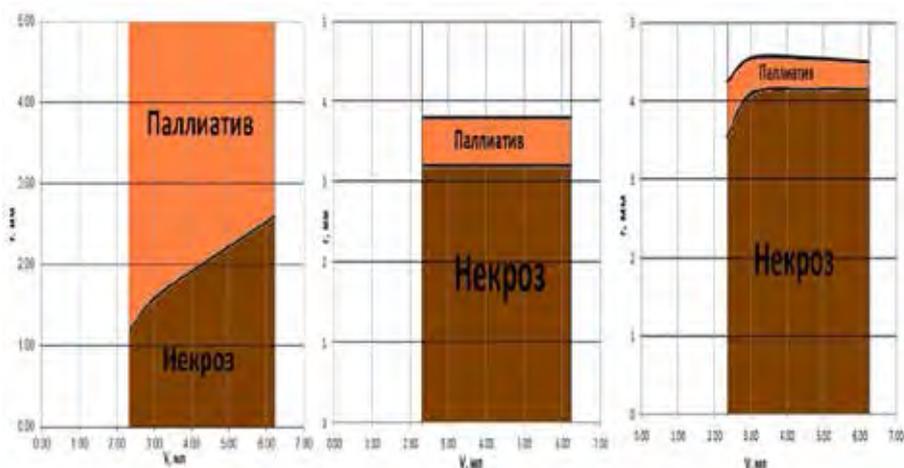


Увеличение цитотоксического эффекта за счет термо–радио сенсibilизации при RnVp



Биологическая эффективность термо–радиационного синергизма при RnVpRe-188 и RnVpSm-153

Диаграммы эффектов термостабилизации (1), воздействия излучения (2) и их сочетанного применения (3)

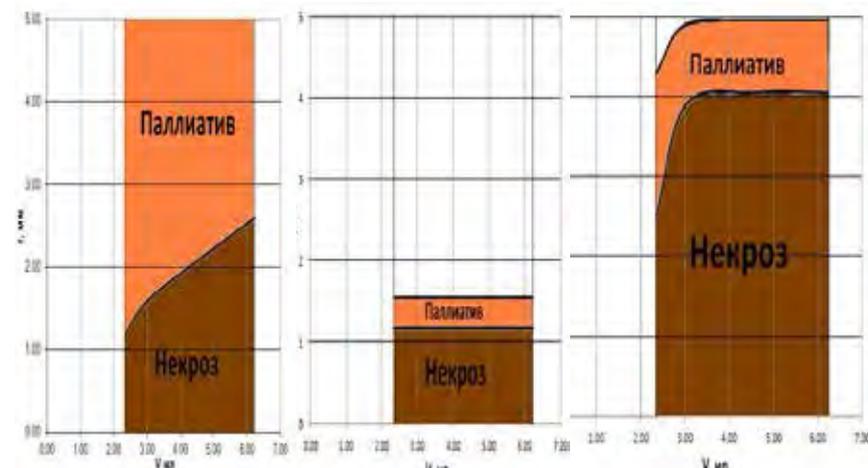


1

2

3

RnVpRe-188



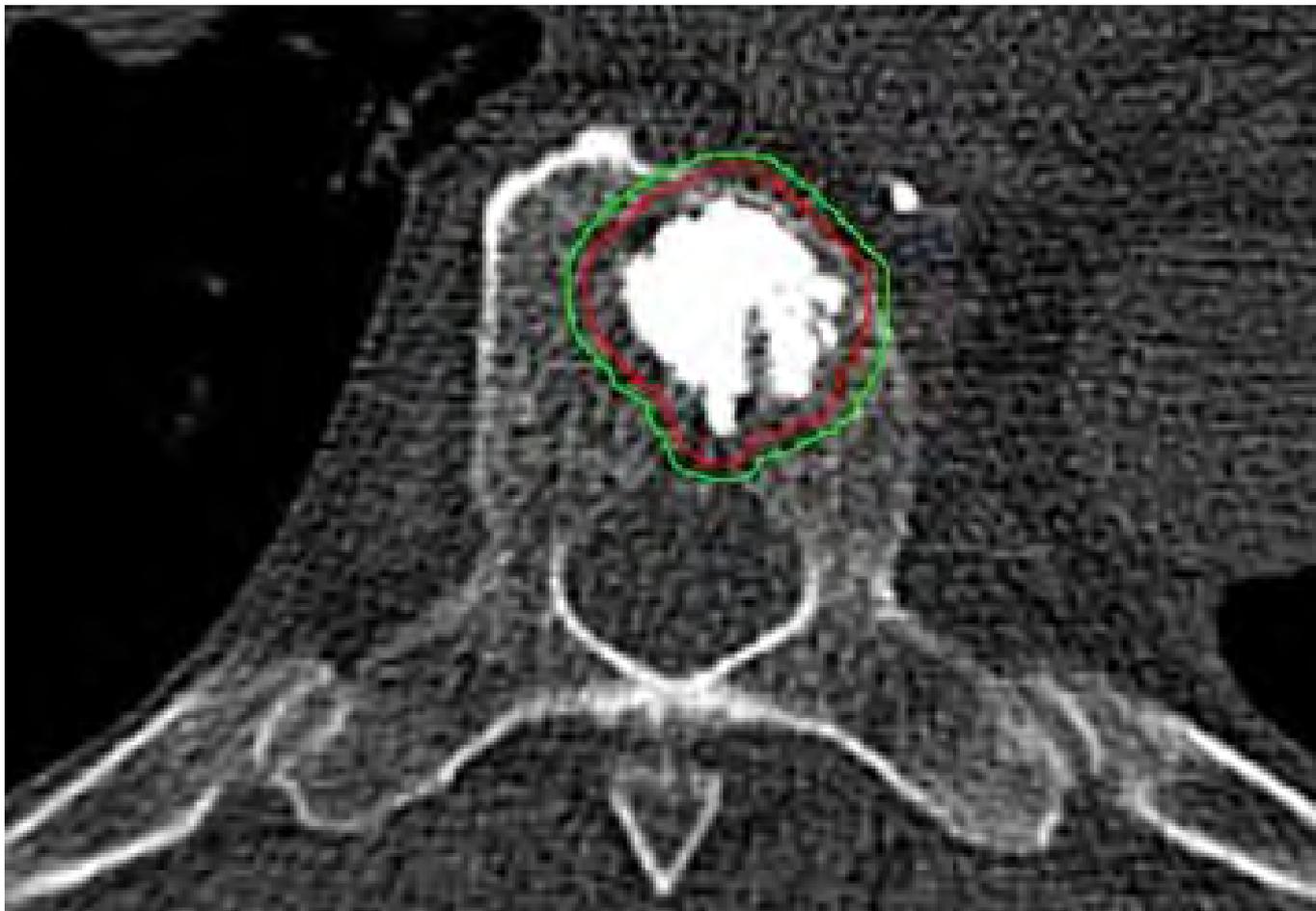
1

2

3

RnVpSm-153

Увеличение поражающего эффекта за счет термо–радиационного синергизма при RnVp



Резюме по предклиническим исследованиям



- a) Стабилизирующая вертебропластика разрешена к применению
 - b) Костный цемент на основе полиметилметакрилата разрешен к применению
 - c) Изотопы ^{153}Sm и ^{188}Re разрешены к применению
 - d) Проведены предклинические исследования костного цемента, меченого ^{188}Re и ^{153}Sm на выщелачивание изотопа (НИФХИ им Карпова, г. Обнинск).
- Дозиметрическое планирование обеспечивает достижение безопасных уровней облучения для хирурга и радиолога, а так же безопасность пациента для окружающих.
 - Последовательное выполнение RnVp и дистанционное облучение показали увеличение эффективности лечения.
 - **ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Выполненный объем НИОКР и предклинических исследований позволяет перейти к исследованиям на ограниченных группах пациентов на основании информированного согласия

Клиническая оценка результатов



- Стабилизирующая вертебропластика без последующего дистанционного облучения была выполнена 26 пациентам на 36 позвонках. После выполнения стабилизирующей вертебропластики без последующего дистанционного облучения боли возобновилась в течение 2 - 6 месяцев.
- Стабилизирующая вертебропластика с последующим дистанционным облучением была выполнена 18 пациентам на 32 позвонках. Ни один не возобновил прием наркотических анальгетиков в течение года, все сохраняли способность к самообслуживанию. Продолженный рост в подвергнутых вертебропластике и дистанционному облучению позвонках отсутствовал.
- Примечание: Пациентка Д., 72 лет с множественными метастазами рака молочной железы в тела позвонков после выполнения стабилизирующей вертебропластики 12 позвонков на грудном и поясничном уровнях (операция 12.04.2012 г) с последующим дистанционным облучением сохраняла в течение 19 месяцев способность к самостоятельному передвижению и не нуждалась в наркотических анальгетиках.

РЕЗУЛЬТАТЫ



**ПРИМЕНЕНИЕ СТАБИЛИЗИРУЮЩЕЙ
ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ С ПОСЛЕДУЮЩИМ
ДИСТАНЦИОННЫМ ОБЛУЧЕНИЕМ
ПОЗВОЛЯЕТ ОБОСНОВАННО ГОВОРИТЬ О
ВЫСОКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ
РАДИОНУКЛИДНОЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ**



Преимущества радионуклидной вертебропластики



- Опора на отечественные разработки
- Высокая наукоёмкость, мульти- и междисциплинарность
- Адресная доставка радиофармпрепарата
- Передовые отечественные прецизионные вычислительные технологии транспорта излучений и теплопереноса
- Применение воксельной графики для исчерпывающего по точности и полноте индивидуализированного пред- и послеоперационного расчета дозы
- Программное обеспечение планирования облучения и дозиметрии для пациента, радиохирурга и персонала
- Простота, доступность и реализуемость нейрохирургической техники



*Акционерное общество «Ордена Трудового Красного Знамени
научно-исследовательский физико-химический институт
имени Л.Я. Карпова», г. Обнинск*

ДОЗЫ ПЕРСОНАЛА ПРИ ПРОЦЕДУРЕ РАДИОНУКЛИДНОЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ

А.А. Головин

Ю.А. Кураченко

Н.К. Вознесенский

Н.Н. Вознесенская

В.А. Левченко

Обнинск 2015

ЧРЕСКОЖНАЯ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКА

При гипертермии некроз любых, в т.ч. опухолевых клеток наступает:

- при 70 °С - немедленно;
- при 60 °С - через 5 секунд воздействия;
- при 55 °С - в течение 5 минут;
- при 47,8 °С — 48,3 °С - в течение 7-20 минут.

К гипертермии клетки различных опухолей резистентны:

- при 47 °С – от 10 до 30 минут;
- при 46 °С – от 20 до 50 минут;
- при 45 °С – от 30 до 60 минут;
- при 44 °С – от 45 до 80 минут.

ВЫБОР РАДИОНУКЛИДОВ

Выбор радионуклидов определялся следующими требованиями:

- преимущественно β -излучатель, допустимо относительно «мягкое» γ -излучение;
- приемлемый период полураспада;
- стабильный дочерний изотоп;
- возможность реализовать необходимую активность;
- потенциальная доступность и др.

	Радионуклид	Период полураспада, сут	Дочерний нуклид (все стабильные)	Интенсивность излучения, МэВ/распад	
				γ -излучение	β -излучение
1	^{90}Y	2,67	^{90}Zr	1,69E-06	0,935
2	^{188}Re	0,708	^{188}Os	5,73E-02	0,778
3	^{32}P	14,3	^{32}S	-	0,695
4	^{89}Sr	2,10	^{89}Y	8,45E-05	0,583
5	^{45}Ca	163	^{45}Sc	4,22E-08	0,0772
6	^{177}Lu	6,71	^{177}Hf	0,0351	0,147
7	^{192}Ir	74,2	^{192}Pt	0,602	0,559
8	^{125}I	60,1	^{125}Te	0,0420	0,0194

^{153}Sm или ^{188}Re

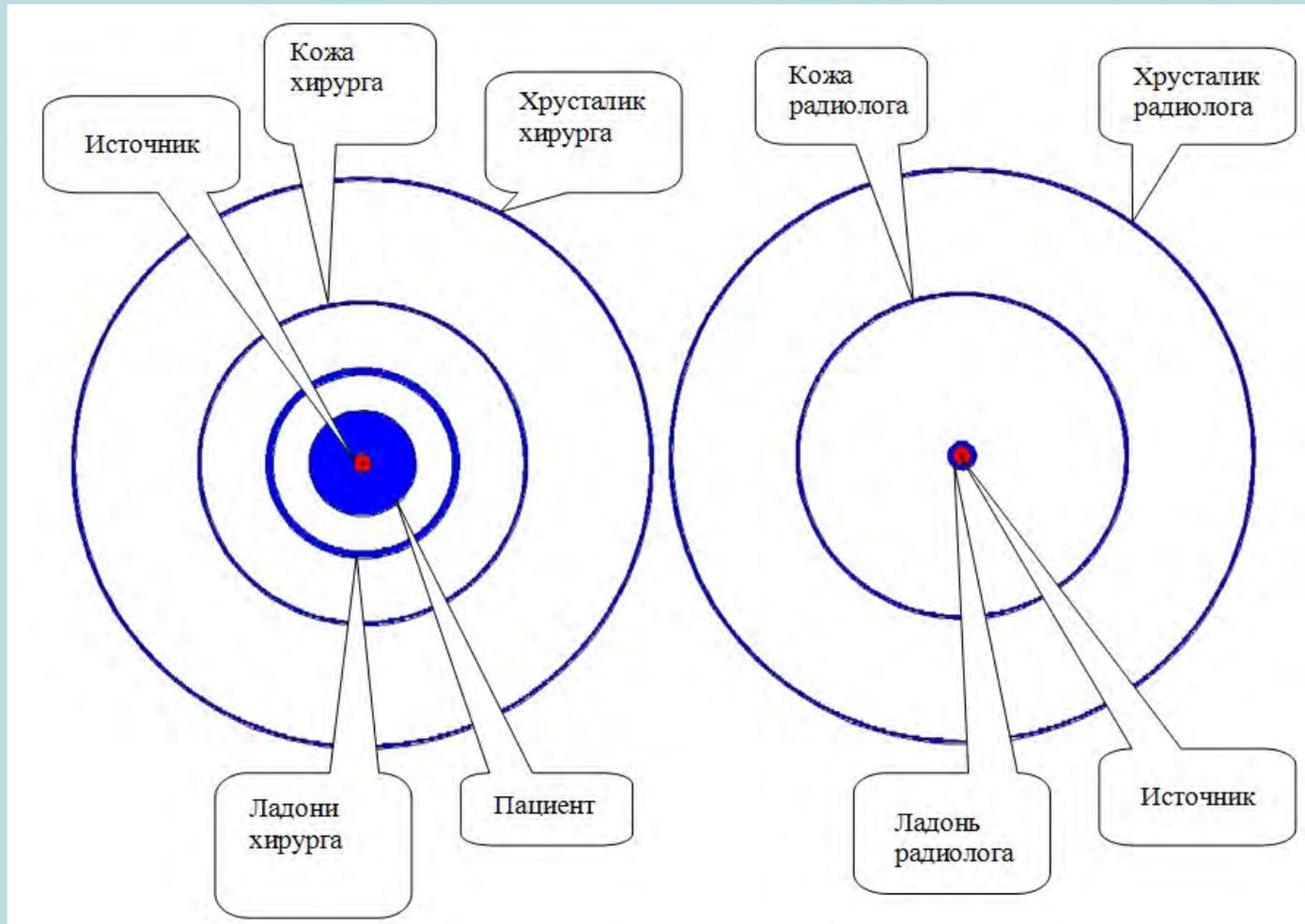
	^{153}Sm	^{188}Re
Период полураспада	46.7 ч	17.0 ч
Интенсивность гамма-излучения	0.061 МэВ/расп.	0.057 МэВ/расп.
Средняя энергия гамма-излучения	0.0582 МэВ	0.217 МэВ
Интенсивность бета-излучения	0.271 МэВ/расп.	0.778 МэВ/расп.
Максимальная энергия бета-излучения	810 кэВ	2120 кэВ
Средняя энергия бета-излучения	225 кэВ	762 кэВ

ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ РАДИОНУКЛИДНОЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ

Расчеты дозовых нагрузок на персонал моделировались в соответствии со следующими допущениями:

- средства индивидуальной защиты не применяются;
- при операции используются радиофармпрепараты с ^{153}Sm и ^{188}Re ;
- все расчеты проводятся для получения «верхней оценки», поэтому все результаты несколько завышены;
- радиохirurg и радиолог относятся к группе А персонала («лица, работающие с техногенными источниками излучения»), и все нормируемые величины доз взяты именно для этой группы.

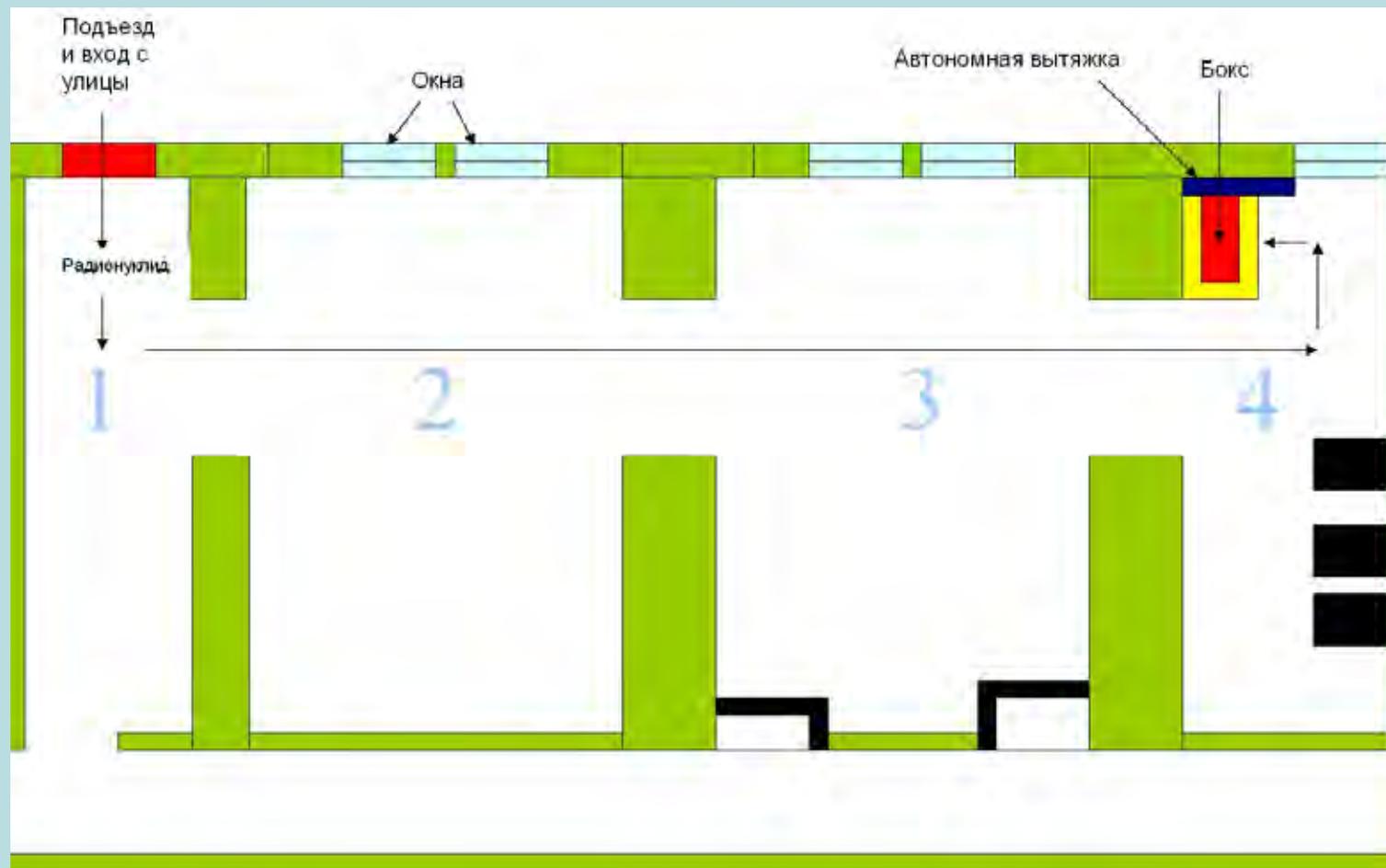
СФЕРИЧЕСКАЯ РАСЧЁТНАЯ МОДЕЛЬ



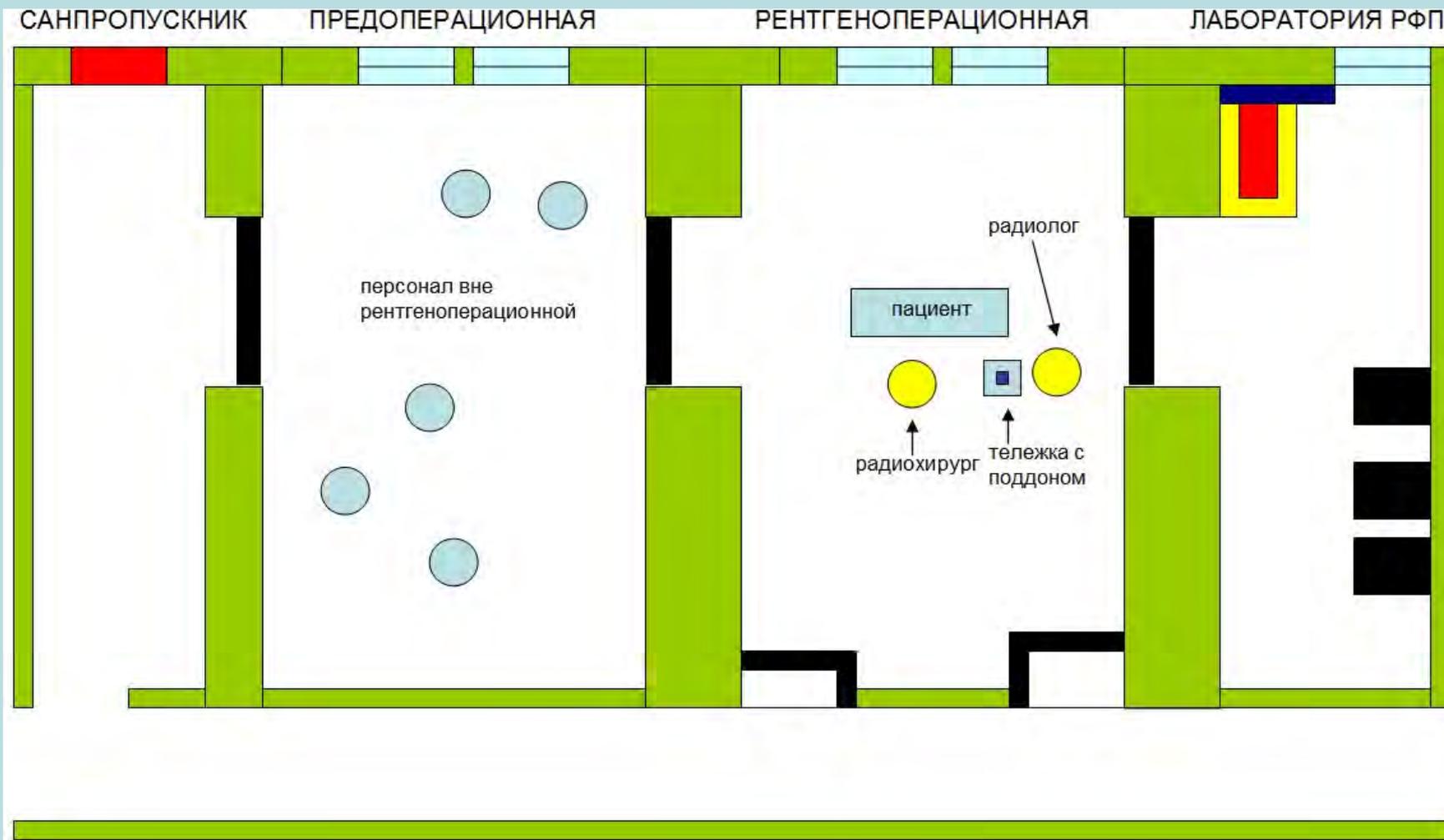
ОПЕРАЦИОННЫЙ БЛОК



ДОСТАВКА РФП



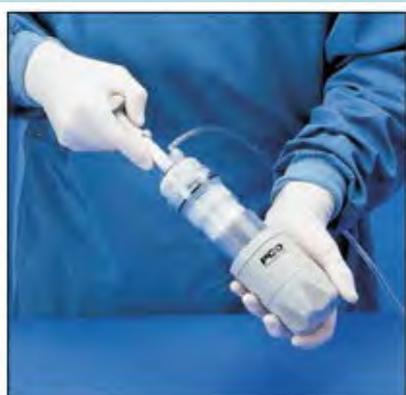
ОПЕРАЦИЯ



ПЕРЧАТОЧНЫЙ БОКС



СИСТЕМА ДЛЯ СМЕШИВАНИЯ И ВВЕДЕНИЯ КОСТНОГО ЦЕМЕНТА



Смешивание цемента



Присоединение картриджа и
удлинительной трубки



Заполнение системы
цементом



Введение цемента

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ ДЛЯ РАДИОЛОГА

При длительности процедуры 20 с для радиолога

Расчетная доза на ладонь:

- $4.95 \cdot 10^{-1}$ мЗв для Re-188 (ПДУ = 500 мЗв/год);
- $3.86 \cdot 10^{-1}$ мЗв для Sm-153 (ПДУ = 500 мЗв/год).

Расчетная доза на кожу:

- $1.46 \cdot 10^{-3}$ мЗв для Re-188 (ПДУ = 500 мЗв/год);
- $1.58 \cdot 10^{-3}$ для Sm-153 (ПДУ = 500 мЗв/год).

Расчетная доза на хрусталик:

- $4.47 \cdot 10^{-4}$ мЗв для Re-188 (ПДУ = 150 мЗв/год);
- $4.58 \cdot 10^{-4}$ мЗв для Sm-153 (ПДУ = 150 мЗв/год).

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ ДЛЯ РАДИОХИРУРГА

При длительности процедуры 5 мин для радихирурга

Расчетная доза на ладонь:

- $7,95 \cdot 10^{-3}$ мЗв для Re-188;
- $3,14 \cdot 10^{-2}$ мЗв для Sm-153.

Расчетная доза на кожу:

- $2,08 \cdot 10^{-3}$ мЗв для Re-188;
- $8,24 \cdot 10^{-3}$ мЗв для Sm-153.

Расчетная доза на хрусталик:

- $6,01 \cdot 10^{-4}$ мЗв для Re-188;
- $2,38 \cdot 10^{-3}$ мЗв для Sm-153.

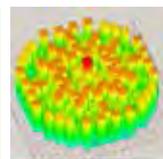
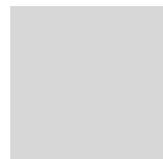
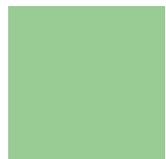
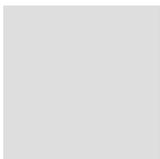
ВЫВОДЫ

- выбранные радионуклиды в необходимых для операции концентрациях обеспечивают минимальную лучевую нагрузку на персонал;
- после выписки из больницы пациент безопасен для окружающих с точки зрения радиационной безопасности;
- моделирование проводилось без использования какой-либо защиты, что свидетельствует об отсутствии какой-либо необходимости в дополнительных мерах защиты для персонала, за исключением той, которая необходима при работе с рентгеновским оборудованием;
- согласно СанПиН 2.1.3.2630-10 предоставленное нам помещение полностью подходит для реализации в нем проекта рентгенооперационной с РФП лабораторией.



ЭНИМЦ “Моделирующие системы”

Синергетический эффект радионуклидной вертебропластики



Цель и актуальность проекта



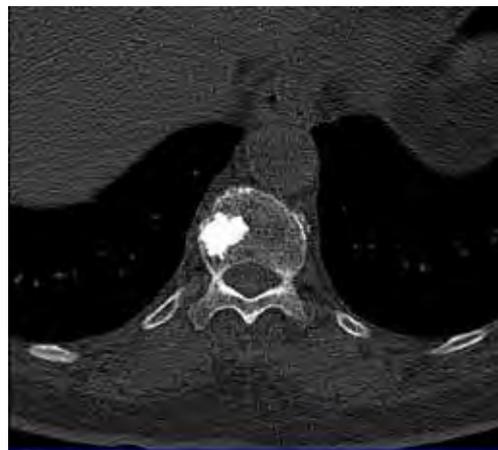
Цель

Произведение расчетов для разработки и доклинического исследования радиофармпрепарата (РФП), обладающего синергическим радиационным и гипертермическим воздействием

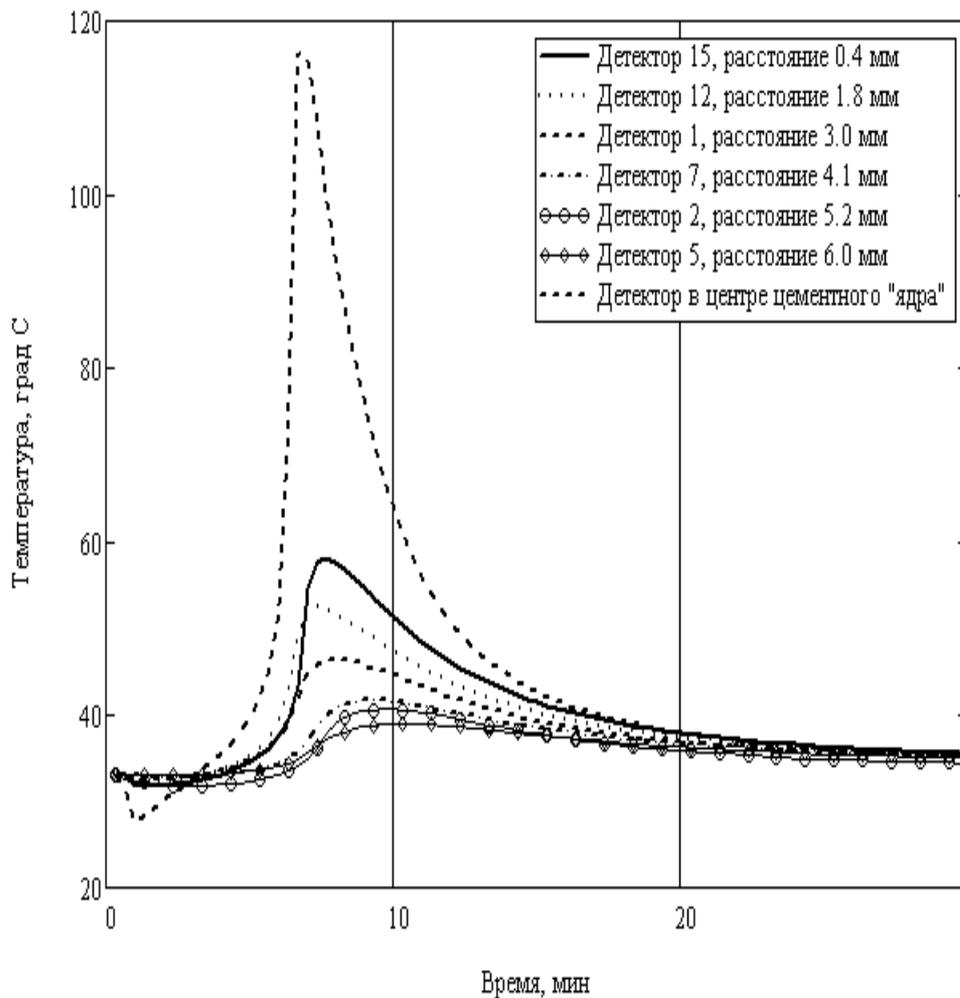
Актуальность

Рак III-IV стадии наиболее распространенных локализаций в 80% случаев сопровождается метастазированием в позвоночник с утратой его опорных функций, развитием интенсивных болей и неврологических нарушений. Число таких больных в России превышает **1,5 млн человек**. Разработка методов лечения этих осложнений весьма актуальна и социально значима.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ СТАБИЛИЗИРУЮЩЕЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКИ

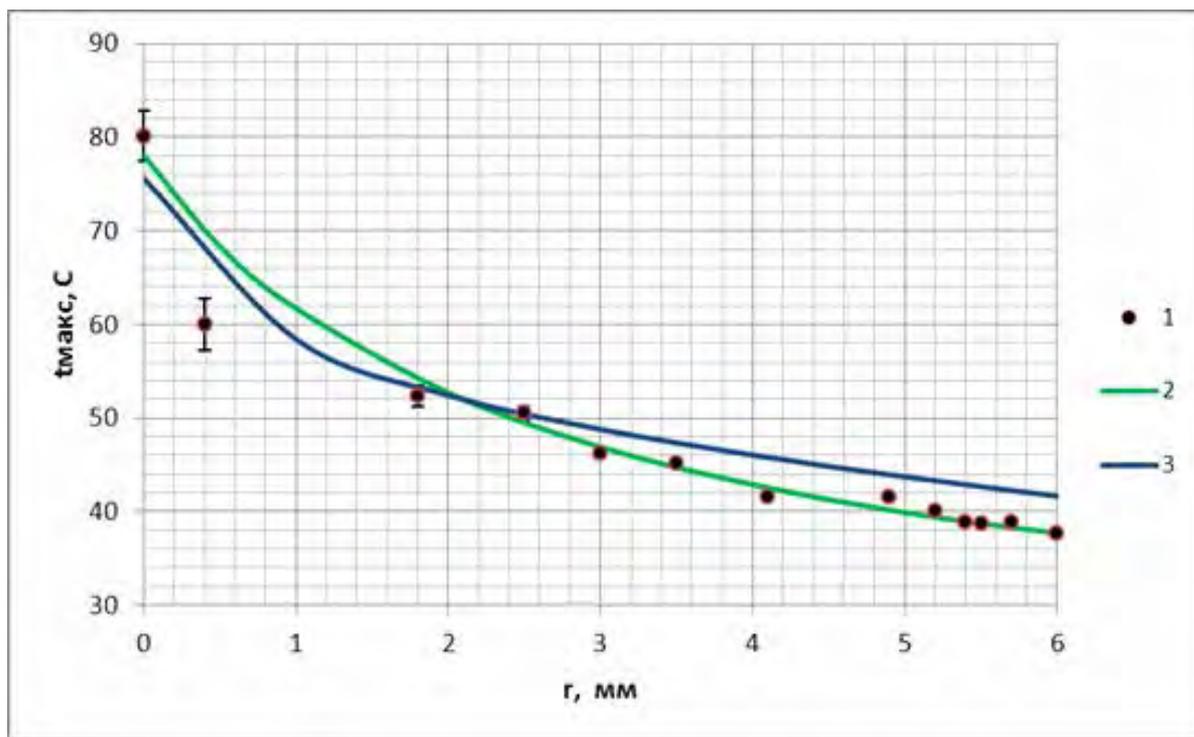


Характеристика разогрева губчатой кости позвонка, полученная в эксперименте



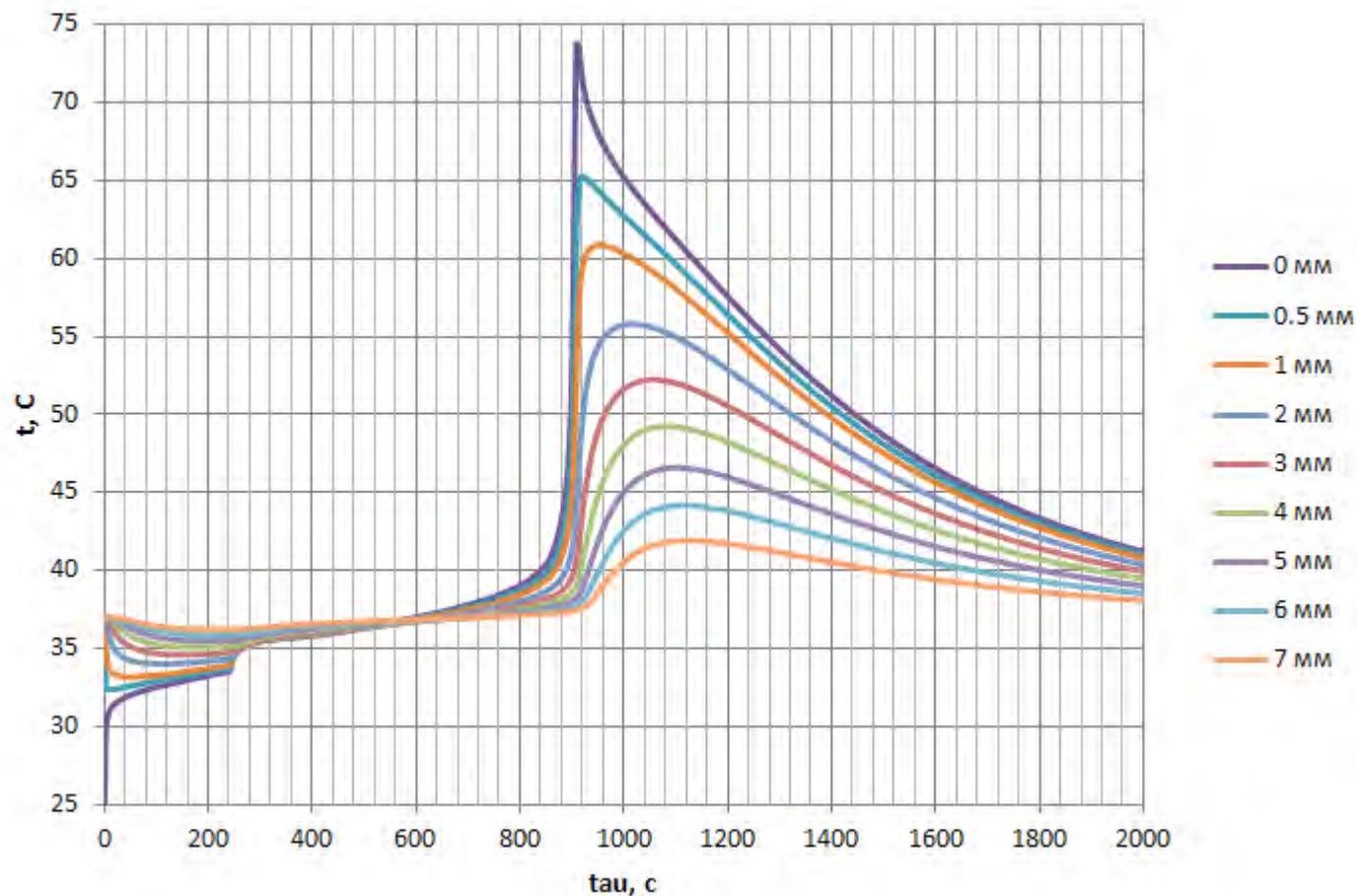
Расстояние от границы костного цемента, мм	Максимальная температура °С	Время (мин (′), сек (″)), в течение которого температура выше указанного уровня			
		50°	47.5°	45°	42.5°
Центр	117.7 ± 2.6				
Граница кости	80.1 ± 2.7	6′	6′	7′	8′30″
0.4	57.6 ± 2.8	3′	4′	6′	7′30″
1.8	52.4 ± 1.1	1′30″	3′	4′30″	6′30″
2.5	50.5 ± 0.8	30″	2′30″	3′20″	6′
3.0	46.3 ± 0.3	-	-	2′30″	5′
3.5	45.1 ± 0.3	-	-	< 30″	4′
4.1	41.6 ± 0.2	-	-	-	-

Распределение максимума температуры в костной ткани тела позвонка на различном расстоянии от поверхности костного цемента

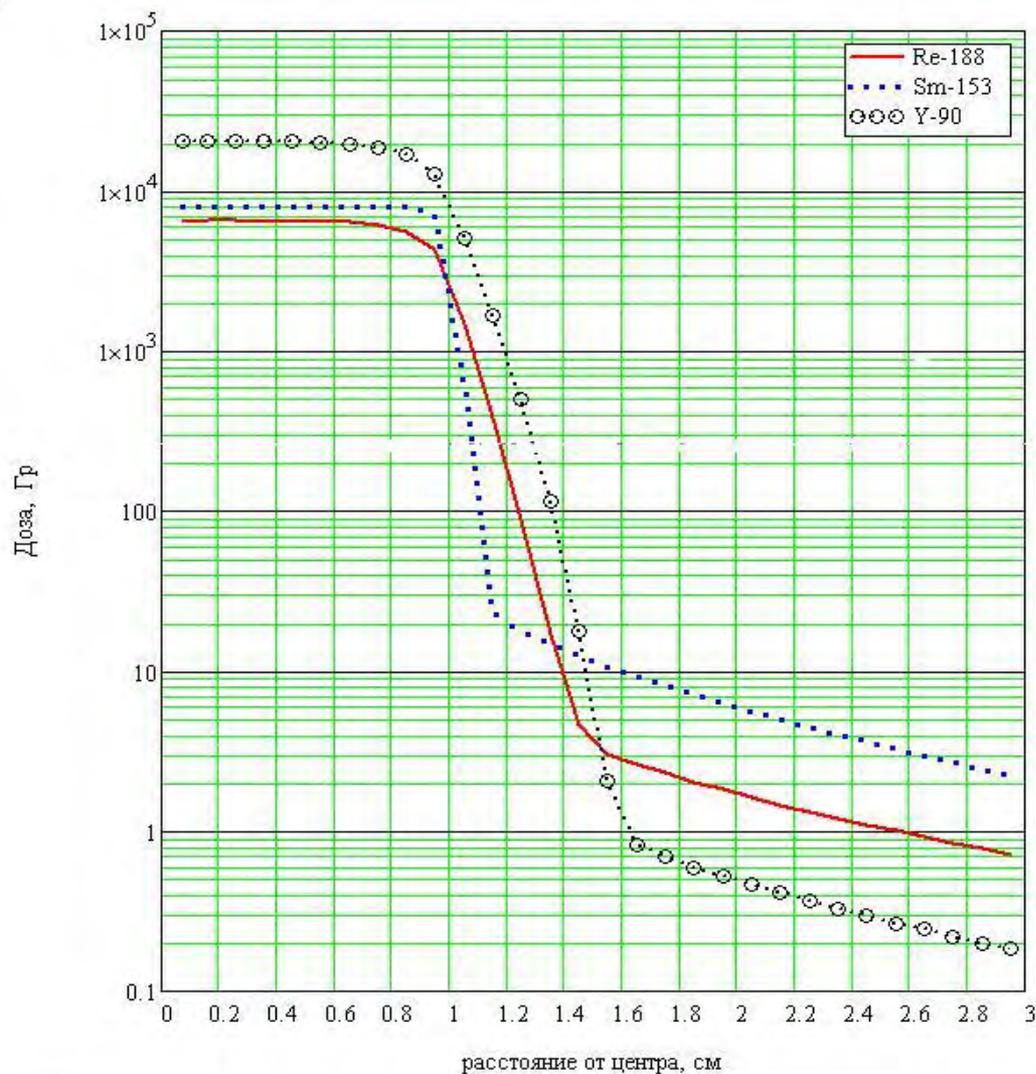


- 1 – экспериментальные данные;
- 2 – результаты расчета с помощью кода STAR-CD;
- 3 – результаты расчета с помощью кода KANAL

Зависимость температуры от времени на различных расстояниях от границы цемента



Зависимость поглощенной дозы от расстояния до границы цемента



Формула Овергаарда



$$КТУ = 1 + t \cdot \exp(0,966 \cdot T - 44,79)$$

КТУ- коэффициент теплового усиления

t – время нагревания, мин

T- температура, °C

Формирование эквивалентной дозы при сочетании радиации и гипертермии [V=5 мл]

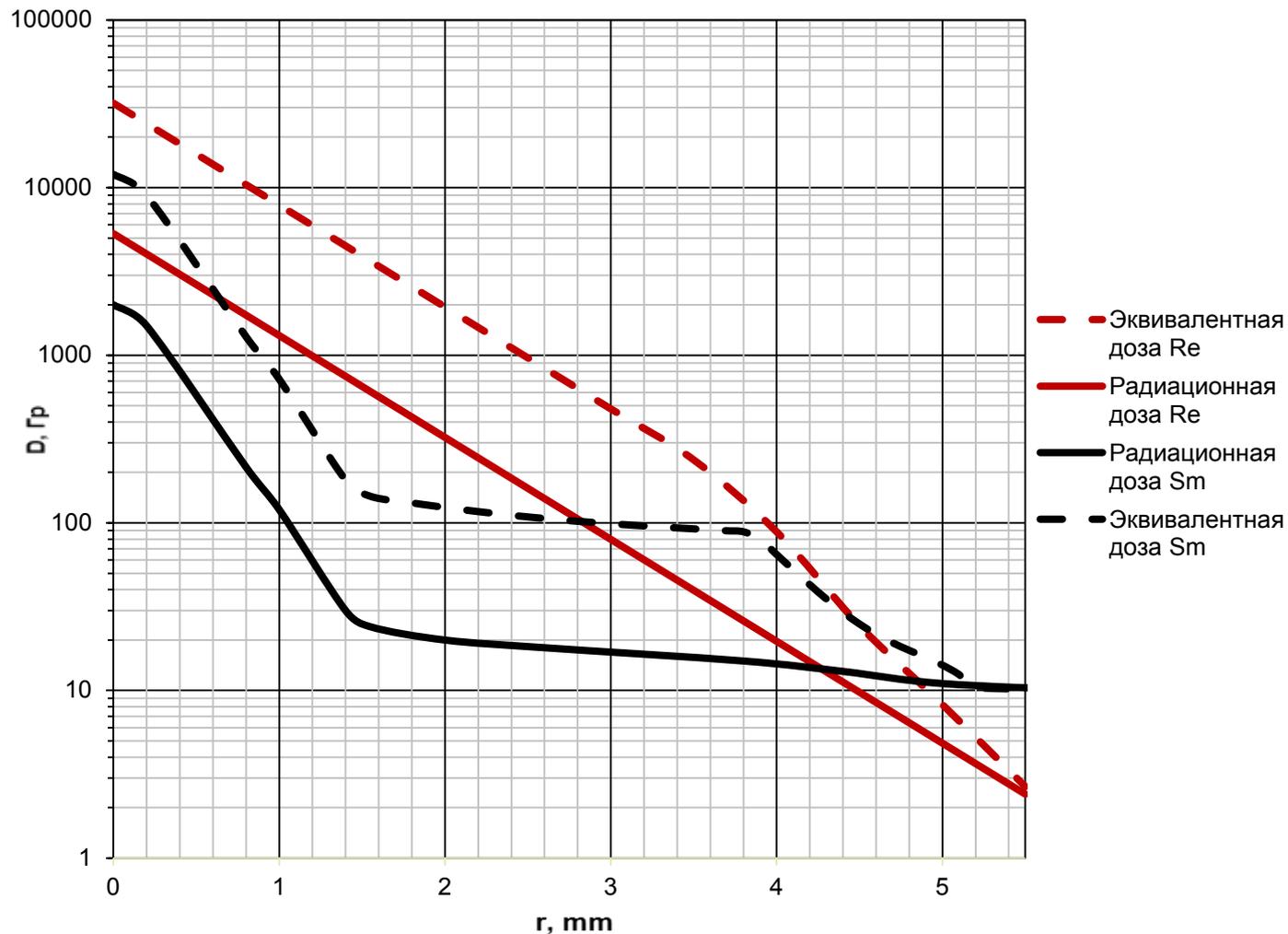
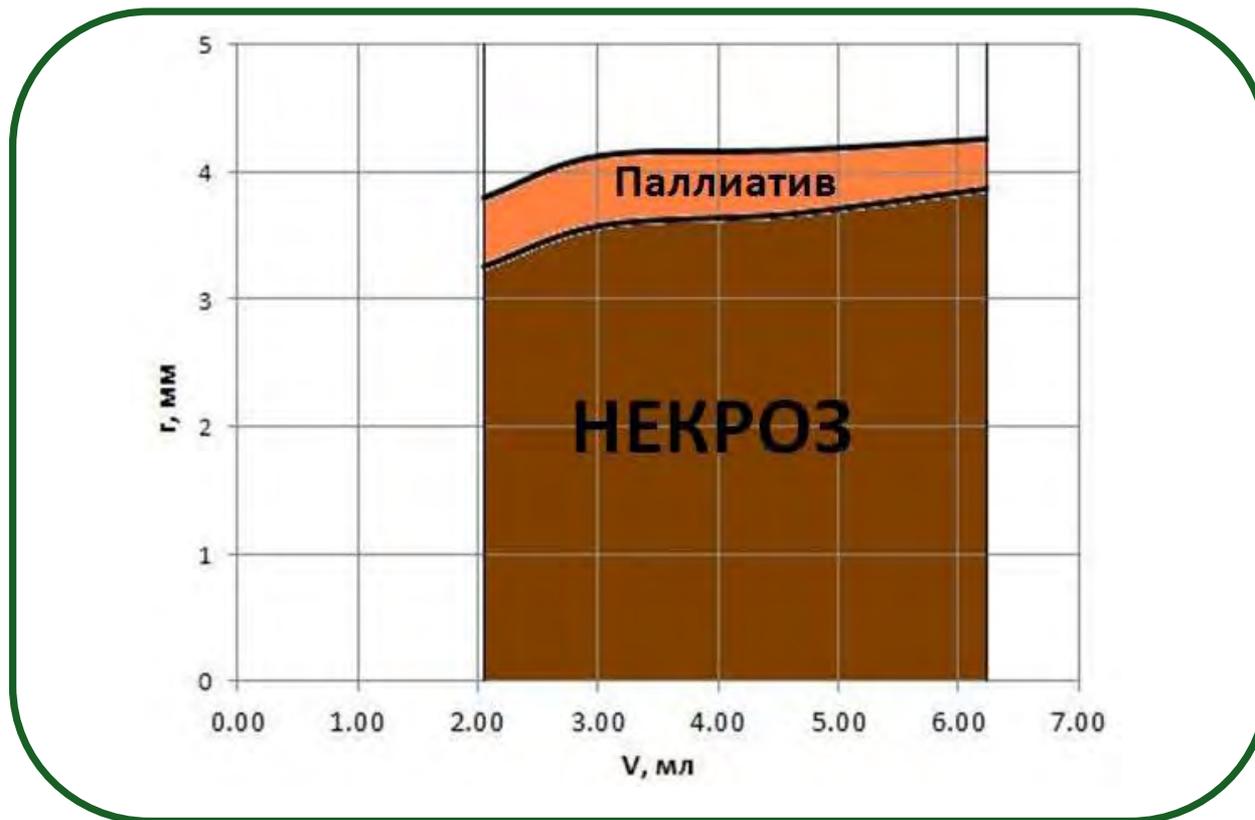
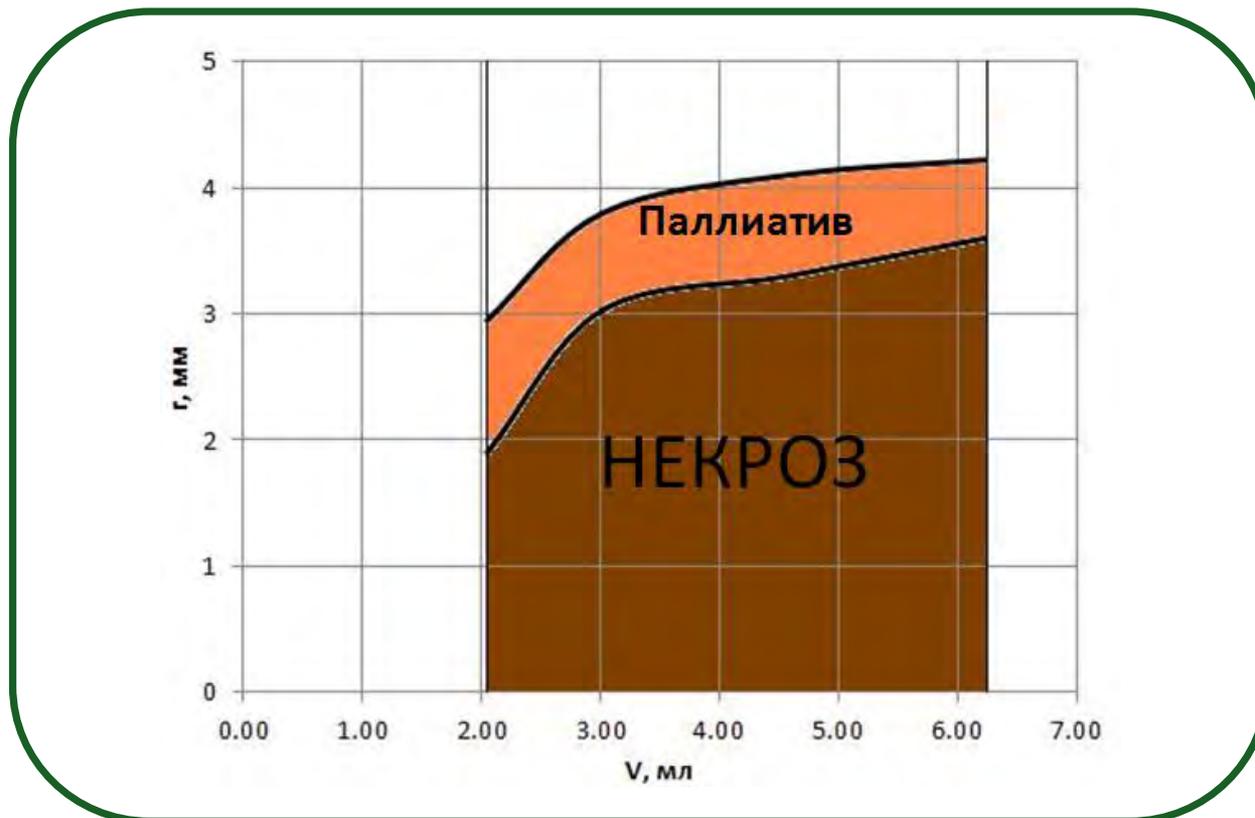


Диаграмма эффектов гипертермии, излучения и их сочетанного воздействия для ^{188}Re



Диаграммы эффектов гипертермии, излучения и их сочетанного воздействия для ^{153}Sm

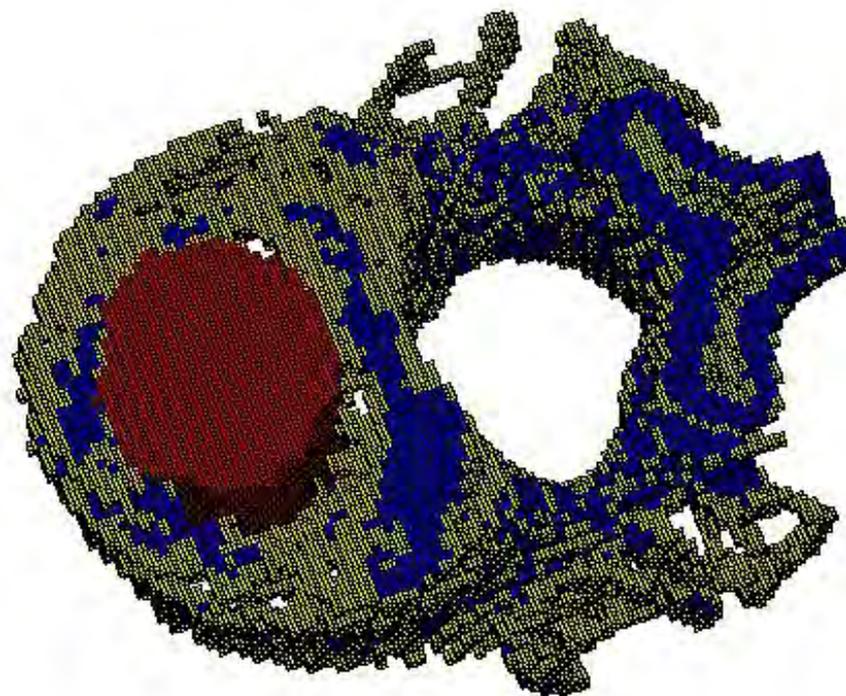


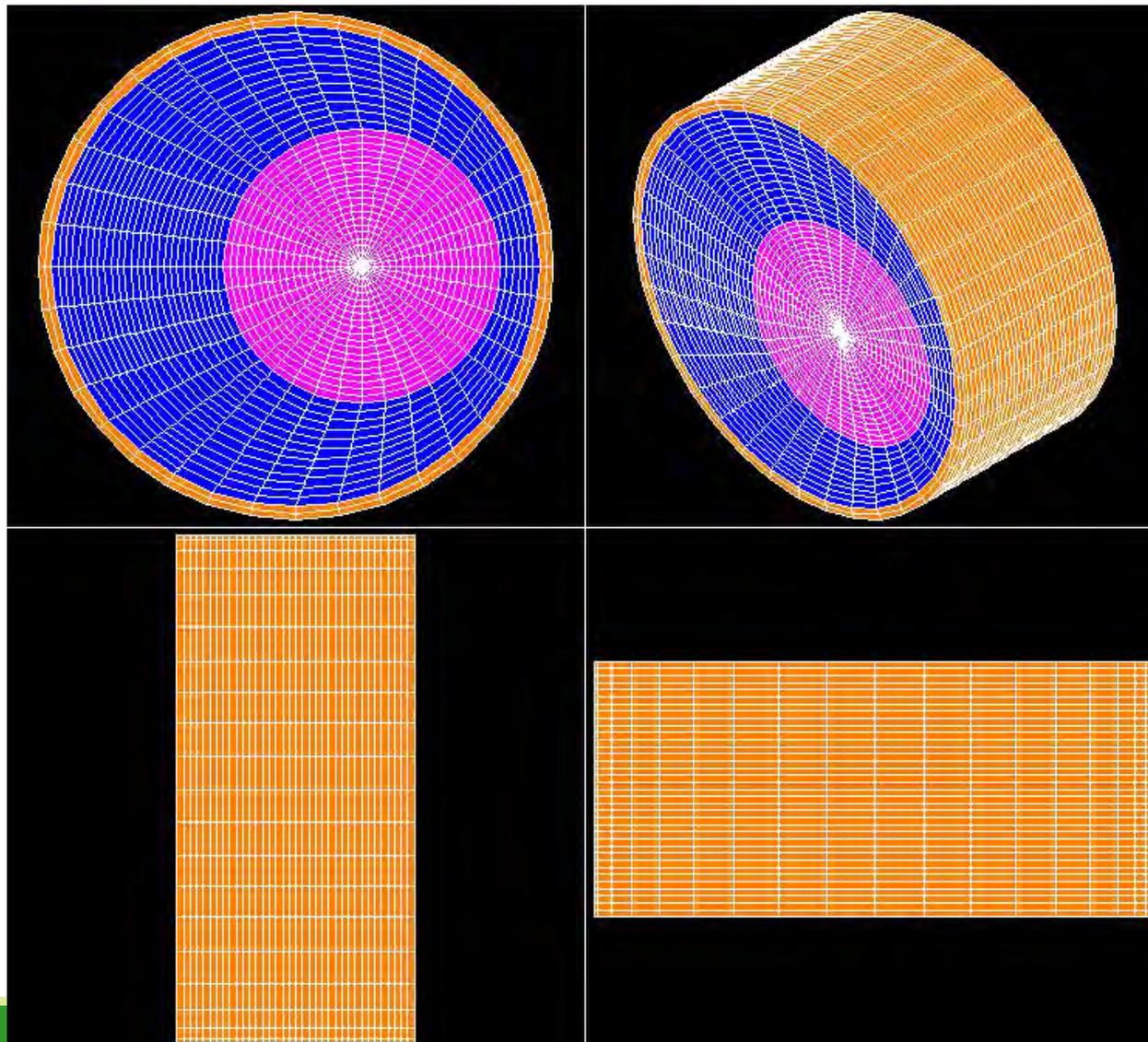
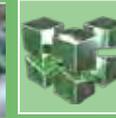
Клиническая оценка результатов

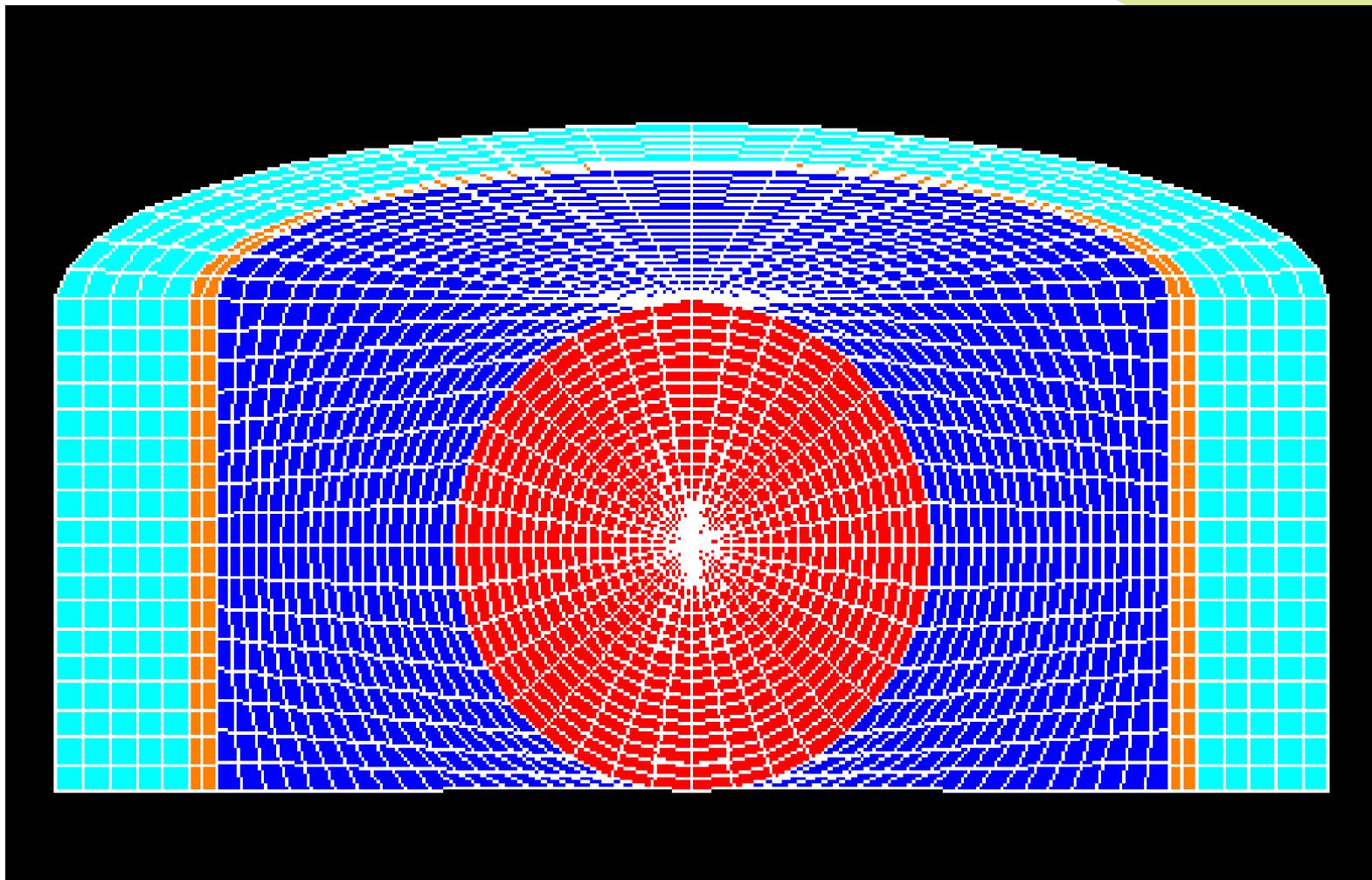


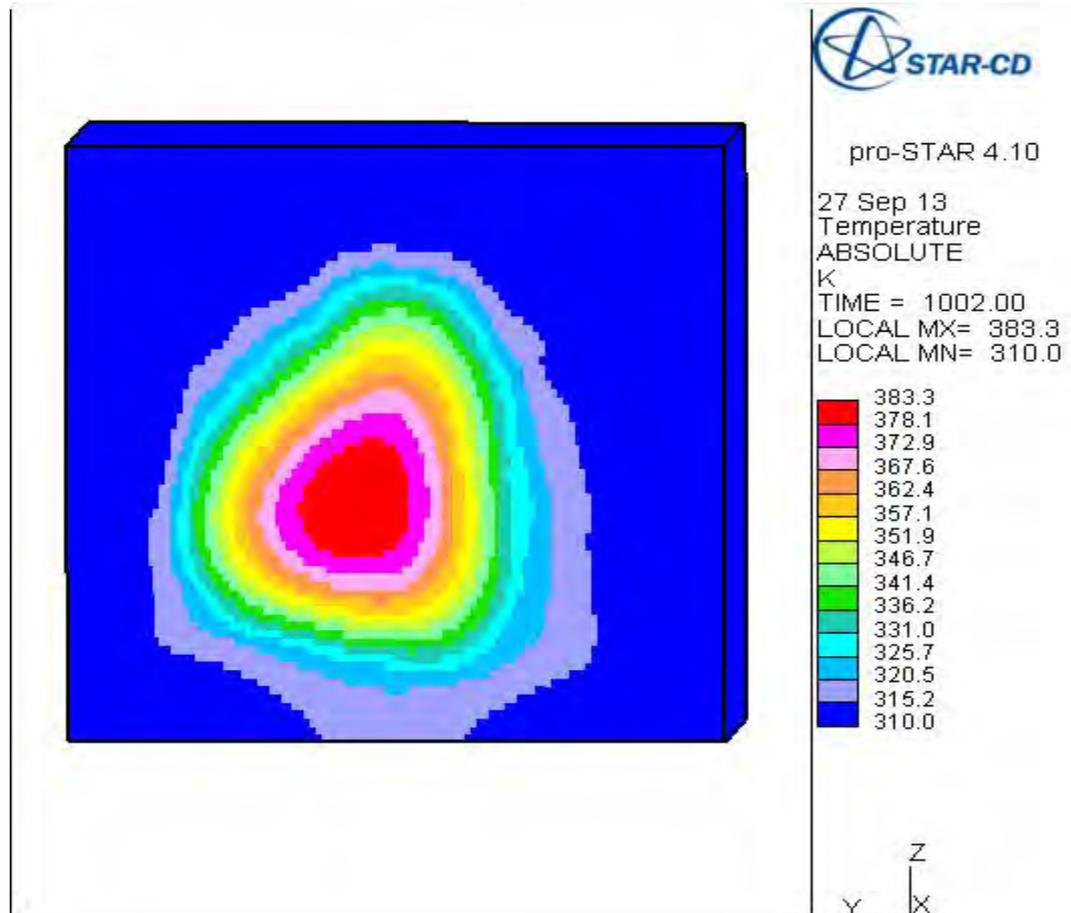
- Из 9 пациентов, после выполнения стабилизирующей вертебропластики с последующим дистанционным облучением через 6 месяцев после операции в живых оставались все. Ни один не возобновил прием наркотических анальгетиков, все сохраняют способность к самообслуживанию. Пациентка Д., 72 лет, с генерализованным поражением позвоночника литическими метастазами рака молочной железы, после выполнения стабилизирующей вертебропластики 12 позвонков на грудном и поясничном уровнях (операция 12.04.2012 г) с последующим дистанционным облучением сохранила через 6 месяцев способность к самостоятельному передвижению и не нуждается в наркотических анальгетиках.

Восстановленное изображение позвонка











ФГУП ЮУриБФ ФМБА России, г.Озерск

СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ МЕДИКО-ДОЗИМЕТРИЧЕСКОГО РЕГИСТРА ПЕРСОНАЛА ПРОИЗВОДСТВЕННОГО ОБЪЕДИНЕНИЯ «МАЯК»

Н.Р.Кабирова, М.Э.Сокольников, П.В.Окатынко

Федеральная целевая программа «Обеспечение ядерной и радиационной безопасности на 2008 год и на период до 2015 года»

Мероприятие 353 «Создание и введение в действие **медико-дозиметрических регистров работников ядерно- и радиационно-опасных предприятий»**

1984г. – начало создания регистра работников ПО«Маяк» группой эпидемиологов в ЮУрИБФ

Цель создания эпидемиологических регистров

**Проведение когортных
эпидемиологических
исследований**

Задачи, которые необходимо решить при создании регистра:

- Определение критериев включения в регистр
- Сбор данных о численном составе регистра
- Сбор данных о радиационных факторах риска
 - дозиметрические данные: органные дозы радиационного воздействия от всех источников
- Сбор данных о нерадиационных факторах риска
- Выделение когорт для исследования
- Анализ риска

Медико-дозиметрический Регистр персонала ПО «Маяк»

лаборатории радиационной эпидемиологии ЮУрИБФ

- Все без исключения лица, нанятые на работу на реакторный, радиохимический, плутониевый, ремонтно-механический заводы и завод водоподготовки первого атомного предприятия России – производственном объединении «Маяк» в период с 1948г. по 2013г.
- Данные о жизненном статусе: жив, умер, если умер – то когда и от чего
- Данные о дозах радиационного воздействия:
 - Органные дозы внешнего излучения
 - Органные дозы альфа-излучения инкорпорированного плутония
 - Дозы, полученные при проведении медицинских диагностических процедур
 - Данные о нерадиационных факторах (курение, употребление алкоголя).

Задачи регистра ПО «Маяк»

- Анализ отдаленных последствий радиационного воздействия среди персонала ПО «Маяк»
- Оценки онкологического риска в результате профессионального радиационного воздействия
- Нормирование при хроническом поступлении радионуклидов



Заводы производственного объединения ПО «Маяк»

- | **Основное производство:**
 - **Ядерные реактора**
 - | **Облучение ядерного топлива и накопление в нем плутония**
 - **Радиохимический завод**
 - | **Химическая экстракция плутония из облученного топлива**
 - **Завод по производству плутония**
 - | **Экстракция плутония из раствора**
- | **Вспомогательное производство**
 - **Завод водоподготовки**
 - **Ремонтно-механический завод**



Радиационное облучение работников ПО «Маяк»

- I Реакторное производство
 - внешнее гамма облучение
- I Радиохимический завод
 - Высокие уровни внешнего гамма облучения
 - Низкие уровни облучения содержащими ^{239}Pu аэрозолями
- I Завод по производству плутония
 - Низкие уровни внешнего гамма облучения
 - Высокие уровни облучения содержащими ^{239}Pu аэрозолями

Регистр ПО «Маяк»

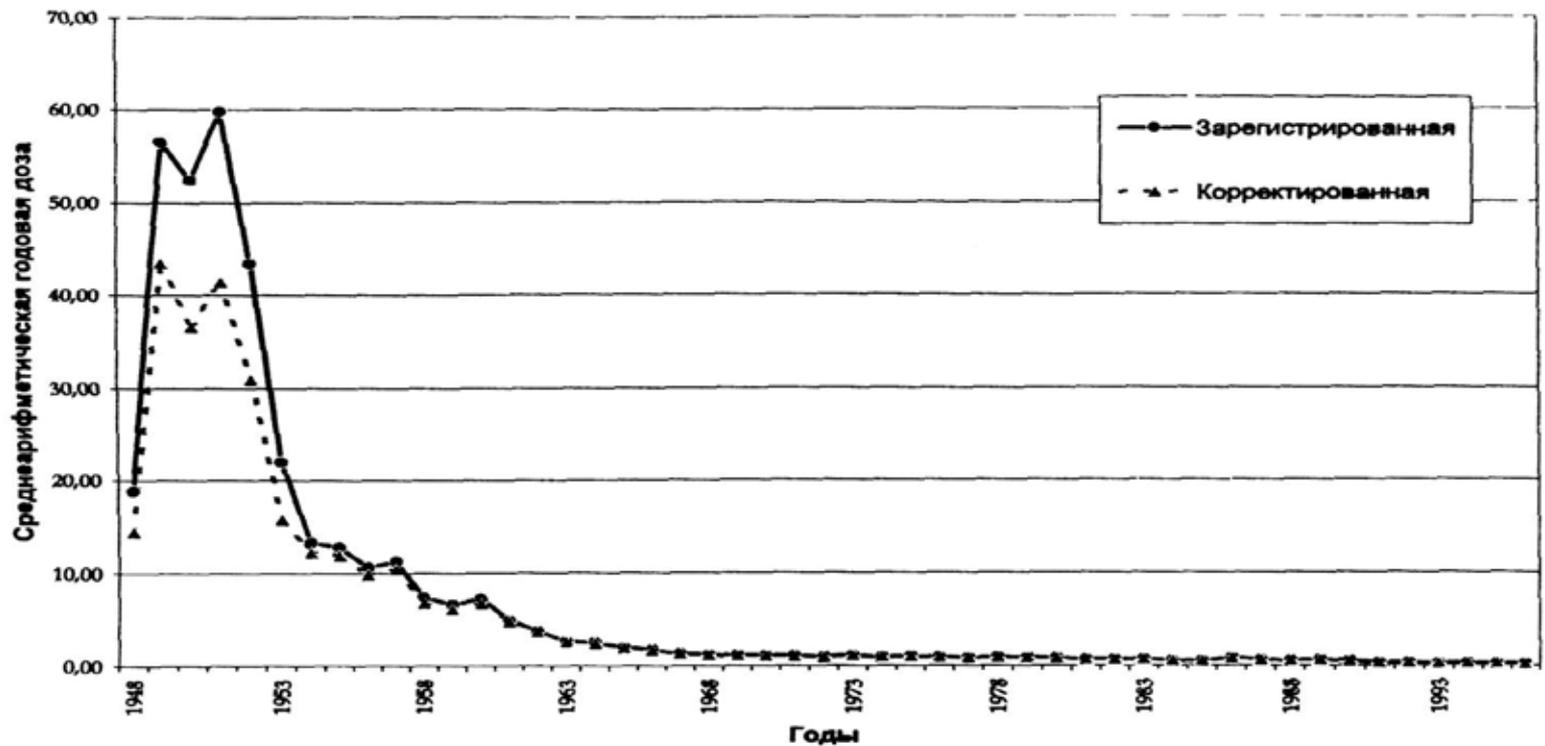


Плутониевое производство

Радиохимическое производство

Реакторное производство

Распределение среднегодовой дозы гамма-облучения (Е.К.Василенко с соав. 2001г.)



Характеристики облучения

Производство	Работники	Средняя внешняя доза на толстую кишку (mGy)	Дозиметрический контроль Ру	Средняя доза на печень (mGy)
Реакторное производство	7057	334	307	41
Радиохимическое производство	12334	601	3683	203
Плутониевое производство	10669	209	3014	378
Вспомогательное производство	5367	76	55	16



Организация работы по ведению регистра

- | Юридически-правовая сторона
- | Сбор кадровой, медицинской, дозиметрической информации
- | Сбор сведений о жизненном статусе
- | Верифицирование первичных данных
- | Ввод в БД, контроль качества
- | Систематизация, обобщение, анализ, оценки риска



Собираемые факторы воздействия

- | Курение
- | Употребление алкоголя
- | Рентгенологические исследования
- | Хронические заболевания
- | Место работы до поступления на ПО«Маяк»
- | Профессия
- | Доза внешнего гамма-облучения
- | Доза за счет содержания радионуклидов



Условия конфиденциальности

- | ограниченный и хорошо определенный доступ в помещение с компьютерами;
- | ограниченный и хорошо определенный доступ к компьютерам с паролями для получения доступа к информации;
- | пароли и ключи пользователя, не появляющиеся на дисплее;
- | регистрация компьютерного времени для каждого санкционированного доступа;
- | отделение файла фамилий от других файлов,
- | обеспечение персонала дипломатами с кодовыми замками для транспортировки конфиденциальной информации;
- | обеспечение средств идентификации персонала регистра;
- | особо внимательное соблюдение конфиденциальности данных при сборе, передаче (по почте, на магнитной ленте, дискете, по компьютерной связи или по телефону), хранении, выдаче;
- | осуществление мер контроля для всех выходных данных, позволяющих идентификацию случаев;



Состав медико-дозиметрического регистра

(период начала работы 1948-2013гг, на 12.2013г)

	Реакторное производство	Радиохимическое производство	Плутониевое производство	Вспомогательное производство	Всего
Число работников	7057	12334	10669	5367	35427
Женщины, %	22	27	28	21	25
Количество работников, контролируемых по дозе внешнего излучения, %	100	100	100	100	100
Количество работников с индивидуальными дозами внутреннего излучения, %	5	40	39	0	31

Количественная характеристика регистра в отношении жизненного статуса

	Реакторное производство	Радиохимическое производство	Плутониевое производство	Вспомогательное производство	Всего
Число работников с известным жизненным статусом, %	95,6	95,5	96,7	95,4	95,9
живые, %	50,4	50,8	53,8	63,0	53,5
умерли, %	49,6	49,2	46,2	37,0	46,5
Мигрировали из Озерска, %	39,8	40,3	39,9	35,0	38,8

Организация сбора информации и установление даты и причины смерти

- | протокол о вскрытии;
- | врачебное свидетельство о смерти;
- | актовая запись о смерти (отдел ЗАГС);
- | заключение лечащего врача о смерти в истории болезни, амбулаторной карте;
- | со слов родственников или знакомых умершего человека.

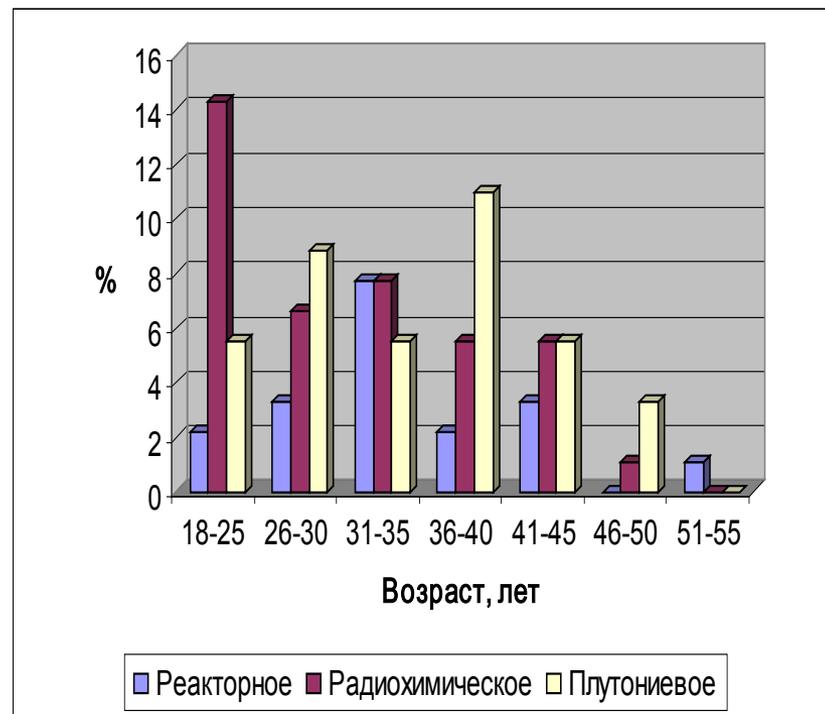
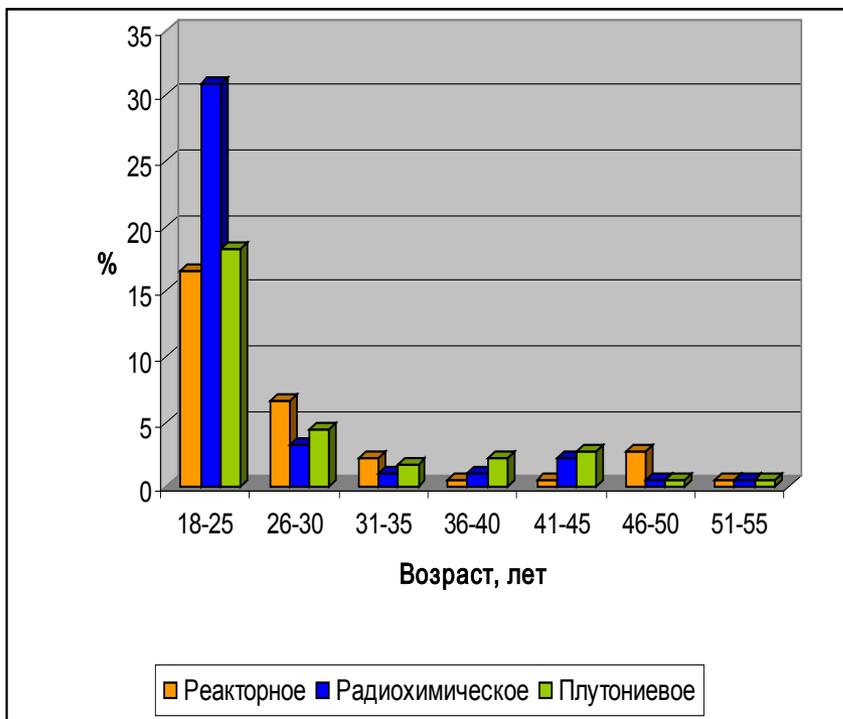


Изучение смертности (1948-2013гг..)

Показатели	Пол	РП		РХП		ПП		PM3+ВП		Всего	
		абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Число случаев смерти	М	2754	52,1	4514	52,4	3572	48,0	1614	40,2	12454	49,1
	Ж	607	40,9	1276	40,3	1191	41,6	283	25,6	3357	38,9
	Все	3361	49,6	5790	49,2	4763	46,2	1897	37,0	15811	46,5
Причина смерти установлена	М	2534	92,0	4144	91,8	3323	93,0	1473	91,3	11474	92,1
	Ж	554	91,3	1173	91,9	1111	93,3	263	92,9	3101	92,4
	Все	3088	91,9	5317	91,8	4434	93,1	1736	91,5	14575	92,2
из них от злокачественных новообразований	М	614	24,2	1015	24,5	802	24,1	300	20,4	2731	23,8
	Ж	132	23,8	300	25,6	317	28,5	55	20,9	804	25,9
	Все	746	24,2	1315	24,7	1119	25,2	355	20,4	3535	24,3
солидные ЗНО	М	579	22,8	942	22,7	771	23,2	283	19,2	2575	22,4
	Ж	118	21,3	282	24,0	296	26,6	52	19,8	748	24,1
	Все	697	22,6	1224	23,0	1067	24,1	335	19,3	3323	22,8
гемолимфобласты	М	35	1,4	73	1,8	31	0,9	17	1,1	156	1,4
	Ж	14	2,5	18	1,5	21	1,9	3	1,1	56	1,8
	Все	49	1,6	91	1,7	52	1,2	20	1,1	212	1,5

Возрастное распределение среди персонала 2008-2013гг.. найма

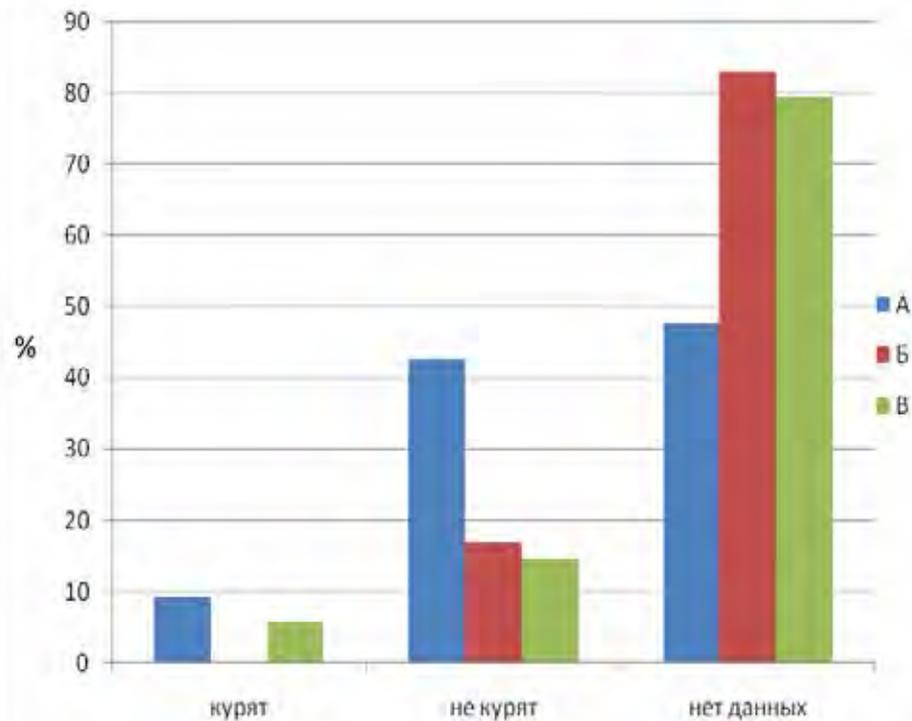
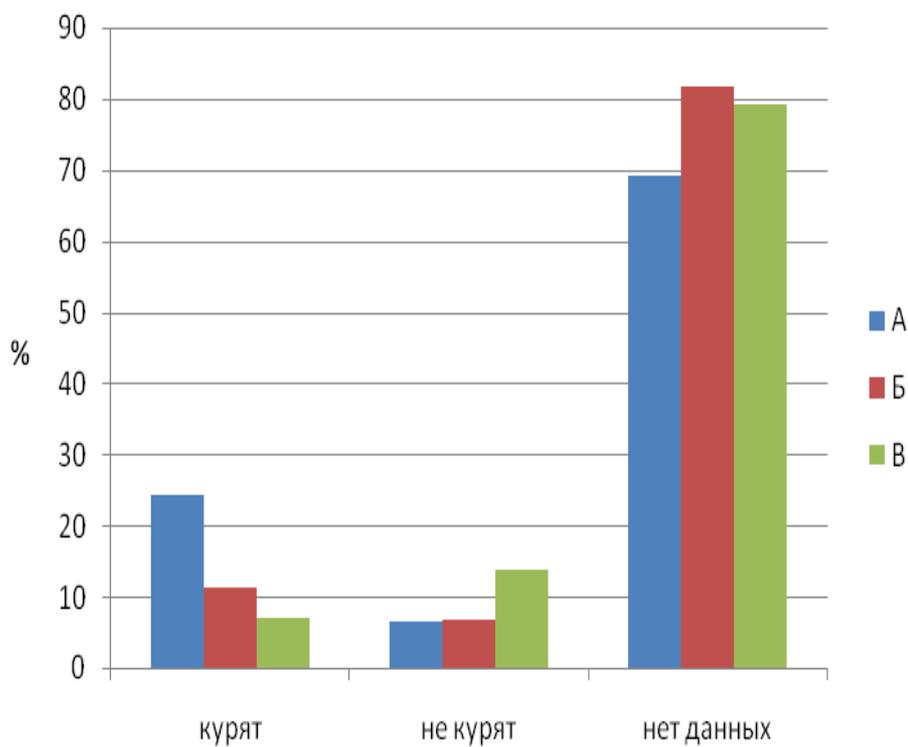
(мужчины – слева; женщины - справа)





Табачокурение

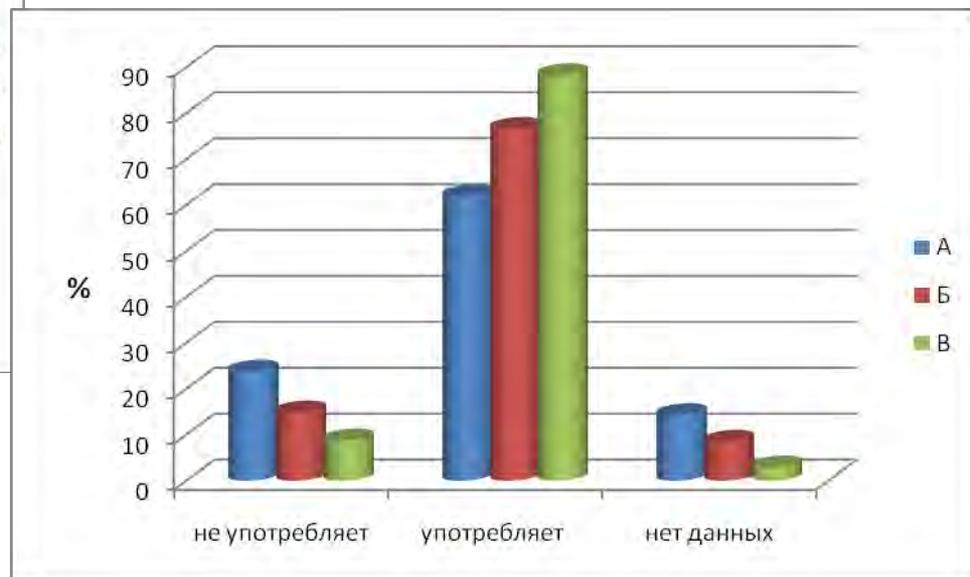
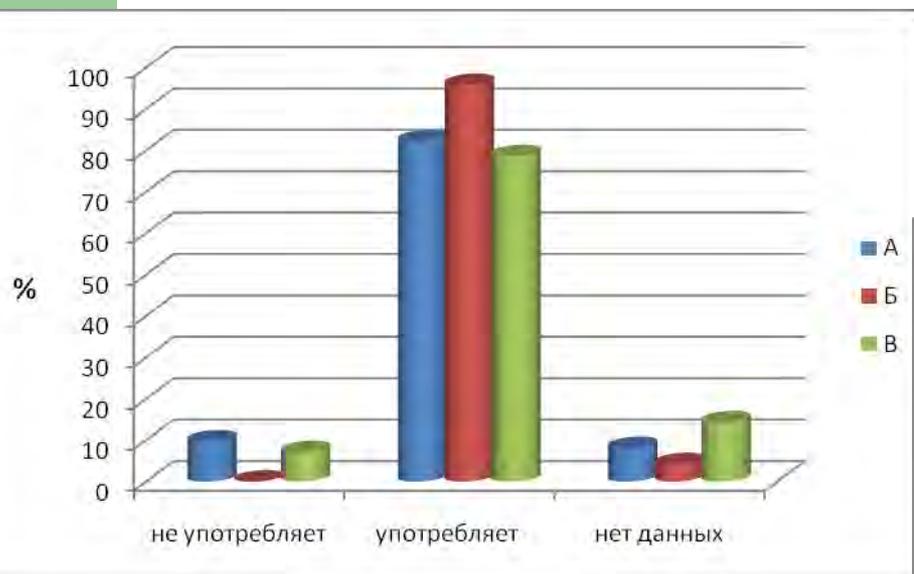
(мужчины –слева; женщины-справа)





Употребление алкоголя

(мужчины –слева; женщины-справа)





Основные результаты

- | Оценки радиогенного риска рака легкого
- | Оценки риска гемолимфобластозов
- | Оценки риска солидных раков
- | Оценки канцерогенного риска при комбинированном воздействии гамма- и альфа-облучения

Основные результаты, полученные при исследовании регистра работников ПО «Маяк»

1. Увеличение смертности от рака легкого на единицу эквивалентной дозы альфа-излучения плутония в легком (0,35 на 1 Зв) совпадает с таким же показателем в когорте жертв атомной бомбардировки: эффекты острого радиационного воздействия и пролонгированного действия излучения с высокой ЛПЭ одинаковы
2. Увеличение смертности от солидных раков (за исключением раков легкого, печени и скелета, связанных с плутонием) на единицу дозы пролонгированного внешнего излучения (0,15 на 1 Зв) в два раза меньше соответствующего показателя (0,30 на 1 Зв) при остром однократном радиационном воздействии в когорте жертв атомной бомбардировки

Уникальность регистра персонала ПО Маяк:

- Единственный в мире регистр работников ядерного предприятия, подвергшихся пролонгированному радиационному воздействию, в котором диапазон доз достаточен для надежной оценки риска пролонгированного профессионального облучения.
- Единственный в мире регистр, включающий лиц с измеренными дозами альфа-излучения плутония, достаточными для того, чтобы оценить риск, связанный и инкорпорацией плутония в организм человека



Уникальность регистра

По характеру облучения

- | Внешнее гамма-облучение и внутреннее облучение, а также в комбинации
- | Хроническое облучение
- | Измеренные дозы в широком диапазоне

По объекту

- | Облучались и мужчины и женщины
- | Диапазон возрастов
- | Жизненный статус известен у 95%
- | Медицинское обслуживание закрытого города



Уникальность регистра

- | **По объему:**

- | Большой массив данных

- | **По первичным источникам:**

- | Архив медицинских книжек

- | Качественные данные о причинах смерти

- | **По техническому обеспечению:**

- | Более 30 современных компьютеров, 22 из которых в сети

- | **По времени наблюдения:**

- | Более 65 лет



Проблемы и трудности

- | Сбор информации о жизненном статусе (адрес, дата и причина смерти) работников ПО «Маяк» затруднен тем, что вышел Федеральный закон № 152-ФЗ от 27.07.2006г. «О персональных данных» о сохранности и конфиденциальности сведений о субъектах.
- | Из-под наблюдения потеряны лица, которые выехали в бывшие республики СНГ.
- | Получение данных о причине смерти осложняется тем, что с 2000г. в свидетельстве о смерти исключили графу «причина смерти».



Перспективы

- Расширение и дополнение Регистра персонала ПО «Маяк»
- Оценки канцерогенного риска при взаимодействии доз внешнего и внутреннего облучения для опухолей различной локализации и гистологии
- Внедрение (инновация) результатов исследования в практику рекомендательного профотбора, в том числе при аварийных ситуациях
- Проведение прицельного онкоскрининга облученных лиц с профилактической целью



Заключение

- 1 Создан регистр персонала за 65 летний период существования ПО «Маяк», включающий 35427 человек, жизненный статус известен у 95,9% участников, около 1 млн человеко-лет под наблюдением, что позволяет проводить эпидемиологические исследования медицинских последствий хронического профессионального внутреннего и внешнего облучения в различном диапазоне доз с учетом других факторов воздействия

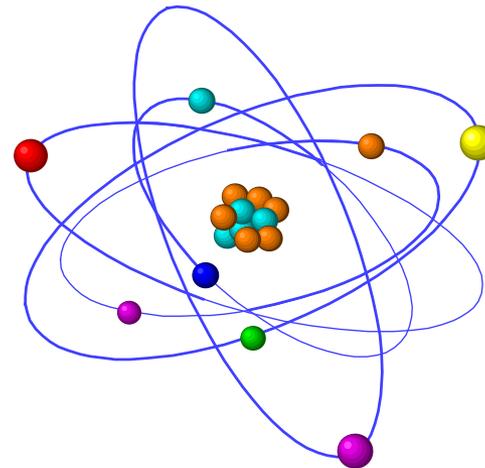


СОГЛАШЕНИЕ

о сотрудничестве между Государственной корпорацией по атомной энергии «Росатом» и Федеральным медико-биологическим агентством (1 августа 2010 г.)

- 1 Государственная корпорация по атомной энергии «Росатом», именуемая в дальнейшем Госкорпорация «Росатом», в лице генерального директора Кириенко Сергея Владиленовича, действующего на основании Федерального закона от 01.12.2007 № 317-ФЗ «О Государственной корпорации по атомной энергии «Росатом», и Федеральное медико-биологическое агентство, именуемое в дальнейшем ФМБА России, в лице руководителя Уйба Валентина Викторовича, действующего на основании Положения о Федеральном медико-биологическом агентстве, утвержденного постановлением Правительства Российской Федерации от 11.04.2005 № 206, вместе именуемые Стороны, учитывая взаимные интересы в области здравоохранения, заключили настоящее соглашение о нижеследующем:

Благодарю за внимание



Дозовые ядра тонкого луча и дифференциального тонкого луча фотонов со спектром терапевтических аппаратов с источником Co-60 и их аналитическая аппроксимация

В.А. Климанов^{1,2,4}, А.Н. Моисеев³, М.А. Колыванова^{2,4},
А.П. Черняев²

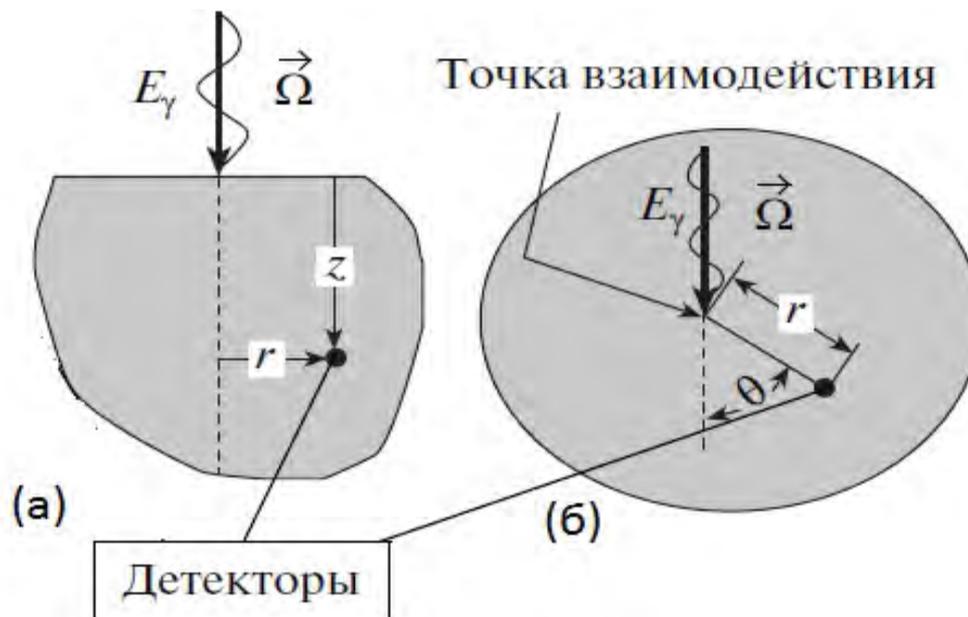
1. *Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»*
2. *Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова*
3. *Лечебно-реабилитационный центр Минздрава РФ*
4. *ФБГНУ «ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна*

Модели современных систем дозиметрического планирования

- В современных 3-М СП дистанционной лучевой терапии пучками тормозного излучения широкое применение находят модельные методы, основанные на использовании дозовых ядер (англ. *dose kernel*) для элементарных источников фотонов.
- Эти дозовые ядра, представляющие собой относительные пространственные распределения поглощенной энергии в единице объема тканеэквивалентной среды, обычно предварительно рассчитываются методом Монте-Карло.
- Наиболее популярными моделями стали модель дифференциального тонкого луча (ДТЛ) (англ. *Differential pencil beam*), часто называемая также модель "Point spread function" (дословно «Функция растекания точки»), и модель тонкого луча (англ. *Pencil beam*).

Геометрия моделей ДТЛ и ТЛ

- Геометрии элементарных источников фотонов и их геометрические переменные: а) – тонкий луч; б) – дифференциальный тонкий луч



Особенности моделей А. Ahnesjo

- Аппроксимация в гомогенной водной среде для тормозных спектров имеет вид:

$$K_{\text{ТЛ}}(z, r) = \left(A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r} \right) / r;$$

$$K_{\text{дТЛ}}(r, \theta) = \left(A_\theta \cdot e^{-a_\theta \cdot r} + B_\theta \cdot e^{-b_\theta \cdot r} \right) / r^2,$$

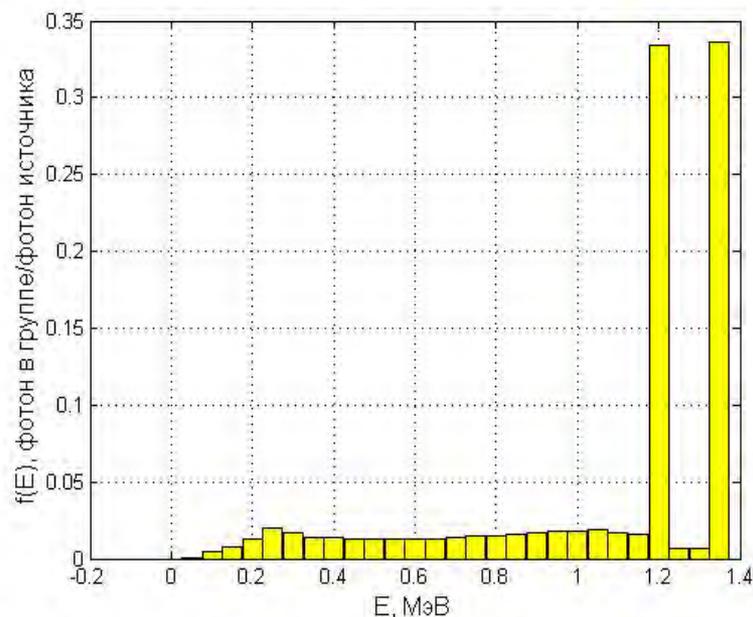
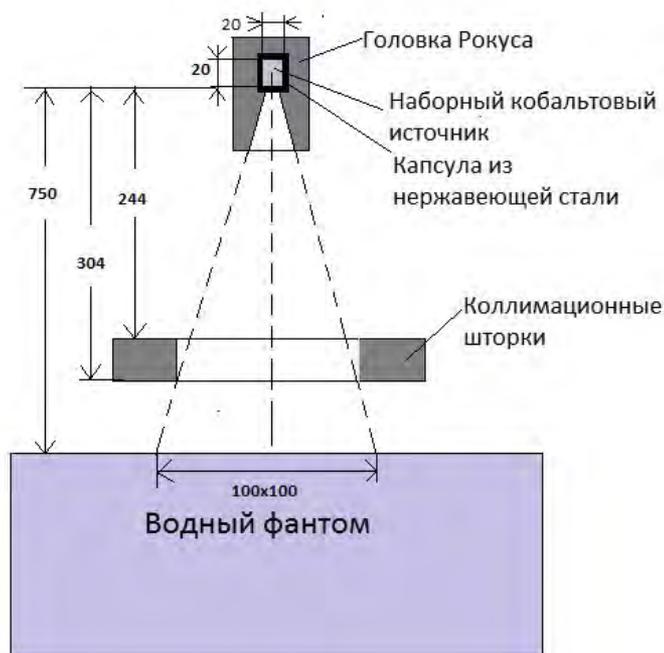
- где A, a, B, b – эмпирические коэффициенты, зависящие для данного спектра фотонов от радиуса r и от угла θ .
- Важная особенность – разделение дозы на первичную дозу (доза, создаваемая заряженными частицами, образующимися в точке первого взаимодействия фотона) и рассеянную дозу (доза, создаваемая рассеянным излучением)
- Эта аналитическая аппроксимация легла в основу двух самых быстрых и точных метода расчета 3-мерных дозовых распределений, называемых “Pencil beam” (PB) и “Collapsed cone convolution” (CCC),

Недостатки моделей

- Однако, как показал анализ, данные аппроксимации дают приемлемую точность только для непрерывных спектров тормозного излучения с энергией 4, 6, 10, 15 и 24 МВ, а формульное разделение дозы на дозу от первичного и рассеянного излучений удовлетворительно работает только для тормозных пучков с энергиями 4, 6 и 10 МВ.
- Нами позднее были рассчитаны дозовые ядра для моноэнергетических источников фотонов в геометрии ДТЛ и ТЛ в диапазоне энергии от 0.1 МэВ до 25 МэВ и предложены достаточно точные аппроксимационные формулы для первичного и рассеянного компонентов дозовых ядер ТЛ и ДТЛ для моноэнергетических источников. Однако они оказались не удобными для применения в методах *PВ* и *ССС*.

Особенности аппарата Рокус

- В терапевтических аппаратах типа РОКУС применяются наборные источники, помещаемые в цилиндрические капсулы из нержавеющей стали. Диаметр капсулы 23 мм и высота 22.5 мм. Объемная плотность активной части составляет примерно 5.0 – 5.9 г/см³

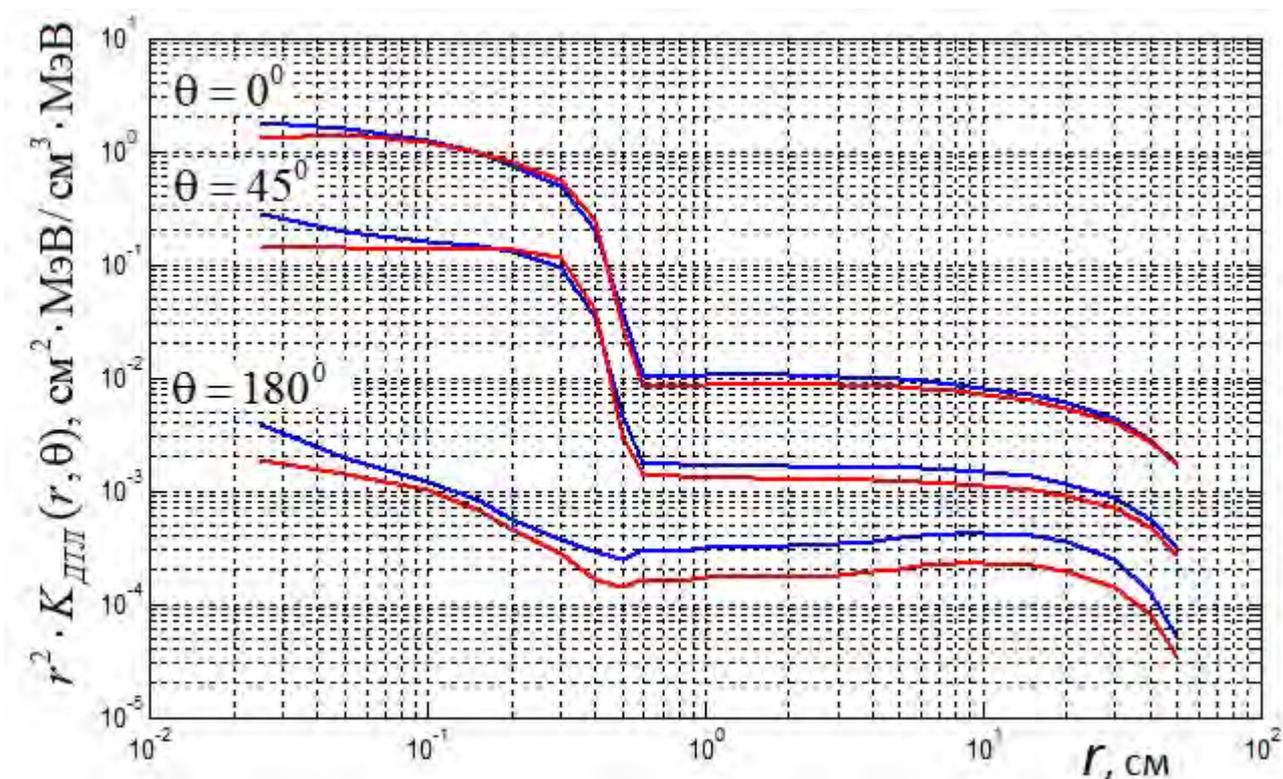


Расчет дозовых ядер ТЛ и ДТЛ для спектра Рокус

- Расчет был выполнен методом Монте-Карло с помощью кода *EGSnrc*, являющегося улучшенной версией кода *EGS4*. В частности существенной модификацией подверглось моделирование транспорта низкоэнергетических фотонов и электронов, включены учет связи электронов в атоме и процессы релаксации атомов после комптоновского рассеяния и фотопоглощения фотонов и др.
- Расчет проведен в цилиндрической (ТЛ) и в сферической (ДТЛ) системах координат для для 24 значений r (от 0.025 до 50.0 см), 26 значений z (от 0.25 до 45.0 см) и для 48 значений углов θ (от 3.75 до 180 градусов). Статистическая погрешность расчета была 2% для $r < 25$ см и углов $\theta \leq 150^\circ$. При больших углах погрешность в отдельных точках достигла 5 %.

Сравнение с дозовым ядром для моноэнергетических фотонов $E=1.25$ МэВ

- При расчетах дозы, создаваемой Рокус, часто принимают, что энергия фотонов равна $E_0 = 1.25$ МэВ. Однако для дозового ядра это приводит к значимым погрешностям.



Аналитическая аппроксимация ядер

- Дозовые ядра ТЛ и ДТЛ разделялись на два компонента:
$$K_{\text{ДТЛ}} = K_{\text{ДТЛ},p} + K_{\text{ДТЛ},s}.$$
- Для аппроксимации радиальной зависимости каждого компонента ДТЛ было применено следующее выражение:

$$K_{\text{ДТЛ},j}(r, \theta) = \sum_{i=1}^n C_i(\theta) \cdot e^{-k_i(\theta) \cdot r} / r^2,$$

- где C_i и k_i – эмпирические параметры, значения которых для фотонов со спектром аппарата РОКУС подбирались с помощью подгонки методом нелинейной регрессии результатов расчета по формуле к результатам расчета методом Монте-Карло; j – равняется p или s .
- Вид формулы очень удобен для методов “РВ” и “ССС”, так как при интегрировании по пространству приводит к простым аналитическим выражениям

Определение коэффициентов для аппроксимационной формулы

- Примененная методика была апробирована авторами ранее и состоит из следующих этапов: сначала дискретная дозовая матрица, полученная методом МК, переводится из дифференциальной формы в интегральную. Это выполняется кумулятивным суммированием от 0 до радиуса R в пределах каждого конуса $[\theta_{k-1}, \theta_k]$.

- Введём соответствующий интегральный вид дозового ядра

$$K_{\text{дтл},j}^{\int}(R, \theta) = \int_0^R r^2 \cdot K_{\text{дтл},j}(r, \theta) dr = \sum_{i=1}^n \frac{C_i(\theta)}{k_i(\theta)} \cdot (1 - e^{-k_i(\theta) \cdot R})$$

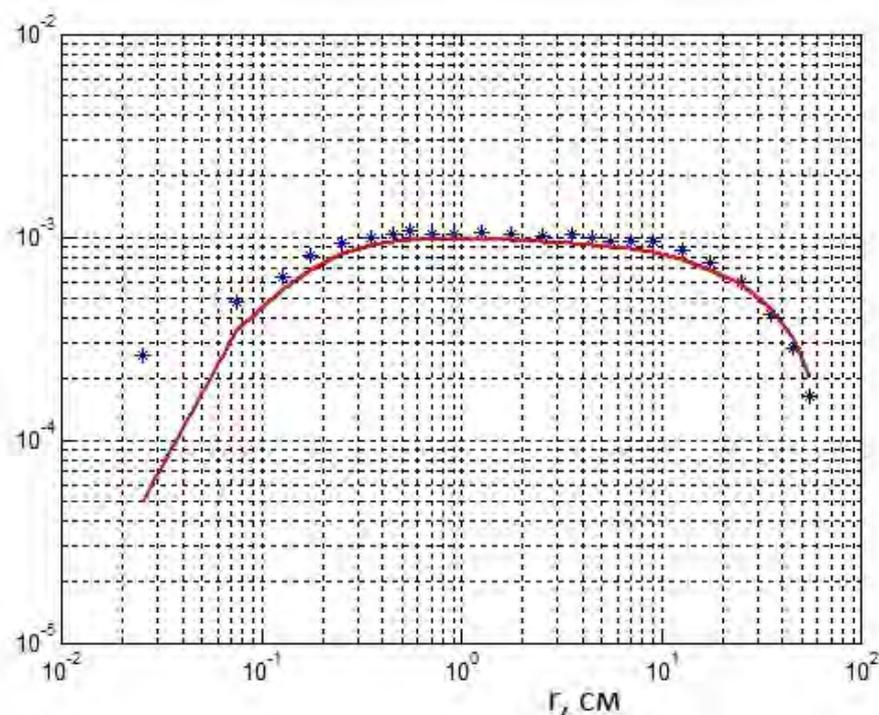
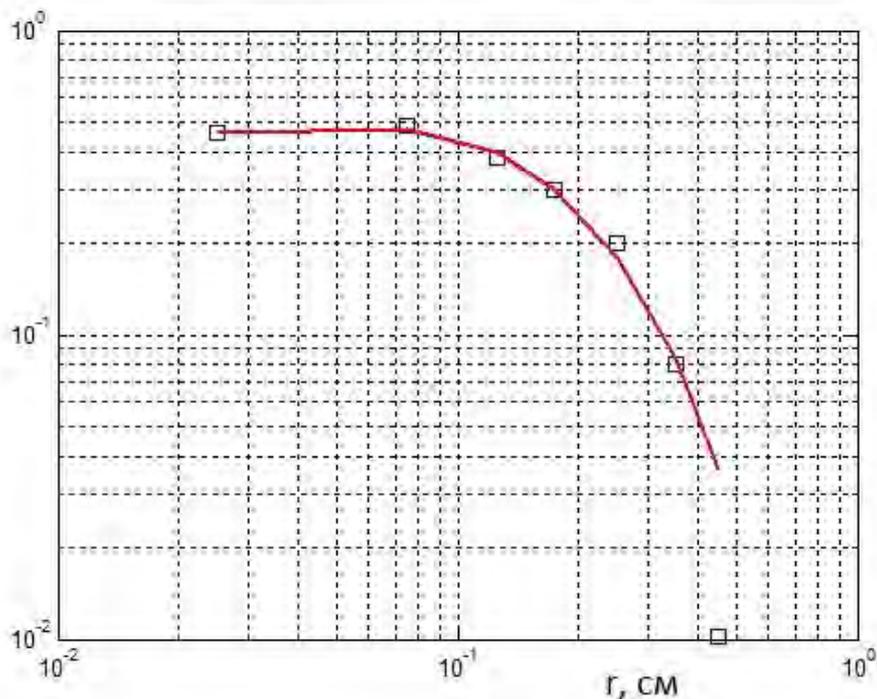
- Сделаем замены $\frac{C_i(\theta)}{k_i(\theta)} = \mathcal{C}_i(\theta)$ и $\sum_{i=1}^n \frac{C_i(\theta)}{k_i(\theta)} = K_{\text{дтл},j}^{\int}(R_{\text{max}}, \theta) = M(\theta)$

Определение коэффициентов для аппроксимационной формулы

- После замен получим
$$1 - \frac{K_{\text{дтл},j}^{\int}(R, \theta)}{M(\theta)} = \sum_{i=1}^n C_i(\theta) \cdot e^{-k_i(\theta) \cdot R}$$
- Члены вырождены, и использование стандартных подходов не приводят к желаемому результату, если априорно не разделить коэффициенты по разным областям.
- Использовался двухкомпонентный подход: коэффициенты k_i находились методом случайного поиска, а C_i - методом наименьших квадратов. Итоговая формула для нахождения коэффициентов

$$K_{\text{дтл},j}^{\int}(R, \theta) = M(\theta) \cdot \left(1 - \sum_{i=1}^n C_i(\theta) \cdot e^{-k_i(\theta) \cdot R}\right)$$

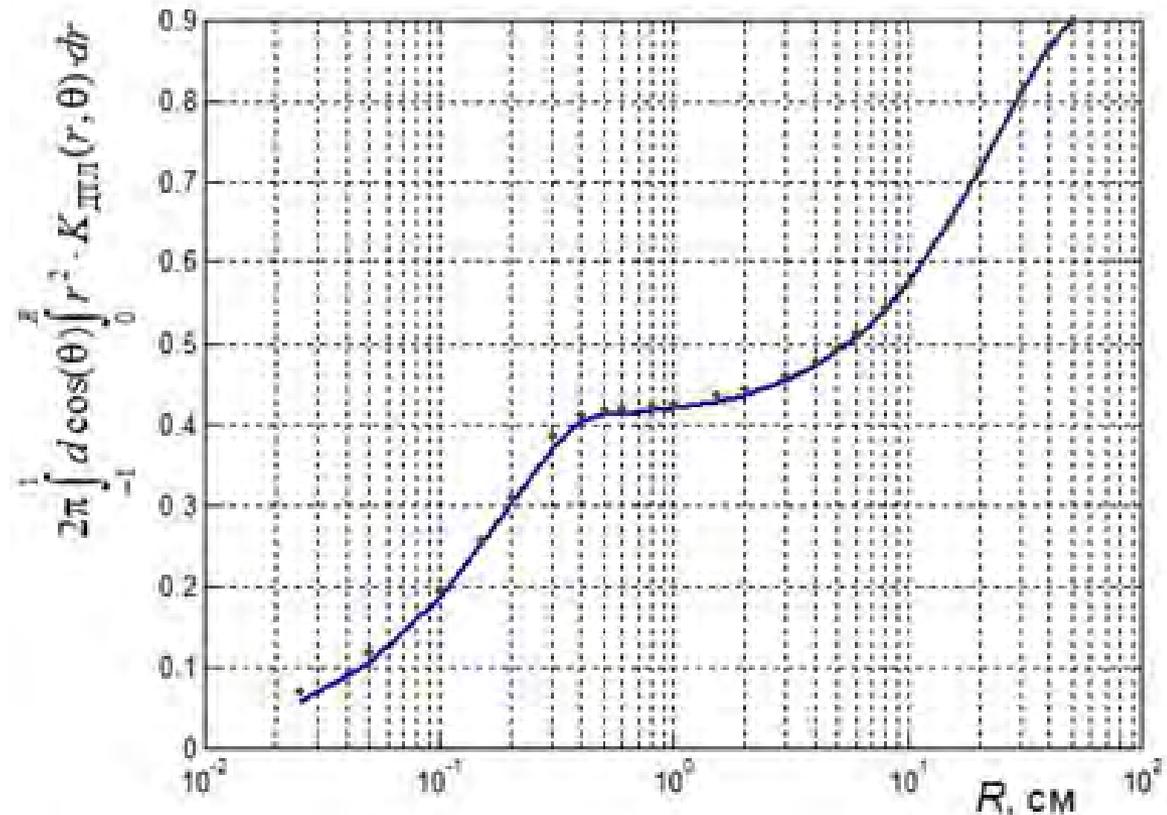
Сравнение результатов аппроксимации с исходными данными



Сравнение результатов расчета ДТЛ методом МК (маркеры) с расчетом по аппроксимационной формуле (кривые) для направления $\theta = 0^0 - 3.75^0$. Слева $K_p \cdot r^{**2}$ и справа $K_s \cdot r^{**2}$

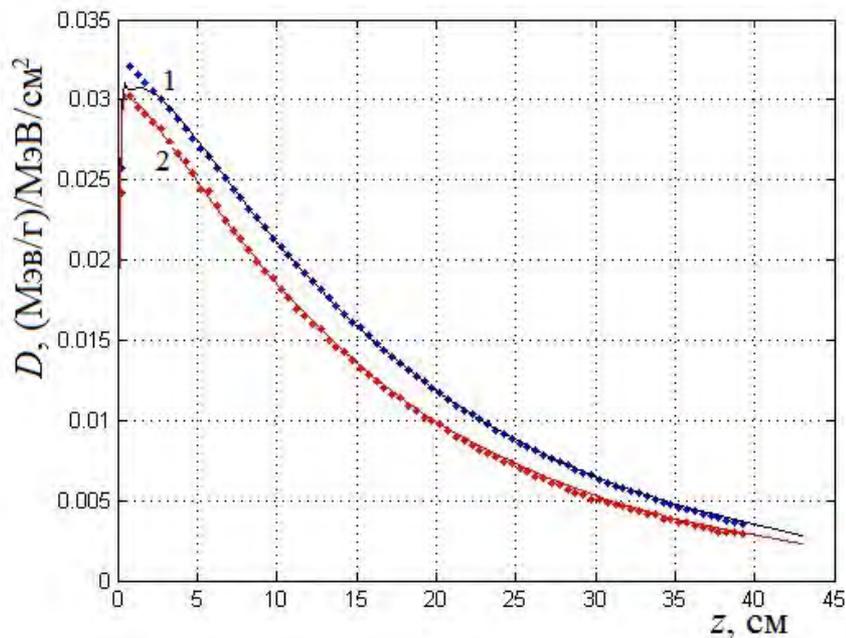
Сравнение с интегральными данными

- По этой методике были определены все коэффициенты аппроксимационных формул. Погрешность расчета интеграла от дозового ядра при этом находится в пределах 3%.

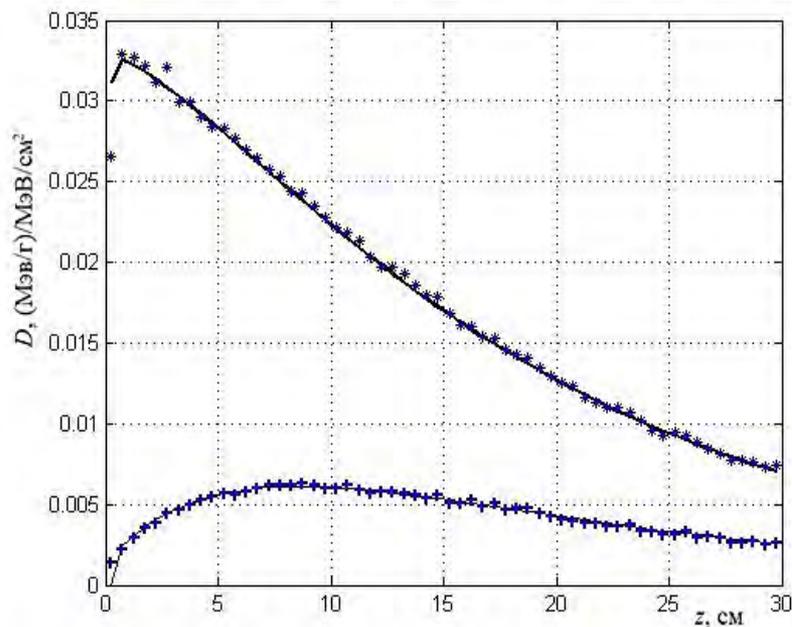


Сравнение с дозовым распределением от дискового мононаправленного источника в воде

- Дозовое ядро ТЛ



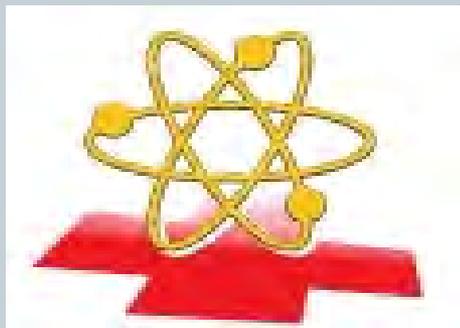
- Дозовое ядро ДТЛ



ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПЕРСОНАЛА ОРГАНИЗАЦИЙ И НАСЕЛЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ НА ТЕРРИТОРИЯХ, ОБСЛУЖИВАЕМЫХ ФМБА РОССИИ



КОСТЕРЕВ В.В., ЦОВЬЯНОВ А.Г.,
СИВЕНКОВ А.Г., БРАГИН Ю.Н., КРИМИНСКИЙ А.А.



ФМБЦ им. А.И. Бурназяна

НИЯУ МИФИ

«Радиационная защита и радиационная безопасность в ядерных технологиях»

22-25 сентября 2015 г.

Единая государственная система контроля и учета индивидуальных доз облучения граждан Российской Федерации (ЕСКИД)

Федеральный закон

от 9.01.1996 №3-ФЗ «О радиационной безопасности населения»



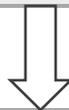
Постановление Правительства РФ

от 16.06.1997 №718 «О порядке создания единой государственной системы контроля и учета индивидуальных доз облучения граждан»



Приказ Минздрава РФ

от 31.12.1999 №466 «О введении государственного статистического наблюдения за дозами облучения персонала и населения»



Роспотребнадзор



ФМБА России

Реестр ФБД ФМБА России

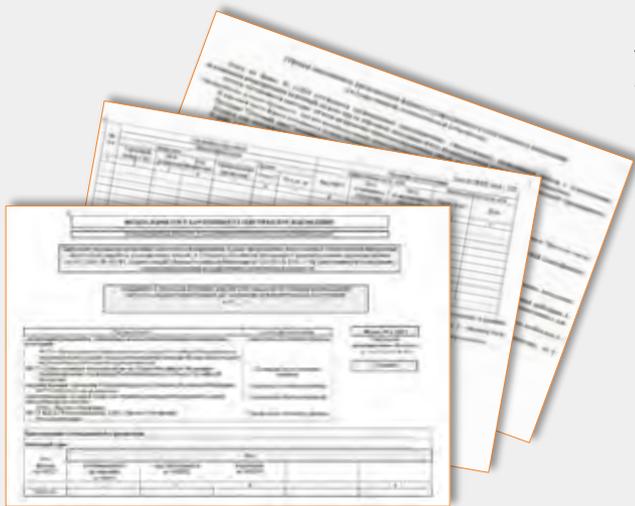
523 радиационно-гигиенических паспорта организаций и **8** паспортов территорий; данные о **155021** человеке, в том числе **80081** в *категории А* и **74940** в *категории Б* за **2013** отчетный год

Численность персонала на объектах, обслуживаемых ФМБА России за 2013 год

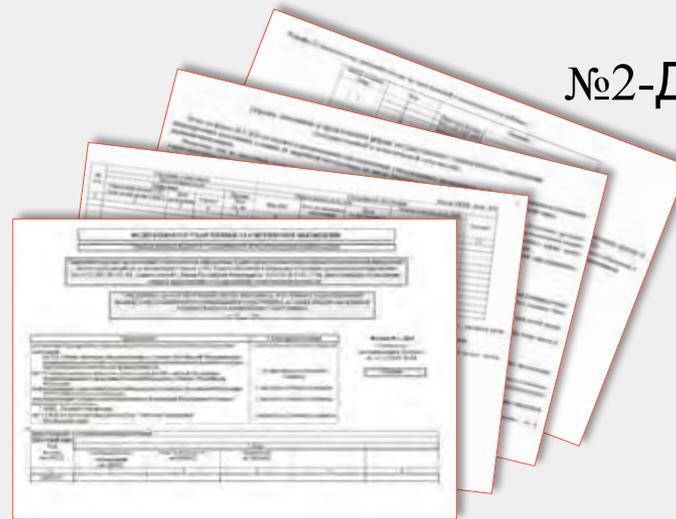
Ведомственная принадлежность	Количество предприятий	Численность персонала		
		А	Б	Всего
Госкорпорация "Росатом"	124	64797	33873	98670
Медицинские организации	207	2551	561	3112
Объединенная судостроительная корпорация	10	5013	37387	42400
Роскосмос	29	604	240	844
Прочие	153	7116	2879	9995
Всего:	523	80081	74940	155021

Формы государственного статистического наблюдения

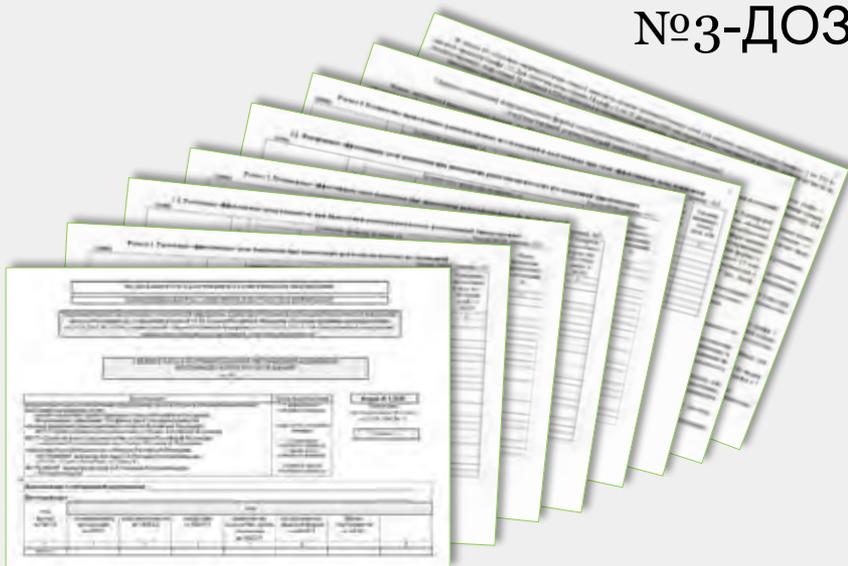
№1-ДОЗ

A stack of several forms for form No. 1-DOZ, outlined in orange. The forms contain various fields, tables, and checkboxes, typical of a statistical reporting document.

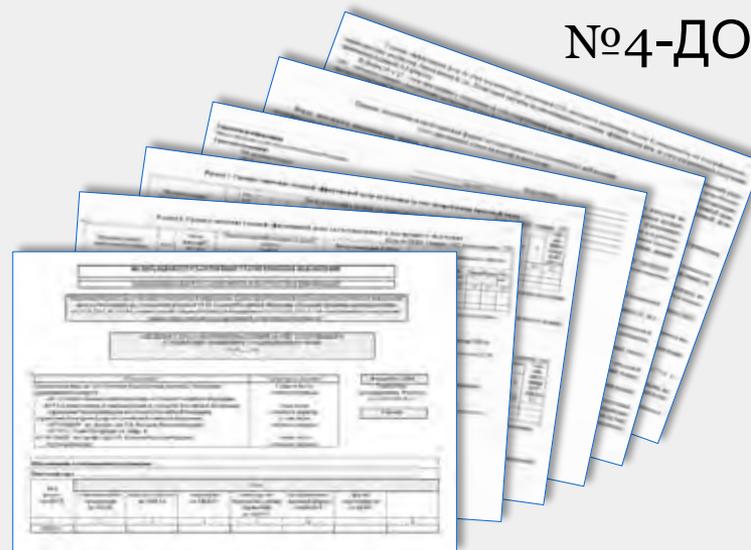
№2-ДОЗ

A stack of several forms for form No. 2-DOZ, outlined in red. The forms contain various fields, tables, and checkboxes, typical of a statistical reporting document.

№3-ДОЗ

A stack of several forms for form No. 3-DOZ, outlined in green. The forms contain various fields, tables, and checkboxes, typical of a statistical reporting document.

№4-ДОЗ

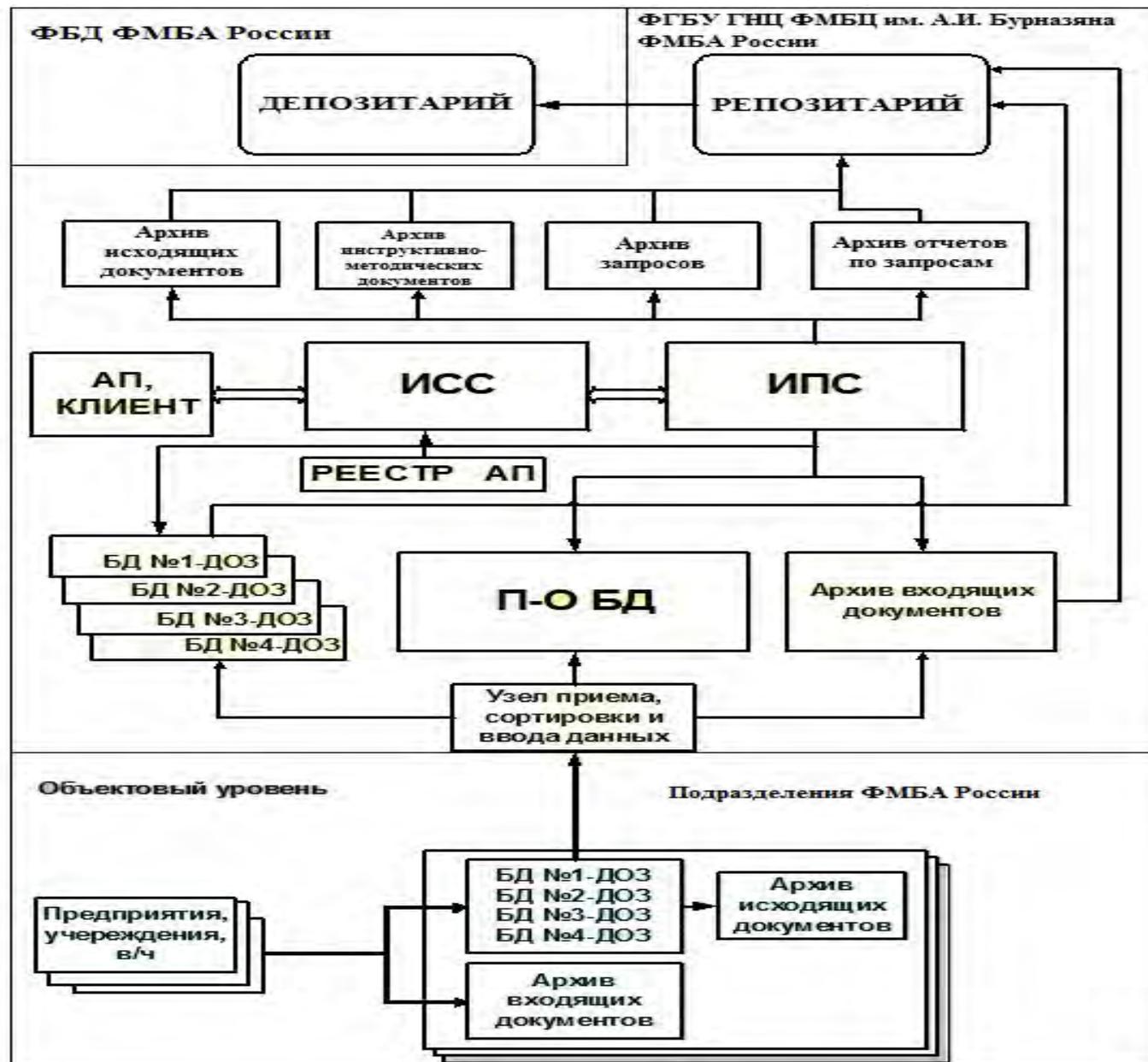
A stack of several forms for form No. 4-DOZ, outlined in blue. The forms contain various fields, tables, and checkboxes, typical of a statistical reporting document.

№ 1-ДОЗ “Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях нормальной эксплуатации техногенных источников ионизирующих излучений”

№ 2-ДОЗ “Сведения о дозах облучения лиц из персонала в условиях радиационной аварии или планируемого повышенного облучения, а также лиц из населения, подвергшегося аварийному облучению”

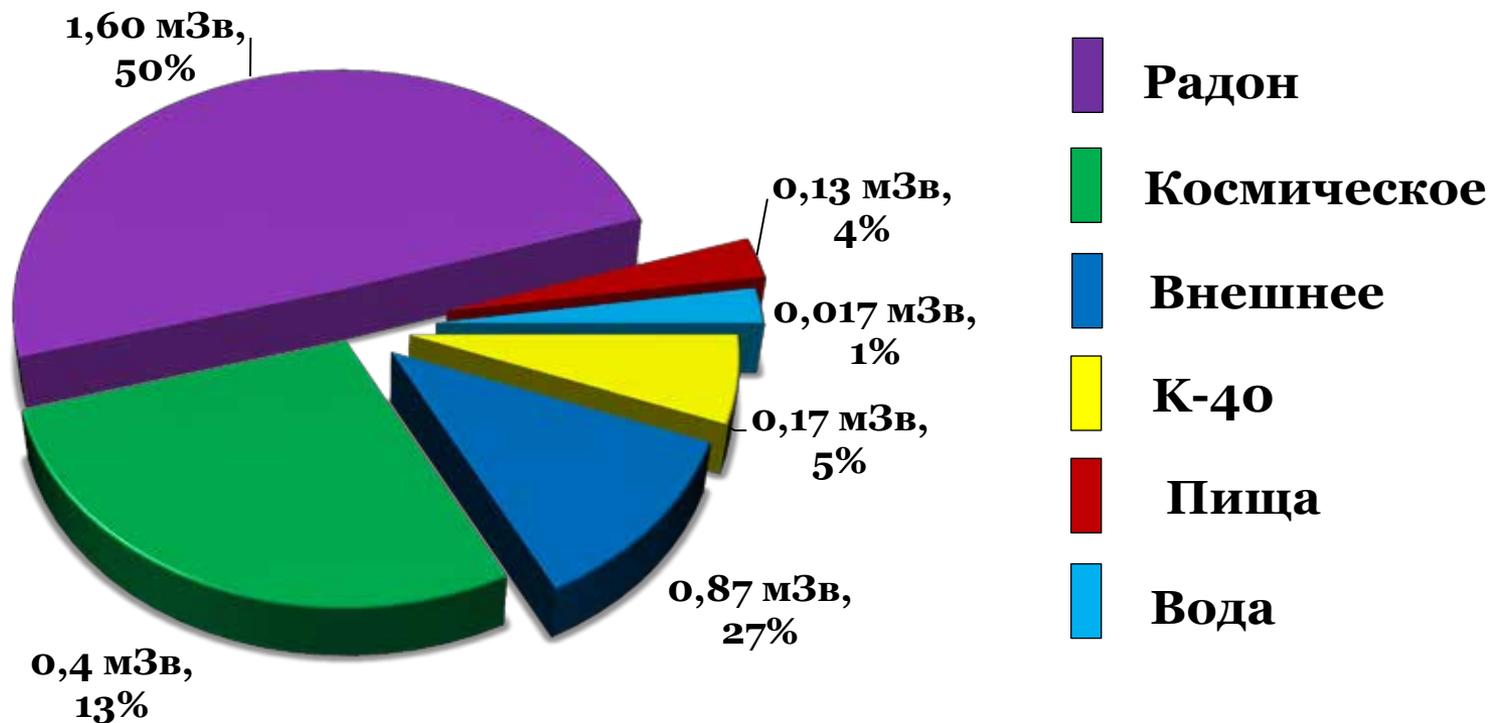
№ 3-ДОЗ “Сведения о дозах облучения пациентов при проведении рентгенорадиологических исследований”

№ 4-ДОЗ “Сведения о дозах облучения населения за счет естественного и техногенно измененного фона”



Значения средней годовой индивидуальной дозы облучения населения от различных природных источников по данным форм №4–ДОЗ за 2013 год

1 734 104 человека - численность населения в 35 населенных пунктах по формам государственного статистического наблюдения №4–ДОЗ



Суммарное 3.19 мЗв

Структура средней индивидуальной дозы природного облучения населения в 2013 году

Вид облучения	К-40	Космика	Внешнее	Радон	Пища	Вода	Суммарное значение
Эффективная доза, мЗв	0.17	0.4	0.87	1.60	0.13	0.017	3.19
Вклад, %	5	13	27	50	4	1	100

Данные по профессиональному внешнему и внутреннему облучению персонала, сгруппированному по ведомствам, с учетом нулевых значений индивидуальных доз за 2013 год

Ведомство	Численность персонала на ИДК, чел.	Число нулевых значений	Мода, мЗв	Медиана, мЗв	Среднее, мЗв	СКО мЗв	Квантиль, мЗв		Коэффициент вариации, %
							5%	95%	
Госкорпорация «Росатом»	73861	7392	0	0.83	1.65	2.44	0	6.70	147.49
ФМБА России	3154	97	0	0.80	0.90	0.91	0.05	1.93	100.45
Объединенная судостроительная корпорация	5378	51	0.20	1.10	1.65	1.58	0.2	4.14	95.68
РАН, Роснаука	1715	30	0.13	0.22	0.52	1.22	0.02	1.55	233.64
Федеральное космическое агентство, Роскосмос	683	37	0.20	0.50	0.80	0.72	0	2.03	90.34
Прочие	12078	1139	0.04	0.58	1.21	2.1	0	4.66	173.31
ВСЕГО	96869	8746	0.10	0.67	1.12	1.50	0.05	3.50	140.15

Численность находящегося на ИДК персонала, сгруппированного по ведомствам, с учетом полученной индивидуальной дозы облучения

Название ведомства	Численность персонала, имеющего индивидуальную дозу в заданном диапазоне доз, мЗв									
	<0.5	0.5-1	1-3	3-5	5-10	10-15	15-20	20-30	30-50	>50
Госкорпорация "Росатом"	26614	14461	21602	5703	3829	1416	234	0	2	0
ФМБА России	819	1256	1015	47	12	2	3	0	0	0
Объединенная судостроительна я корпорация	1062	1248	2148	726	167	23	4	0	0	0
РАН, Роснаука	1262	269	158	7	5	12	2	0	0	0
Федеральное космическое агентство	336	95	246	5	1	0	0	0	0	0
прочие	5504	2388	3096	544	378	119	45	3	1	0
ВСЕГО	35597	19717	28265	7032	4392	1572	288	3	3	0

Данные по профессиональному внешнему и внутреннему облучению на АЭС с учетом нулевых значений индивидуальных доз за 2013 год

Название предприятия	Численность персонала на ИДК, чел.	Число нулевых значений	Мода, мЗв	Медиана мЗв	Среднее мЗв	СКО мЗв	Квантиль, мЗв		Коэфф. вариации, %
							5%	95%	
Балаковская АЭС	2106	1372	0	0	0.3	0.91	0	1.98	304.23
Белоярская АЭС	1560	519	0	0.05	0.31	0.73	0	1.59	235.94
Билибинская АЭС	796	0	0.3	1.30	2.93	3.61	0.10	10.5	123.11
Калининская АЭС	2512	1094	0	0.03	0.41	0.98	0	2.13	240.79
Кольская АЭС	2386	791	0	0.11	1.25	2.58	0	7.28	206.89
Курская АЭС	3324	64	0	0.89	1.86	2.60	0.15	8.27	140.33
Ленинградская АЭС	3958	352	0	0.80	1.81	2.85	0	8.65	157.37
Нововоронежская АЭС	2144	294	0	0.21	1.37	2.82	0	8.21	206.04
Ростовская АЭС	1823	907	0	0.01	0.12	0.36	0	0.67	297.16
Смоленская АЭС	3117	104	0	0.89	2.18	3.42	0.09	11.57	156.65
Все АЭС	23726	5497	0.03	0.43	1.25	2.09	0.03	6.09	206.85

Данные по профессиональному внешнему и внутреннему облучению на АЭС без учета нулевых значений индивидуальных доз за 2013 год

Название предприятия	Численность персонала на ИДК, чел.	Число ненулевых значений	Мода мЗв	Медиана мЗв	Среднее мЗв	СКО мЗв	Квантиль, мЗв		Коэфф. вариации, %
							5%	95%	
Балаковская АЭС	2106	734	0.01	0.23	0.86	1.38	0.01	4.08	160.51
Белоярская АЭС	1560	1041	0.01	0.14	0.46	0.85	0.01	2.17	183.93
Билибинская АЭС	796	796	0.30	1.30	2.93	3.61	0.10	10.50	123.11
Калининская АЭС	2512	1418	0.01	0.26	0.72	1.21	0.01	2.84	168.47
Кольская АЭС	2386	1595	0.02	0.48	1.87	2.97	0.02	9.02	159.07
Курская АЭС	3324	3260	0.65	0.90	1.89	2.62	0.25	8.36	138.28
Ленинградская АЭС	3958	3606	0.10	0.90	1.98	2.92	0.08	8.98	147.22
Нововоронежская АЭС	2144	1850	0.01	0.31	1.58	2.97	0.02	8.7	187.78
Ростовская АЭС	1823	916	0.01	0.06	0.24	0.47	0.01	1.06	198.53
Смоленская АЭС	3117	3013	0.25	0.93	2.26	3.45	0.18	11.89	152.93
Все АЭС	23726	18229	0.14	0.55	1.48	2.25	0.07	6.76	161.98

Данные по профессиональному внешнему и внутреннему облучению на АЭС, объединенные по типам реакторов, с учетом нулевых значений индивидуальных доз за 2013 год

Тип реактора (АЭС)	Численность персонала на ИДК, чел.	Число нулевых значений	Мода мЗв	Медиана мЗв	Среднее мЗв	СКО мЗв	Квантиль мЗв		Коэфф. вариации, %
							5%	95%	
БН (Белоярская АЭС)	1560	519	0	0.05	0.31	0.73	0	1.59	235.94
ВВЭР (Балаковская, Кольская, Калининская, Ростовская Нововоронежская АЭС)	10971	4458	0	0.04	0.71	1.91	0	4.12	269.70
РБМК (Смоленская, Ленинградская, Курская АЭС)	10399	520	0	0.87	1.94	2.96	0	9.18	153.07
ЭГП (Билибинская АЭС)	796	0	0.30	1.30	2.93	3.61	0.10	10.50	123.11
Все АЭС	23726	5497	0.08	0.57	1.47	2.3	0.03	6.35	195.46

В 2014 году отчеты по форме государственного статистического наблюдения №3-ДОЗ «Сведения о дозах облучения пациентов при проведении медицинских рентгенорадиологических исследований» за 2013 год получены от **181** медицинского учреждения ФМБА России.

Суммарное количество всех диагностических рентгенорадиологических процедур в медучреждениях ФМБА России в 2013 году составило 6 943 366 единиц.

В количественном соотношении преобладают флюорограммы органов грудной клетки (2 182 369 единиц), рентгенограммы конечностей (883 581 единиц) и рентгенограммы молочной железы (841 904 единиц).

ФГ – флюорограммы, РГ – рентгенограммы, РС – рентгеноскопия, КТ – компьютерная томография, СИ – специальные исследования, РНИ – радионуклидные исследования

Количество рентгенорадиологических процедур по видам и группам органов в медицинских учреждениях ФМБА России в 2013 году

Количество процедур по видам, единиц

Исследуемый орган	ФГ	РГ	РС	КТ	СИ	К-во процедур
Органы грудной клетки	2182369	769566	9079	33789	1784	2996587
Конечности	3	883581	2344	3688	3317	892933
Шейные позвонки	3653	191960	743	3581	677	200614
Грудные позвонки	16	112713	3	2688	487	115907
Поясничные позвонки	0	202529	0	9021	162	211712
Таз и бедро	0	107593	124	13098	4	120819
Ребра и грудина	9	54132	0	20	2	54163
Органы брюшной полости	0	58622	4777	30038	2758	96195
Верхняя часть желудочно-кишечного тракта	0	84502	19339	341	1333	105515
Нижняя часть желудочно-кишечного тракта	0	69811	14626	19	1376	85832
Череп	666	319203	31	47735	1108	368743
Челюстно-лицевая область, в т. ч. зубы	9209	702301	0	3025	0	714535
Почки, мочевыводящая система	0	102604	265	358	4104	107331
Молочная железа	0	841904	0	0	0	841904
Прочие	702	23316	236	889	5433	30576
Всего	2196627	4524337	51567	148290	22545	6943366

Коллективные и средние дозы пациентов при проведении рентгенологических исследований по видам и группам органов в медицинских учреждениях ФМБА России в 2013 году

Годовые коллективные дозы пациентов по видам процедур, чел-мЗв						Суммарная коллективная доза, чел-мЗв
Исследуемый орган	ФГ	РГ	РС	КТ	СИ	
Органы грудной клетки	135949	71103	11932	173522	7265	399771
Конечности	0	9631	2782	1763	1024	15200
Шейные позвонки	442	22845	404	10054	1093	34838
Грудные позвонки	1	37112	3	12709	543	50368
Поясничные позвонки	0	11843	0	60910	205	179545
Таз и бедро	0	61288	0015	91948	3	153254
Ребра и грудина	1	18940	0	154	1	19096
Органы брюшной полости	0	52132	14108	226283	7296	299819
Верхняя часть желудочно-кишечного тракта	0	49313	46799	1672	741	98525
Нижняя часть желудочно-кишечного тракта	0	59489	91927	114	6092	157622
Череп, челюстно-лицевая область	466	17064	36	94971	1245	113782
Зубы	378	9695	0	406	0	10479
Почки, мочевыводящая система	0	47558	4165	2658	4588	58969
Молочная железа	0	72803	0	0	0	72803
Прочие	35	10910	364	789	54252	6635
Всего	137272	658313	172535	677953	84348	1730421
Средняя доза на процедуру, мЗв	0.06	0.15	3.35	4.57	3.74	

Структура медицинского облучения населения в 2013 году

Вид процедуры	Вклад в общее количество, %	
	По количеству процедур	По дозе
Флюорография	31.54	7.66
Рентгенография	<u>64.95</u>	36.74
Рентгеноскопия	0.74	9.63
Компьютерная томография	2.13	<u>37.84</u>
Специальные исследования	0.32	4.71
Радионуклидные исследования	0.32	3.42

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Годовые средние эффективные дозы персонала категорий А и Б и средние для всего персонала в 2013 г. составили соответственно 1.65, 0.17 и 0.93 мЗв. Случаев превышения основных пределов доз, установленных в НРБ-99/2009, в 2013 году не зарегистрировано.

Значения средних эффективных доз населения, проживающего в зоне наблюдения предприятий, не превышают основного предела.

В санитарно-защитной зоне и зоне наблюдения обслуживаемых организаций не зарегистрировано случаев превышения предельно допустимых уровней радиоактивного загрязнения подлежащими контролю дозообразующими радионуклидами (^{137}Cs , ^{90}Sr , ^{131}I , ^{226}Ra) воздуха и воды открытых водоёмов

Общее количество медицинских процедур в 2013 г. составило 7 228 500, средняя эффективная доза на одну процедуру – 0.26 мЗв, коллективная доза от всех медицинских процедур – 1909.22 чел-Зв.

Средние эффективные дозы (мЗв) при выполнении процедур в 2013 году составили: флюорография 0.07, рентгенография 0.15, рентгеноскопия 3.79, томография 4.45, радионуклидные 2.69, остальные 2.38.

Анализ структуры медицинского облучения пациентов показывает, что наибольшие количества процедур составляют рентгенография (65%) и флюорография (32%), а по вкладу в коллективную дозу – компьютерная томография (38%), рентгенография (37%), и рентгеноскопия (10 %)

**ФБД ФМБА России является открытой
для развития и совершенствования
системой, что обеспечивает возможность
учета новых научных и практических
достижений в предметной области
функционирования ФБД ФМБА России**

Спасибо за Ваше внимание!

Средняя индивидуальная доза природного облучения населения:

2013 год – 3.19 мЗв/год

2009 год – 2.86 мЗв/год,

2010 год – 2.56 мЗв/год,

2011 год – 3.41 мЗв/год,

2012 год – 2.89 мЗв/год

Сравнение данных по профессиональному внешнему и внутреннему облучению на АЭС, объединенных по типам реакторов, с учетом нулевых значений индивидуальных доз за 2013 год (таблица 5) и 2010 год [1] показывает, что средние значения доз в 2013 году уменьшились для всех групп типов реакторов. Особенно существенное уменьшение произошло на Белоярской АЭС: с 0.85 мЗв до 0.31 мЗв при росте численности персонала, состоящего на ИДК, с 1289 до 1560 человек. Аналогичное уменьшение наблюдается и для медианы дозовых распределений. Исключение составляют реакторы РБМК (Смоленская, Ленинградская, Курская АЭС) – для них характерно увеличение медианного значения с 0.74 мЗв до 0.87 мЗв при уменьшении численности персонала, состоящего на ИДК, с 14725 (число нулевых значений доз равно 1440) до 10399 (число нулевых значений доз равно 520).

В 2013 году по сравнению с 2010 годом отмечается рост по количеству процедур по всем процедурам кроме рентгеноскопии и специальных исследований. Наиболее заметный рост произошел в области компьютерно-томографических исследований. При этом существенно уменьшились коллективные дозы по всем видам процедур. Так, в 2010 году при общем количестве процедур 5558338 коллективная доза равнялась 2344.98 чел-Зв при средней дозе на процедуру 0.42 мЗв. В 2013 году: 6943366 процедур и 1730.42 чел-Зв при средней дозе на процедуру 0.26 мЗв соответственно при снижении средней дозы практически по всем процедурам.

ИННОВАЦИОННЫЙ МЕТОД В ОНКОЛОГИИ: ОДНОВРЕМЕННОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ ГИПЕРТЕРМИИ И ОБЛУЧЕНИЯ

**Крамер-Агеев Е.А., Костерев В.В. (НИЯУ МИФИ,
Москва), Мазохин В.Н. (ФГУП «НПП «Исток», Фрязино),
Вайнсон А.А. (РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН, Москва)**



Гипертермия, т.е. нагрев опухолей до 44 – 47⁰С,
был предложен Н.Н.Александровым в 1964 г.
В Западной Европе и США предложено
триединство методов лечения:

Облучение,
Гипертермия,
Химиотерапия

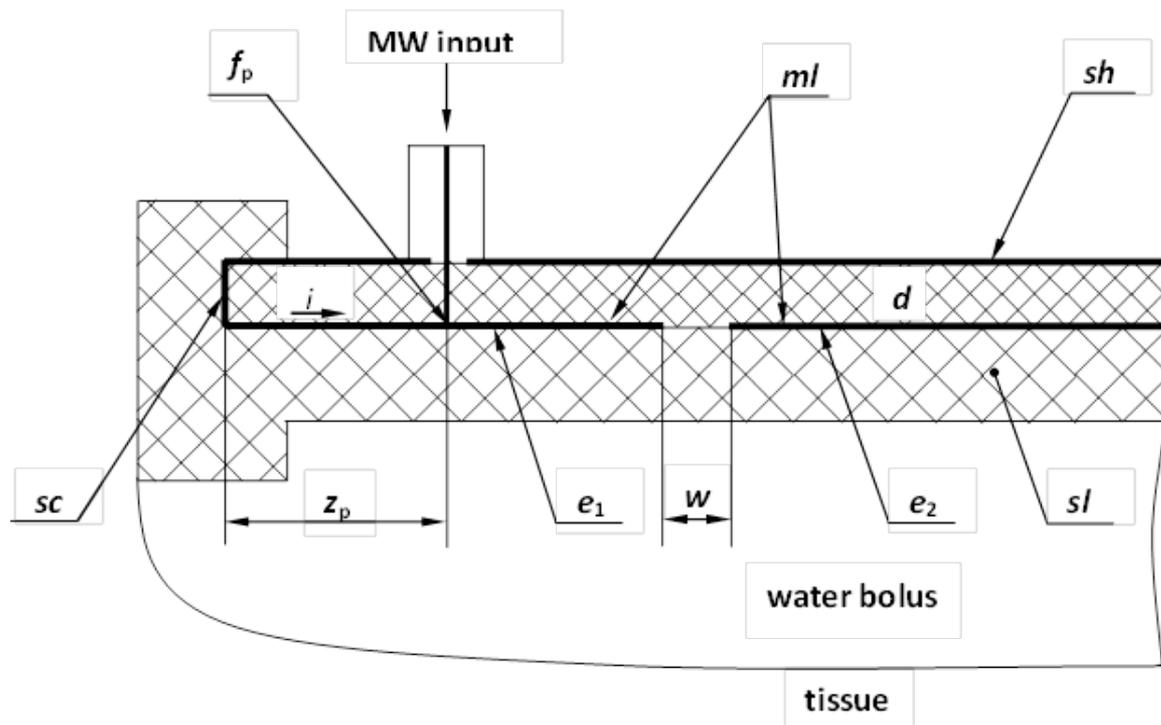


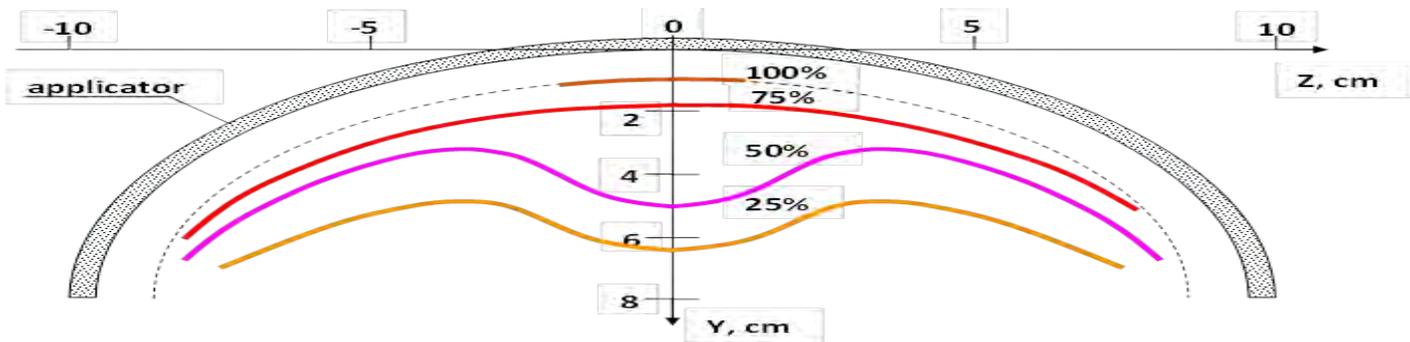
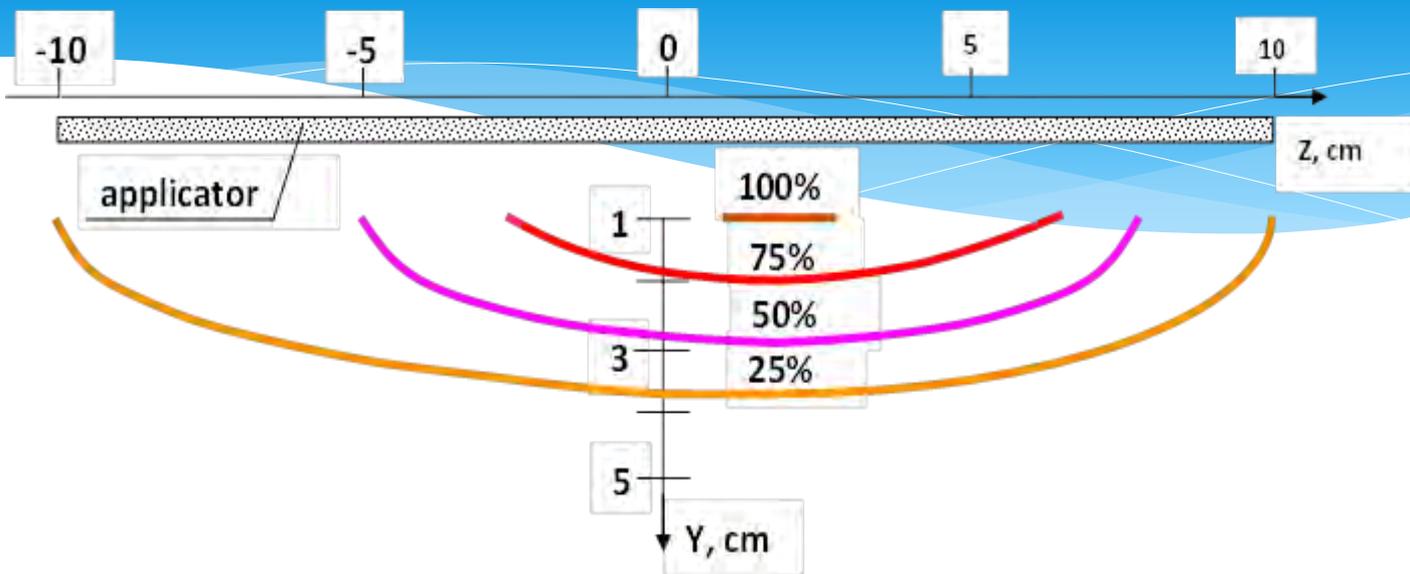
Е.Мороз и У.Страуб в 1995г. обнаружили эффект синергизма при одновременном γ -облучении и гипертермии, вызванный усилением кровотока в опухоли при нагреве



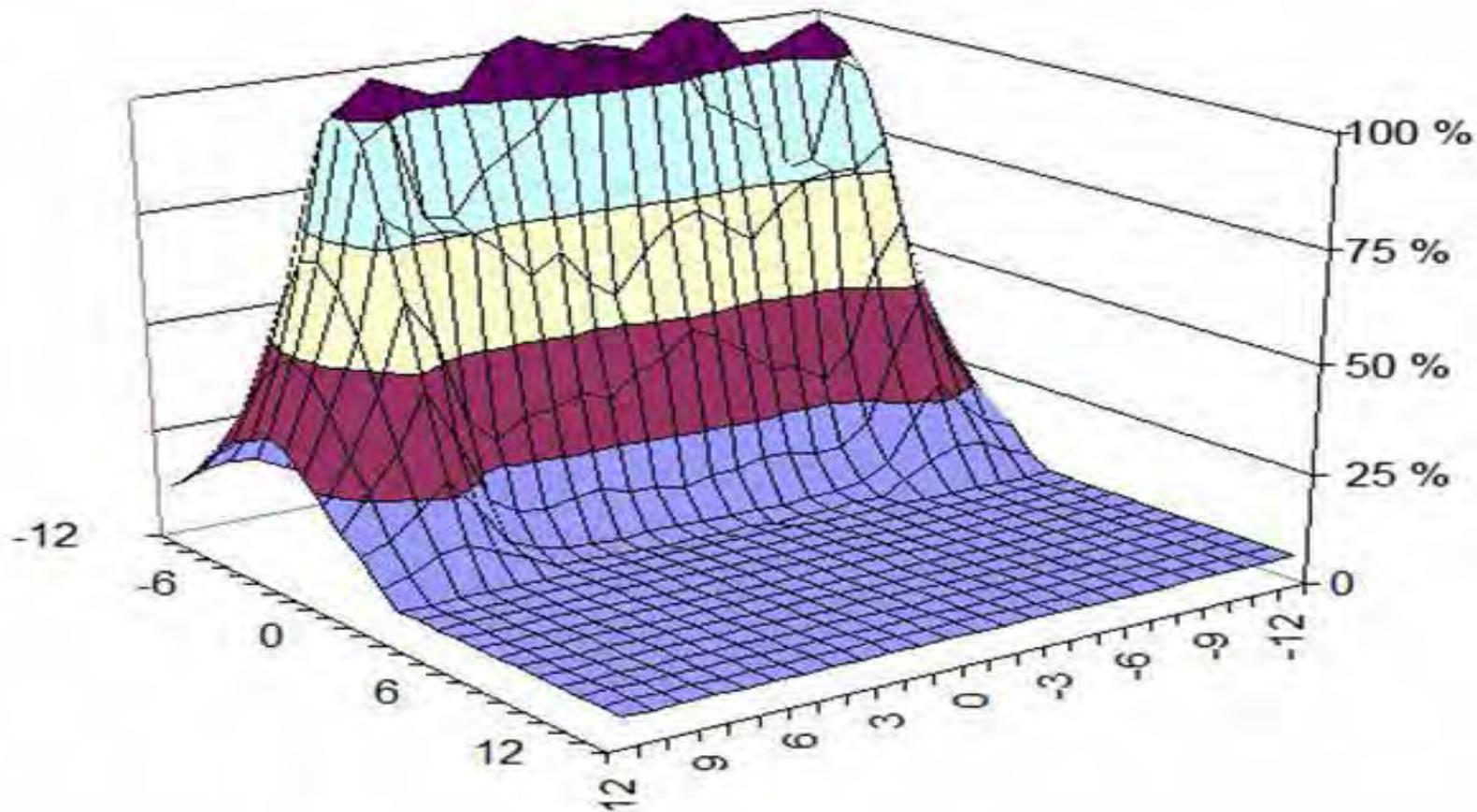
Для создания зон повышенных температур в ФГУП НПП «ИСТОК» разработаны почти прозрачные для γ -излучения аппликаторы с микрополосковыми антеннами на частоты 434 и 70 МГц

Схема микрополосковой антенны: e_1/e_2 – излучатели, w – излучающая щель, ml – микрополосковая линия, sl – силиконовый слой рамы аппликатора



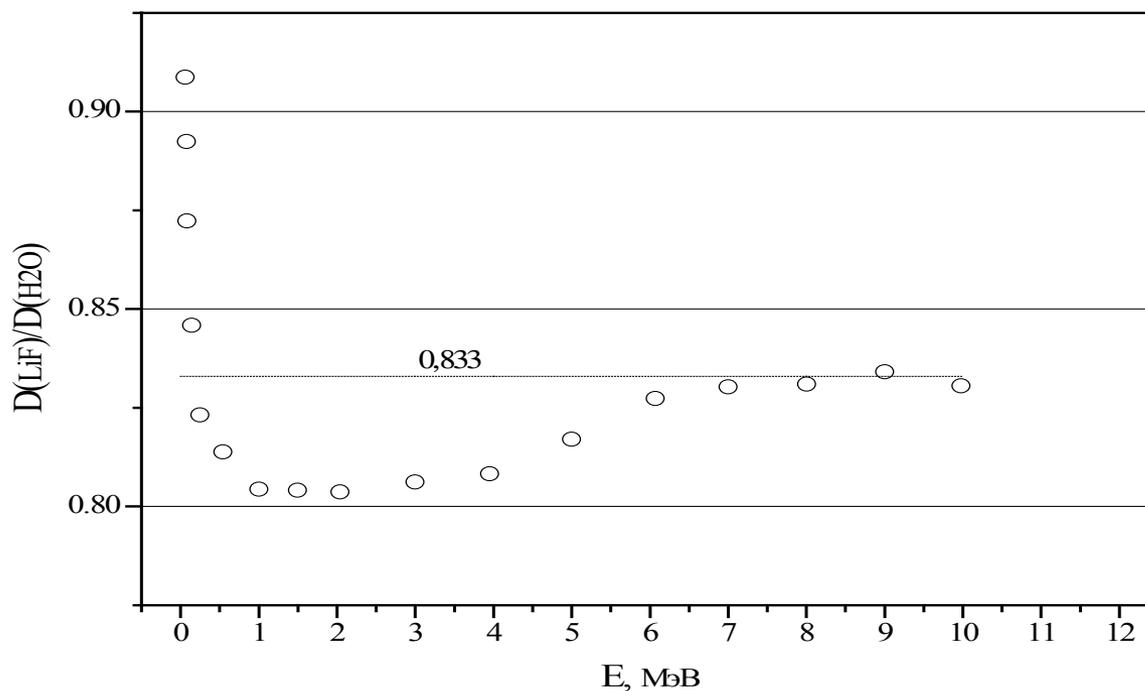


Распределение поглощённой ЭМ энергии для плоского и изогнутого фантомов



Аппликаторы в виде фазированных антенных решёток позволяют создавать области нагрева заданной конфигурации. Измеренное ЭМ энергопоглощение от 4 позиционного аппликатора

Для охлаждения кожи используют болюс с проточной водой (1÷2 см). Для контроля поверхностной дозы применяли ТЛД LiF без дополнительных экранов



Зависимость отношения поглощённых доз в ТЛД и воде

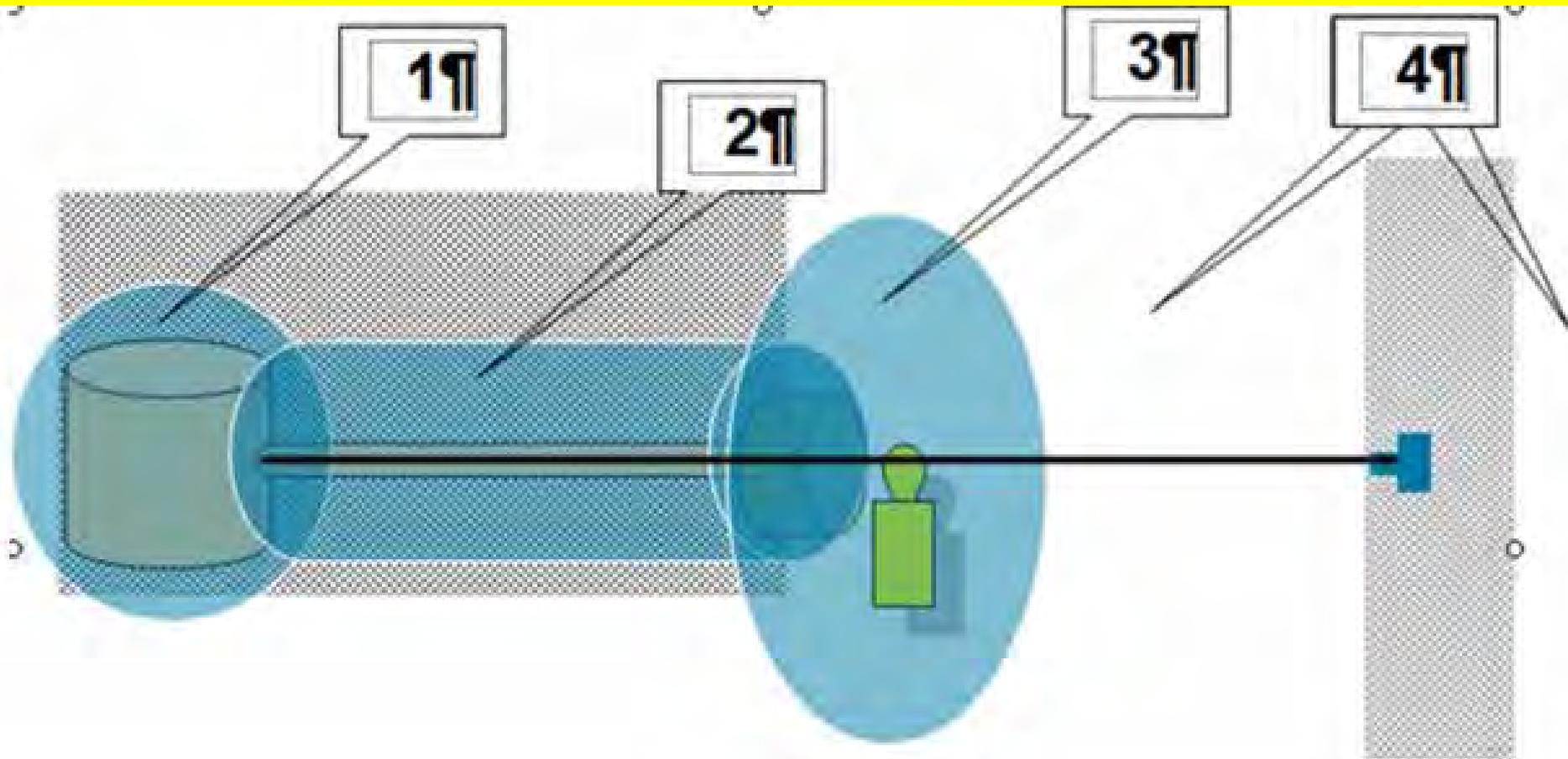
Изучена зависимость выживаемости клеток V-79 китайского хомячка при облучении дозами от 1 до 15 Гр при температурах от 21⁰ С до 44⁰ С.

Установлено более чем 10-кратное увеличение эффекта при одновременном воздействии нагрева и облучения по сравнению с воздействием каждого агента в отдельности.

Прецизионное моделирование в задачах радиационной медицины и дозиметрии

Ю.А. Кураченко

ГНЦ РФ – ФЭИ, г. Обнинск



Условная схема расчётной области

- 1. АЗ и ближнее окружение; 2. канал вывода в защите;**
- 3. окружение выхода пучка;**
- 1. 4. медицинский бокс и смежные помещения**

- Зона 1:** геометрия существенно трёхмерна: ось цилиндрической активной зоны (АЗ) нормальна к оси канала вывода пучка. Прецизионный расчёт характеристик поля излучения возможен с помощью, напр., программы MCNP
- Зона 2:** при достаточном удалении от АЗ перенос в протяжённом канале и окрестности может быть рассчитан с помощью 2D программы КАСКАД
- Зона 3:** 3D геометрия, расчёт характеристик поля в фантоме (MCNP)
- Зона 4:** характеристики поля излучения внутри бокса и в смежных помещениях. Для бокса возможен прецизионный расчёт (MCNP), для смежных помещений –упрощённая 2D модель (КАСКАД)
- Основной проблемой при организации цепочек вычислений является адекватный выбор положения поверхностей пересчёта «решение → источник» и алгоритма пересчёта. Этот выбор осуществляется эмпирически, посредством перебора вариантов**

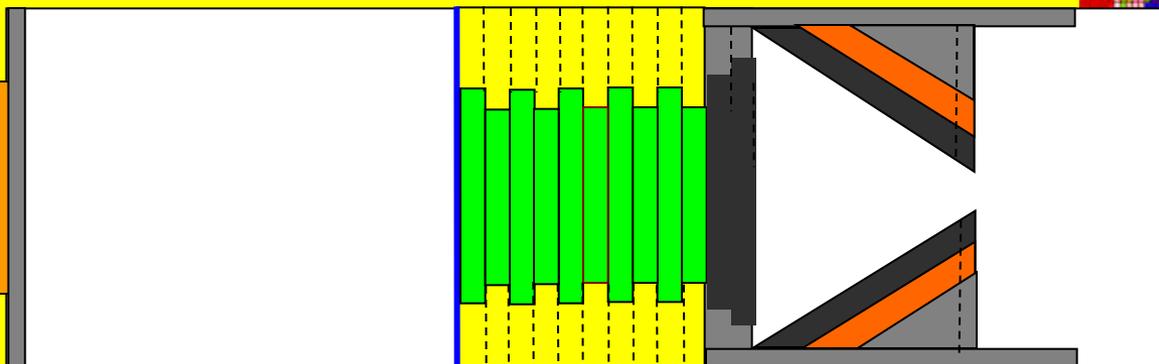
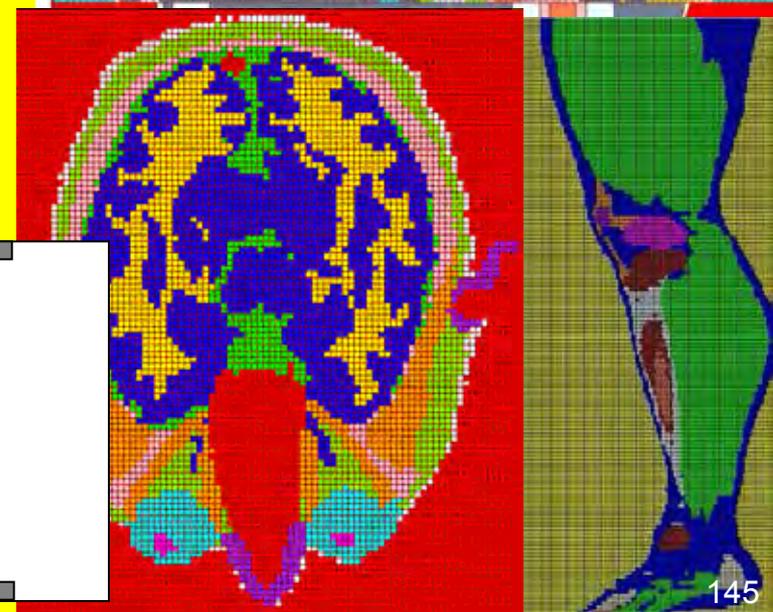
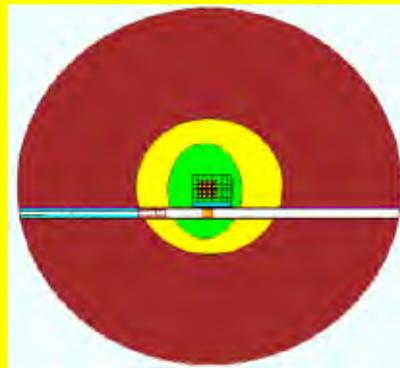
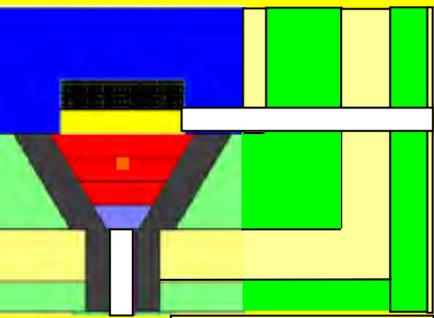
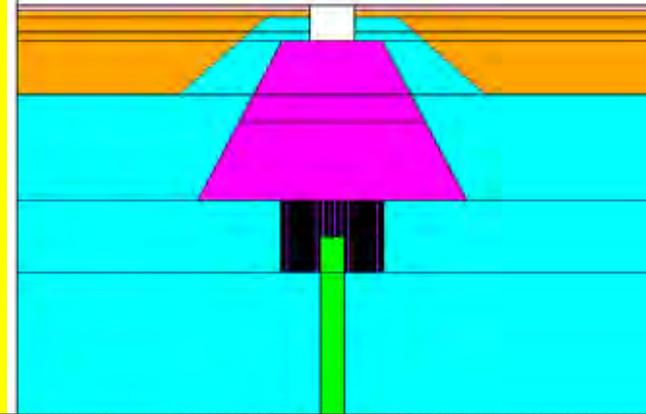
АДРОННЫЕ ПУЧКИ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Задачи адаптации существующих пучков реакторов и ускорителей, оптимизация проектируемых пучков к требованиям терапии;

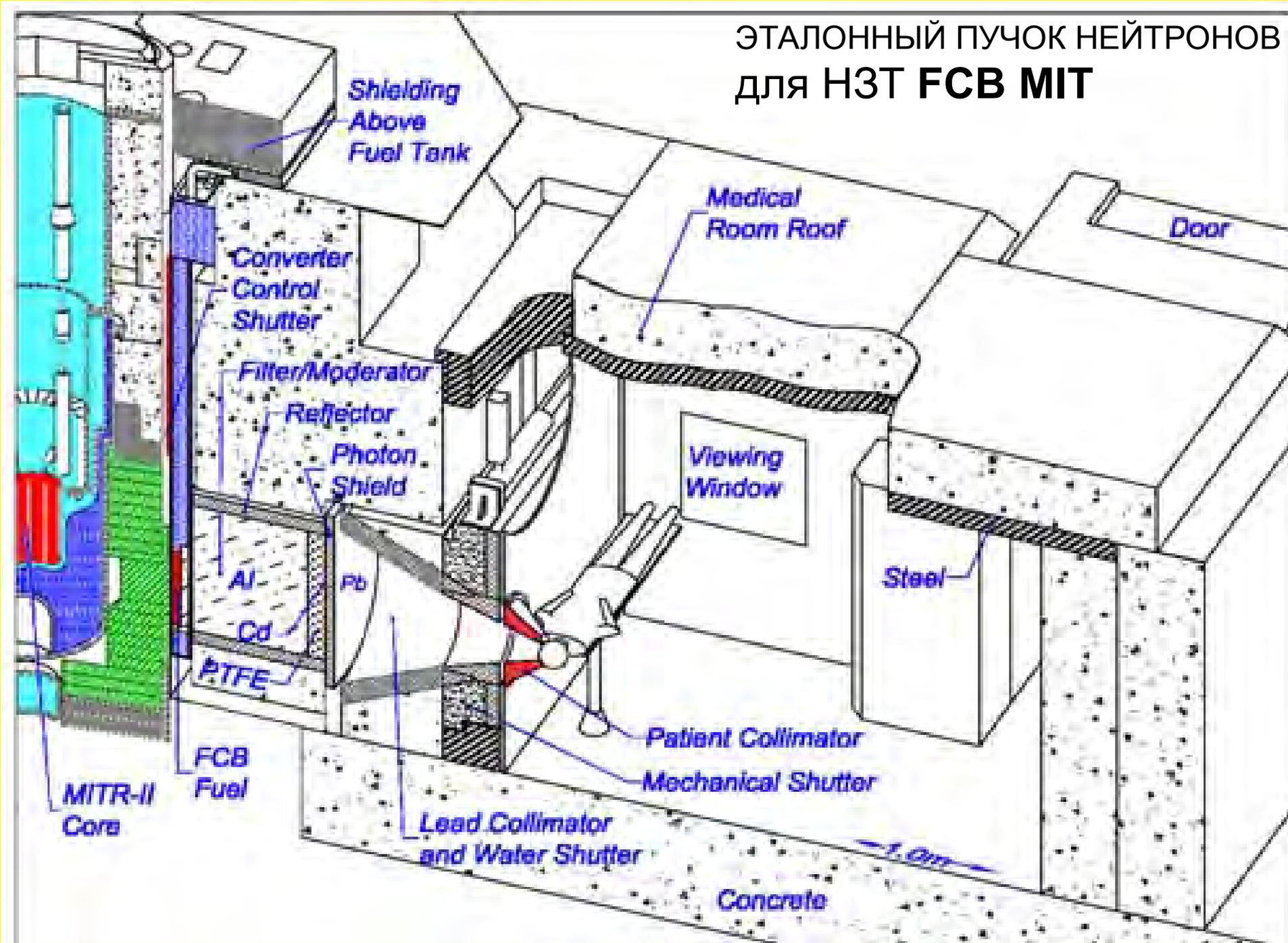
Проблемы оптимальной организации лучевой терапии

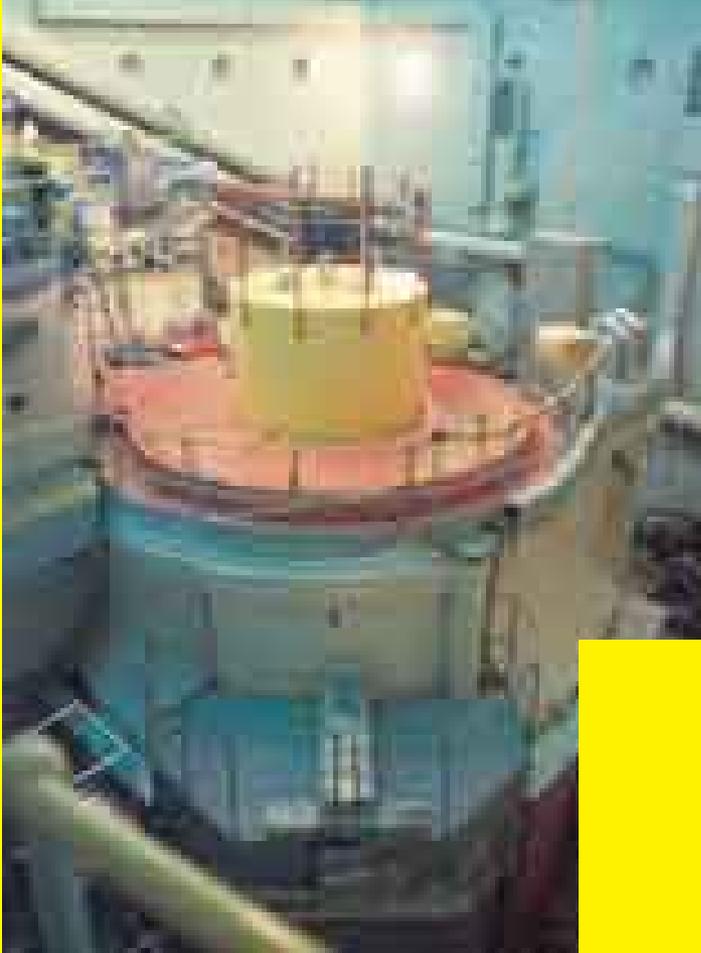
Минимизация лучевой нагрузки на критические органы при нейтронной и протонной лучевой терапии

Воксельные фантомы для терапии и дозиметрии



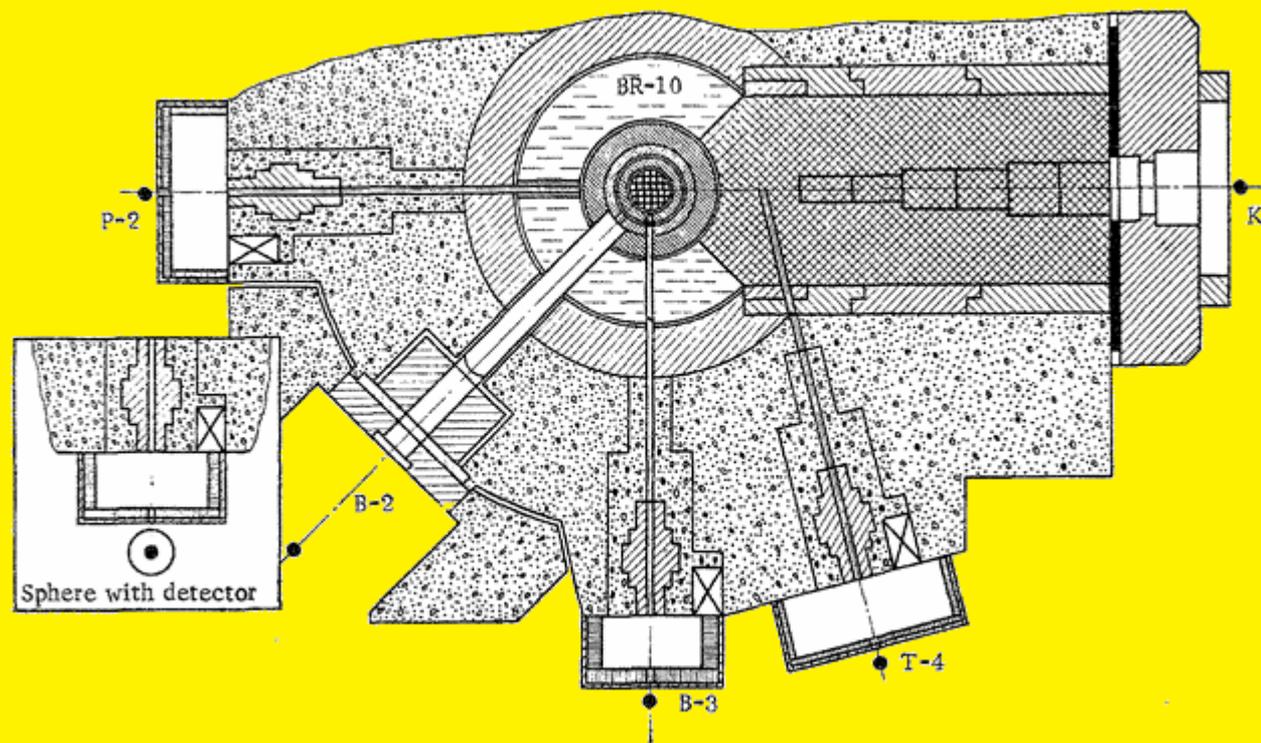
ЭТАЛОННЫЙ ПУЧОК НЕЙТРОНОВ для НЗТ FCB MIT



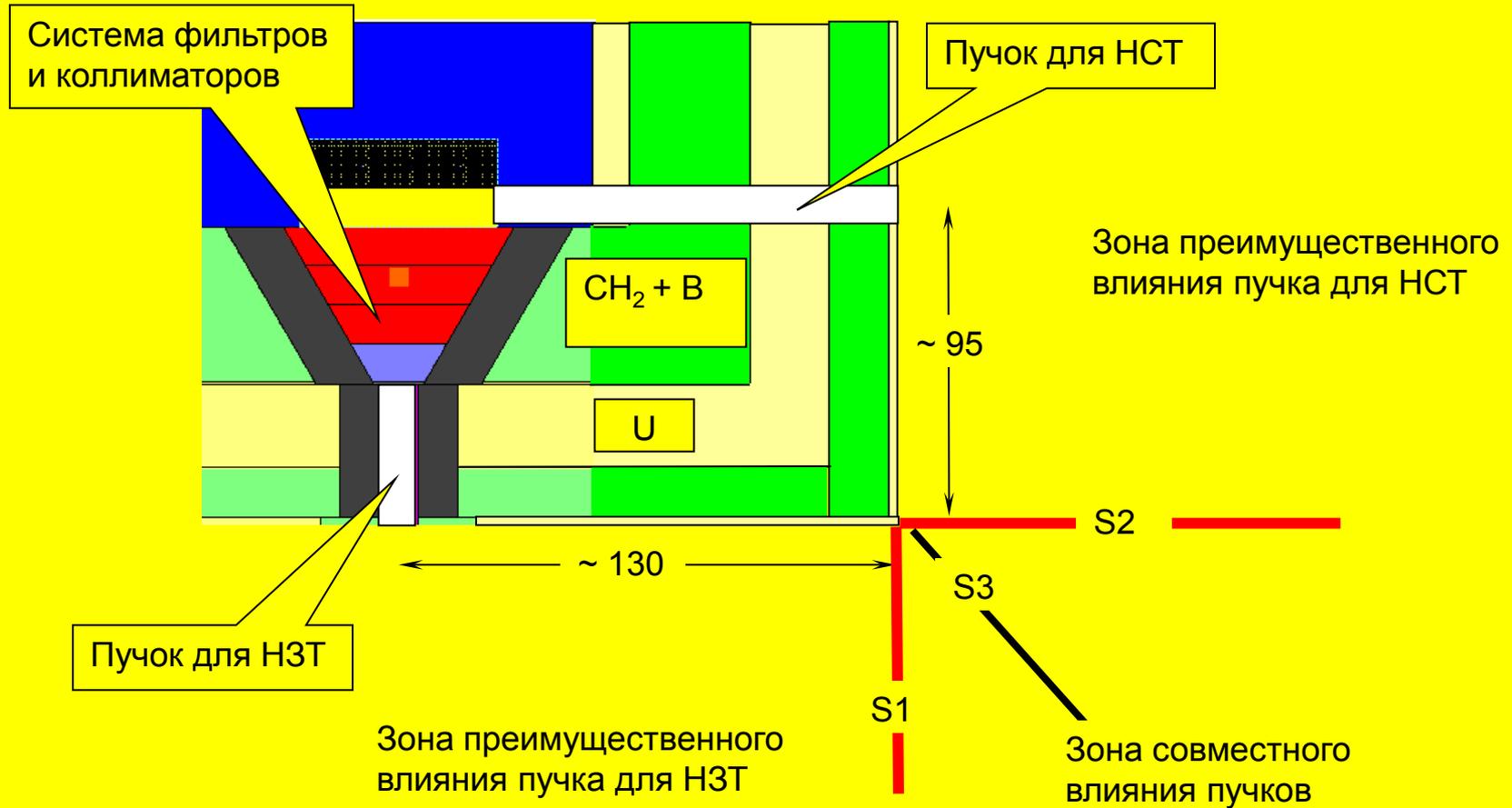


Исследовательский реактор на быстрых нейтронах БР-10

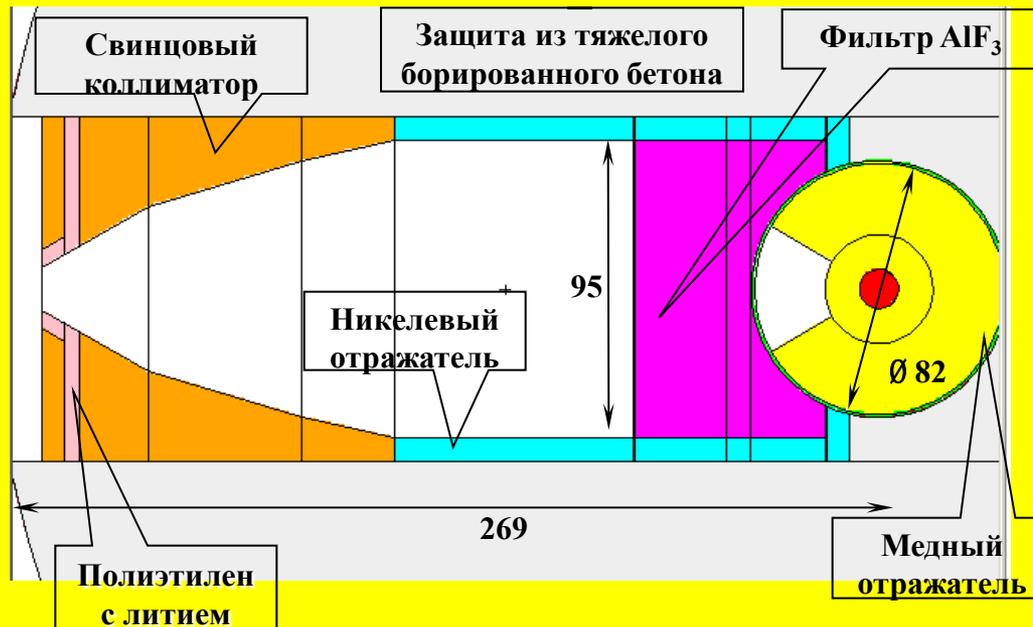
Успешно пролечено ~ 500
пациентов
(конец XX столетия; выведен в
2002 г.)



«МАРС»: общая конфигурация блока вывода пучков

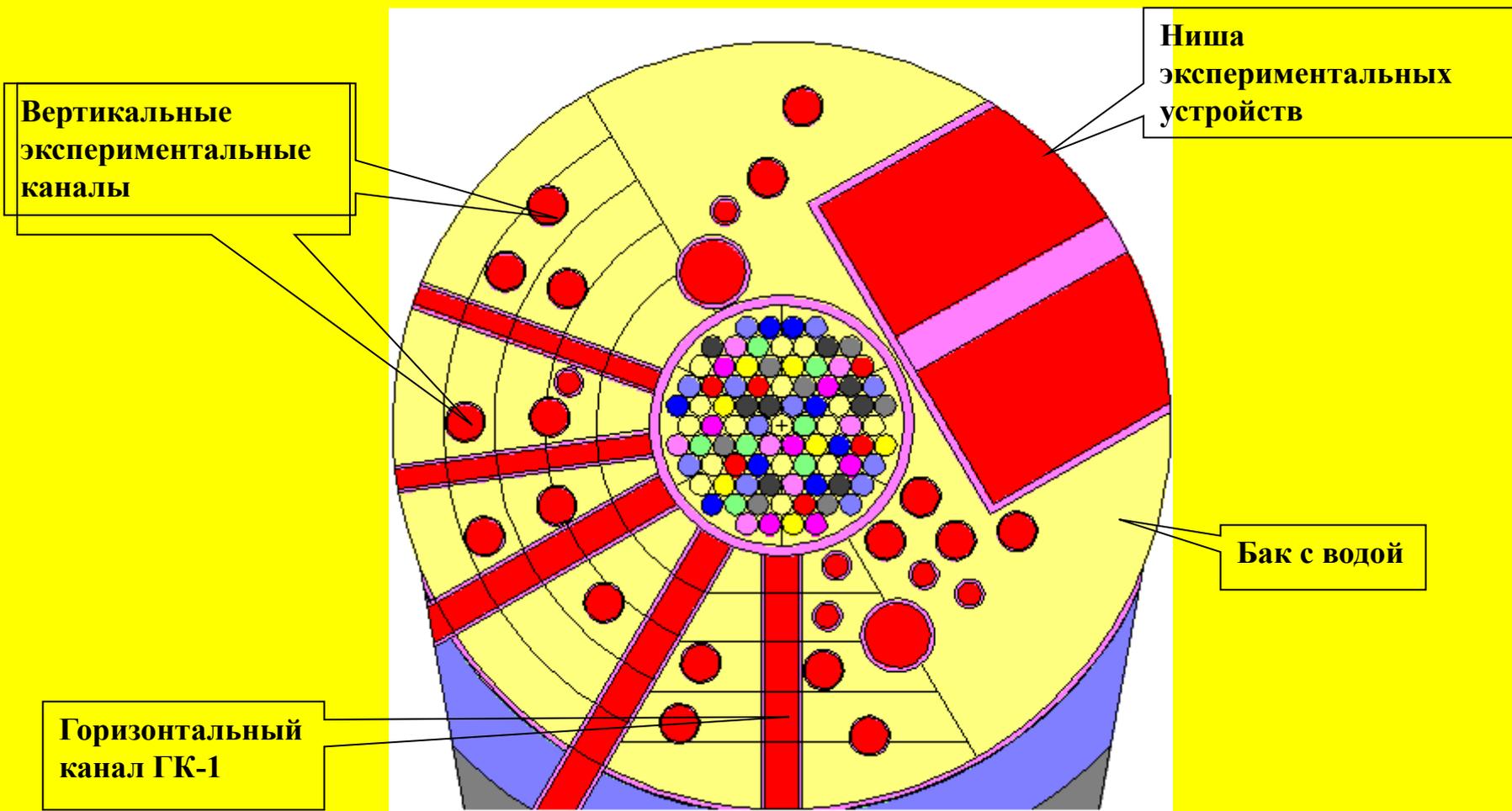


Реактор ТАПИРО



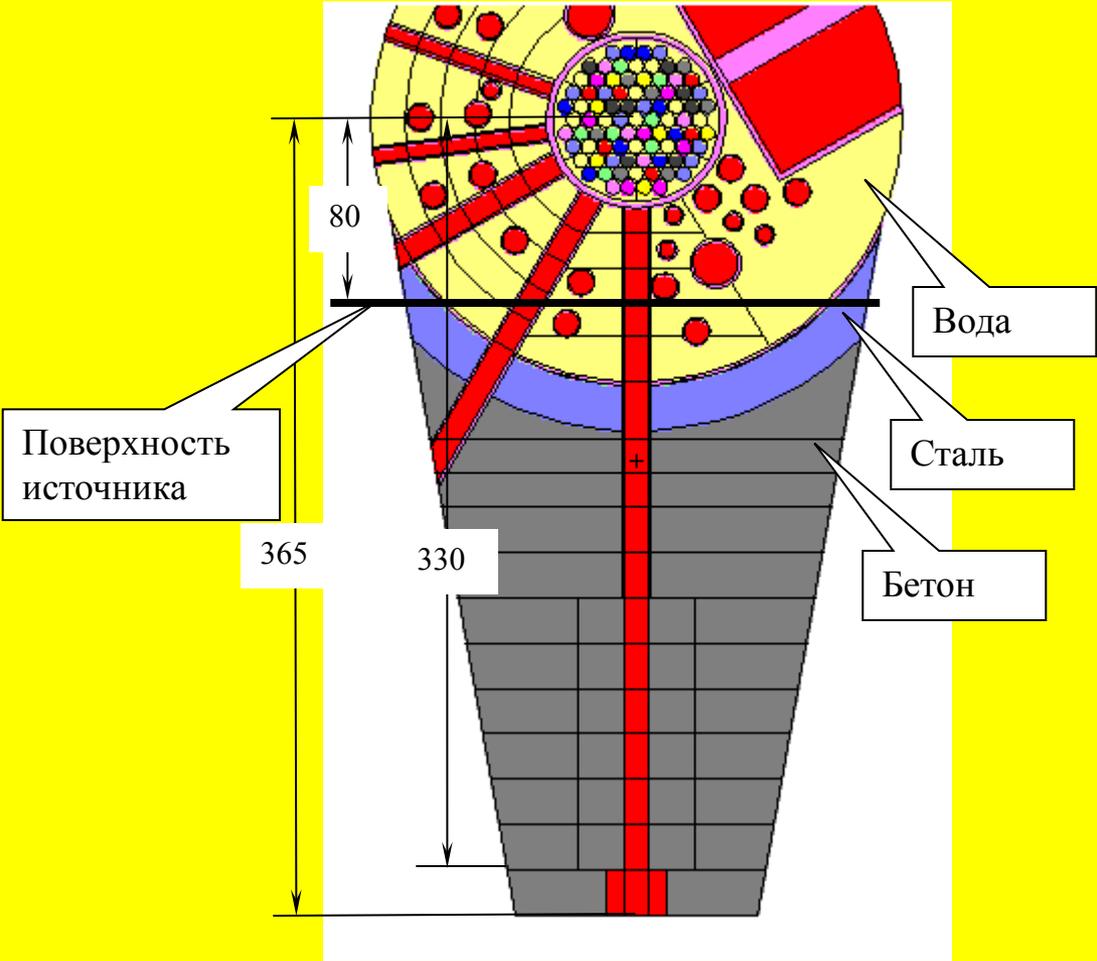
Горизонтальное сечение расчетной модели, принятой для ЭТК реактора ТАПИРО (получено с помощью визуализатора программы MCNP5; размеры даны в см)

Реактор ВВРц



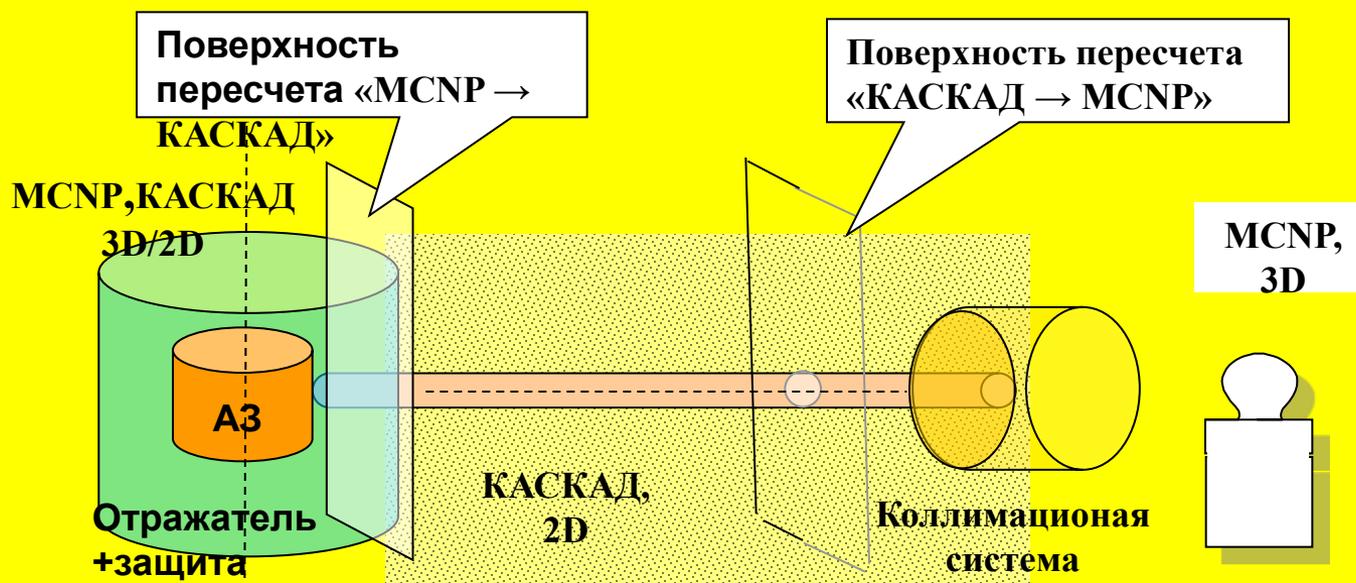
Компоновка бака реактора ВВРц (радиальное сечение)

ВВРц: горизонтальный канал ГК-1



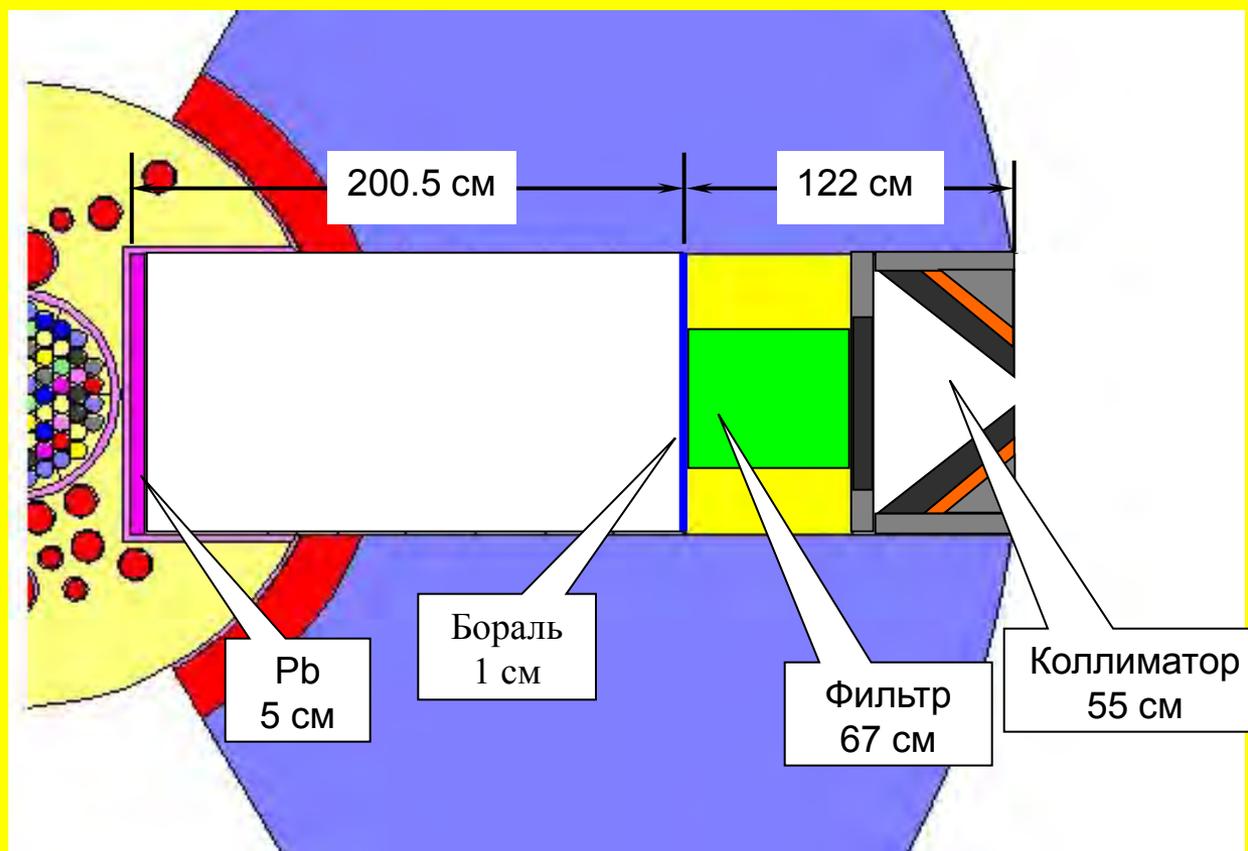
Радиальное сечение расчётной модели на высоте середины АЗ
(размеры даны в см)

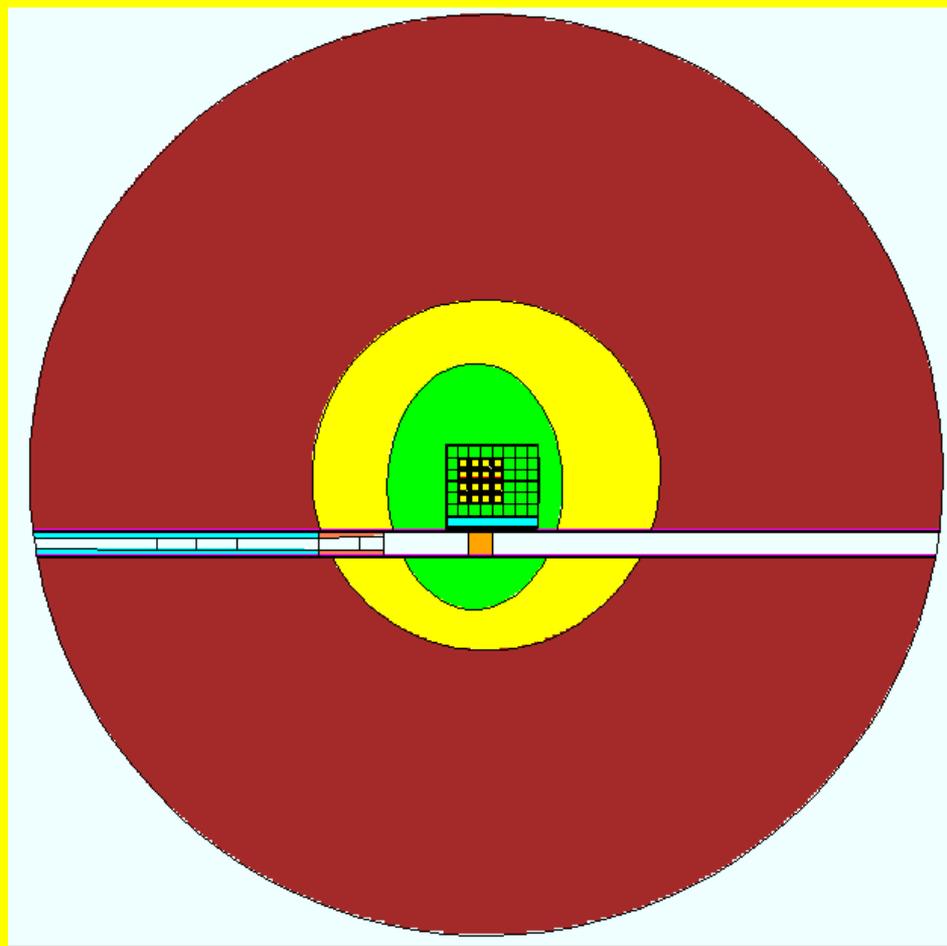
Для выполнения расчётов были развиты эффективные расчётные технологии, сочетающие 1D, 2D и 3D детерминистские коды и метод Монте-Карло



Условная схема типичной расчётной области и применяемой расчётной технологии

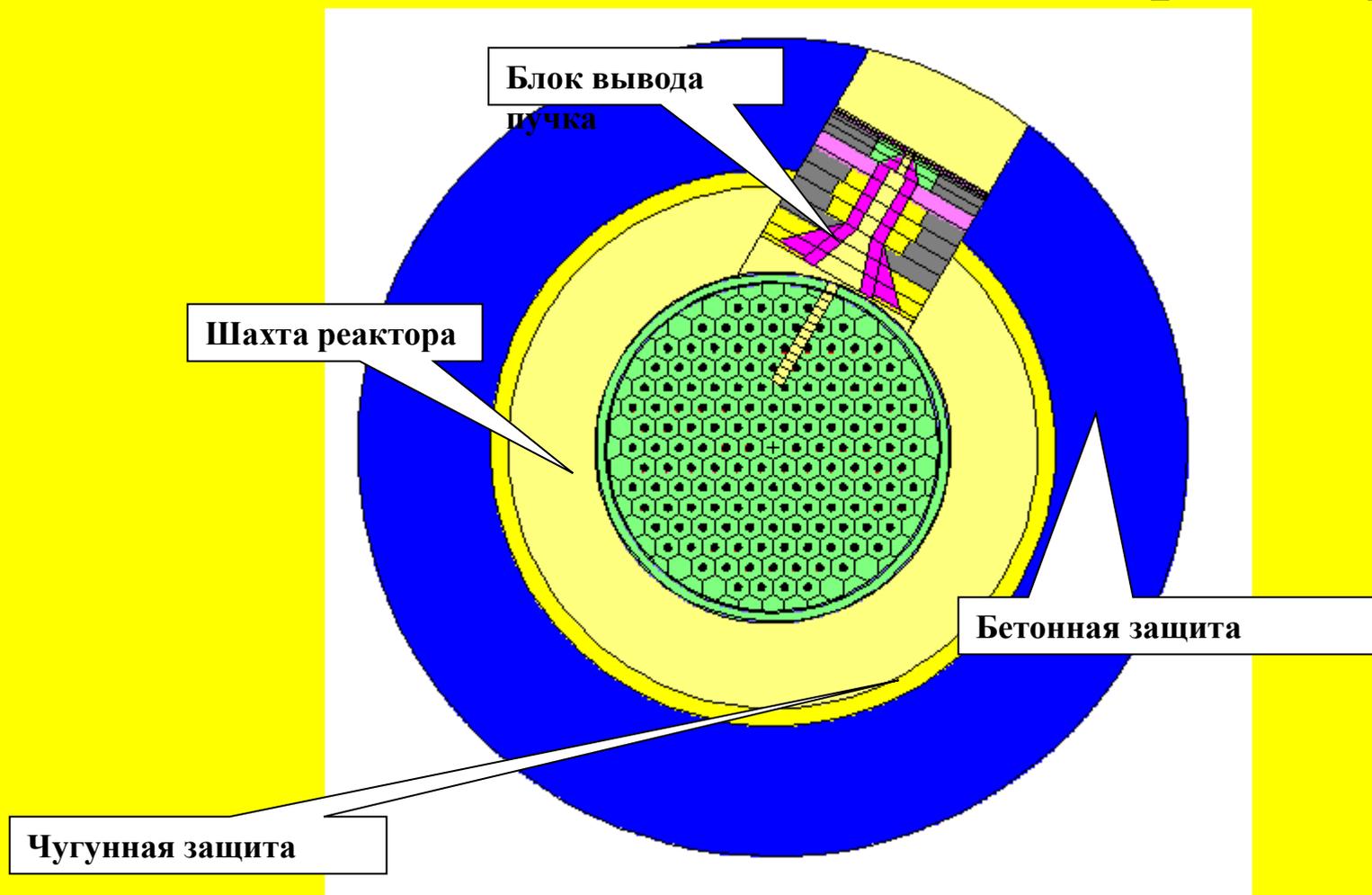
ВВРц: ниша экспериментальных устройств





Сечение расчётной модели на высоте центра тангенциального канала №7
реактора ИР-8

Тяжеловодный исследовательский реактор



Радиальное сечение расчётной модели ТВР-50

ПОДКРИТИЧЕСКИЕ ADS СБОРКИ ДЛЯ НЗТ

Выбранная глубокая подкритичность сборки ($k_{\text{eff}} \leq 0.90$) позволяет обходиться (по отечественным нормативным документам) без СУЗ.

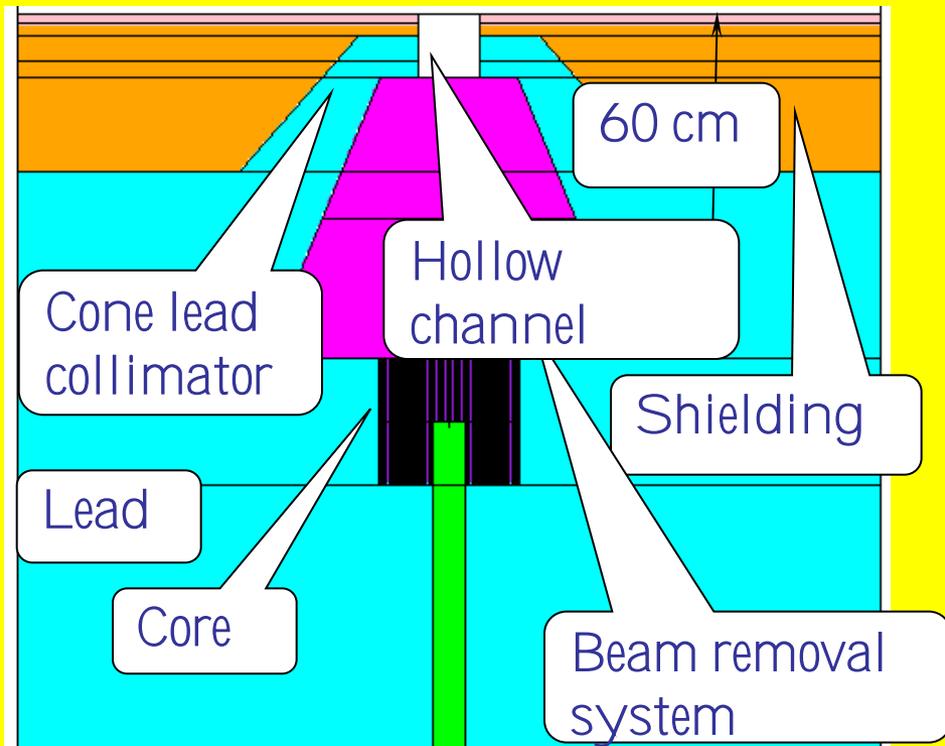
Расчётные исследования позволили выявить две наиболее эффективные реакции (${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ при энергии дейтронов $8 \div 20$ МэВ) и реакция «скалывания», в которой протоны с энергией 230 МэВ падают внутрь цилиндрической мишени из обедненного (0.2 % по ${}^{235}\text{U}$) урана.

Для обеих реакций был оптимизирован блок вывода пучка (модификатор спектра – Fluenta1: состав 56% F, 43% Al, 1% LiF)

Для снятия энергосвечения в Ве мишени (~ 3.2 кВт) предусмотрена циркуляция воды в канале ввода пучка.

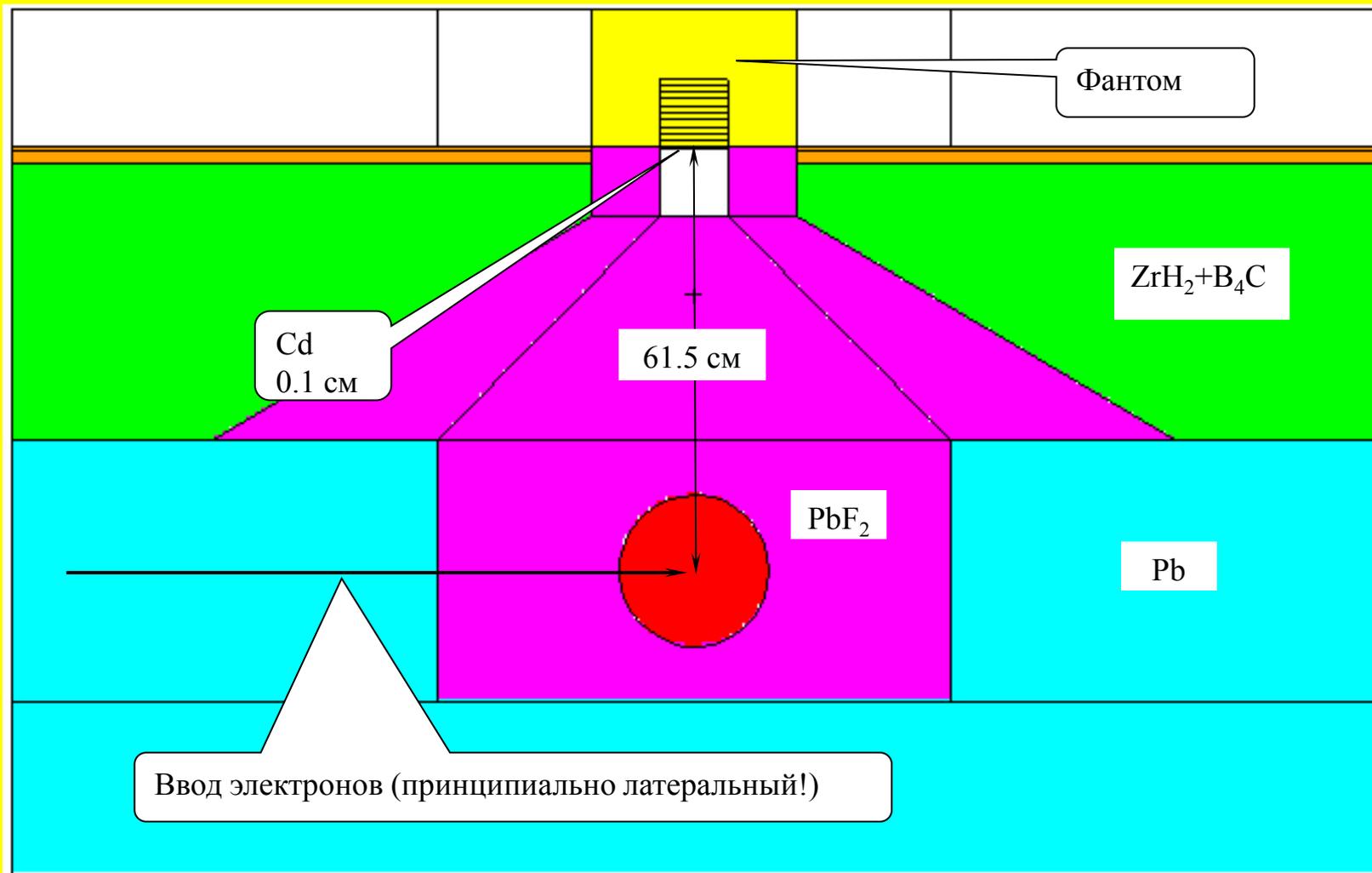
Радиационное энергосвечение в АЗ, коллимационной системе и свинцовом отражателе (≤ 1 кВт) снимается теплопроводной топливной матрицей, состоящей из укороченных стандартных ТВЭЛ реактора БН-600 и замедлителя из $ZrH_{1.8}$.

Обогащение топлива 17% по ^{235}U , масса $^{235}U \sim 1.5$ кг.



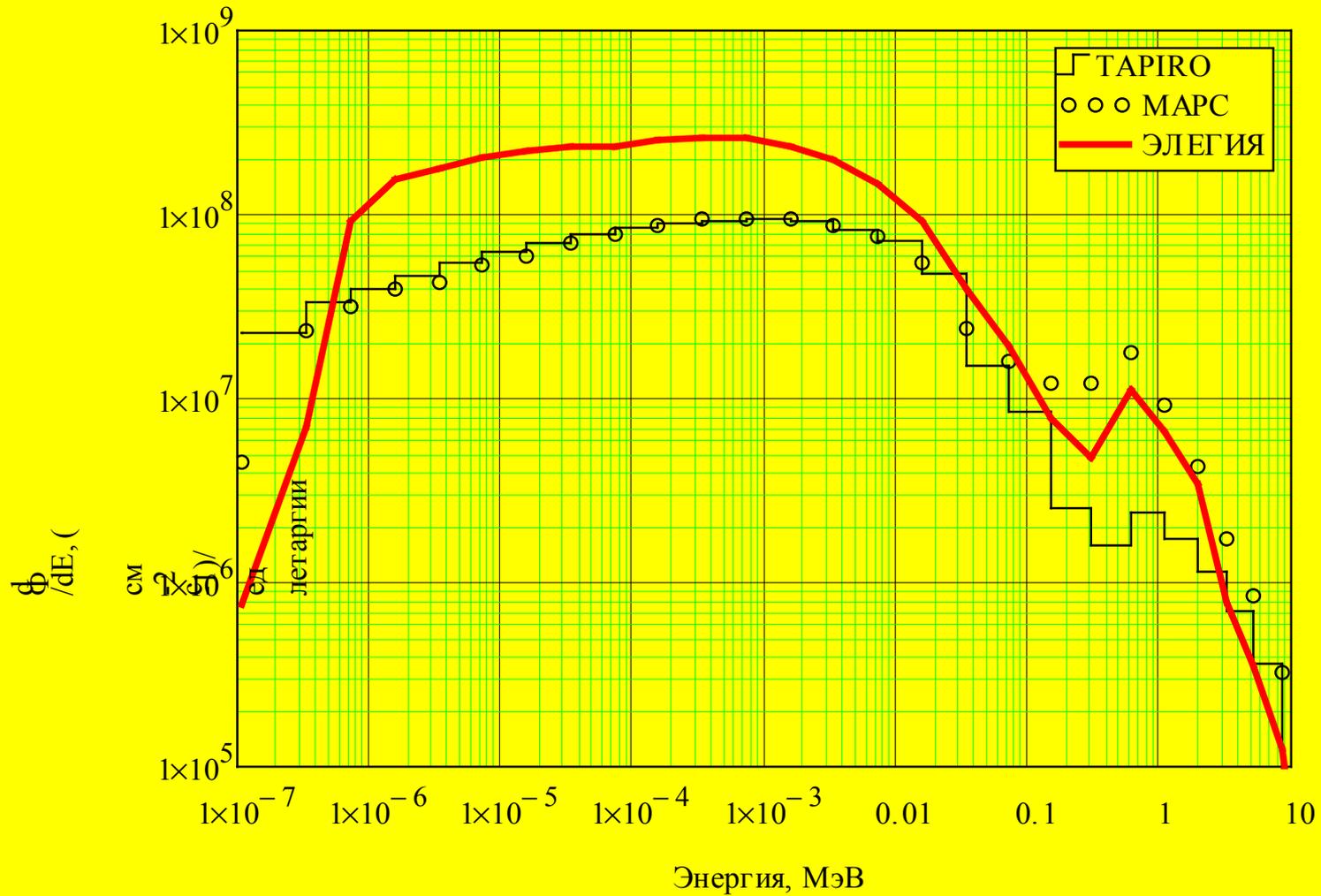
Аксиальное сечение расчётной модели для ADS (1-я реакция, энергия дейтронов 16 МэВ, ток 200 мкА)

	Φ_{tot} $см^{-2}с^{-1}$	Φ_{epi}/Φ_{tot} %	Φ_{fast}/Φ_{tot} %	Φ_{therm}/Φ_{tot} %	E_{aver} МэВ
Желательные значения	$\geq 1 \cdot 10^9$	~ 100	$\rightarrow 0$	$\rightarrow 0$	—
РУ «МАРС»	$0.945 \cdot 10^9$	81.6	13.5	4.9	0.0337
1-й вариант	$1.27 \cdot 10^9$	79.7	13.3	7.00	0.0480
2-й вариант	$1.12 \cdot 10^9$	77.5	15.0	7.50	0.0663

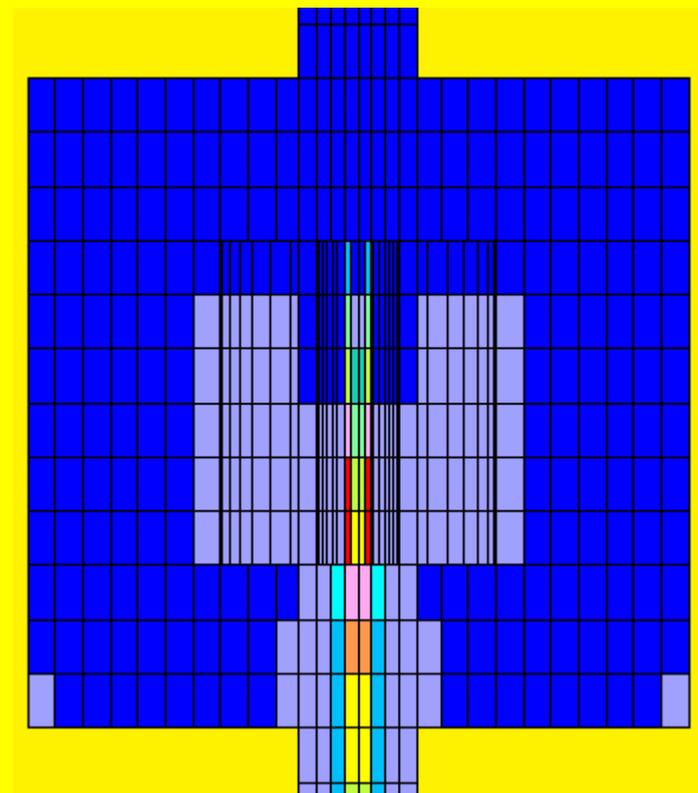
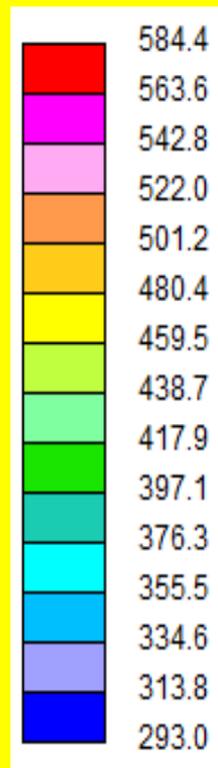
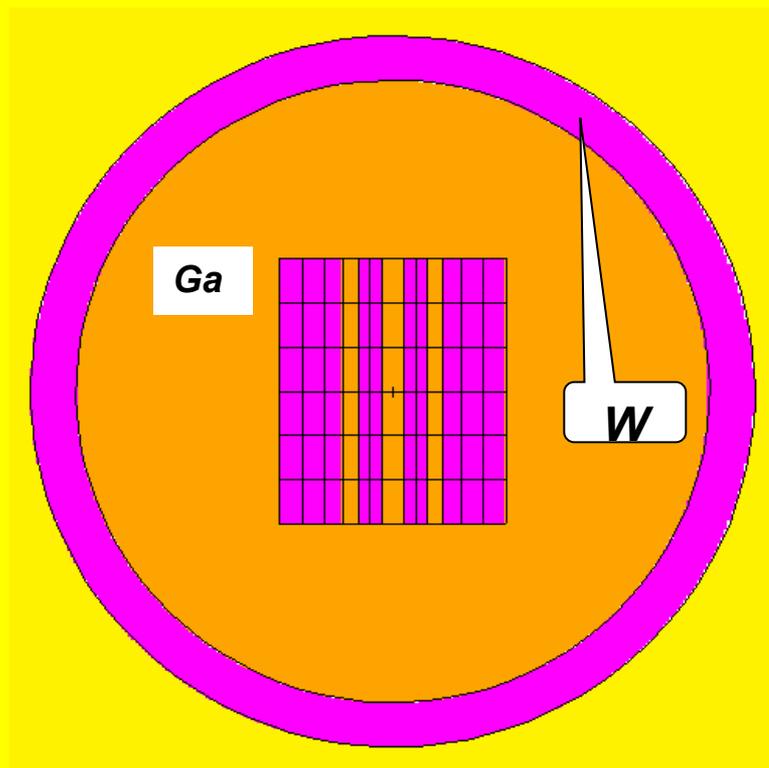


ЭЛЕГИЯ: аксиальное сечение осесимметричной расчётной модели. На выходе пучка расположен дифференцированный цилиндрический фантом из тканеэквивалентного материала (получено визуализатором программы расчёта транспорта излучений)

Сопоставим спектральное распределение нейтронов на выходе пучка

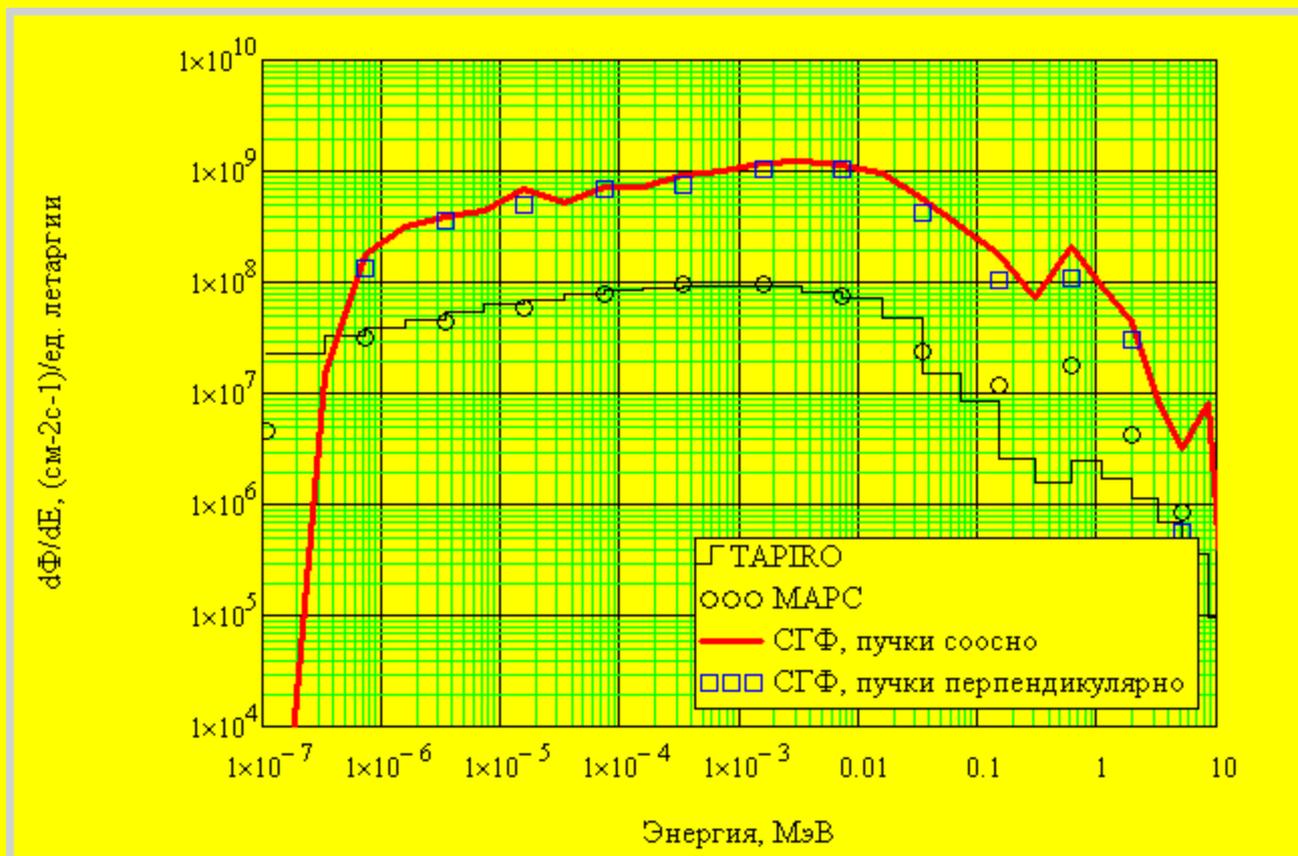


Оптимизированная составная мишень



Модели «усиленной» мишени: слева для расчёта энерговыведения, справа – поля температуры. Скорость теплоносителя ~ 2 м/с, максимальная температура 310 °С

Оптимизированная составная мишень



Спектры нейтронов на выходе канала для НЗТ

Оптимизированная составная мишень

			Φ_{tot} см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	Φ_{epi}/Φ_{tot} %	Φ_{fast}/Φ_{tot} %	Φ_{therm}/Φ_{tot} %	E_{aver} , МэВ
Желательно для НЗТ			> 1	~ 100	→ 0	→ 0	E_{aver}^{Φ}
МАРС			1.24	81.6	13.4	5.0	0.0337
TAPIRO			1.07	73.6	6.5	20.0	0.00857
СГФ	пучки соосно	полый канал	30.5	6.14	93.8	0.01	0.583
		канал с РbF ₂	9.05	80.0	19.9	0.12	0.0371
	пучки перпендикулярно	полый канал	21.6	8.95	91.05	0.004	0.513
		канал с РbF ₂	8.29	83.2	16.7	0.10	0.0269

Поток нейтронов и его спектральный состав, а также средняя энергия нейтронов на выходе проектируемого (МАРС) и существующего (TAPIRO) реакторных пучков в сопоставлении с характеристиками пучков фотоядерных нейтронов

Оптимизированная составная мишень

			Φ_{epi} см ⁻² с ⁻¹ , 10 ⁹	D_{γ}/Φ_{epi} сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	D_{fast}/Φ_{epi} сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	J_{epi}/Φ_{epi} («ТОК К ПОТОКУ»)
Желательные значения			≥ 1	$< 2 - 5$	$< 2 - 5$	≥ 0.7
МАРС			1.01	5.38	11.8	0.8
<i>TAPIRO</i>			0.788	6.77	8.49	0.8
СГФ	пучки соосно	полый канал	1.87	26100	2240	1
		канал с PbF₂	7.24	0.761	13.8	0.8
	пучки перпендикулярно	полый канал	1.93	81.2	1440	1
		канал с PbF₂	6.90	0.868	10.1	0.8

НЗТ-характеристики на выходе реакторных и фотоядерных пучков: плотность потока эпитепловых нейтронов; «загрязнение» пучка гамма-излучением и быстрыми нейтронами; направленность

ОПТИМИЗАЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ В ЗАДАЧАХ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Применение протонной лучевой терапии (ПЛТ) целесообразно в ~ 30 % случаев от всей структуры онкологической заболеваемости

ПЛТ обеспечивает, при прочих равных, примерно вдвое меньшую лучевую нагрузку на здоровые ткани сравнительно с конвенциональной лучевой терапией

Данное обстоятельство обусловлено особенностью передачи энергии протонами при их движении в ткани: практически постоянное значение на начальном участке и резкий пик энерговыделения (пик Брэгга, ПБ) в конце пробега на глубине, однозначно определяемой начальной энергией протона

Поэтому исторически наибольшие успехи ПЛТ продемонстрировала в онкоофтальмологии, но в последнее время происходит переход от облучения малых мишеней к облучению крупных злокачественных новообразований (ЗН) – голова и шея, желудочно-кишечный тракт, органы дыхательной системы и др.

Эффективное облучение крупных мишеней стало возможным при использовании пучков протонов с изменяемой энергией, и чем крупнее мишень и чем глубже она расположена, тем более широкий диапазон энергии протонов требуется

Так, общее требование к диапазону энергии для ПЛТ состоит в следующем:

необходимы протоны с энергией от 30 до 230 МэВ, что соответствует не только различным размерам мишени, но и переходу от поверхностных ЗН через задачи онкоофтальмологии к проблемам терапии глубокорасположенных ЗН

В клинической практике ПЛТ используются исключительно циклотроны и синхротроны, и для каждого типа ускорителя применяются свои способы и устройства изменения энергии

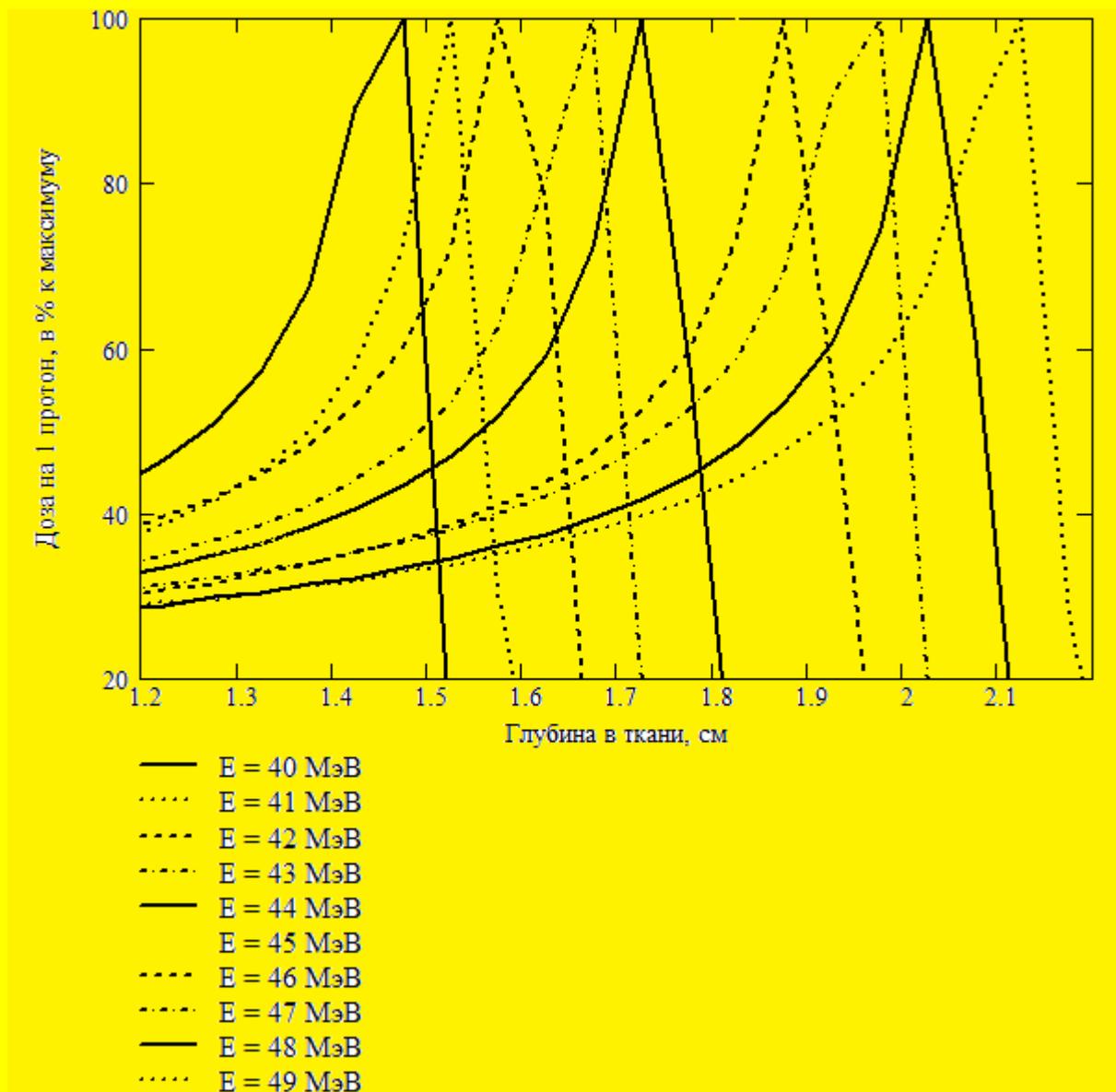
Циклотрон является устройством с фиксированным значением энергии протонного пучка, поэтому для модификации энергии вынужденно применяется «внешнее» механическое устройство деградатор, обеспечивающий торможение протонов до требуемой энергии

Синхротрон же имеет возможность оперативно от одного цикла ускорения к другому изменять энергию протонов – электронным, а не механическим образом

Энергия протонов выводимого пучка в каждом цикле ускорения однозначно определяется моментом вывода пучка из ускорителя

Таким образом, в каждом цикле ускорения жёстко задаётся глубина проникновения протонов в тело пациента и место их остановки.

В данном отношении синхротрон вне конкуренции



Положение пика Брэгга в зависимости от энергии протонов

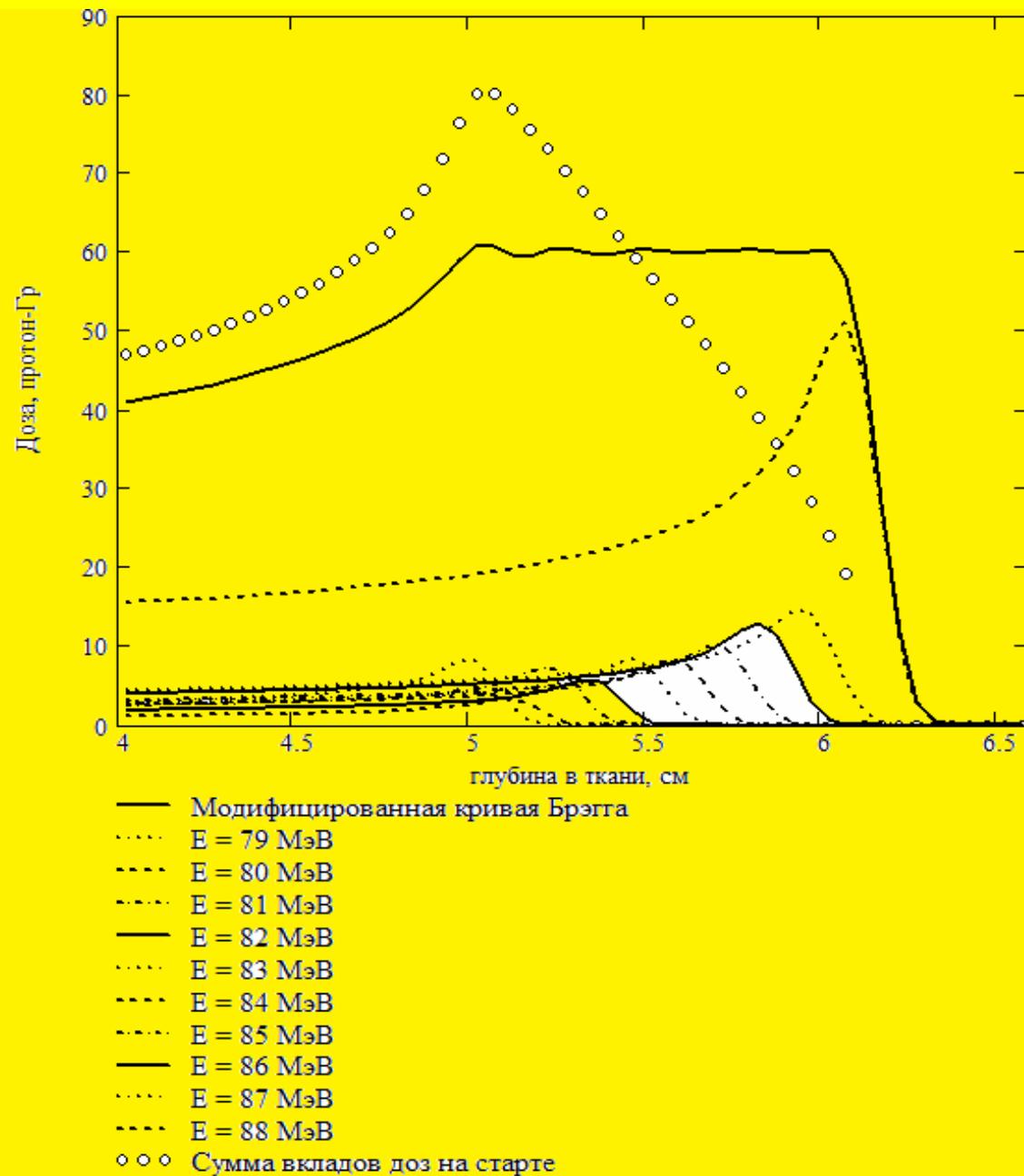
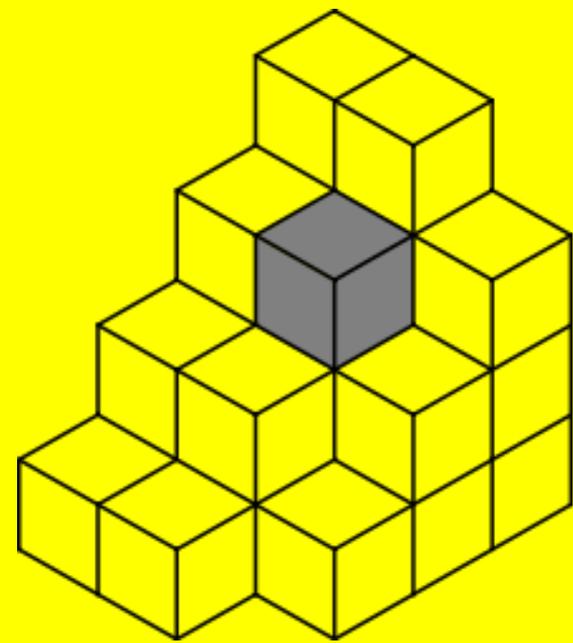


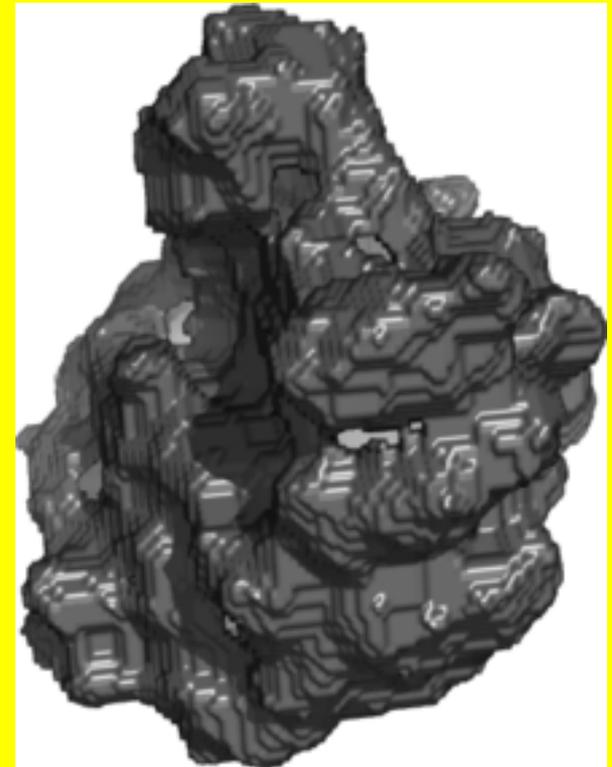
Иллюстрация к решению оптимизационной задачи

ВОКСЕЛЬНЫЕ АНТРОПОМОРФНЫЕ ФАНТОМЫ ДЛЯ ДОЗИМЕТРИИ И ТЕРАПИИ



A voxel ([volumetric pixel](#) or *Volumetric Picture Element*) is a volume element, representing a value on a [regular grid](#) in [three dimensional](#) space. This is analogous to a [pixel](#), which represents [2D](#) image data in a [bitmap](#) (which is sometimes referred to as a [pixmap](#)).

A (smoothed) rendering of a [data set](#) of voxels for a [macromolecule](#)



Пигмалион
и
Галатея



Голем



Гомункулюс



ПРЕДШЕСТВЕННИКИ

Чудовище Франкенштейна



ПРЕДШЕСТВЕННИКИ

Терминатор





- **Физические (или материальные) антропоморфные фантомы используются для нужд внутренней и внешней дозиметрии с 1970-х годов. На тот момент эти фантомы вполне удовлетворительно представляли анатомию человека**
- **Но с течением времени требования к детализации строения фантомов росли. По этой причине были разработаны вычислительные модели для использования совместно физическими (или независимо от них)**
- **Среди этих разработок следует выделить общеизвестные математические модели, которые были реализованы комитетом MIRD (Medical Internal Radiation Dose)**

- **Опыт, накопленный мировым сообществом в данной области, можно воспользоваться только лишь в незначительной степени**
- **Серьезные зарубежные разработки практически недоступны**
- **Поставляемое же зарубежное ПО исследовательских и практических задач ядерной медицины и дозиметрии является «ноу-хау», не подлежит несанкционированному использованию и модификации, а тем более традиционным в нашей стране незаконному присвоению и «взлому»**

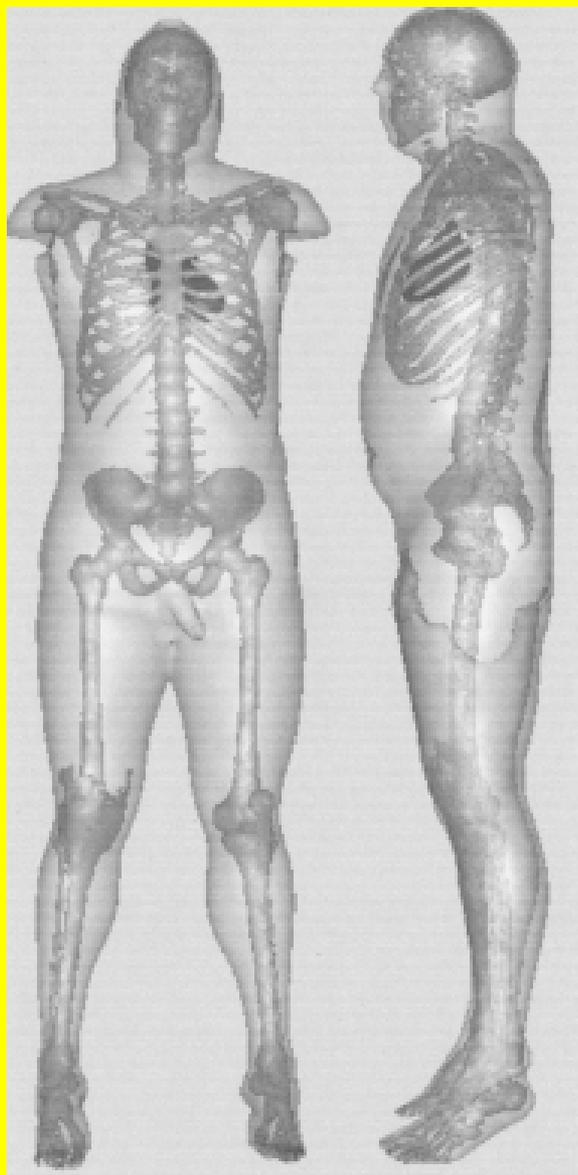
- **В массе публикаций по конструированию и реализации вычислительных моделей антропоморфных фантомов отечественные разработки просто отсутствуют**
- **Но развитие (к сожалению, запоздалое и вялое) ядерной медицины и других смежных сфер с неизбежностью ставит в повестку дня задачу создания отечественных моделей фантомов**

- В данной сфере уже довольно давно наметился переход от аналитических моделей к численным
- В последние несколько лет создаются так называемые *воксельные* вычислительные фантомы (ВФ), основанные преимущественно на данных компьютерной томографии (КТ) или магнитно-резонансной томографии (МРТ)
- Эти фантомы представляют собой модели человеческих тел, собранные из наборов вокселей – малых элементов объема

ИЗГОТОВЛЕНИЕ ФИЗИЧЕСКОГО ВОКСЕЛЬНОГО ФАНТОМА



- **Первые воксельные фантомы были созданы в середине 1980-х годов**
- **В настоящее время в практике мирового сообщества реально используется около полутора десятков антропоморфных фантомов, в том числе 10 фантомов взрослых людей, 5 детских и 1 фантом головы**
- **Отечественных воксельных фантомов на настоящий момент не существует**



В настоящее время самым полным, точным и подробным фантомом является VIP-Man (Visible Photographic Man)

Минимальные размеры прямоугольного вокселя для VIP-Man соответственно 0.33мм x 0.33мм x 1мм

Фантом состоит из более чем трех миллиардов вокселей

- **Подобный фантом необходим для проведения исследований в различных областях медицинской физики и в частности, в ядерной медицине**
- **Отсутствие его отечественной реализации естественным образом тормозит развитие медицинской физики и рост качества ядерной медицины, увеличивая наше отставание от мирового сообщества.**
- **Процесс создание модели фантома трудоемок и требует использования соответствующего программного обеспечения (ПО)**

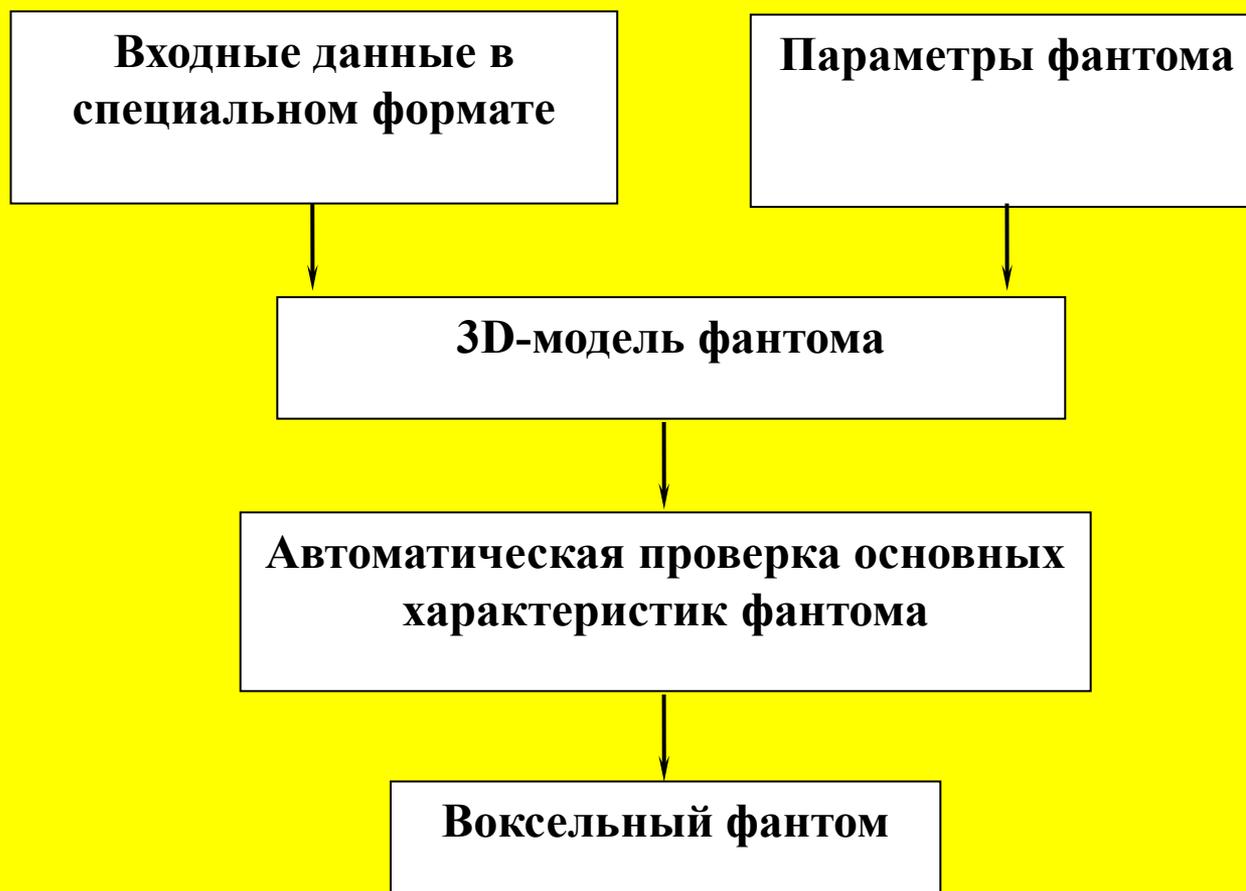
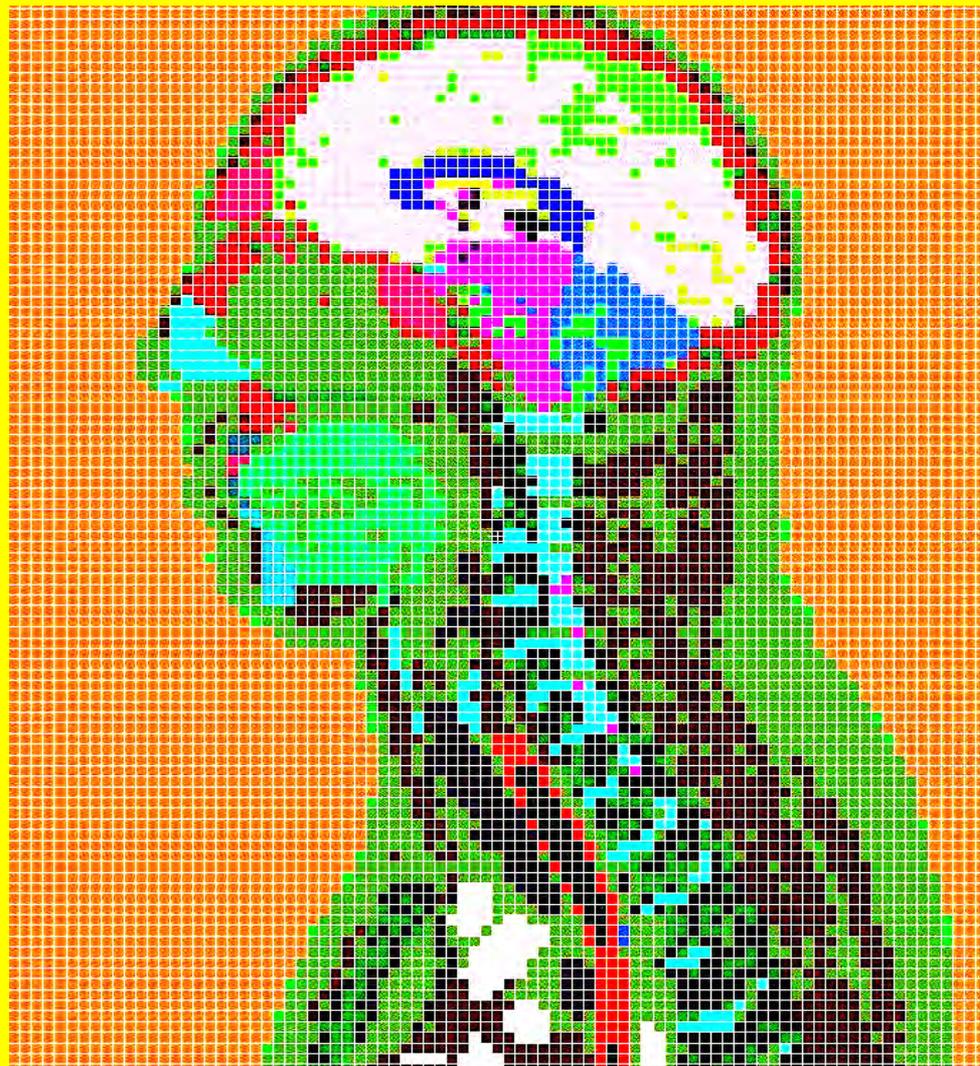
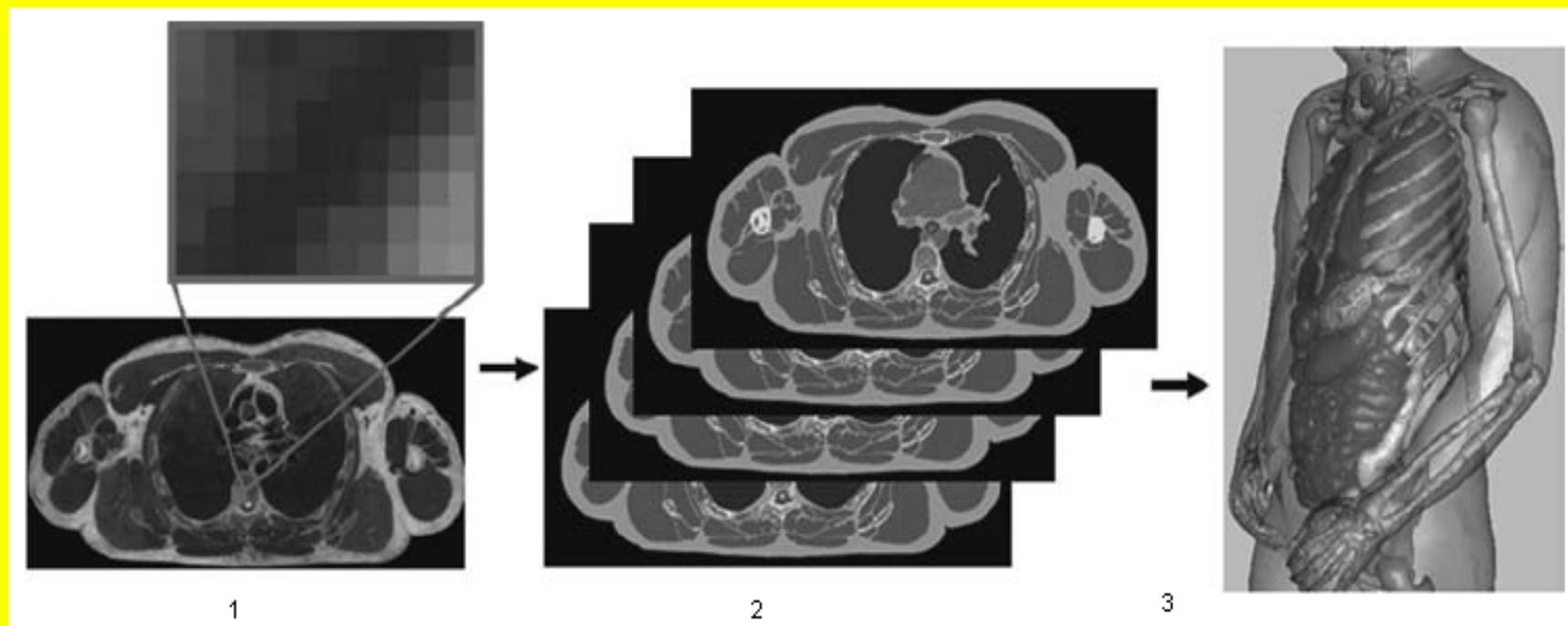


Схема работы программного обеспечения



Срез фантома VIP-Man



Пошаговая схема создания воксельного фантома

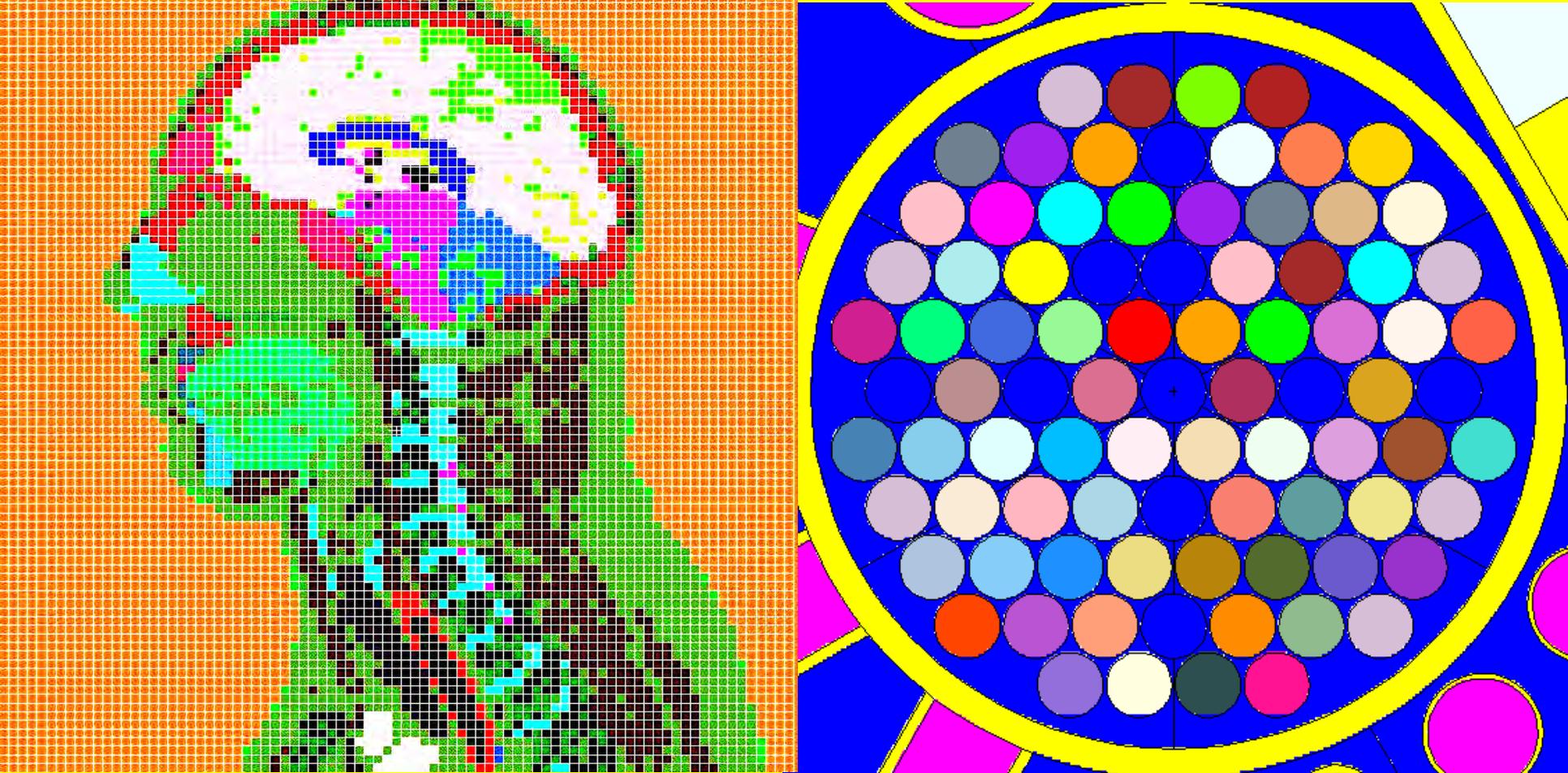
- 1** – идентификация органа или ткани на 2D пиксельной карте;
- 2** – регистрация всех срезов;
- 3** – законченный 3D воксельный фантом

- **Идея ВФ совершенно прозрачна: подобный подход лежит в основе человеческой деятельности**
- **Это подход математического анализа, численных методов и т.д.**
- **ВФ в данном случае есть детальная численная модель предметной области, составленная из малых одинаковых элементов – вокселей**
- **Обычно эти элементы – прямоугольные призмы, заполненные соответствующим материалом предметной области**

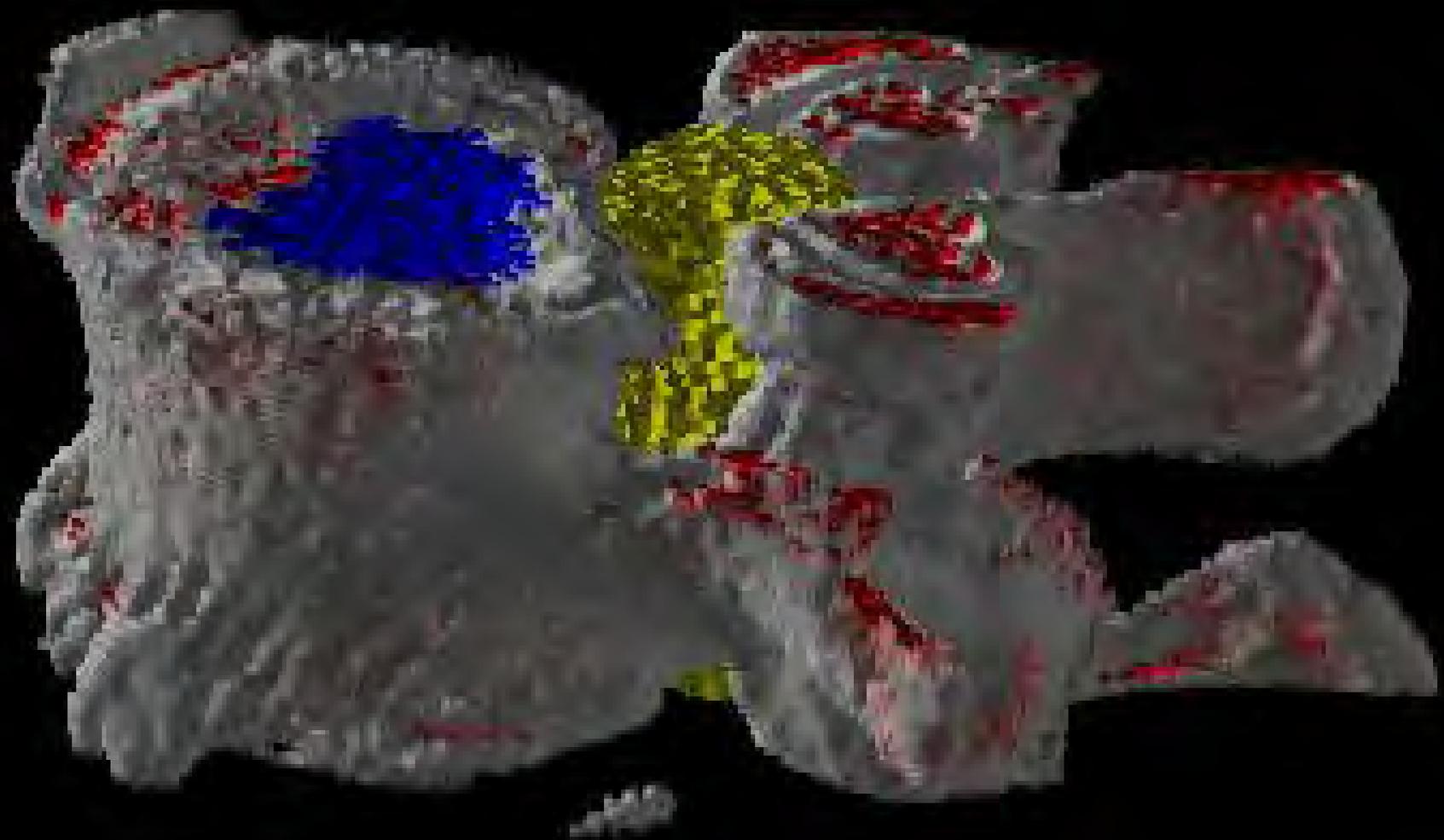
- **Размеры призмы, в принципе, должны соответствовать разрешению визуализирующих средств. На практике эти размеры ~ 1 мм и менее**
- **ВФ вообще – совершенно виртуальный объект, который может быть интерпретирован только вербально в сопровождении примитивных рисунков**
- **Конкретный проблемно-ориентированный ВФ – это текст, доступный интерпретации специализированными программными средствами для совершенно конкретных целей**
- **В нашем случае эти цели – решение уравнений переноса излучений, расчёт доз и т. д.**

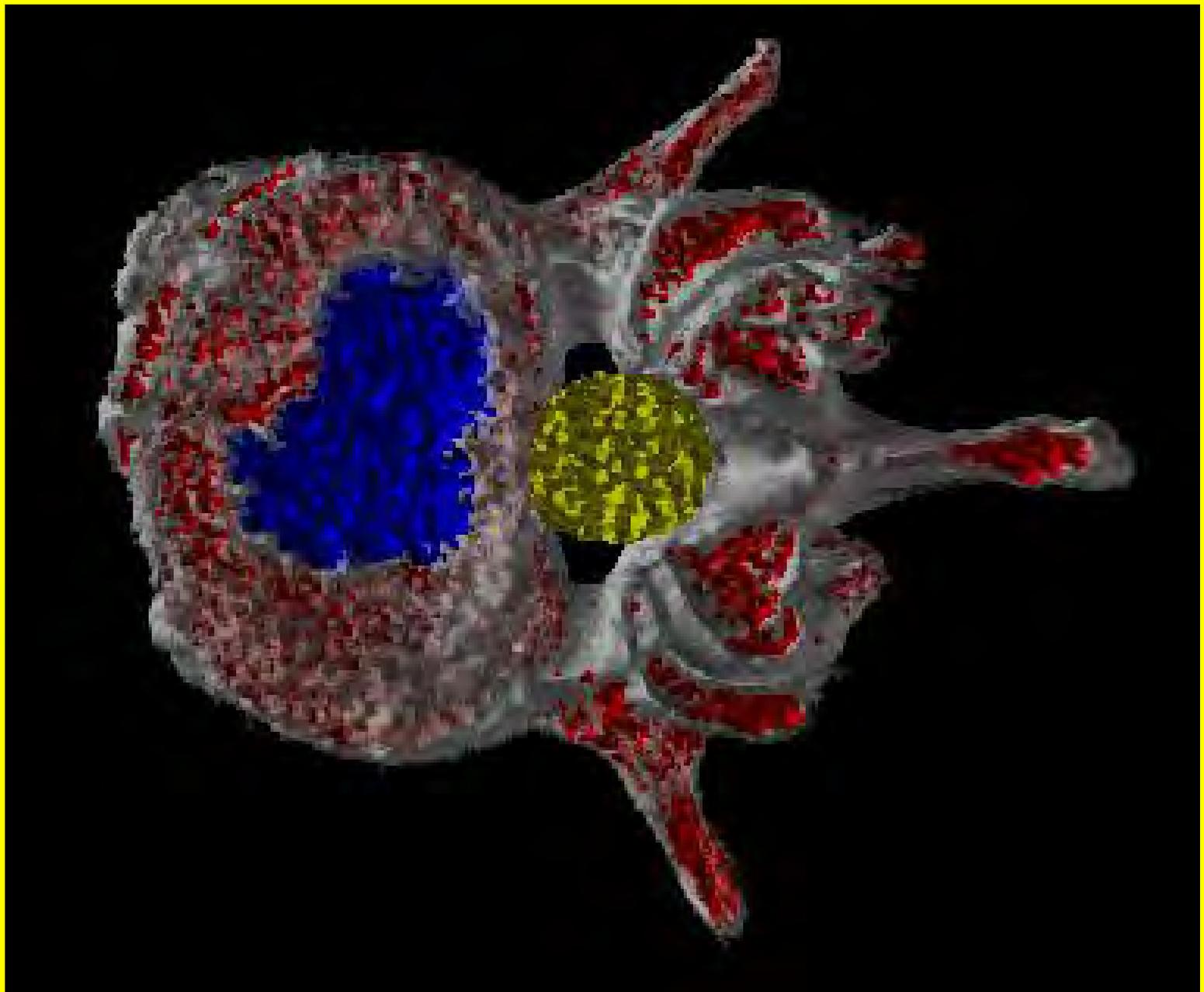
- **Для изготовления ВФ необходимо**
- **детальное «знакомство» с предметной областью – знание характеристик (у нас – ядерно-физических) по возможности в каждой её «точке»**
- **знание языка, на котором записывается фантом (у нас – знание о способе задания исходных данных для решения задачи расчёта дозных полей)**

- **При изготовлении и использовании воксельных фантомов возникают интересные и сложные задачи Основные из них:**
 - **Передача (желательно автоматическая) информации «КТ-скан→Фантом»**
 - **Корректное заполнение ячеек информацией**
 - **Визуализация для устранения ошибок**
- **Все три задачи-проблемы обусловлены большой размерностью фантома.**
- **Так, полный антропоморфный фантом человека может содержать несколько миллиардов ячеек-вокселей, каждая из которых должна быть снабжена набором соответствующих данных**



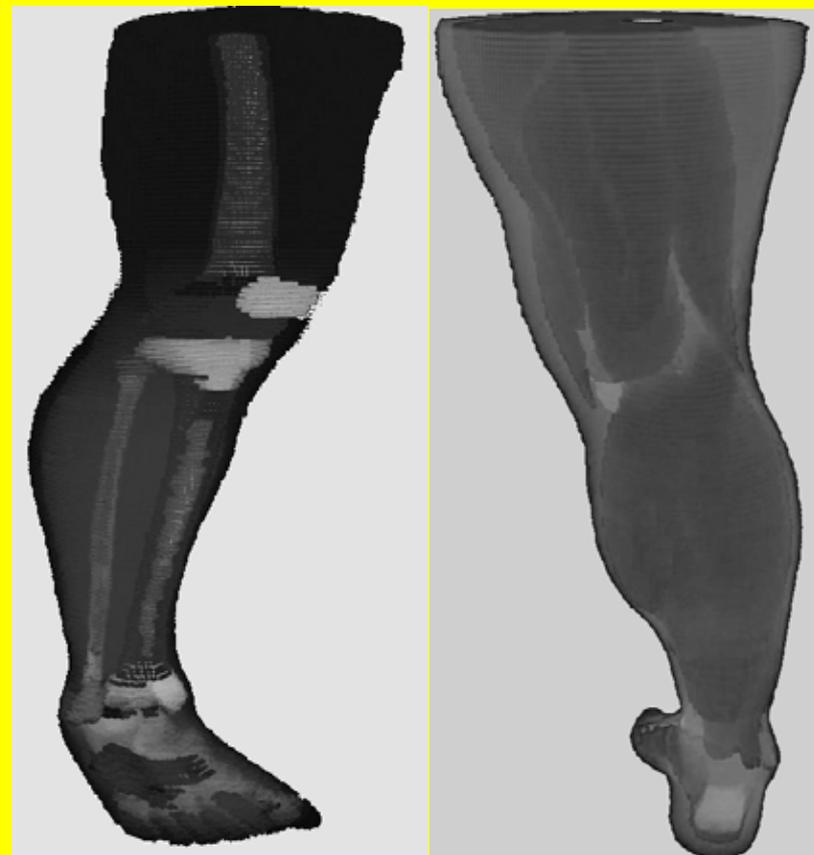
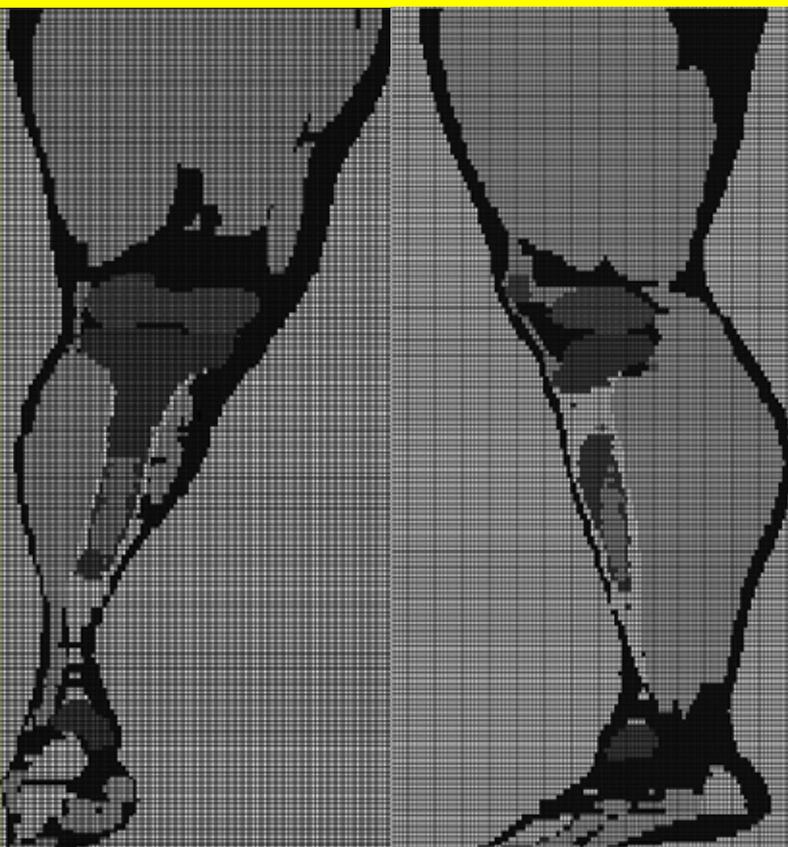
**Минимальные требования к коду:
возможность задания периодических структур
развитые средства визуализации**





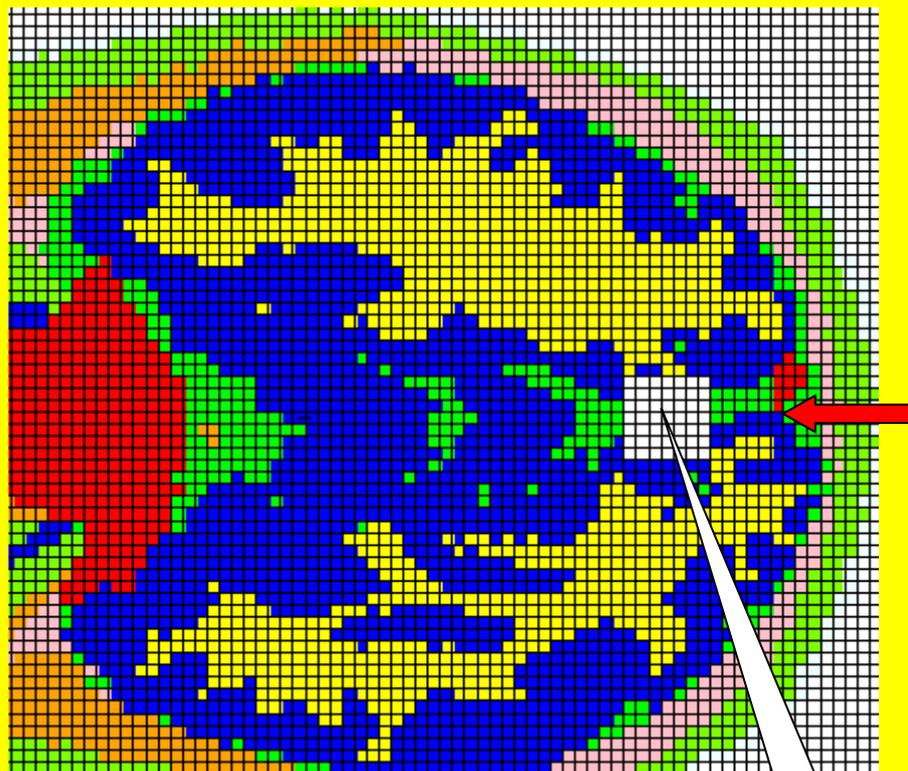
ПРИМЕНЕНИЕ

РАДИОНУЛИДНАЯ ДИАГНОСТИКА И ТЕРАПИЯ



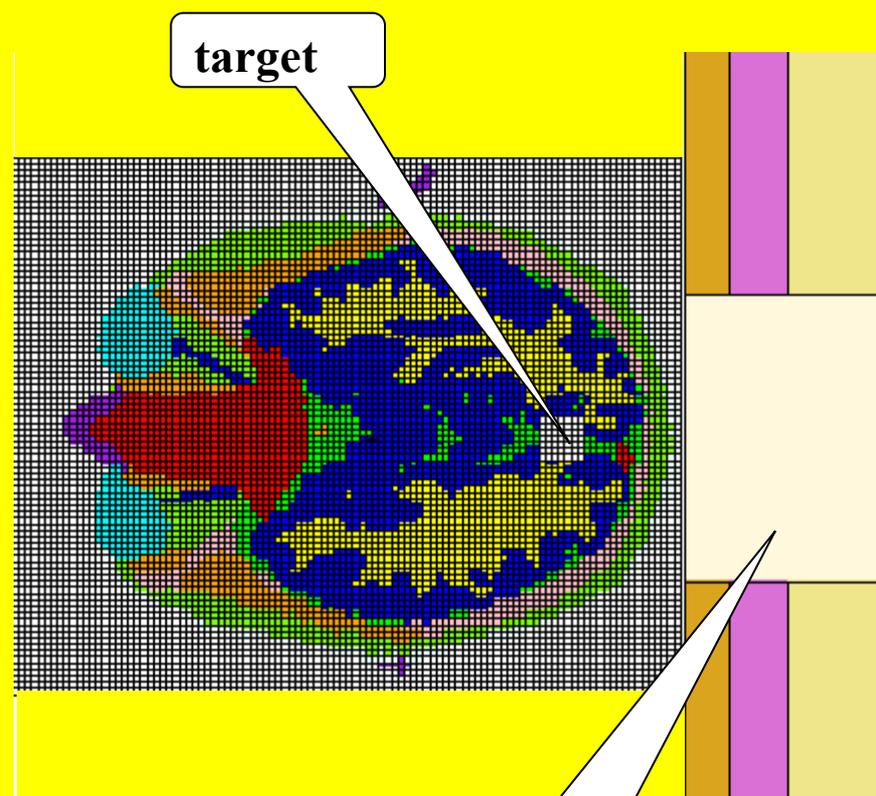
ПРИМЕНЕНИЕ

АДРОННАЯ ТЕРАПИЯ



target

ПРОТОННАЯ



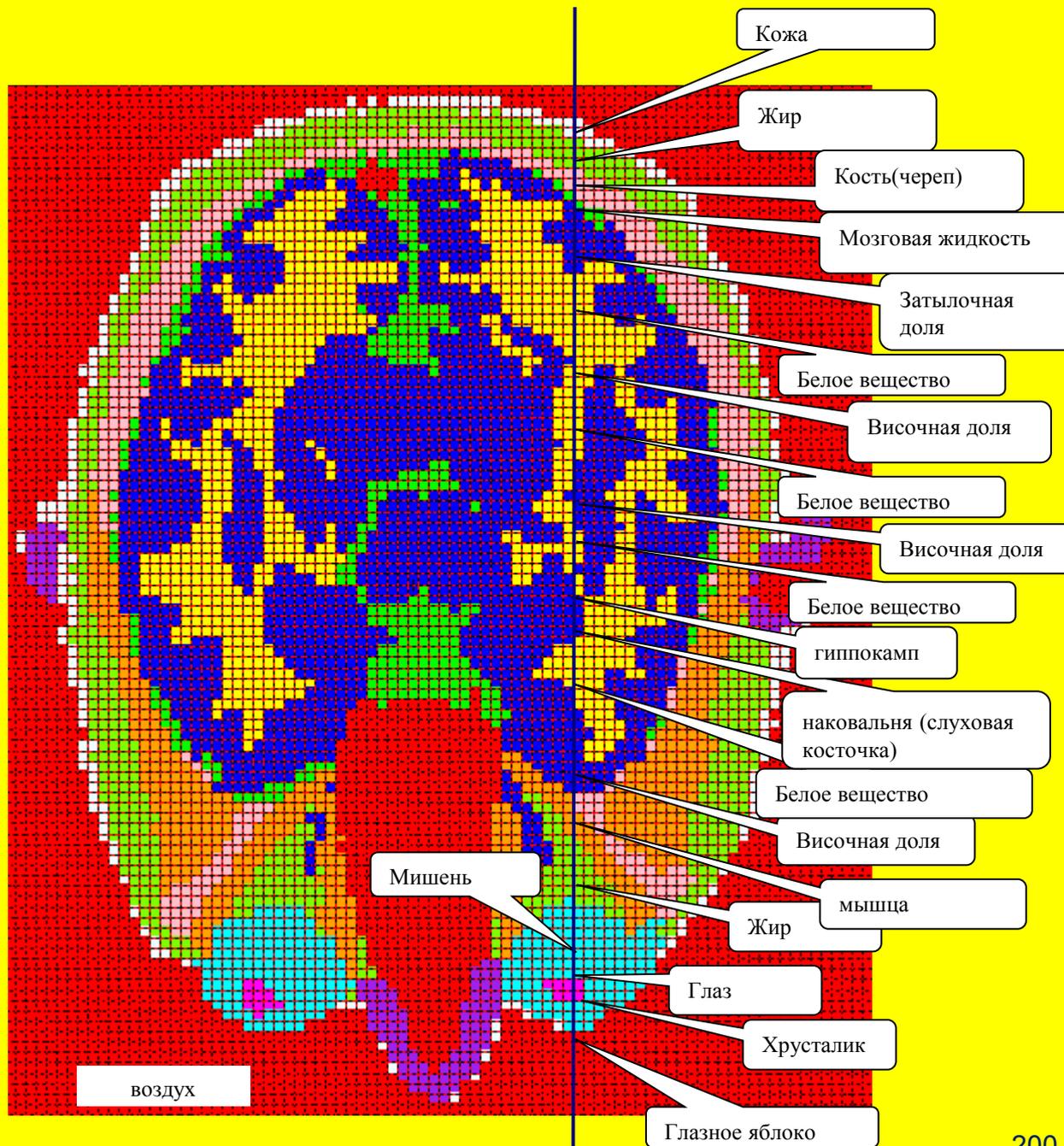
target

MARS' beam

НЕЙТРОННАЯ

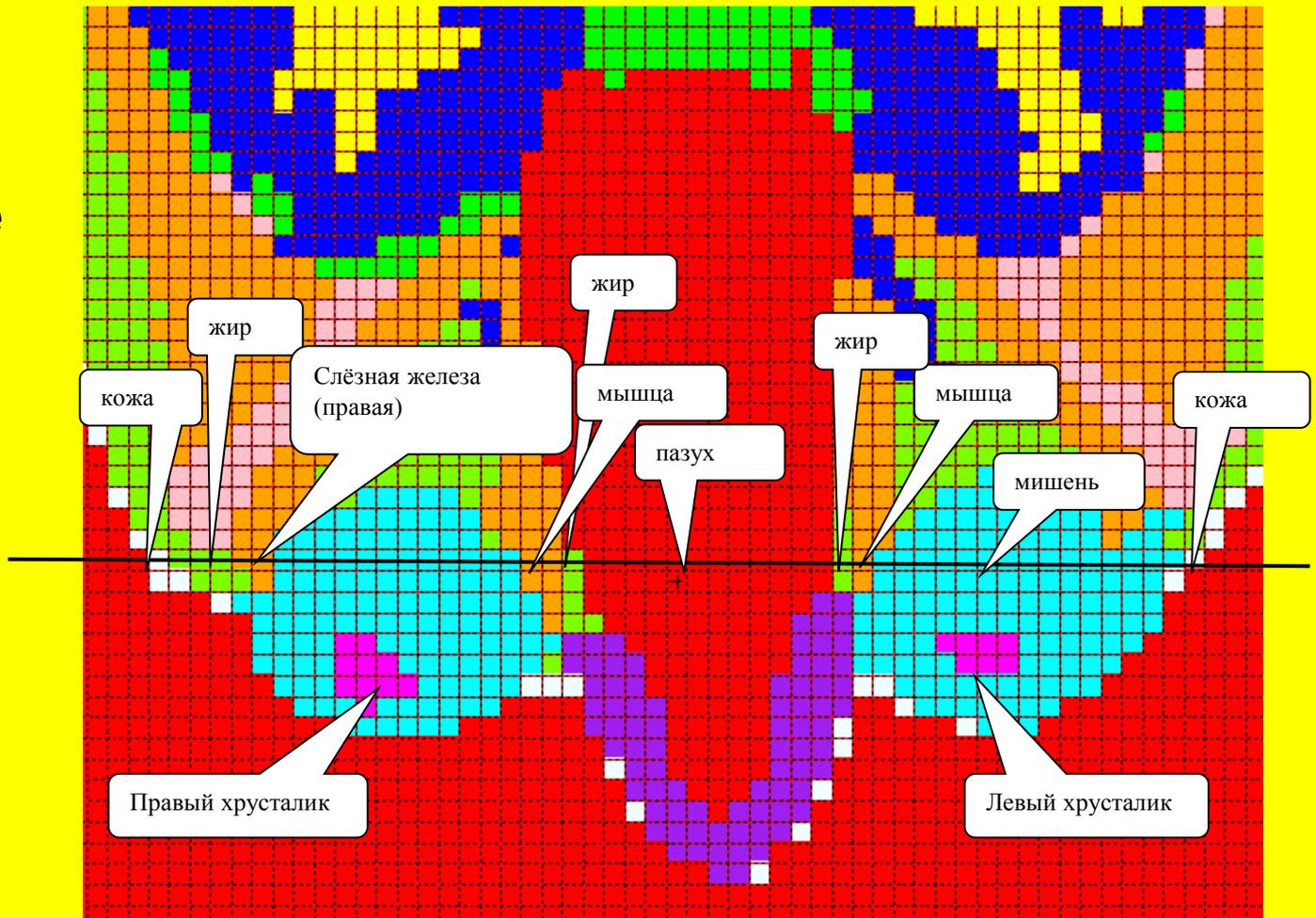
ПРОТОННАЯ ТЕРАПИЯ ГЛАЗА

Фронтальное облучение



ПРОТОННАЯ ТЕРАПИЯ ГЛАЗА

Латеральное
облучение



МОБИЛЬНАЯ РАДИАЦИОННАЯ РАЗВЕДКА



Фотоядерные нейтроны для лучевой терапии

Ю.А. Кураченко¹, Н.К. Вознесенский², Е.А. Онищук³

¹ГНЦ РФ – ФЭИ, г. Обнинск,

²ГКБ №8, г. Обнинск,

³ИАТЭ НИЯУ МИФИ, г. Обнинск

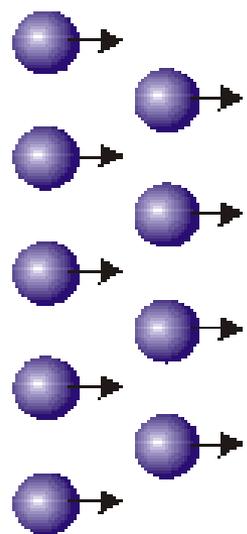
НЕЙТРОННАЯ ТЕРАПИЯ

Для лучевой терапии могут быть использованы нейтроны

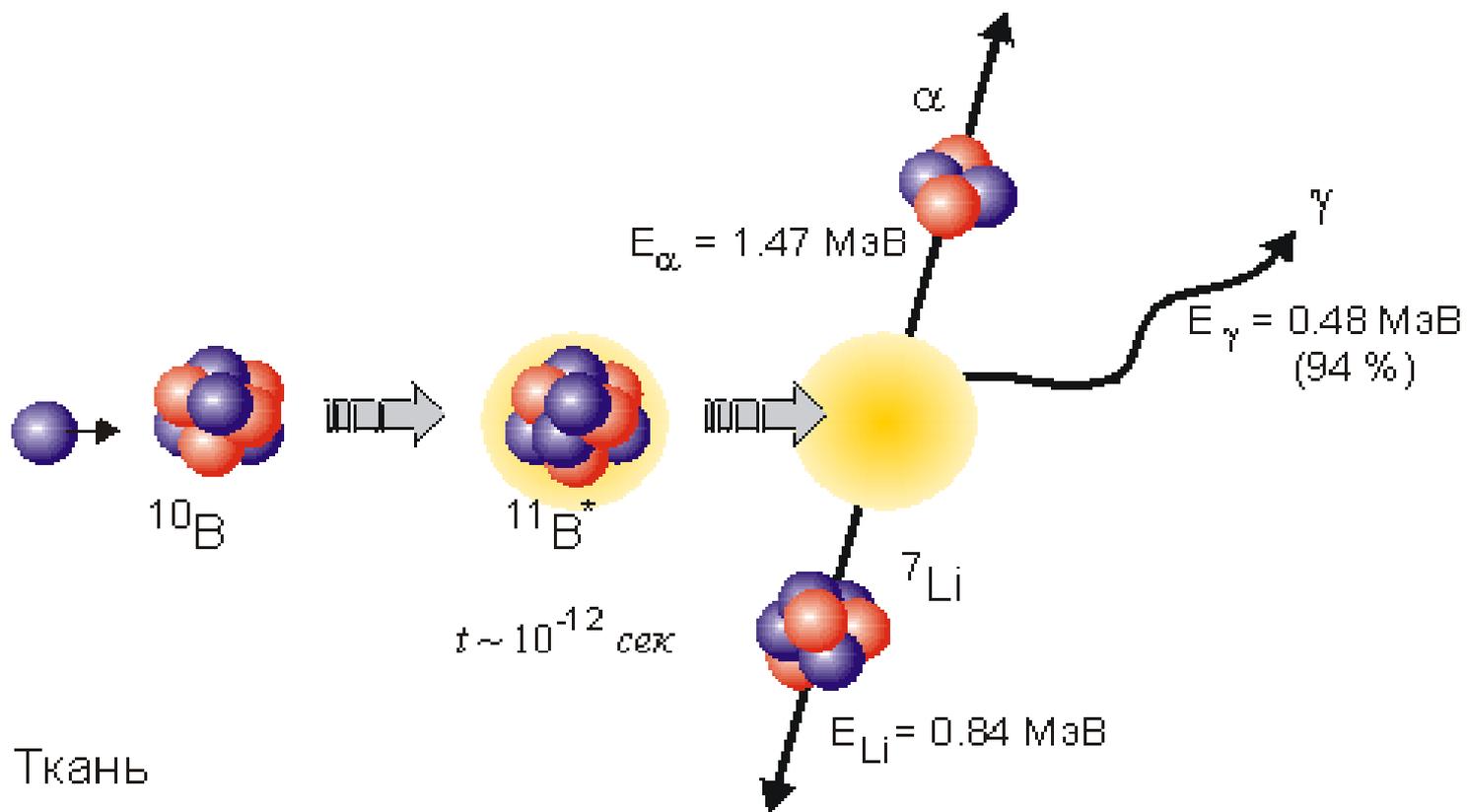
- q **Радионуклидного источника**
- q **Из мишени генератора нейтронов**
- q **Из мишени ускорителя**
- q **Из ядерного реактора**

Только два последних источника позволяют осуществлять радикальную лучевую терапию в режиме нейтронозахватной терапии (НЗТ)

Поток
эпитепловых
нейтронов



Воздух



Ткань

Реакция захвата на ^{10}B

Компоненты дозы при НЗТ

$$D_{tumor} = CBЭ_{B,tumor} \cdot D_{B,tumor} + ОБЭ_N \cdot D_N +$$
$$ОБЭ_O \cdot D_O + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_\gamma \cdot D_\gamma$$

$$D_{tissue} = CBЭ_{B,tissue} \cdot D_{B,tissue} + ОБЭ_N \cdot D_N +$$
$$ОБЭ_O \cdot D_O + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_\gamma \cdot D_\gamma$$

$CBЭ$ – составная биологическая эффективность реакции $^{10}B(n, \alpha)^7Li$;

$D_{B,tumor}$ $D_{B,tissue}$: реакция $^{10}B(n, \alpha)^7Li$;

D_N : реакция $^{14}N(n,p)^{14}C$;

D_O : реакции на изотопах кислорода;

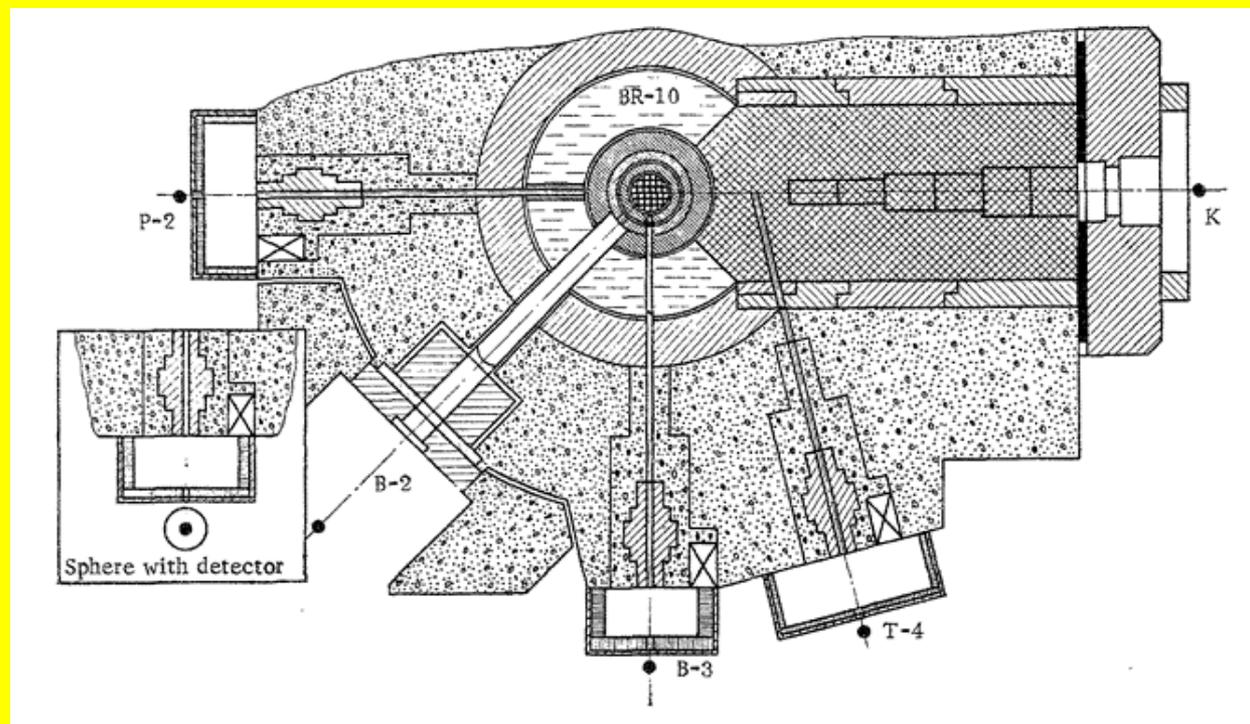
D_{fast} : замедление (в основном на водороде);

D_γ : гамма-излучение пучка + вторичное гамма-излучение в ткани

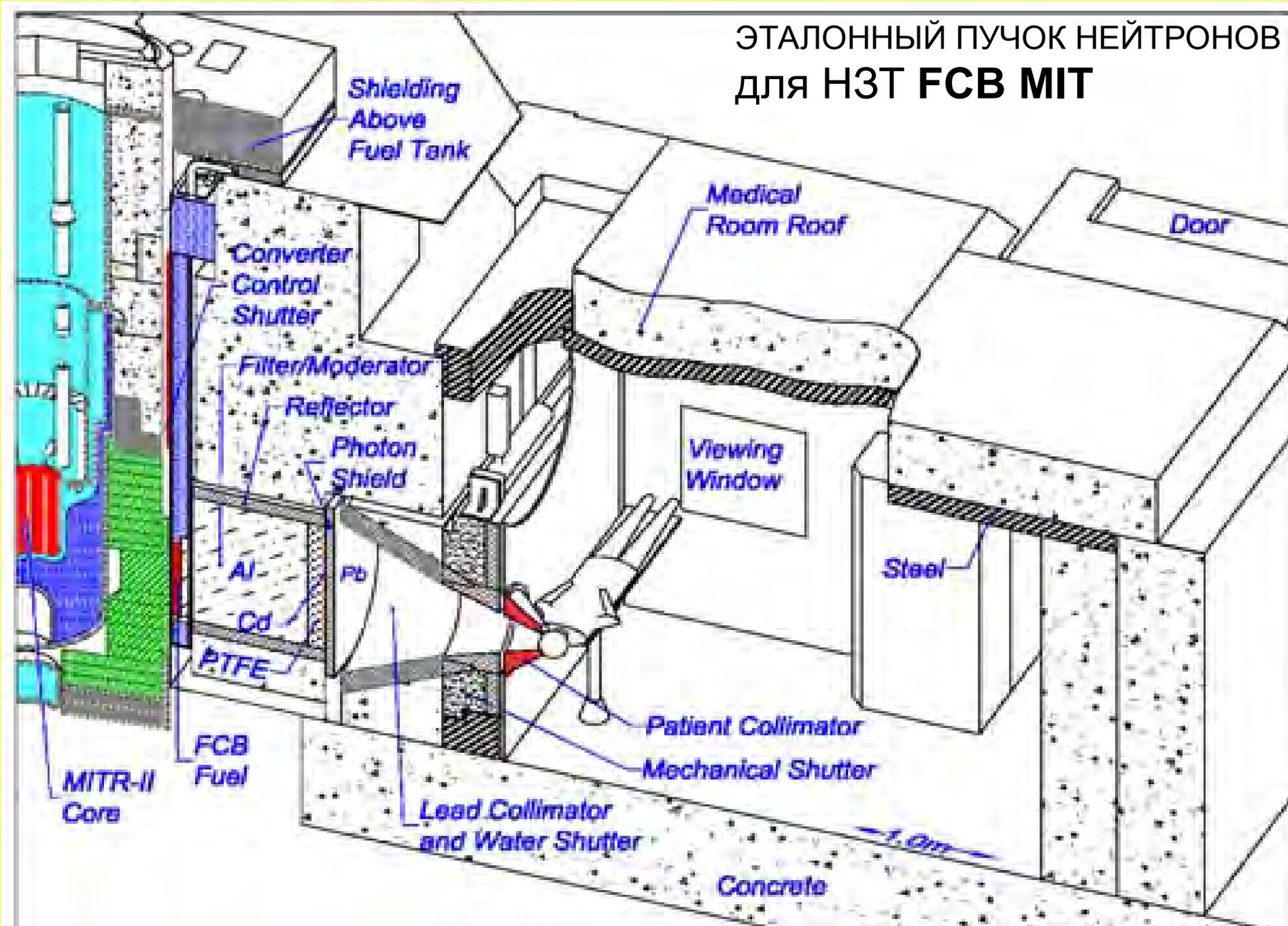


Исследовательский реактор на быстрых нейтронах БР-10

Успешно пролечено ~ 500
пациентов
(конец XX столетия)



ЭТАЛОННЫЙ ПУЧОК НЕЙТРОНОВ для НЗТ FCB MIT



Технологии ускорения электронов достигли значительного прогресса

Большие токи пучков миллиамперного диапазона, долговременная стабильность, компактные конфигурации делают электронные ускорители интересным инструментом для генерации интенсивных нейтронных полей

При этом требования к мишенным устройствам оказываются весьма высокими

Это связано с высокой плотностью энерговыделения в мишени, достигающей 100 и более кВт

Поэтому в качестве мишенных материалов разумно рассматривать жидкие металлы, наиболее удобным представителем которых является природный галлий

При взаимодействии ускоренных электронов с массивной мишенью галлия основным каналом потери энергии является тормозное излучение

При энергиях электронов выше 15 МэВ тормозные гамма-кванты, поглощаясь ядрами галлия, испускают нейтроны в реакциях $Ga(\gamma, n)$ в области так называемого гигантского дипольного резонанса

Спектр фотонейтронов близок к спектру нейтронов деления урана

Природный галлий представлен двумя изотопами: ^{69}Ga (60.1%) + ^{71}Ga (39.9%)

Это легкоплавкий металл ($t_{пл} = 29.8$ °С) плотностью 5.904 г/см³ в твердом и 6.095 г/см³ в жидком состоянии

Отличительная особенность галлия – большой температурный диапазон жидкого состояния (2200 градусов)

Это гарантирует возможность ввода в мишенный блок пучка практически любой мощности (> 100 кВт) без значимых усилий по обеспечению скорости течения жидкого металла

Полный выход первичных нейтронов с поверхности галлиевой мишени, как показывают расчёты, составляет около 10^{14} нейтрон/с на 100 кВт пучка

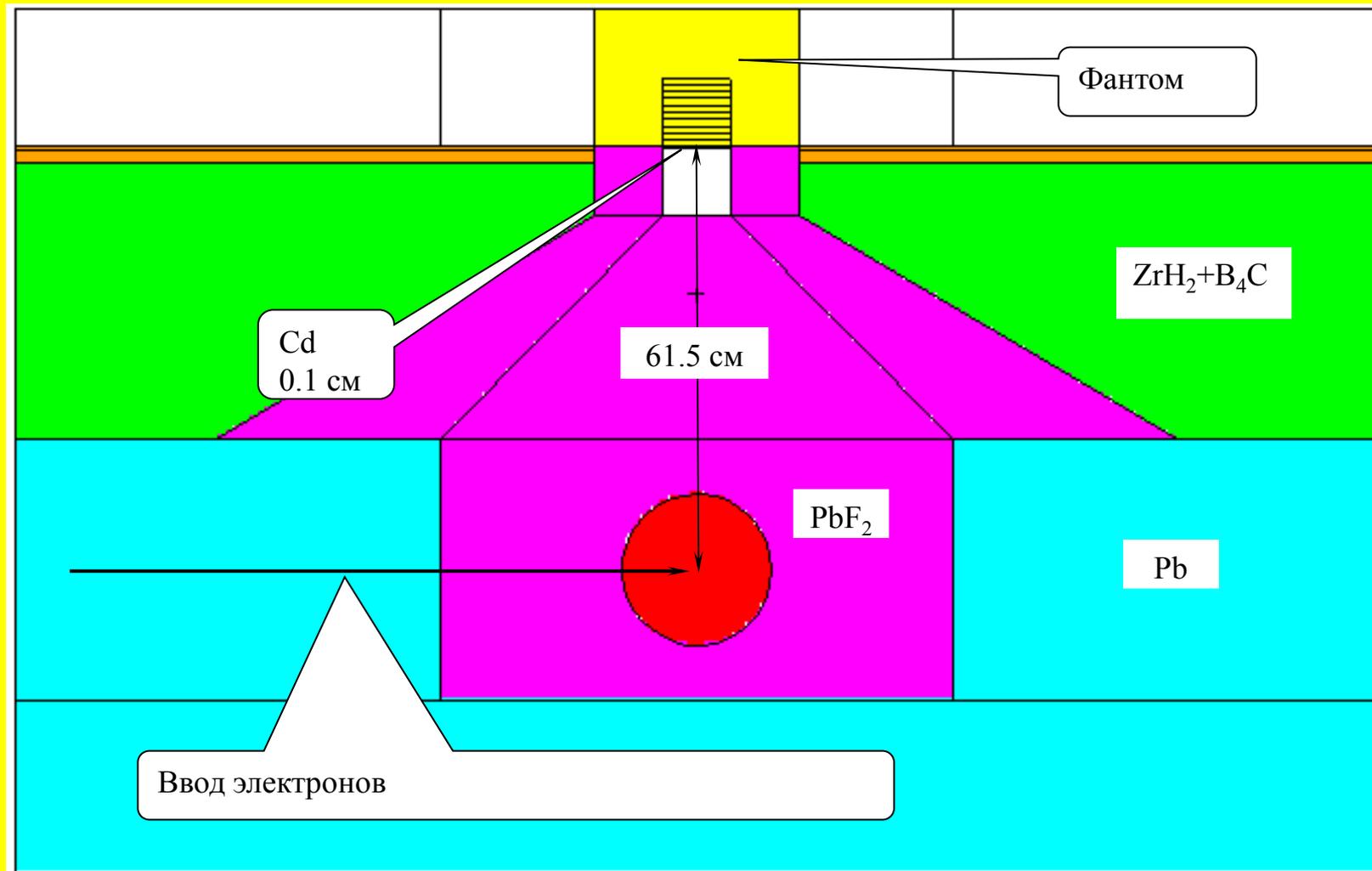
Подобные интенсивности нейтронов вполне реально получить, используя коммерчески доступные линейные ускорители электронов с энергией 20–50 МэВ

Активация природного галлия происходит за счет фотореакций и реакций под действием собственных нейтронов

Основные процессы $^{69,71}\text{Ga}(\gamma, n)^{68,70}\text{Ga}$, $^{69,71}\text{Ga}(n, 2n)^{68,70}\text{Ga}$, $^{69,71}\text{Ga}(n, \gamma)^{70,72}\text{Ga}$ приводят к короткоживущим продуктам ^{68}Ga ($T_{1/2} = 68.3$ мин), ^{70}Ga ($T_{1/2} = 21.2$ мин) и ^{72}Ga ($T_{1/2} = 14.1$ час)

При генерации нейтронных полей, пригодных для НЗТ полная активность галлия спадает до уровня природного фона менее чем за время, 4 суток

Использование фотоядерных процессов позволяет достаточно просто получить высокоинтенсивный нейтронный источник ($\sim 10^{14}$ нейтрон/с), обладающий важным экологическим свойством – отсутствием долгосрочной активности рабочего тела



Аксиальное сечение осесимметричной расчётной модели. На выходе пучка расположен цилиндрический фантом из тканеэквивалентного материала (получено визуализатором программы расчёта транспорта излучений)

Критерии качества пучка для НЗТ

Первичные: определяются дозиметрическими величинами в облучаемой опухоли и ткани (*“in phantom”*)

Вторичные: определяются функционалами поля излучений на выходе пучка в районе операционного поля, но при отсутствии облучаемого объекта (*“in air”; “free beam”*)

Вторичные критерии используются на начальных этапах выбора и оптимизации характеристик пучка для упрощения задачи

Окончательно качество пучка определяется **первичными** критериями

Вторичные критерии качества пучка

∅ плотность потока эпитепловых нейтронов
 $\Phi_{epi} \geq 10^9 \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$;

∅ отношение мощности поглощённой дозы гамма-излучения к плотности потока эпитепловых нейтронов

$$D_{\gamma} / \Phi_{epi} < (2 \div 5) \cdot 10^{-11} \text{ сГр} \cdot \text{см}^2;$$

∅ отношение мощности поглощённой дозы быстрых ($E > 10 \text{ кэВ}$) нейтронов к плотности потока эпитепловых нейтронов

$$D_{fast} / \Phi_{epi} < (2 \div 5) \cdot 10^{-11} \text{ сГр} \cdot \text{см}^2;$$

∅ отношение аксиального тока эпитепловых нейтронов к потоку $J_{epi} / \Phi_{epi} > 0.7$

Сопоставим значения вторичных критериев

FCB MIT: Fission Converter Based, Massachusetts Institute of Technology,
общепризнанный эталонный пучок для НЗТ (реактор уже выключен)

ТАПИРО: Быстрый исследовательский реактор с наилучшим из существующих
пучком для НЗТ (Италия)

МАРС: специализированный проектируемый реактор для медицины (РФ)

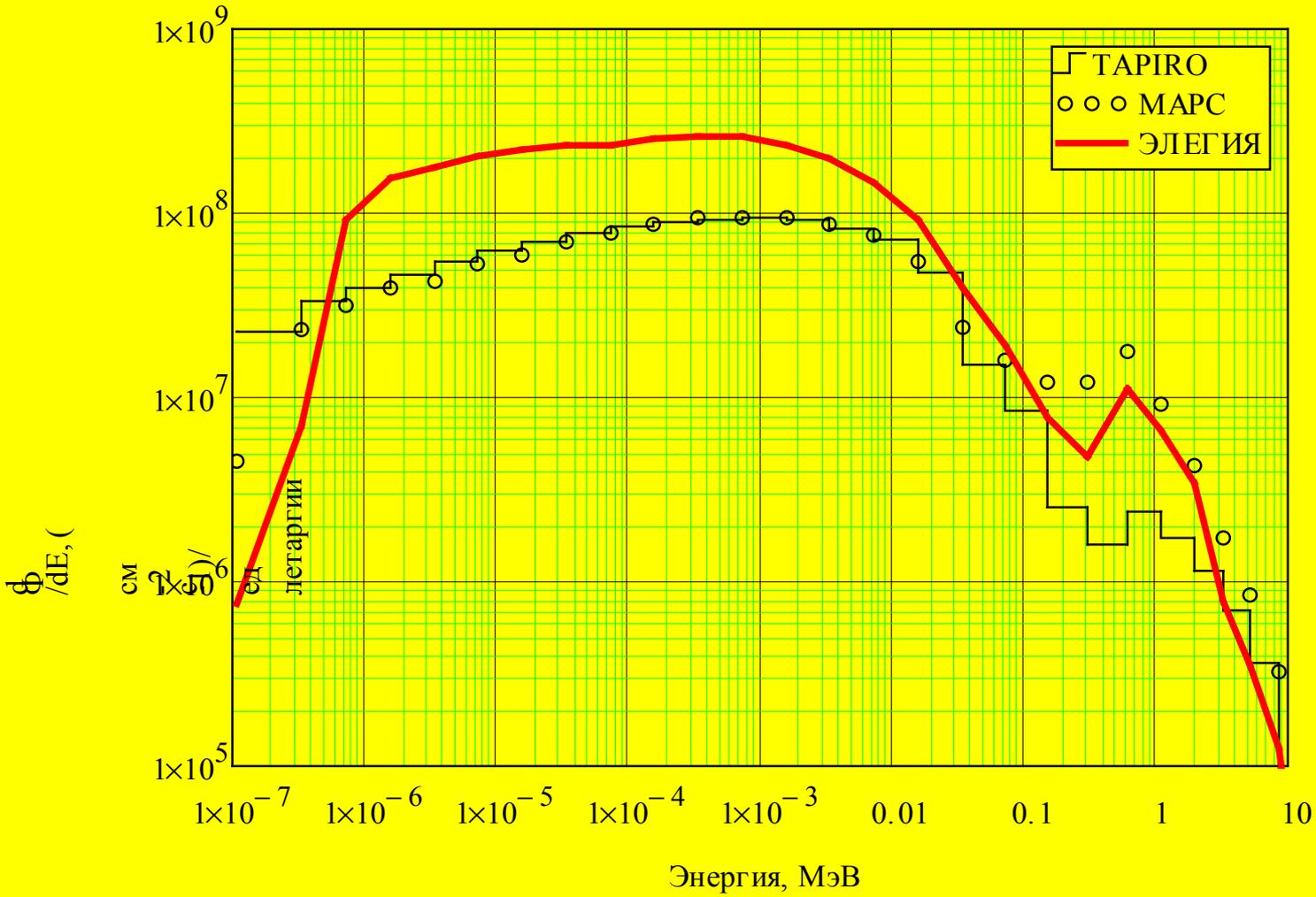
	Плотность потока $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$ 10^9	Эпитепловых, %	Тепловых, %	Быстрых, %
Желательные значения для НЗТ	≥ 1	~ 100	$\rightarrow 0$	$\rightarrow 0$
FCB MIT (эталон)	4.2			
ТАПИРО	0.996	74	20	6
МАРС	0.869	81	6	13
ЭЛЕГИЯ	2.87	93	0.27	6.5

Сопоставим значения вторичных критериев

	D_{γ}/Φ_{epi} сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	D_{fast}/Φ_{epi} сГр·см ² , 10 ⁻¹¹	J_{epi}/Φ_{epi}	E_{aver} МэВ
Желательные значения для НЗТ	< 2 – 5	< 2 – 5	> 0.7	-
ФСВ MIT (эталон)	1.3	4.3	0.84	
ТАПИРО	6.74	4.25	0.81	0.0087
МАРС	6.14	11.8	0.75	0.036
ЭЛЕГИЯ	0.542	3.42	0.78	0.013

Следует сделать вывод о том, что по характеристикам “*in air*”/“*free beam*” в совокупности пучок установки ЭЛЕГИЯ существенно превосходит существующие и проектируемые реакторные пучки

Сопоставим спектральное распределение нейтронов на выходе пучка



Первичные критерии качества пучка

Предельная глубина «выигрыша» AD (*Advantage Depth*) – глубина x в ткани, на которой доза в опухоли становится равной максимальной дозе в ткани:

$$D_{tumor}(x) = D_{tissue}^{\max}$$

Эта величина характеризует проникающее качество нейтронов пучка

ФСВ МІТ (эталон)	9.7
ТАРІРО	9.70
МАРС	7.85
ЭЛЕГИЯ	9.87

Первичные критерии качества пучка

«Выигрыш» AR (*Advantage Ratio*) – отношение одномерных интегралов по глубине ткани, обычно по оси пучка:

$$AR = \frac{\int_0^{AD} D_{tumor} dx}{\int_0^{AD} D_{tissue} dx}$$

Этот критерий характеризует пучок с точки зрения интеграла «повреждающей» дозы на здоровую ткань: чем больше величина AR , тем, при прочих равных, получит меньшую дозу здоровая ткань

ФСВ МІТ (эталон)	5.0
ТАРІРО	5.30
МАРС	5.24
ЭЛЕГИЯ	5.42

Первичные критерии качества пучка

Мощность дозы в опухоли на предельной глубине «выигрыша» *ADDR* (*Advantage Depth Dose Rate*)

$$D_{tumor}(AD)$$

Это «клинический» критерий, определяющий время необходимой экспозиции. Чем больше *ADDR*, тем, при прочих равных, меньше это время

ФСВ МІТ (эталон)	172
ТАPIPO	32.6
МАРС	32.8
ЭЛЕГИЯ	87.4

Первичные критерии качества пучка

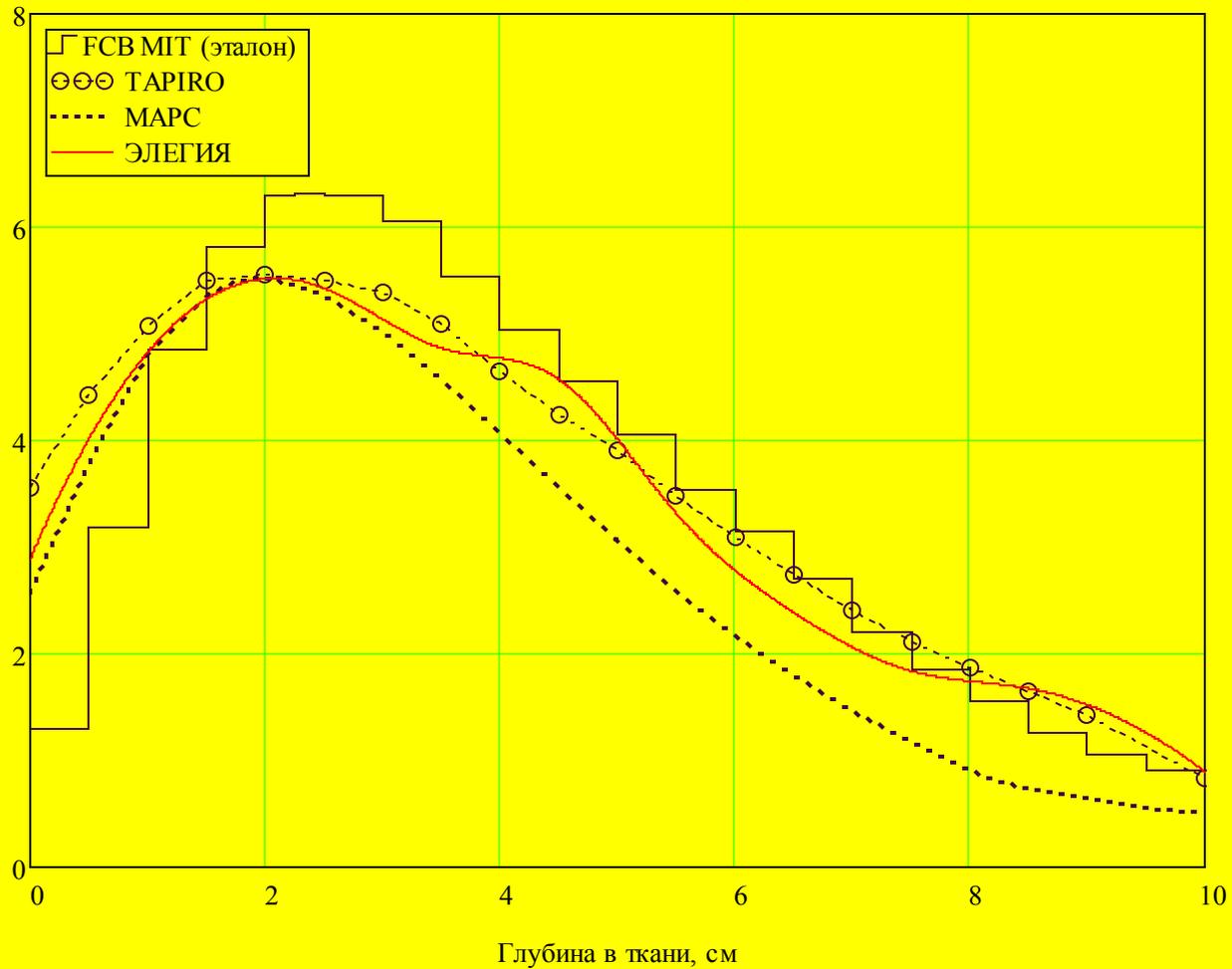
Отношение TR (*Therapeutic Ratio*) «полезной» дозы в опухоли на глубине x к максимальной «вредной» дозе в ткани на оси пучка:

$$TR(x) = \frac{D_{tumor}(x)}{D_{tissue}^{max}}$$

Это очевидная характеристика того, в какой степени пучок является эпитепловым

Первичные критерии качества пучка

Терапевтическое отношение

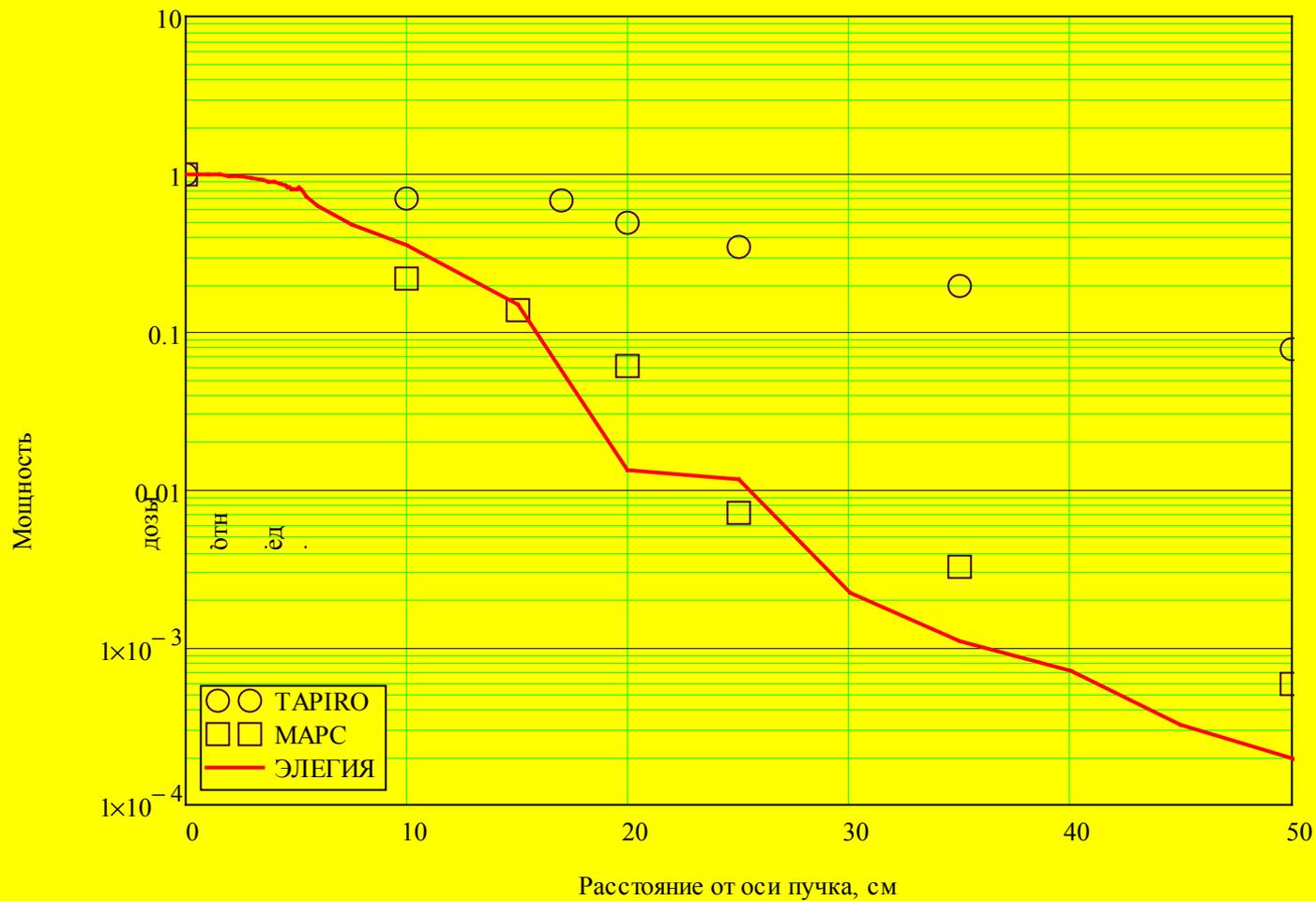


Первичные критерии качества пучка (сводная таблица)

	Предельная глубина «выигрыша» (AD), см	«Выигрыш» (AR)	Мощность дозы на предельной глубине «выигрыша», сГр-экв./мин (ADDR)
FCB MIT (эталон)	9.7	5.0	172
ТАПИРО	9.70	5.30	32.6
МАРС	7.85	5.24	32.8
ЭЛЕГИЯ	9.87	5.42	87.4

Пучок установки ЭЛЕГИЯ превосходит существующие и проектируемые пучки для НЗТ и по первичным критериям качества. Более высокое значение ADDR для FCB MIT (пучок выведен из эксплуатации) обусловлено применением конвертера тепловых нейтронов на реакторе MIT (мощность реактора 6 МВт)

Радиальный градиент полной дозы на выходе (защита пациента)



СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ



ОБОСНОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ АМБУЛАТОРНОГО РЕЖИМА ЛЕЧЕНИЯ В РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ.

Ю.В. Лысак¹, Б.Я. Наркевич^{2, 3}, В.А. Климанов¹

*1 – Национальный исследовательский ядерный
университет МИФИ, г.Москва*

2 – Институт медицинской физики и инженерии, г.Москва

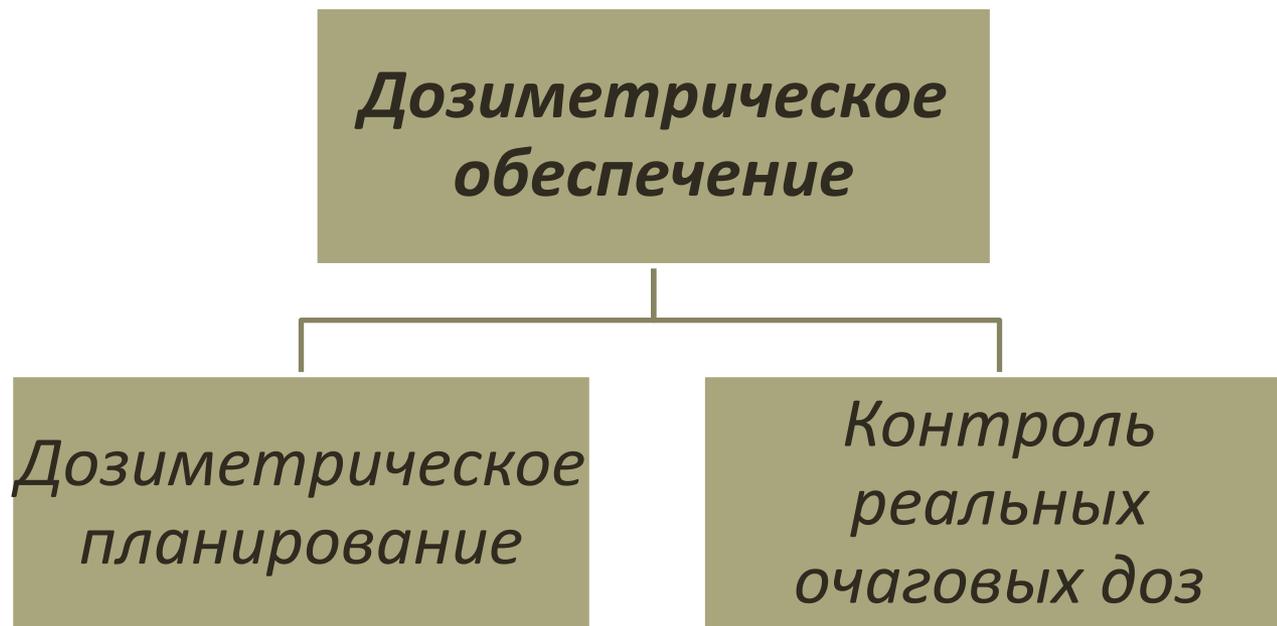
*3 – Российский онкологический научный центр им. Н.Н.
Блохина, г.Москва*

- *Цель: определение допустимых значений активности различных РФП для проведения курса РНТ в амбулаторном режиме.*

Задачи:

- *Формирование сценариев облучения лиц, контактирующих с пациентом.*
- *Обоснование геометрических условий расчета мощности дозы излучения, исходящего от тела пациента.*
- *Создание алгоритма расчета лучевой нагрузки.*
- *Сравнительный анализ полученных значений с литературными данными клинически используемых активностей РФП.*

- **Радионуклидная терапия – лечебное воздействие на организм пациента с помощью введения в него внутривенно или прицельно в патологический очаг терапевтического радиофармпрепарата.**



Радионуклидная терапия (РНТ)

Стационарный режим

Амбулаторный режим

Дневной стационар

Облучение населения от пациентов, прошедших курс РНТ

Внешнее облучение
излучением, исходящем из тела пациента

Внутреннее облучение
(радиационное
загрязнение организма)

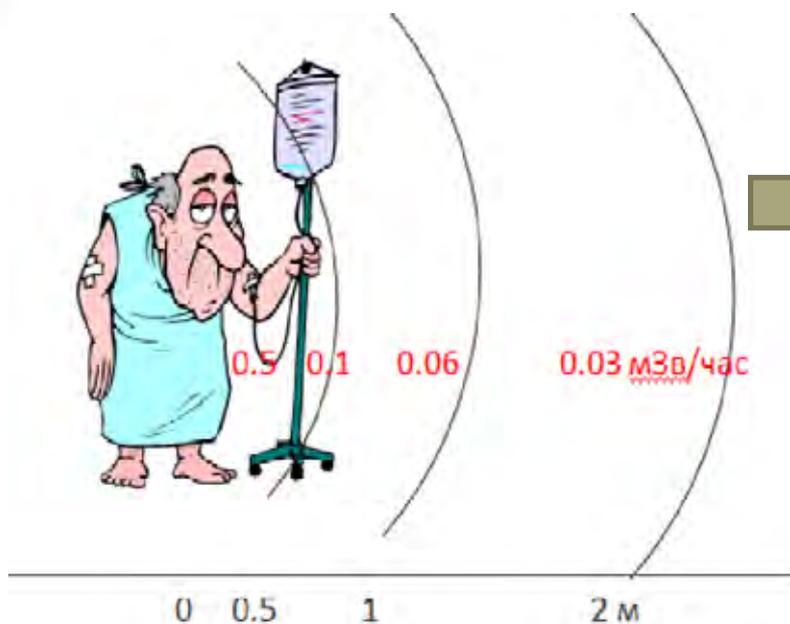
Кроме того, источниками излучения являются канализационные системы очистных сооружений, вторичные отходы процессов жизнедеятельности пациентов и т.д.

Допустимый уровень облучения населения: 1мЗв/год в среднем за последние 5 лет.

Факторы, определяющие возможность амбулаторного режима радионуклидной терапии:

1. Индивидуальные особенности пациента:
 - Û медицинские показания;
 - Û психологическое состояние;
 - Û жилищные условия.
2. Нормативные требования (НРБ-99/2009):
 - Û пределы допустимых доз, установленные на основании обеспечения РБ населения;
 - Û остаточная активность в организме пациента;
 - Û значение мощности дозы на указанном расстоянии от поверхности тела пациента;
3. Возможность временной изоляции пациента.
4. Обеспечение в условиях стационара сбора и хранения жидких отходов в специализированных баках для уменьшения значения сбрасываемой в канализацию активности.

Пациент – источник излучения



Основной критерий выписки пациента после РНТ – возможность обеспечения безопасного уровня облучения лиц, находящихся в непосредственном контакте с пациентом или же осуществляющих уход за ним

Допустимый уровень доз

Дети, коллеги, другие
представители населения
1 мЗв/год

Взрослые,
осуществляющие уход за пациентом
5 мЗв/год

Определение величины остаточной активности в теле пациента (согласно рекомендациям МКРЗ).

Предположения:

- ∅ источник активности - изотропный точечный источник в непоглощающей среде;
- ∅ применим закон обратных квадратов;
- ∅ предпочтительное использование консервативного приближения для определение величины остаточной активности.

Допустимая активность в теле пациента при выписке из стационарного режима после РНТ в разных странах

Радионуклид	Допустимая активность (МБк)					
	США	Германия	Швеция	Финляндия	Япония	Австралия
^{32}P	-		1200			1200
^{89}Sr	-				200	300
^{90}Y	-		1200		1200	4000
^{131}I	1200	75	600	800	500	600
^{153}Sm	26 000					4000

Геометрические условия и формулы расчета мощности поглощенной дозы в воздухе

1. Тело пациента – точечный изотропный источник фотонного излучения

$$D = \frac{A \times \Gamma}{R^2}$$

, где A – активность введенного РФП, Γ – керма постоянная радионуклида, R – расстояние от источника до точки измерения (115 см).

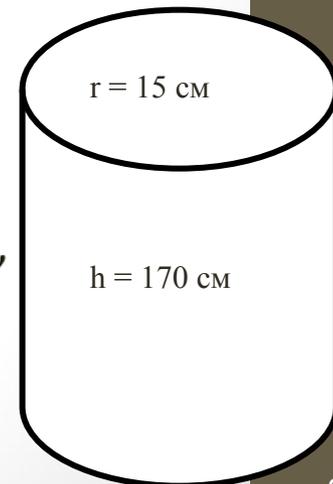
2. Тело пациента – точечный изотропный источник фотонного излучения

$$D = \frac{A \times \Gamma (1 - AF)}{R^2}$$

, где AF(absorption factor) – доля излучения радионуклида, поглощаемая в тканях тела пациента.
R=100 см

3. Тело пациента – источник фотонного излучения в форме прямого кругового цилиндра. Состав цилиндра эквивалентен мягкой биологической ткани, РФП равномерно распределен по всему объему.

$$D = A_q \Gamma_{л+nk} \pi h \left\{ 1 + \ln \left[\frac{h^2 + R^2 - b^2 + \sqrt{h^4 + 2h^2(b^2 + R^2) + (b^2 - R^2)^2}}{2h^2} - \frac{b-R}{h} F(\varphi, k) \right] - \frac{b+R}{h} \left[\operatorname{tg} \varphi \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \varphi} - E(\varphi, k) \right] \right\}$$



Сценарии обучения лиц, находящихся в непосредственном контакте с пациентом

Категория	Описание	Время задержки, ч	Продолжительность облучения, часов в сутки	Среднее расстояние между пациентом и субъектом облучения, м
1	Лица, перевозящие пациента на личном транспорте	1	1	1
2	Лица, находящиеся поблизости от больного в общественном транспорте	1	1	0,2
3	Лица, находящиеся на работе совместно с пациентом	24	8	1
4	Лица, относящиеся к категории партнеров, особенно супруги	1	8	0,2
		1	8	1
5	Лица, осуществляющие уход за больными в домашних условиях	Стандартизация условий облучения невозможна. Приближенная оценка средним арифметическим доз облучения лиц категории 3 и 4		
6	Дети в семье пациента в возрасте:			
а	от 0 до 2 лет	1	4	0,2
б	от 2 до 5 лет	1	8	1
в	от 5 до 12 лет	1	4	1

Допустимая активность терапевтических РФП (A_1 , A_2) и применяемые в клинической практике диапазоны вводимых активностей радионуклидов ($A_{\text{реал}}$)

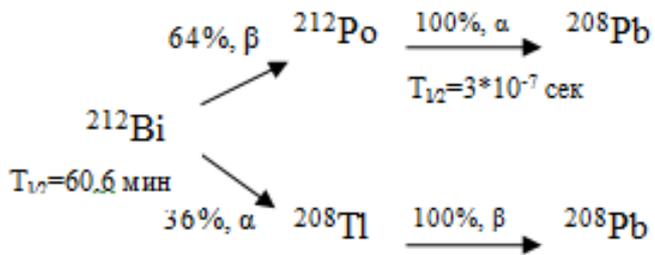
Радионуклид	A_1 , ГБк	A_2 , ГБк	$A_{\text{реал}}$, ГБк
^{47}Sc	11,9	4,70	1,6 – 2,0
^{67}Cu	15,0	5,80	1,5 – 2,2
$^{117\text{m}}\text{Sn}$	10,8	4,30	0,14 – 3,5
^{125}I	1,60	0,60	0,2 – 0,3
^{131}I	1,10	0,40	2,0 – 6,0
^{153}Sm	29,0	11,2	2,0 – 4,0
^{165}Dy	686	178	7,8 – 11,0
^{111}In	22,0	8,60	6,0 – 6,6
^{166}Ho	106	40,2	0,3 – 1,0
^{170}Tm	88,0	34,2	22,0 – 80,0
^{169}Yb	0,40	0,20	0,1 – 0,15
^{175}Yb	19,9	7,80	0,8 – 1,4
^{177}Lu	29,7	11,8	6,6 – 7,4
^{186}Re	59,2	23,3	1,3 – 3,0
^{188}Re	70,1	25,9	3,3 – 12,4
^{198}Au	2,90	1,20	0,19 – 0,2
^{199}Au	14,9	5,90	0,6 – 0,7

Необходимо учитывать:

- Вводимая активность ^{131}I при лечении тиреотоксикоза - 15-600 МБк.
- Вводимая активность ^{131}I при лечении рака щитовидной железы - 3,5-10 ГБк.

Допустимая активность для цепочек распада α - β - γ -излучателей.

- Схема распада



- Мощность дозы излучения радионуклида

$$D = \frac{\int_0^T A \cdot e^{-\alpha_1 \cdot t} \cdot (1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3) \cdot (\Gamma_1 + \Gamma_2 \cdot \varepsilon_2 + \Gamma_3 \cdot \varepsilon_3) dt}{R^2}$$

Радионуклид	A_1 , ГБк	$A_{\text{реал}}$, ГБк
${}^{211}\text{At}$	5,50	1,40
${}^{212}\text{Bi}$	15,8	3,70
${}^{211}\text{Pb}$	29,0	2,30
${}^{223}\text{Ra}$	0,03	0,02
${}^{213}\text{Bi}$	21,5	3,50
${}^{225}\text{Ac}$	0,02	1,9E-03
${}^{103}\text{Ru}$	0,08	0,05
${}^{115}\text{Cd}$	1,10	0,7

Расчет допустимой активности β -излучателей.

Радионуклид	Период полураспада	A_1 , ГБк	A_2 , ГБк	A_3 , ГБк	$A_{\text{реал}}$, ГБк
		R_1 , м	R_2 , м	R_3 , м	
		1,15	1,0	1,0	
^{32}P	14,3 сут	6,6	500	18	0,3 – 0,8
^{89}Sr	50,6 сут	2,4	18	6,4	0,15 – 0,2
^{90}Y	64,2 час	38	2,9E+03	102	0,04 – 10
^{169}Er	9,4 сут	189	1,4E+04	510	0,3 – 0,4

Применение β -излучателей в основе РФП при проведении курса РНТ не представляет затруднений для обеспечения норм радиационной безопасности населения.

Выводы:

- *Использование в терапевтических целях рассмотренных РФП не влечет за собой превышение допустимого уровня облучения лиц, находящихся в непосредственном контакте с пациентом или осуществляющих уход за ними.*
- *Применение РФП на основе ^{131}I для терапии онкологических заболеваний, показано в стационарном режиме РНТ.*
- *Применение РФП на основе ^{131}I для терапии тиреотоксикоза возможно в амбулаторном режиме РНТ.*
- *Применение в амбулаторном режиме РНТ источников, имеющих в цепочке распада смешанные α -, β -, γ -излучатели, не приводит к превышению значений предписанных норм радиационной безопасности для населения.*
- *Перед выпиской необходимо осуществить инструктаж и получить от пациента согласие на соблюдение ограничения ближнего контакта с окружающими лицами в течение нескольких дней.*

Спасибо за внимание!

5.4.5. Лица (не персонал рентгенорадиологических отделений), оказывающие помощь в поддержке пациентов (тяжелобольных, детей и др.) при выполнении рентгенорадиологических процедур, не должны подвергаться облучению в дозе, превышающей 5 мЗв в год. Такие же требования предъявляются к радиационной безопасности взрослых лиц, проживающих вместе с пациентами, прошедшими курс радионуклидной терапии или брахитерапии с имплантацией закрытых источников и выписанными из клиники. Для остальных взрослых лиц, а также для детей, контактирующих с пациентами, выписанными из клиники после радионуклидной терапии или брахитерапии, предел дозы составляет 1 мЗв в год.

- Выход тормозного излучения β -частиц:

$$Y = 1,23 \cdot 10^{-4} (Z + 3) \sum_{i=1}^m E_{\beta i}^2 \eta_{\beta i}$$

- Мощность дозы, создаваемая тормозным излучением радионуклидов:

$$\dot{D} = (A \cdot Y \cdot \mu_m) / 4\pi R^2$$

Время ограничения контакта с пациентом для лиц, относящихся к сценарию облучения 4 и 6а.

Радионуклид	t, сут	
	Сценарий облучения 4	Сценарий облучения 6а
⁴⁷ Sc	6,8	7,8
⁶⁷ Cu	5,16	10
^{117m} Sn	0,3	0,5
¹⁵³ Sm	3,9	5,8
¹⁶⁵ Dy	-	0,13
¹¹¹ In	8,4	11
¹⁶⁶ Ho	-	1,13
¹⁷⁰ Tm	-	-
¹⁶⁹ Yb	153	162
¹⁷⁵ Yb	-	-
¹⁷⁷ Lu	20	27
¹⁸⁶ Re	1,9	3,8
¹⁸⁸ Re	0,7	2,13
¹⁹⁸ Au	3,2	5,4
¹⁹⁹ Au	0,16	6,3

Радиационная безопасность в лучевой терапии с использованием ускорителей электронов

Нурлыбаев К., Мартынюк Ю.Н.,
Каракаш А.И., Синников Л.Л.,
НПП «Доза»;
Бушманов А.Ю., Цовьянов А.Г.,
Лыкова Е.Н., Галяутдинова Ж.Ж.,
ФМБЦ им. А.И. Бурназяна;
Логинова С.В.
Кафедра радиационной гигиены РМАПО

Медицинские линейные ускорители с напряжением **6 - 30 МВ**



Фотонное излучение с энергией:

Мощность дозы в изоцентре:

Рабочая нагрузка в изоцентре:

до 6 – 30 МэВ

до 10 Гр/мин = 600 Гр/ч

до 1000 Гр/нед.

Общие положения

Размещение ЛПУ в жилых кварталах;

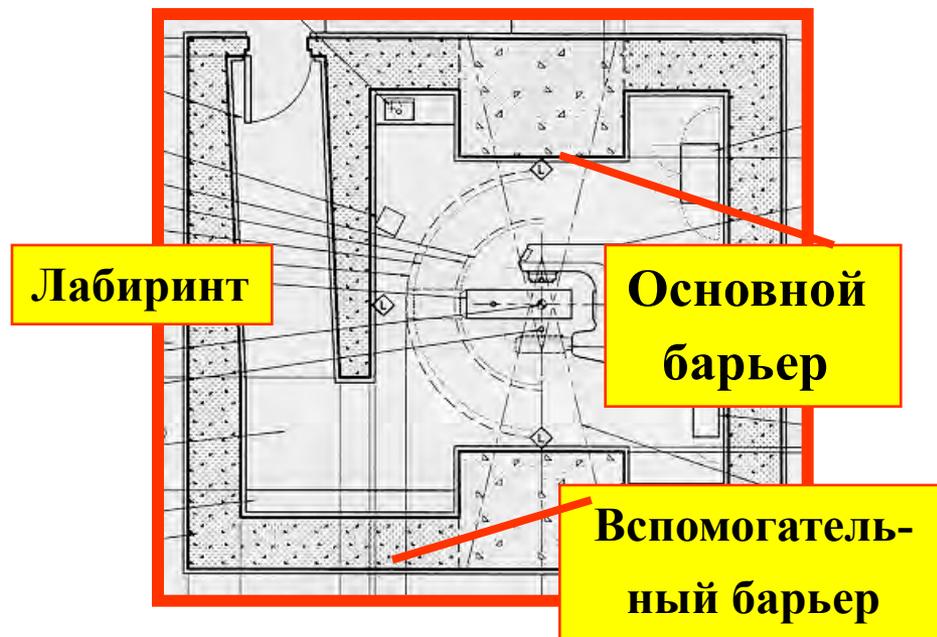
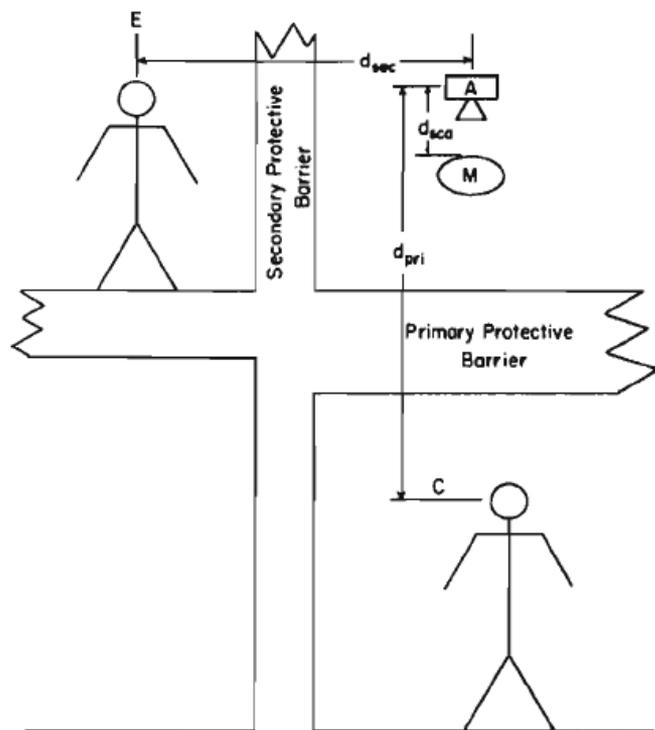
Присутствие персонала ЛПУ, посетителей в помещениях соседних с процедурными;

Размещение ускорителей в помещениях, где находились гамма-терапевтические аппараты с источником Со-60 (кобальтовые пушки).

Допустимая доза по НРБ-99/2009:

- 20 мЗв в год для персонала группы А;
- 5 мЗв в год для персонала группы Б;
- 1.0 мЗв в год для населения.

Первичная и вторичная защита



А – источник, М – пациент, С – персонал или население за первичной защитой, Е – персонал или население за вторичной защитой

Расчет защит ускорителей в РФ

Нормативно-методическая база:

- НРБ-99/2009; ОСПОРБ-99/2010;
- **СанПиН 2.6.1.2573-2010**,
Гигиенические требования к
размещению и эксплуатации
ускорителей электронов с энергией
до **100 МэВ (!!!)**, Роспотребнадзор

В данном СанПиН ссылки на:

Справочник «**Защита** от
ионизирующих излучений»
В.П.Машкович и др., 1995;

Справочник «**Альbedo** гамма-
излучения», Булатов Б.П., **1968**

В них приведены данные для
расчетов до энергии фотонов до
10 МэВ (!!!).



Практика расчета защит ускорителей в РФ

В соответствии с **СанПиН 2.6.1.2573-2010**:

- излучение ускорителей рассматривается как **моноэнергетическое** ($E_{\text{эфф}} = 0,33 \times E_{\text{электрон}}$);
- не учитывается **фильтрация излучения** при прохождении через защиту;
- не учитываются **фотонейтроны** возникающие в помещении;
- не учитывается **рассеяние от мишени** (тело пациента и др.);
- не учитывается **захватное гамма-излучение** от поглощения нейтронов в помещении;
- не учитываются современные **высокотехнологичные методики терапии** (радиохирургия, IMRT и др.), при которых вклад **нейтронов** многократно выше;
- нет рекомендаций по расчетам "**отраженного**" излучения.

Международная методическая база расчета защит ускорителей

МАГАТЭ; Национальный совет по радиационной защите (**NCRP**) США; Институт физической инженерии в медицине (**IPEM**) Великобритании:

NCRP Доклад 49, Проектирование защиты и оценка для медицинского применения фотонного излучения с энергией до 10 МэВ, 1976, 3-я перепечатка в **1998**

NCRP Доклад 79, Нейтроны от медицинских ускорителей электронов, **1995**

МАГАТЭ, TECDOC-1040, Проектирование и внедрение программы радиотерапии: Клиническая, медицинская физика, радиационная защита и аспекты безопасности, 1998

IPEM Доклад 75, Проектирование помещений для радиотерапии **2002**

Международная нормативно-методическая база

NCRP Доклад 151, Проектирование защиты и оценка мегавольтной терапии фотонного излучения, **2005**

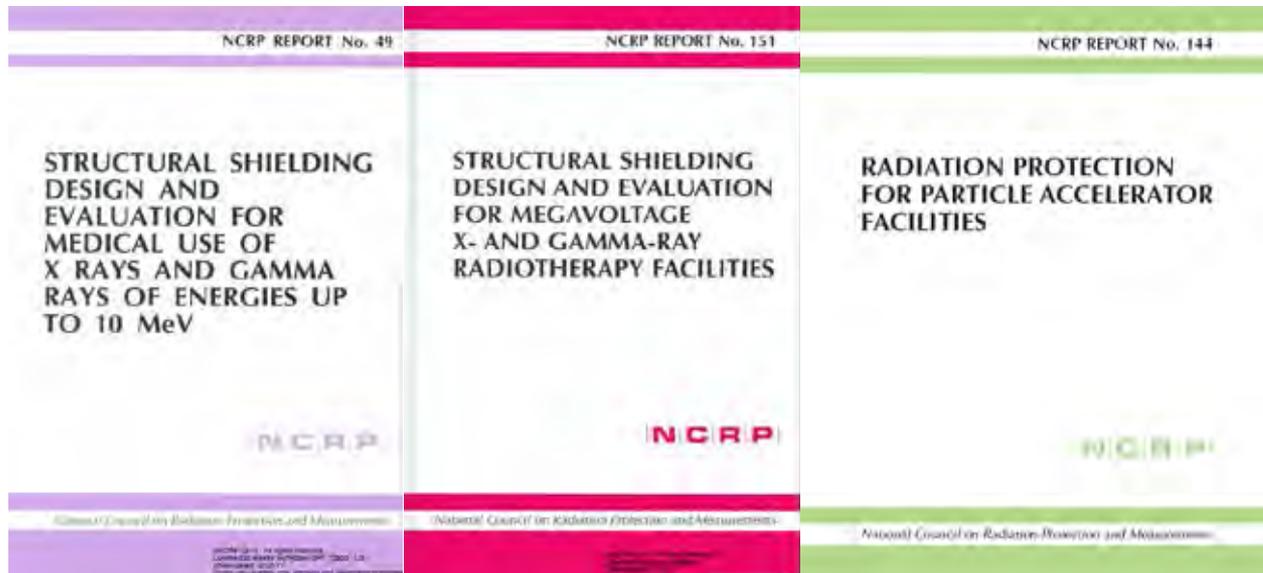
NCRP Доклад 144,, Радиационная защита для ускорителей частиц, **2005**.

МАГАТЭ, SRS 47, Радиационная защита в проекте радиотерапии, **2006**

Документы МАГАТЭ и НСРЗ США

IAEA-TECDOC-1640

*Design and implementation of a
radiotherapy programme:
Clinical, medical physics, radiation
protection and safety aspects*



INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA



Дозиметрия излучения ускорителей.

Проверка защит

Необходима экспериментальная проверка защит с учетом того, что:

- излучение ускорителей импульсное 100 – 400 Гц;
- длительность импульсов 1 – 10 микросекунд.

Операционная и измеряемая дозиметрическая величина – доза облучения.

Мощность дозы вычисляется делением значения дозы на время измерения.

Доза облучения нормируется на значение дозы в изоцентре в первичном пучке, в точке облучения пациента.

Параметры полей импульсного излучения (статья Rad.Prot.Dos, V.135, №3, 2009)

Тип генератора	Доза в импульсе (на 1м от источника)	Мощность дозы в импульсе (на 1м от ист-ка)	Длит-сть импульса	Частота	Средняя энергия
Рентгено-диагностика	≤ 1 мЗв	< 40 мЗв/сек	1 мксек – 1 сек	отдельн. импульс – 100 Гц	10 – 100 кэВ
Ускоритель	$\leq 0,1$ мЗв	\leq <u>10 Зв/сек</u>	1 мксек	до 400 Гц	<u>1 – 50 МэВ</u>
Специальные имп. генераторы	≤ 3 мЗв	$<$ <u>100 Зв/сек</u>	50 нсек	отдельн. импульс	10 кэВ - 10 МэВ

Параметры полей импульсного излучения (стандарт МЭК 62743)

№	Рабочее место	Мин.дл-сть импульса	Макс.мощн. дозы в имп.	Макс.доза в имп.
1	Ангиография	2 мсек	10 Зв/ч	0,1 мЗв
2	С-дуга	5 мсек	10 Зв/ч	1 мЗв
3	Неразр.контроль с использ. LINAC	3,5 мсек	<u>500 Зв/ч</u> (на 1 м)	0,5 мкЗв (на 1 м)
4	LINAC для терапии рака	3 мсек	<u>250 000</u> <u>Зв/ч</u> (на 1 м)	20 мЗв (на 1 м)

Дозиметрия излучения ускорителей

Дозиметрические измерения в ЛМФ ФМБЦ им.
А.И.Бурназяна.

Цель измерений: оценка дозы от рассеянных фотонов;
оценка соотношения дозы от нейтронов и рассеянных фотонов;

Ускоритель Varian Trilogy, напряжение до 20 МВ

Проведены две серии измерений при направлении
облучателя (по схеме облучения приводимой ниже):

- прямо вниз под углом $\alpha=0$ гр.;
- вбок под углом $\alpha=90$ гр.

Использовался комплект «Доза ТЛД» с
термолюминесцентными дозиметрами:

- фотонное излучение: ДТЛ-02 с детекторами ДТГ-4 из LiF;
- нейтронное излучение: детекторы LiF обогащенные Li-6 и Li-7 (в сфере МКРЕ)

Дозиметрия излучения ускорителей (2)

Калибровка в единицах *Hp(10)* в полях источников:

- фотонов: *Am-241* (59,5 кэВ), *Cs-137* (662 кэВ), *Co-60* (1,25 МэВ)

Калибровка с помощью наперстковой камеры в излучении ускорителя *Varian Trilogy* (отклонение чувствительности к излучению ускорителя *не более 10%* по сравнению с излучением цезий-137)

Схема облучения дозиметров

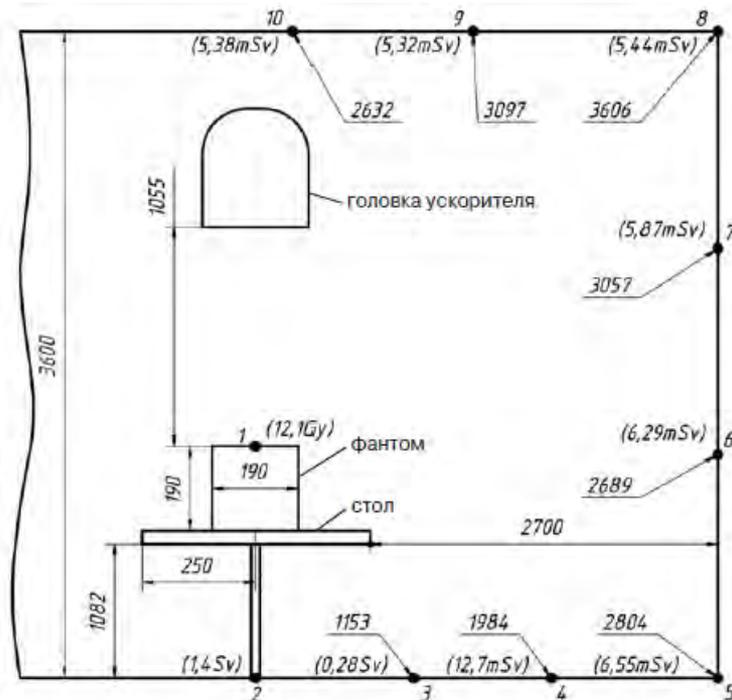


Рис. 1. Схема измерений при направлении головки ускорителя прямо вниз (под углом $\alpha = 0^\circ$).



Рис. 2. Схема измерений при направлении головки ускорителя вбок (под углом $\alpha = 90^\circ$).

Схема облучения ТЛ дозиметров (срез процедурной по вертикали).

Доза в точка 1 - **доза в изоцентре** установки.

Дозы в точка облучения 5-10 (рис.1) и 7-10 (рис.2) **совпадают**, т.е. источник (воображаемый) не точечный.

Дозы (**относительно дозы в точке 1**) совпадают с данными **докладов НСРЗ США**.

Дозы фотонного излучения, **мЗв (мГр)**
№ точки измерения по схеме облучения

№ точки	Облучение вниз ($\alpha=0^\circ$)	Облучение вбок ($\alpha=90^\circ$)
1	12 100	10 900
2	1 400	10,09
3	280	17,12
4	12,7	42,2
5	6,55	56,6
6	6,29	287,5
7	5,87	7,74
8	5,44	7,33
9	5,32	5,77
10	5,38	5,39

Дозиметрия нейтронов

Детекторы LiF (обогащенные Li-6 и Li-7) в полиэтиленовой сфере **МКРЕ** Ø245 мм размещенной на столе **на 1 м от оси первичного пучка** (рассеянный пучок, **облучение здоровых тканей**).

При дозе фотонов **12,1 Гр в изоцентре**:

Доза нейтронов **6,9 мЗв** на 1 м от оси первичного пучка;

Доза рассеянных фотонов **2,7 мЗв** на 1 м от оси первичного пучка.

Доза нейтронов **в 2,6 раза больше** дозы рассеянных фотонов.

Помещение процедурной от кобальтовой пушки приспособлено для ускорителя.

Неучет нейтронов при расчете защит ускорителей может привести

к переоблучению персонала и пациентов.



Заключение

В настоящее время в России отсутствует методическая база расчета защит ускорителей.

Отсутствует квалифицированная экспертиза проектов расчета защит медицинских ускорителей.

Выполненные проекты защит ускорителей вызывают вопросы.

Необходимы переводы международных методических документов по расчету защит ускорителей.

Необходима разработка методики расчета защит медицинских ускорителей, времени нет, т.к. идет замена кобальтовых установок на ускорители.

Необходимы методическое и метрологическое обеспечение дозиметрических измерений фотонного и нейтронного излучения ускорителей.

**Универсальные
закономерности
проявления
синергизма**



МРНЦ им. А.Ф. Цыба

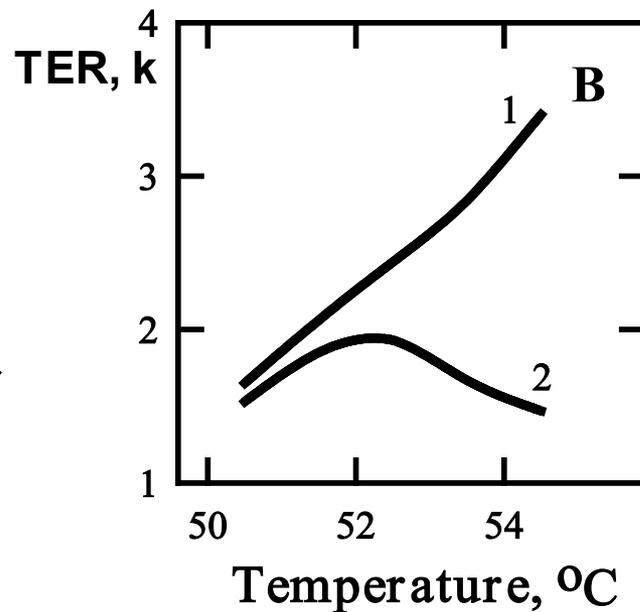
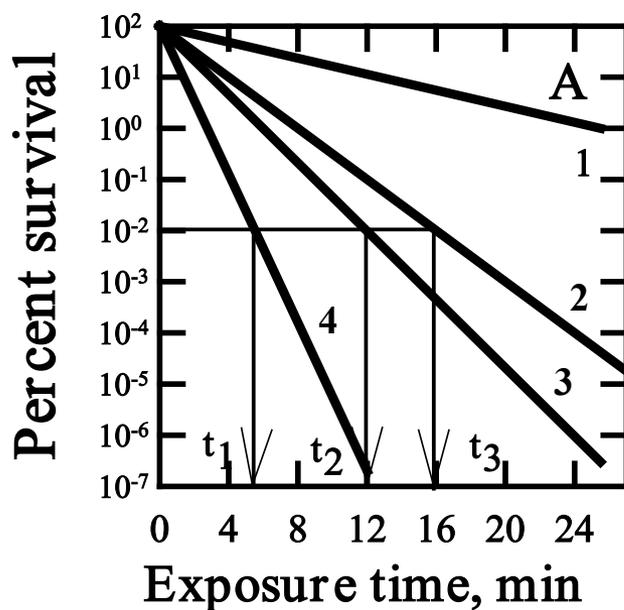
В.Г. Петин

Биофизическая лаборатория



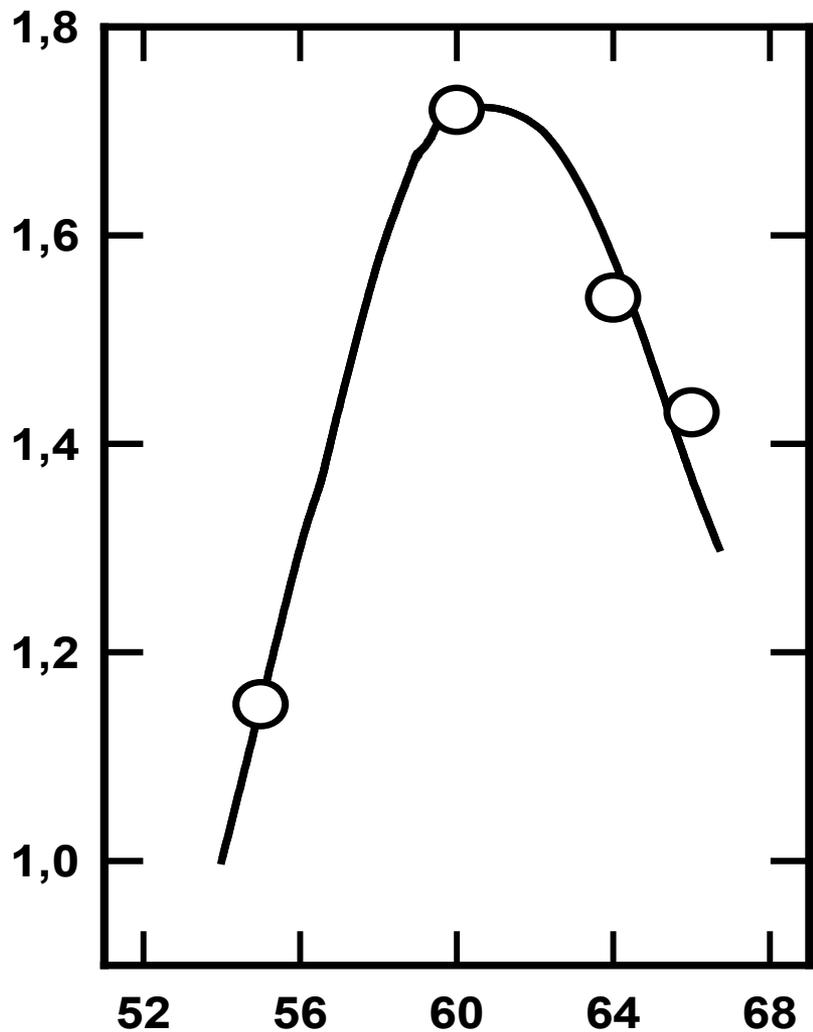
Главная цель

4 Продемонстрировать универсальные закономерности проявления синергизма, не зависящие от биологического объекта, теста и применяемых агентов



Схематический пример основных экспериментальных данных для расчета коэффициента синергического усиления

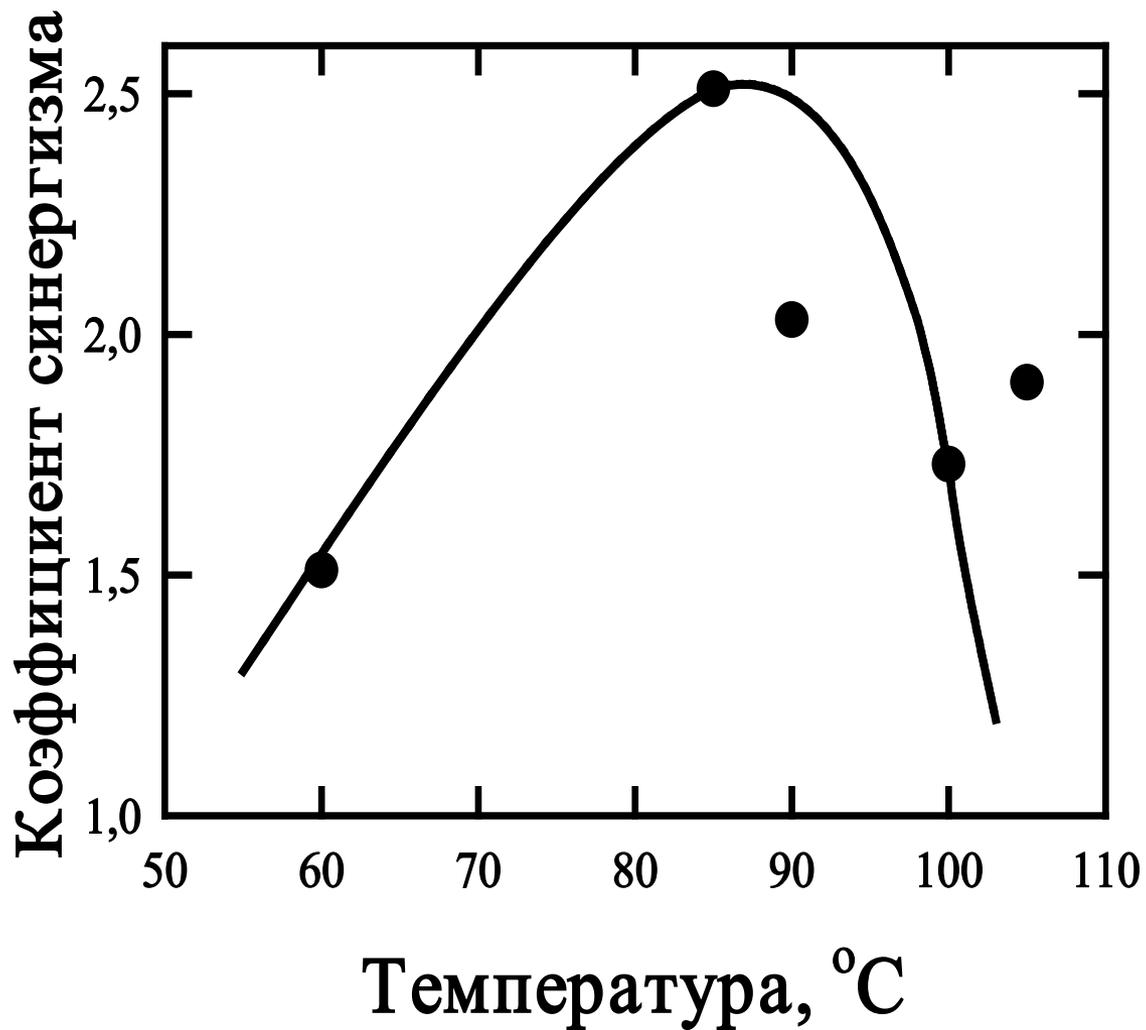
Кoeffициент синергизма



Температура, °C

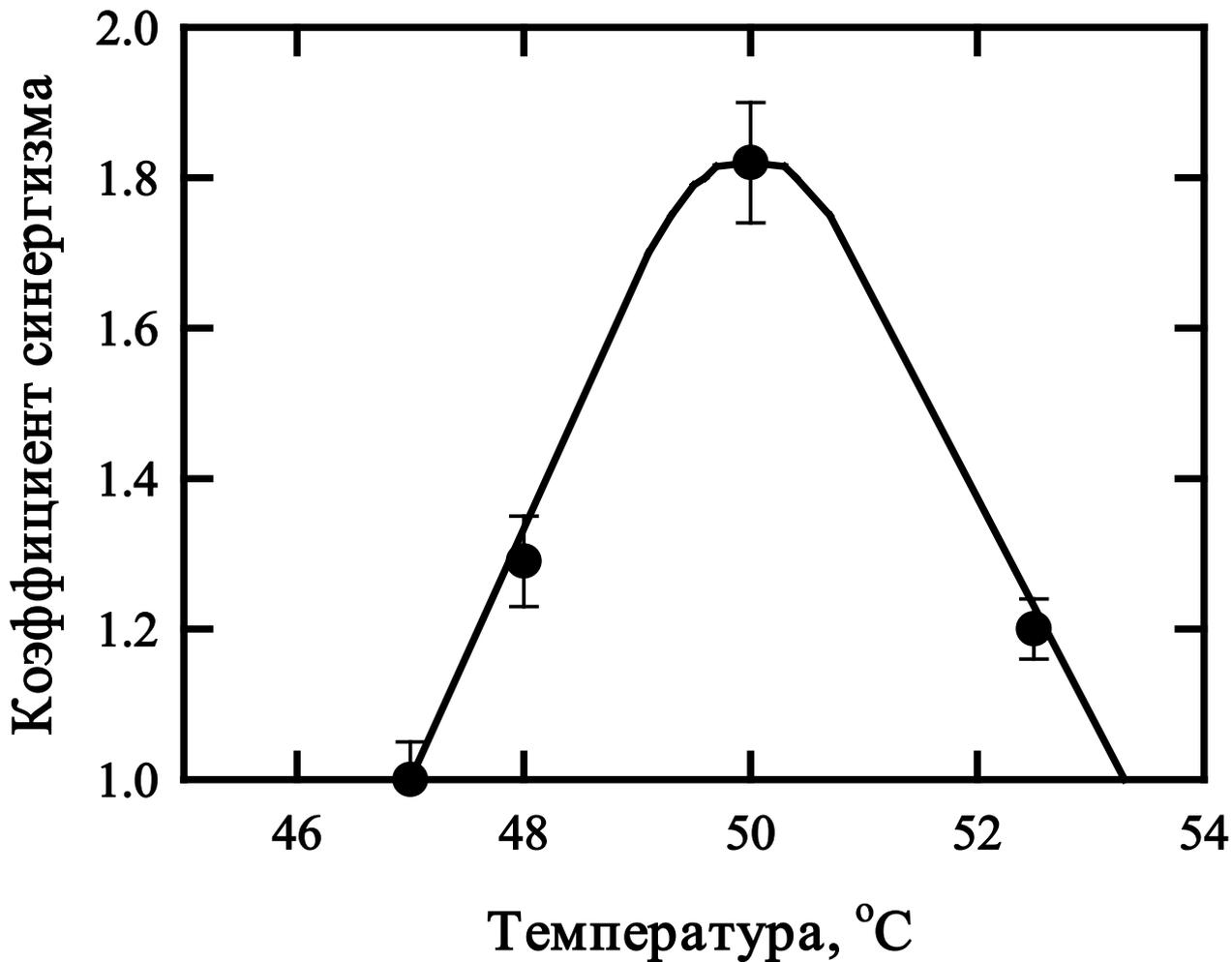
Бактериофаг Т4

**γ -кванты ^{60}Co
5,1 Гр/мин
и гипертермия**



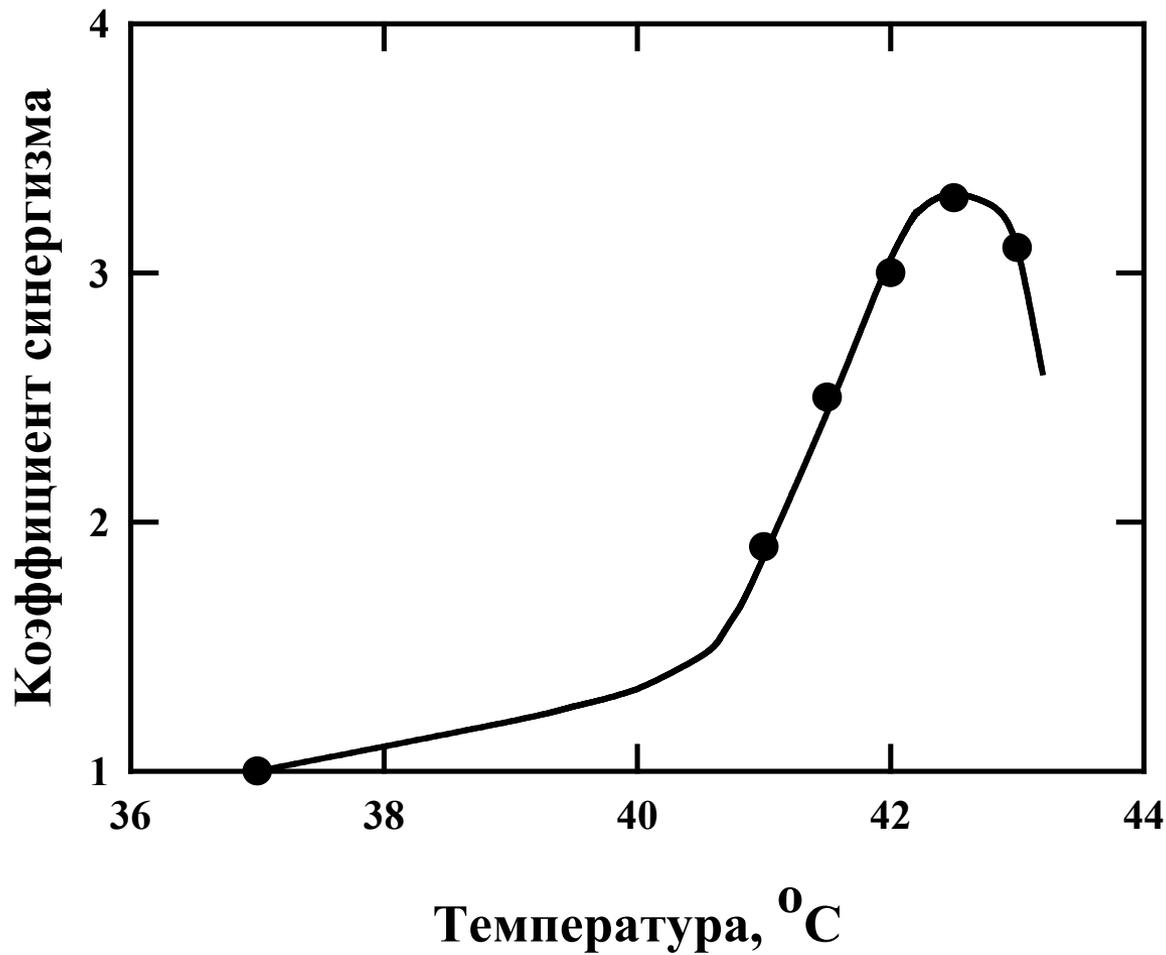
Споры *Bacillus subtilis*

γ -кванты ^{60}Co
1,33 Гр/мин
и гипертермия



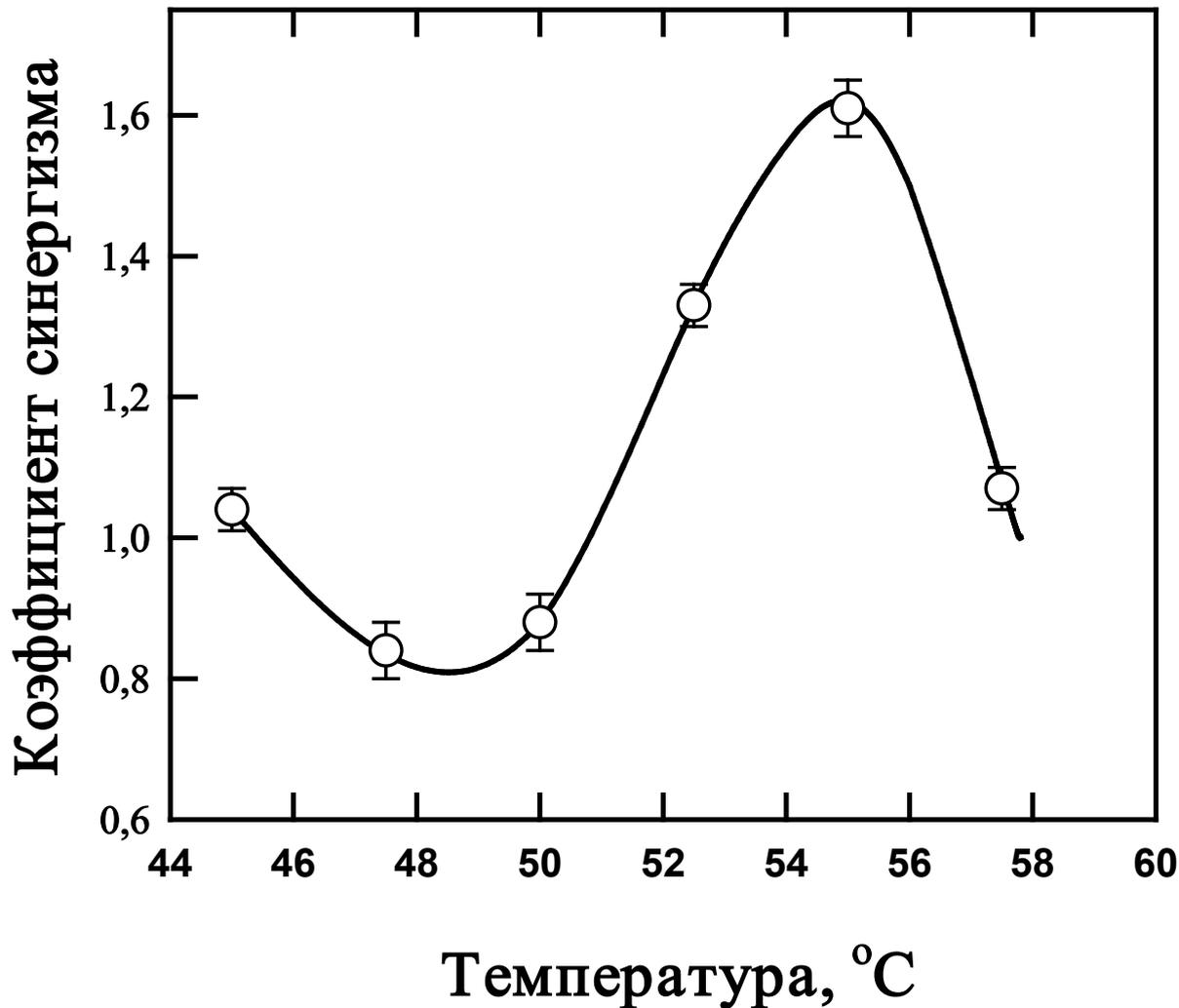
Диплоидные
дрожжевые
клетки
*Saccharomyces
cerevisiae*

25 МэВ
электроны,
10 Гр/мин



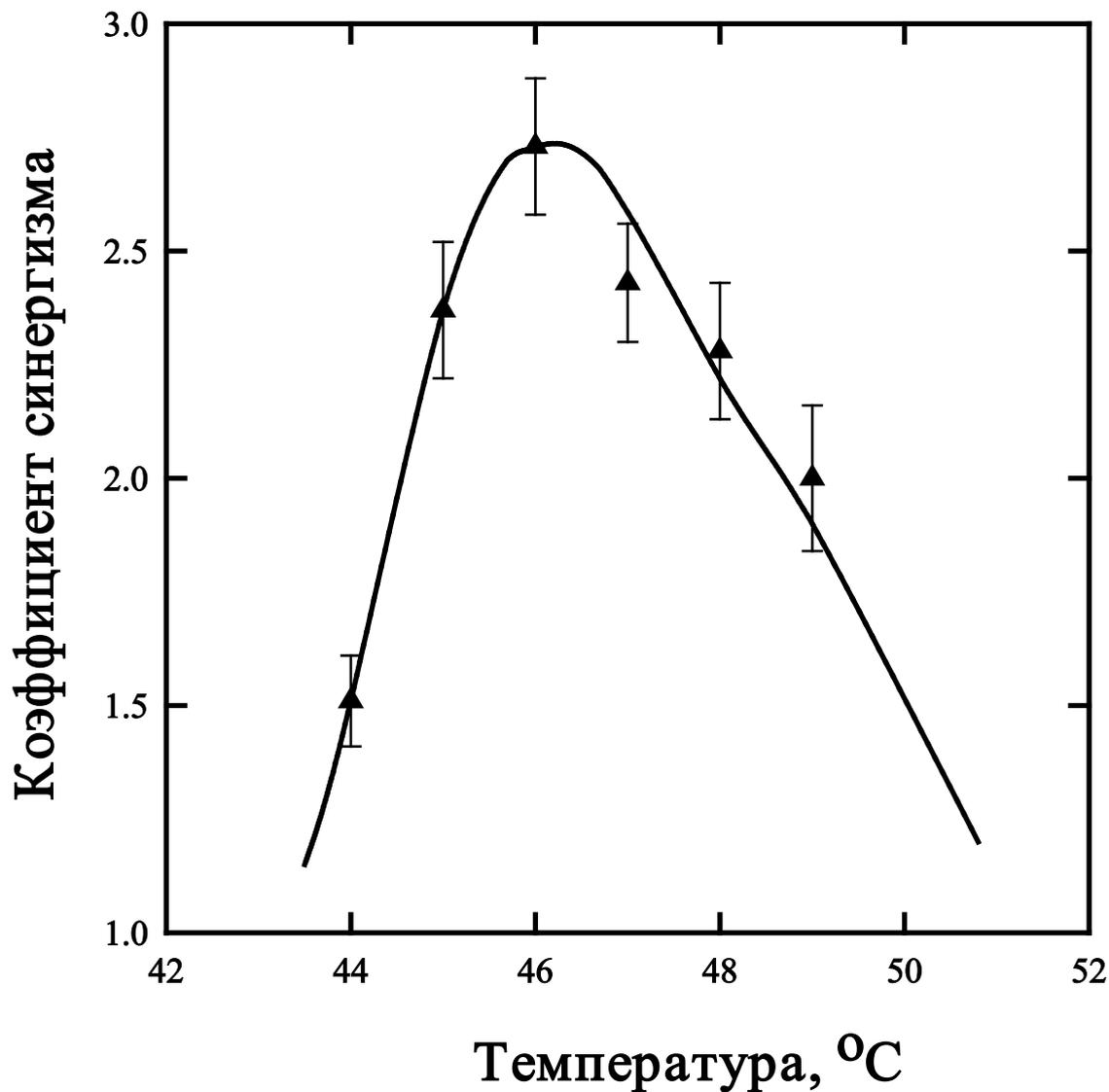
Клетки
млекопитающих
(штамм V-79)

γ -кванты ^{60}Co
0,12 Гр/мин
и гипертермия



Диплоидные
дрожжевые
клетки
*Saccharomyces
cerevisiae*

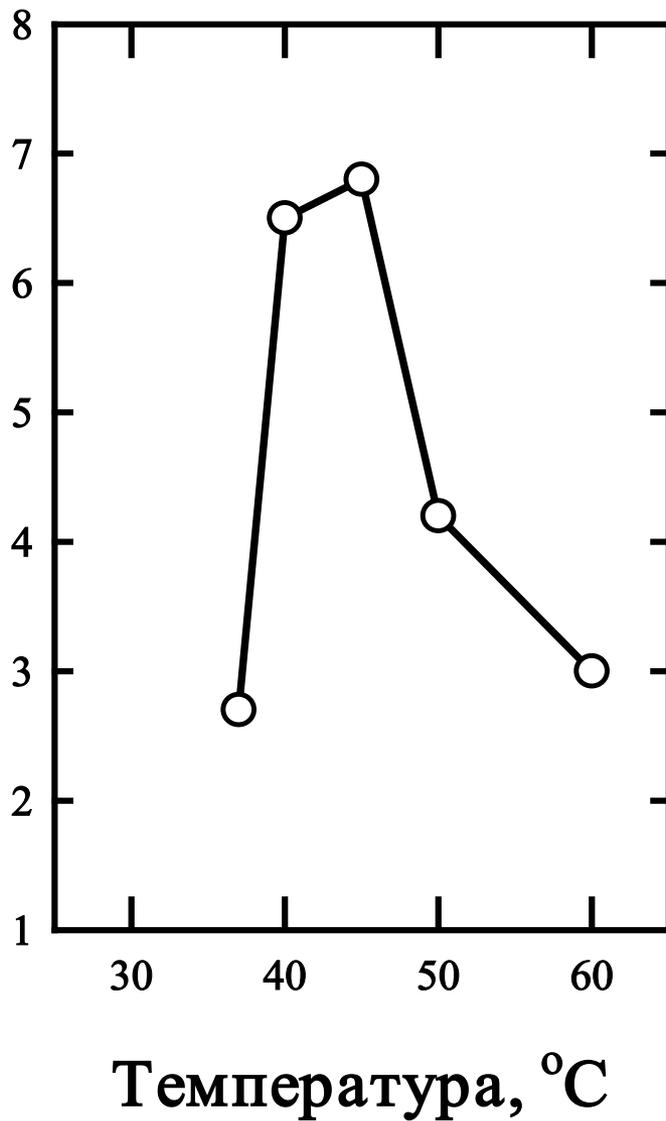
УФ свет
254 нм
1,5 Вт/м²
и гипертермия



Диплоидные
дрожжевые клетки
*Saccharomyces
cerevisiae*

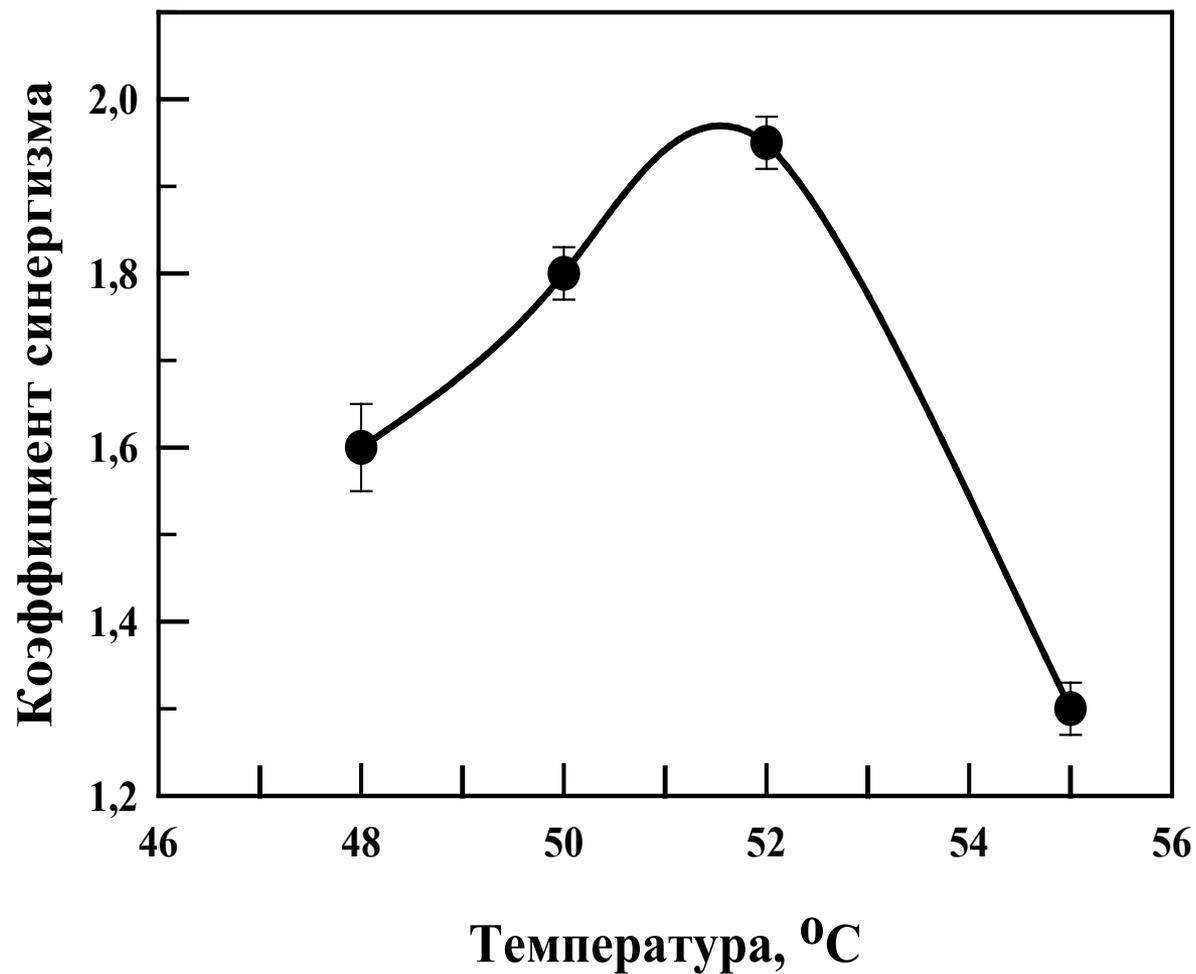
Ультразвук 20 кГц
0,06 Вт/см²
и гипертермия

Коэффициент синергизма



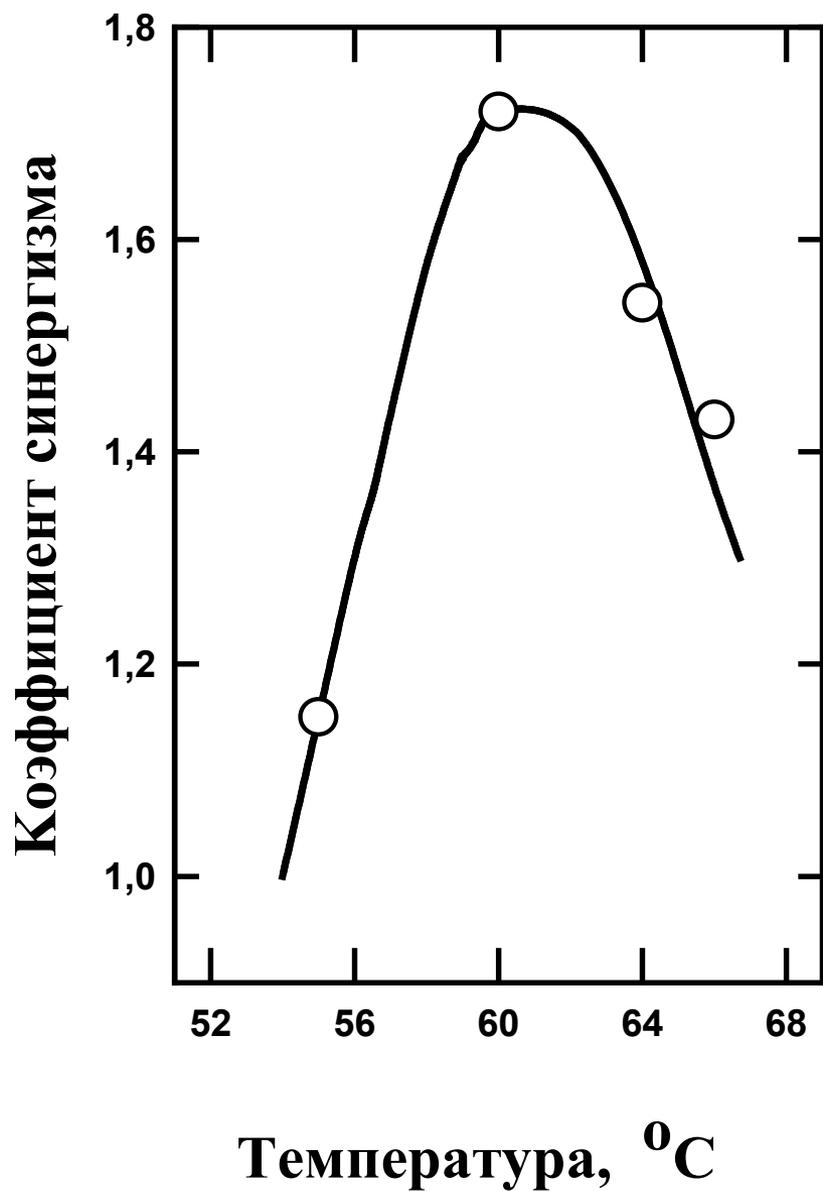
Escherichia coli

Сульфат цинка $ZnSO_4$
0,01 M
и гипертермия



Диплоидные
дрожжевые
клетки
*Saccharomyces
cerevisiae*

Цисплатин
0,05 мг/мл
и гипертермия



4 Клетки

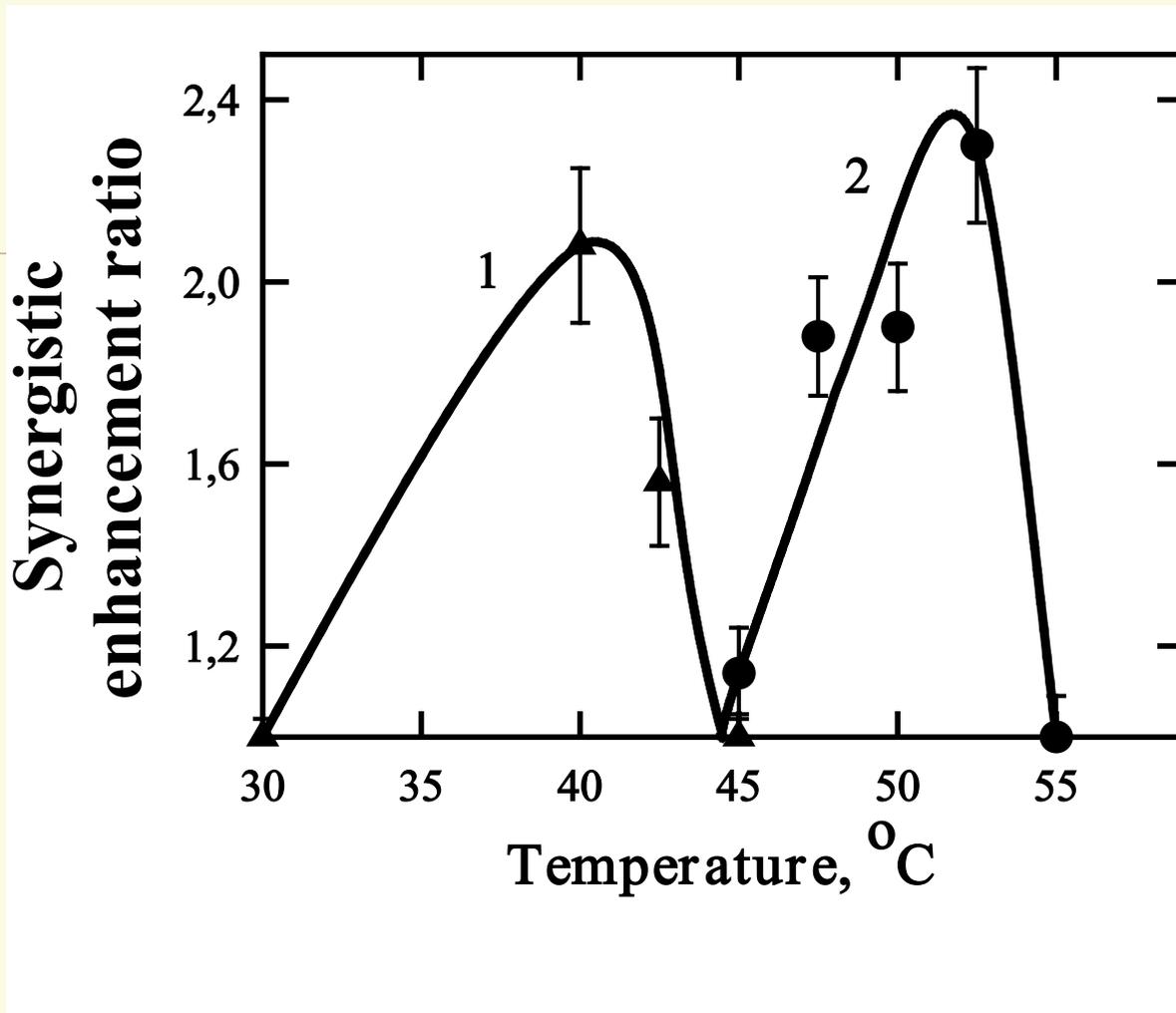
4 китайского
хомячка

4 Цисплатин

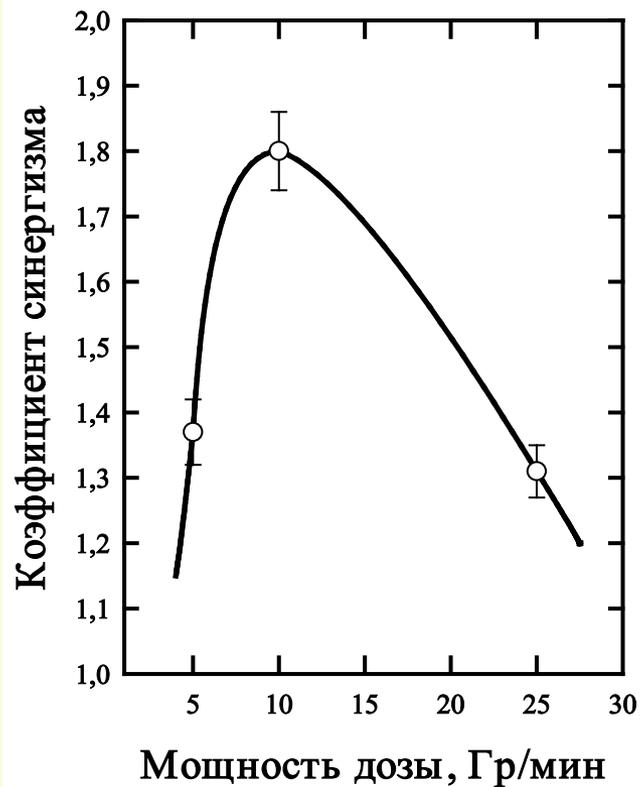
4 3 мкМ

4 и гипертермия

4

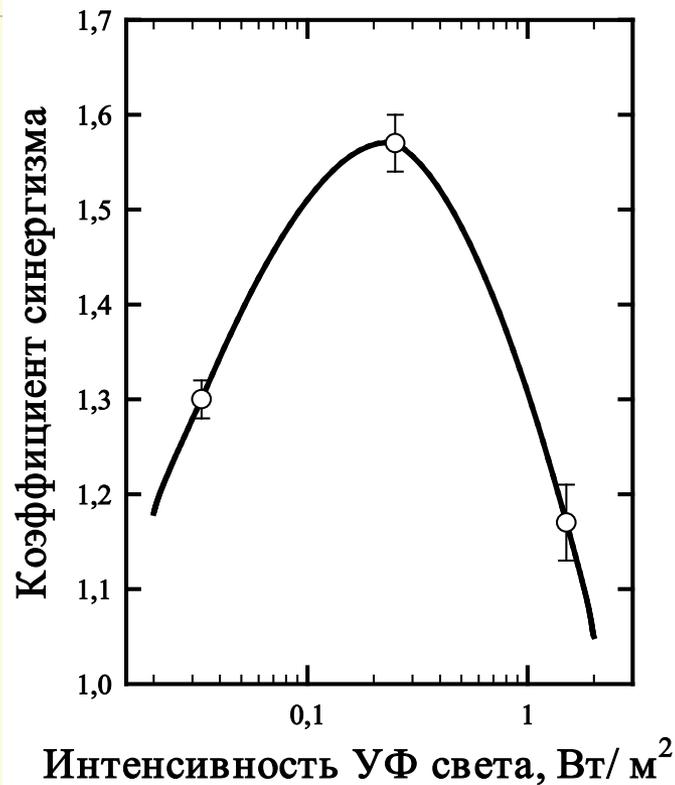


**Диплоидные дрожжевые клетки
разной термочувствительности**



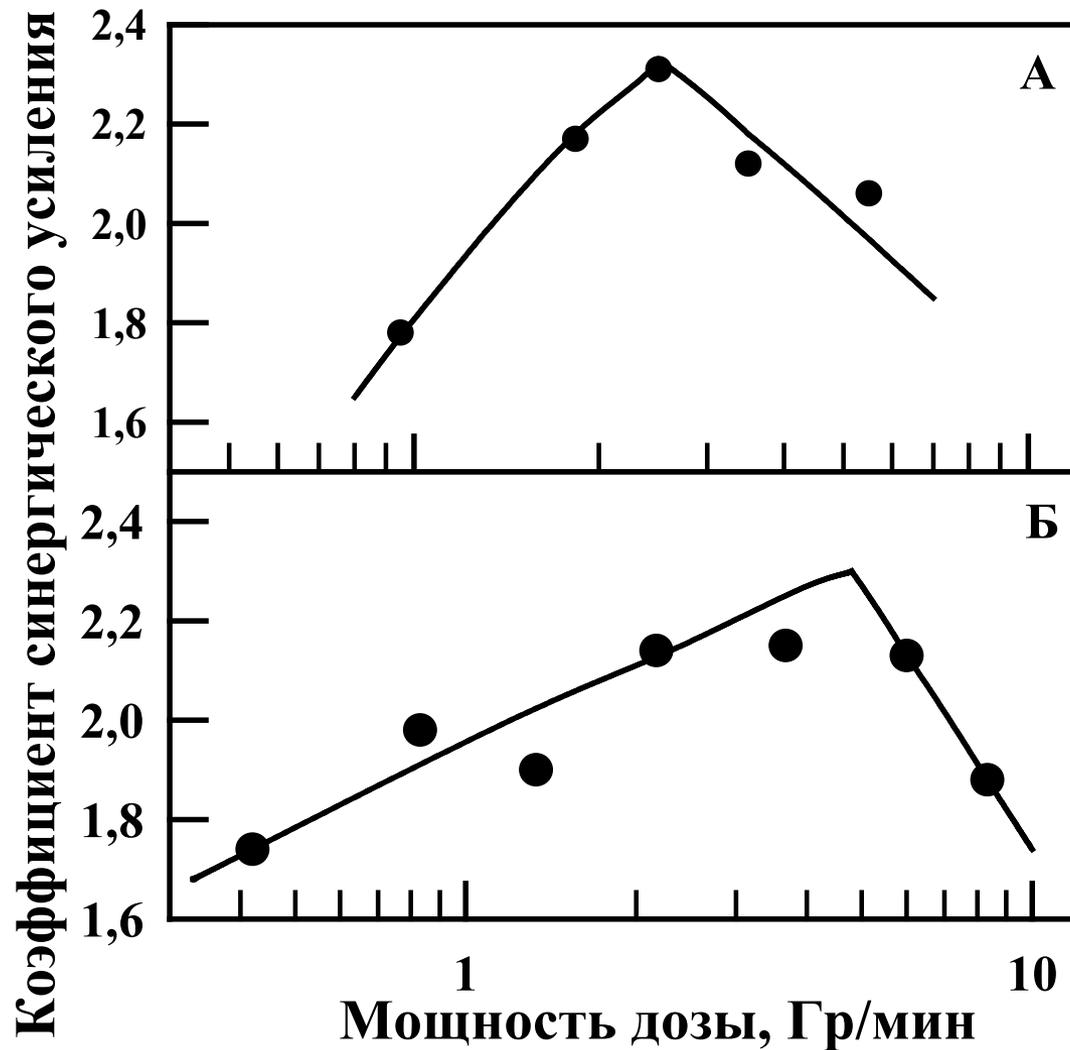
**Диплоидные
дрожжевые клетки
*Saccharomyces
cerevisiae***

**25 МэВ электроны
и температура 49,5°C**



**Диплоидные
дрожжевые клетки
*Saccharomyces
cerevisiae***

**254 нм УФ свет и
температура 51,5 °С**

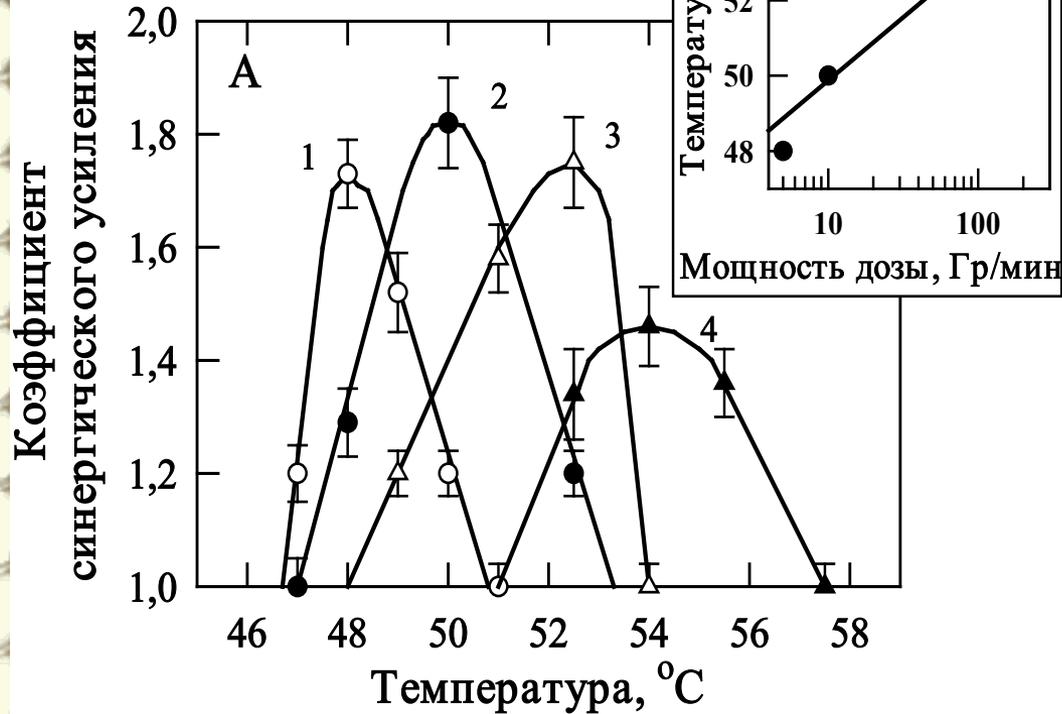


Бактериальные споры

γ -кванты ^{60}Co
и гипертермия

А – 95 °С

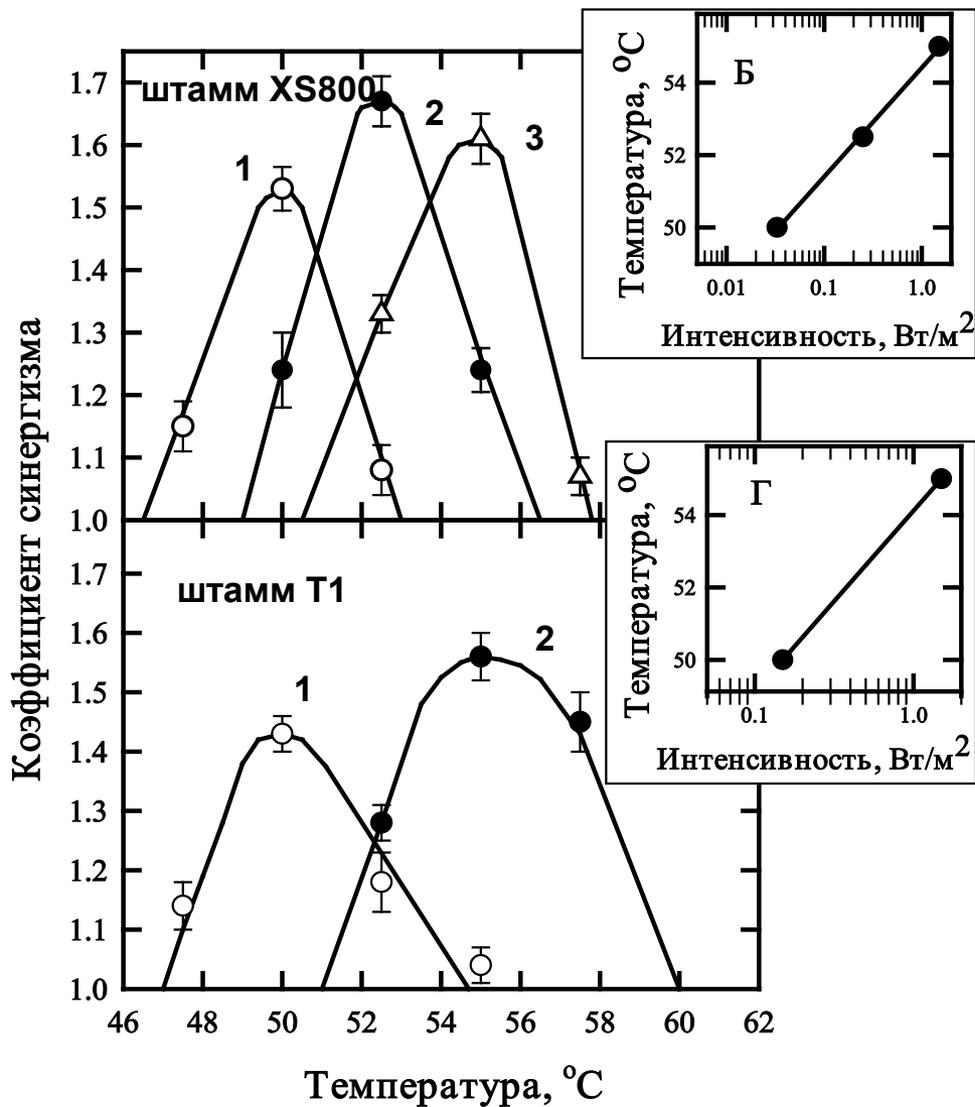
Б - 105 °С



Диплоидные
дрожжевые клетки
Saccharomyces cerevisiae

Терморационное
воздействие

1 – 5,
2 – 10,
3 – 25,
4 – 250 Гр/мин



**Диплоидные
дрожжевые клетки
*Saccharomyces
cerevisiae***

**254 нм УФ свет
и гипертермия**

XS800:

1 – 0,033

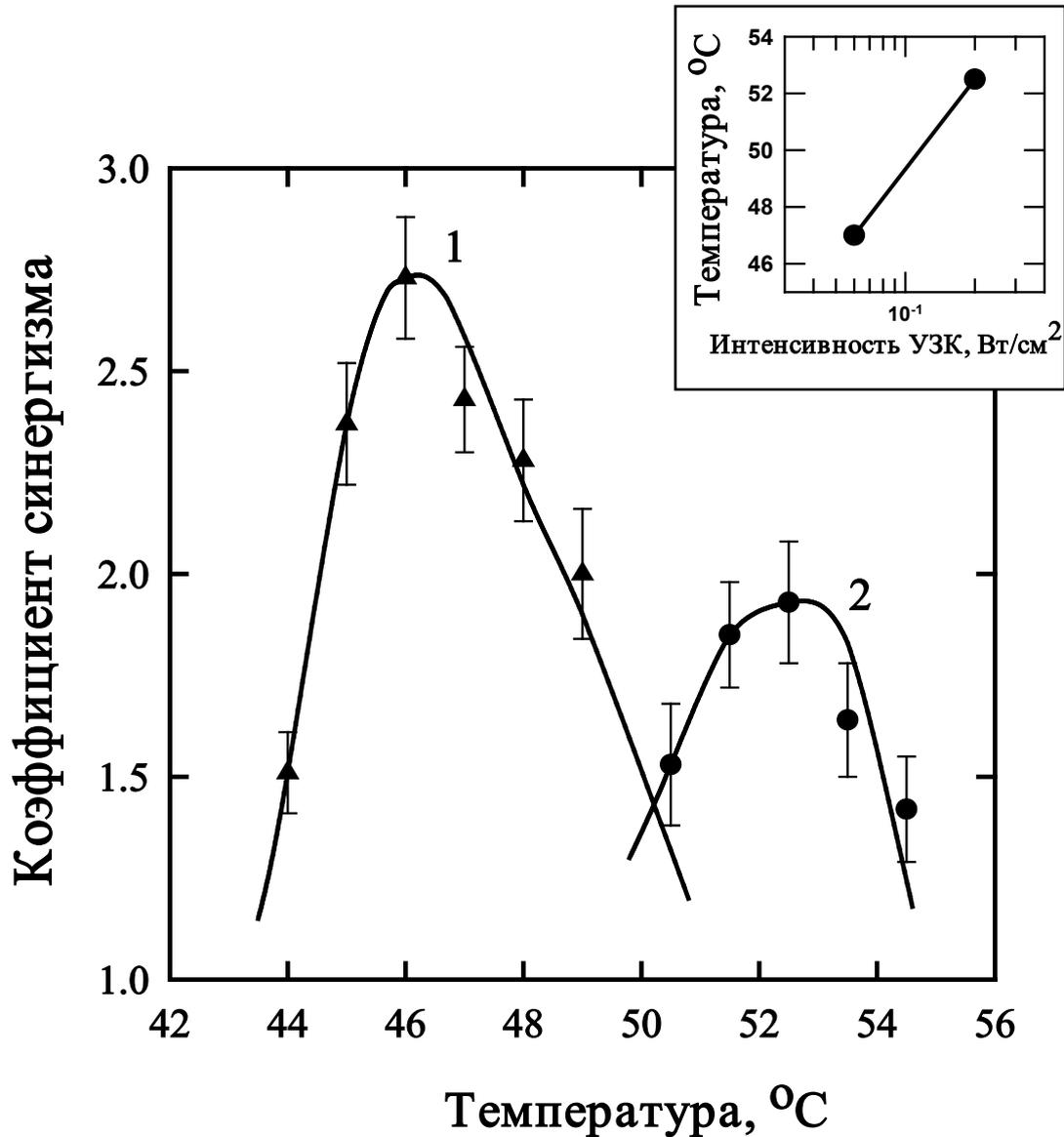
2 – 0,25

3 – 1,5 Вт/м²

T1:

1 – 0,15

2 – 1,5 Вт/м²



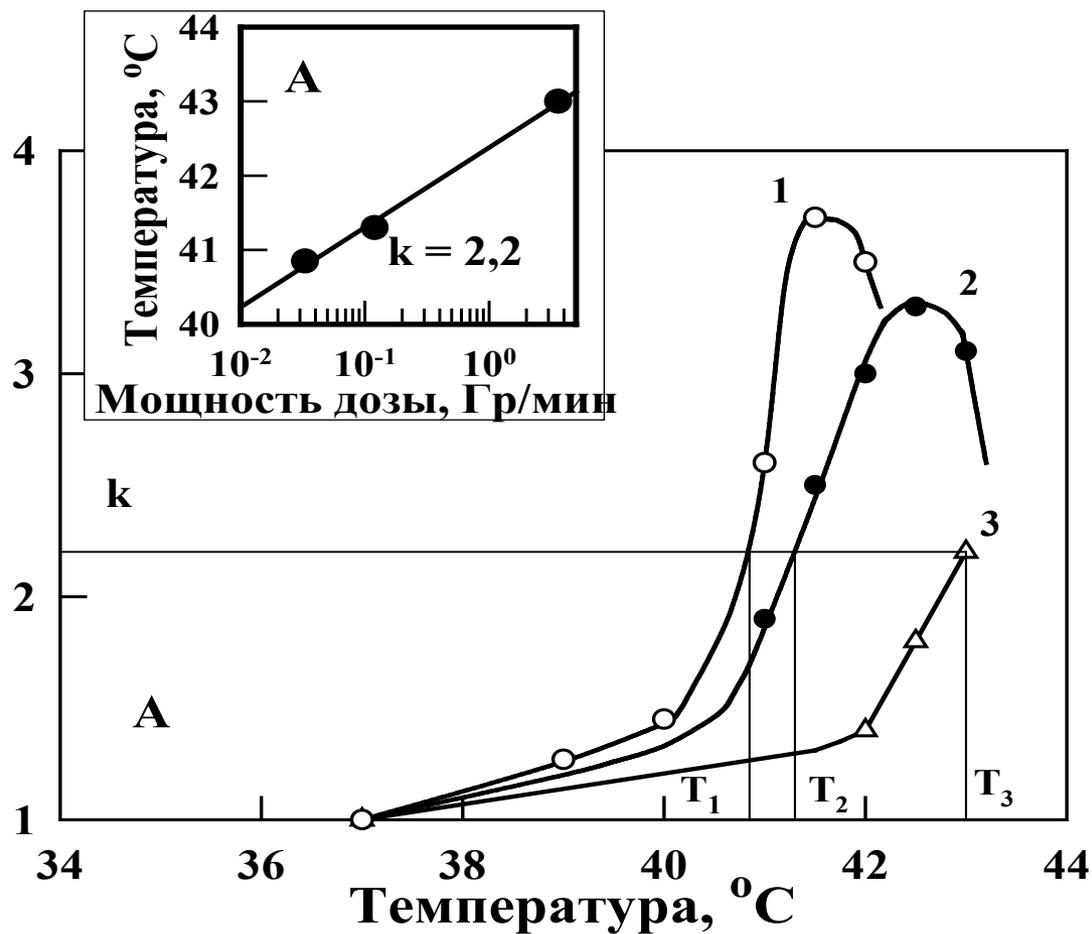
**Диплоидные
дрожжевые
клетки
*Saccharomyces
cerevisiae***

**Ультразвук
20 кГц
и гипертермия**

1 – 0,053 Вт/см²

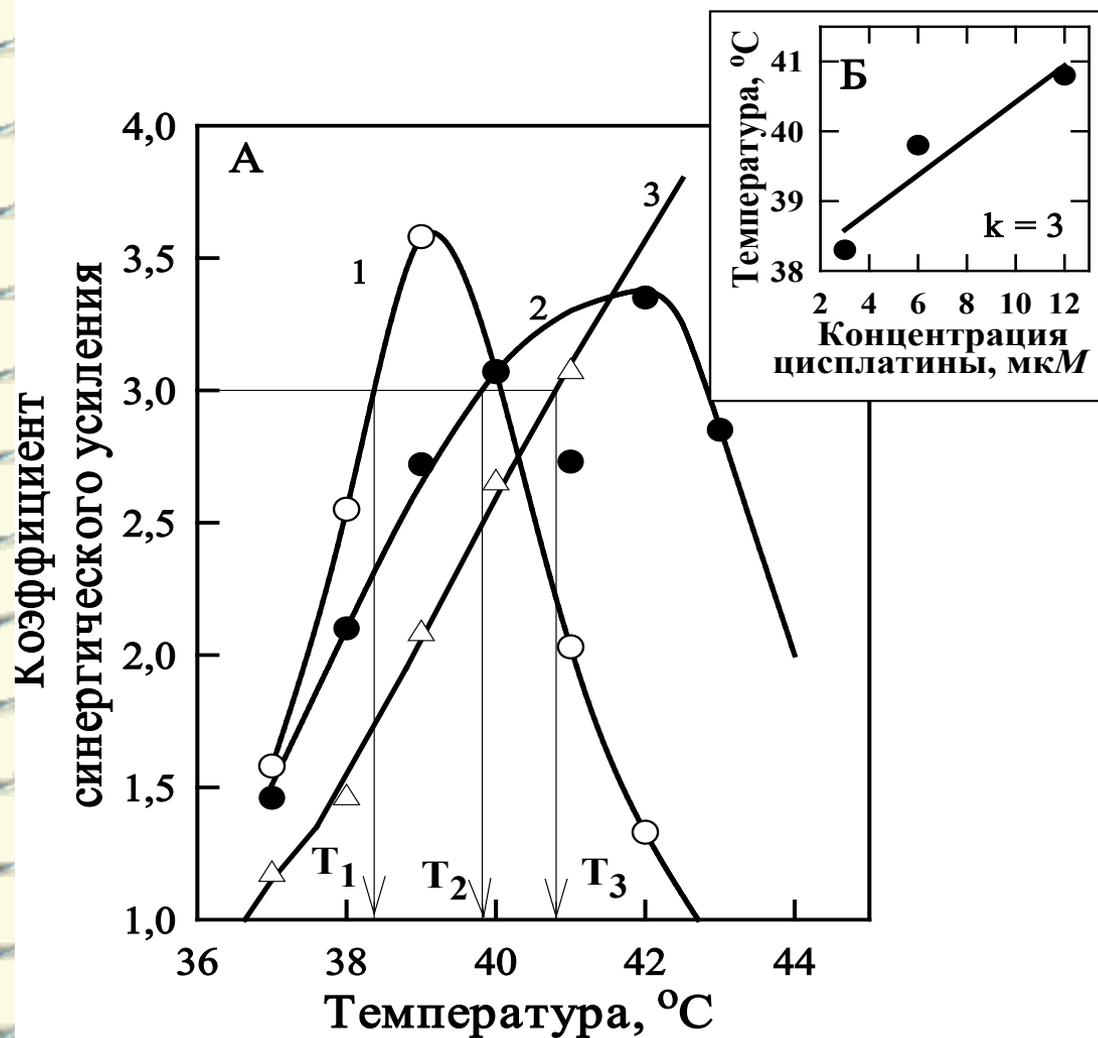
2 – 0,195 Вт/см²

Коэффициент синергизма



Клетки
млекопитающих
V-79

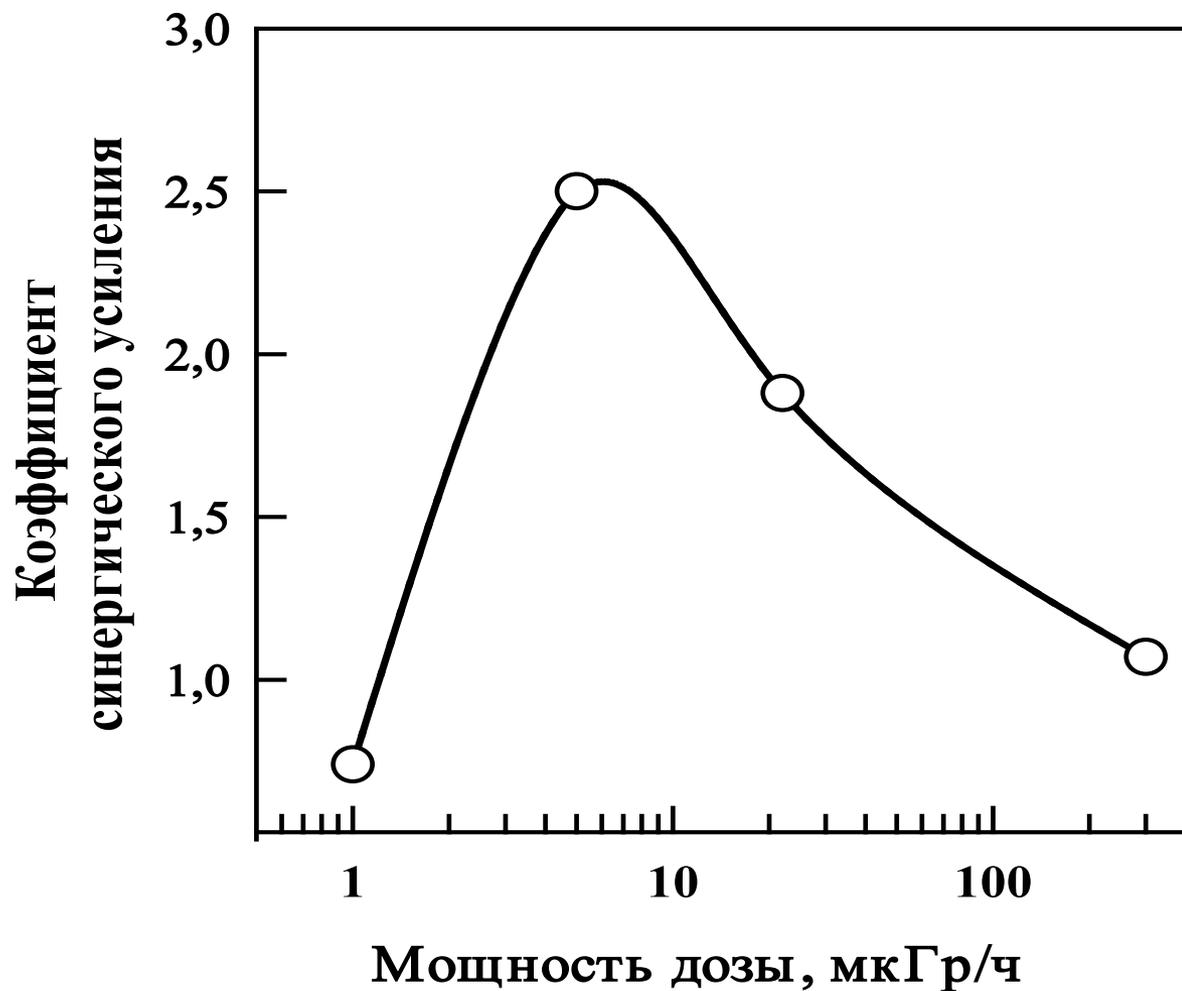
Рентгеновское
излучение
(250 кВ)
1 – 0,033 Гр/мин;
2 – 0,12 Гр/мин;
3 – 3,6 Гр/мин
И гипертермия



Клетки китайского хомячка СНО

Цисплатин
 1 – 3 мкМ,
 2 – 6 мкМ,
 3 – 12 мкМ
 и
 температура





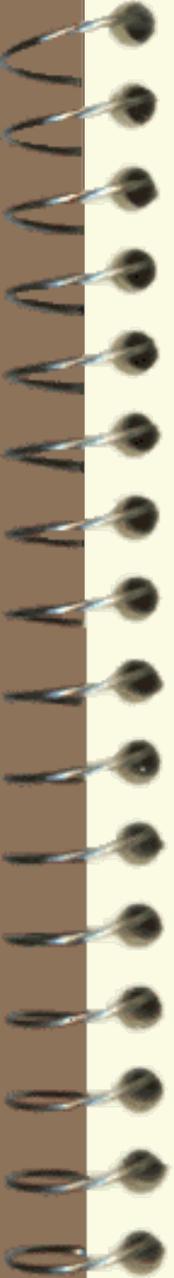
Arabidopsis thailana

Свинец и хроническое облучение растений, произраставших в течение пяти лет на различных участках 30-км зоны Чернобыльского реактора

ВЫВОДЫ

- 4 Для любой постоянной интенсивности воздействующего фактора синергизм может наблюдаться только в пределах некоторого температурного диапазона.
- 4 Температурный диапазон, синергически усиливающий действие радиации, смещается в более низкие температуры для термочувствительных объектов
- 4 Внутри этого диапазона имеется специфическая температура, обеспечивающая максимальный синергический эффект
- 4 Уменьшение интенсивности действующего агента приводит к уменьшению действующей температуры для достижения максимального синергического эффекта.
- 4 Для постоянной температуры синергизм может наблюдаться в пределах некоторого диапазона изменения интенсивности действующего агента.
- 4 Внутри этого диапазона имеется оптимальная интенсивность, обеспечивающая максимальный эффект синергизма.

4



Thank you for your attentions!



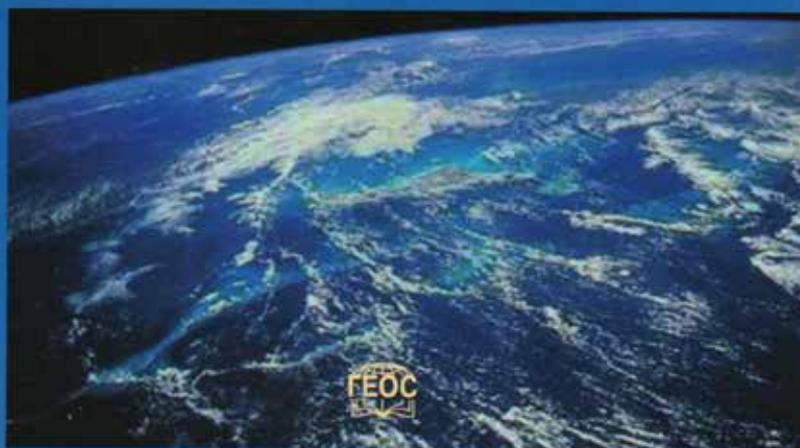




ФГБУ МРНЦ
Минздравсоцразвития
России

В.Г. Петин
Г.П. Жураковская
Л.Н. Комарова

РАДИОБИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ СИНЕРГИЧЕСКИХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ В БИОСФЕРЕ





Vladislav G. Petin, Doctor of Biological Sciences, Professor, Obninsk University of Atomic Energy, Head of Biophysical Laboratory in Medical Radiology Research Center (MRRC, Obninsk, Russia). He was born in Kazakhstan (1939) and graduated from Moscow State University (1962). His postgraduate education was received at Max Planck Institute for Biophysics (Frankfurt-am-Main, 1966-1967), and his doctoral degree was awarded in 1984 at MRRC. The following priority results have been developed in Biophysical Laboratory: (i) cell photoreactivation after exposure by ionizing radiation; (ii) the participation of recovery processes in mechanisms of radioprotection and radiosensibilization by various chemical agents; (iii) mathematical optimization and prognosis of the synergistic effects after combined actions of harmful environmental agents. He is the author of more than 150 scientific papers and 7 books. He was awarded with is the N.V. Timofeeff-Ressovsky medal and prize. He is a member of Russian National Committee of ionizing and nonionizing radiations and a member of editorial boards in "Radiation Biology, Radioecology," "Radiation and Risk," "Korean Journal of Environmental Biology," and "Journal of Radiation Industry."



Jin Kyu Kim, Ph.D., Professor of Seoul University of Science and Technology (Seoul, Republic of Korea), Director of Korean Federation of Science and Technology Societies, Principal Researcher of Research Division for Biotechnology of Korea Atomic Energy Research Institute. He was born in Seoul (1947) and graduated from biological department of Seoul State University (1970). He is a leading specialist in radiobiology in the Republic of Korea. He has participated in organizing many regional and international scientific forums. He is the author of more than 100 scientific papers, a number of which are co-written with V.G. Petin and published in various international journals. These publications related with synergistic effects after combined action of various environmental factors. He is a member of scientific societies: Korean Association of Radiation Protection, Korean Nuclear Society, Korean Society of Radiation Industry and a member of editorial boards in "Korean Journal of Environmental Biology" and "Journal of Radiation Industry."

nova
publishers

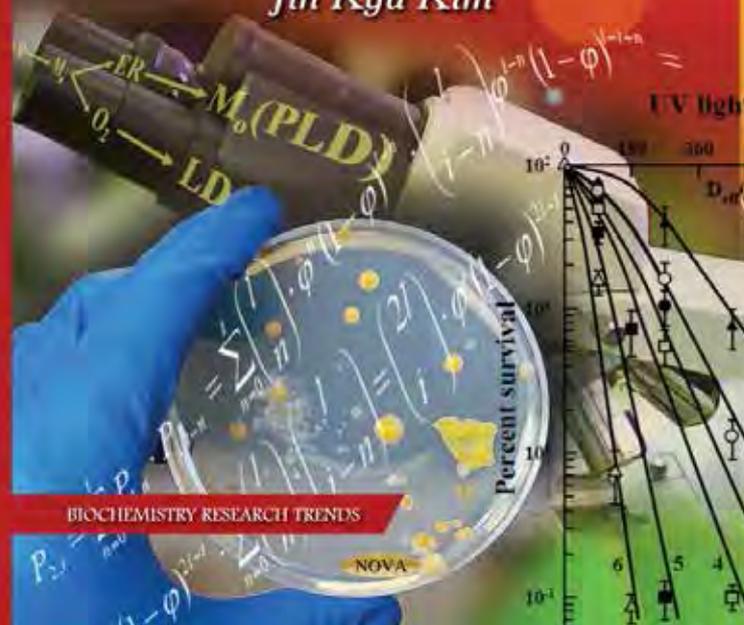
www.novapublishers.com

Synergistic Interaction and Cell Responses to Environmental Factors ♦ Petin ♦ Kim

NOVA

Synergistic Interaction and Cell Responses to Environmental Factors

Vladislav G. Petin
Jin Kyu Kim





Петин Владислав Георгиевич

Доктор биологических наук, профессор, заведующий биофизической лабораторией МРНЦ им. А.Ф. Цыба филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России. Лауреат премий им. Н.В. Тимофеева-Ресовского (2005 г.) и А.Д. Чижевского (2012 г.). За разработку концептуальных основ проблемы синергетики и термодинамики в биосфере награжден памятными медалями им. Н.В. Тимофеева-Ресовского (1998 г.) и Г.А. Зедендзе (2012 г.). Научные интересы В.Г. Петина лежат в области радиобиологии и биофизической экологии. Им опубликовано более 450 научных работ, в том числе 7 монографий и 6 авторских свидетельств на изобретения. Доказал роль пострadiaционного восстановления и относительной биологической эффективности плотно ионизирующих излучений. Обновил участие процессов пострadiaционного восстановления в механизме действия радиопротекторов и радиосенсибилизаторов. Совместно с Ю.Г. Капустыным разработал вероятностную модель радиационного действия; модель является синтезом принципа попадания и

теории мишеней с биологической стохастикой. Существенный научный вклад В.Г. Петин внес в разработку математической модели синергического взаимодействия различных факторов окружающей среды. Впервые в мире модель прогнозирует не только максимальный синергический эффект и условие, при котором он достигается, но и предсказывает объем пострadiaционного восстановления после комбинированных воздействий, а также зависимость синергизма от мощности дозы. Премонстрировал общие универсальные закономерности проявления антагонистических и синергических взаимодействий факторов окружающей среды.



Морозов Иван Иванович

Ведущий научный сотрудник биофизической лаборатории МРНЦ им. А.Ф. Цыба филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России. За разработку новой концепции механизмов биологического действия физических и химических факторов внешней среды награжден премией им. Н.В. Тимофеева-Ресовского (2009 г.). Основным профилем его научной деятельности является клеточная и молекулярная радиобиология ионизирующих и неионизирующих излучений, ультразвука и гипертермии. Актуальным направлением его исследований является анализ закономерностей реакции клеток на облучение УФ светом, гамма-квантами, альфа-частицами и СВЧ излучением клеток прокариот, способных и дефицитных по репарации ДНК. Совместно с М.Н. Масниковым в 1973 году впервые в мире обнаружил и исследовал явление фотореактивации в условиях освещения видимым светом летальных и мутагенных повреждений клеток, облученных редкоионизирующими излучениями

высоких энергий. На основе этих данных разработано новое направление в радиобиологии фотобиология летальных и мутагенных повреждений при действии ионизирующих излучений. Разработана и экспериментально подтверждена новая концепция механизма поражающего действия факторов окружающей среды, согласно которой система осмотического гомеостаза является одной из критических мишеней радиационного, ультразвукового и термического поражения клеток.

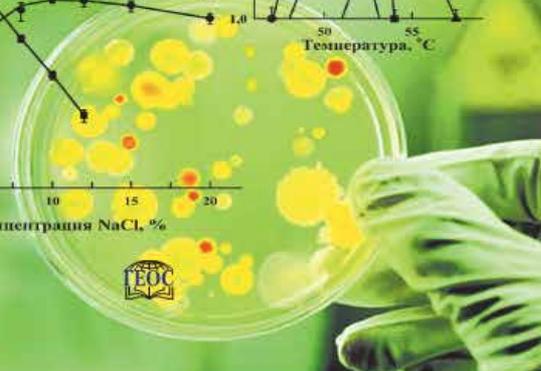
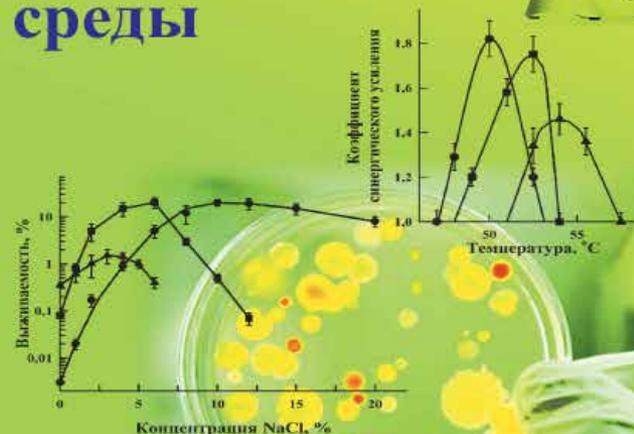
**Петин В.Г., Морозов И.И.
СИНЕРГЕТИКА ФАКТОРОВ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ**

**В.Г. Петин
И.И. Морозов**

Синергетика факторов окружающей среды



МРНЦ им. А.Ф. Цыба





Выведенный пучок ядер углерода для медицинского и радиобиологического приме- нений.

Алексеев А.Г., Антипов Ю.М., Батарин В.А., Бекетов Е.Е., Бритвич Г.И.,
Ермолаев А.Д., Иванов С.В., Иванова Н.С., Калинин В.А., Костин М.Ю.,
Кошелев А.В., Лебедев О.П., Людмирский А.Э., Минченко А.В.,
Пикалов В.А., Селезнёв В.С., Солдатов А.П., Соловьёв А.Н., Трошина
М.В., Хитёв Г.В., Шембель А.С.

X Юбилейная Российская научная конференция
«Радиационная защита и радиационная безопасность
в ядерных технологиях»
Обнинск, ЦМПК, 24 сентября 2015 г.

Вид сверху на ИФВЭ



Этапы

2001 год – ионы углерода ускорены в ускорителе И-100

2006 год – запуск канала перевода пучка И-100 – Бустер

2008 год – ионный пучок ускорен в Бустере

2008 год – начало работ с МРНЦ

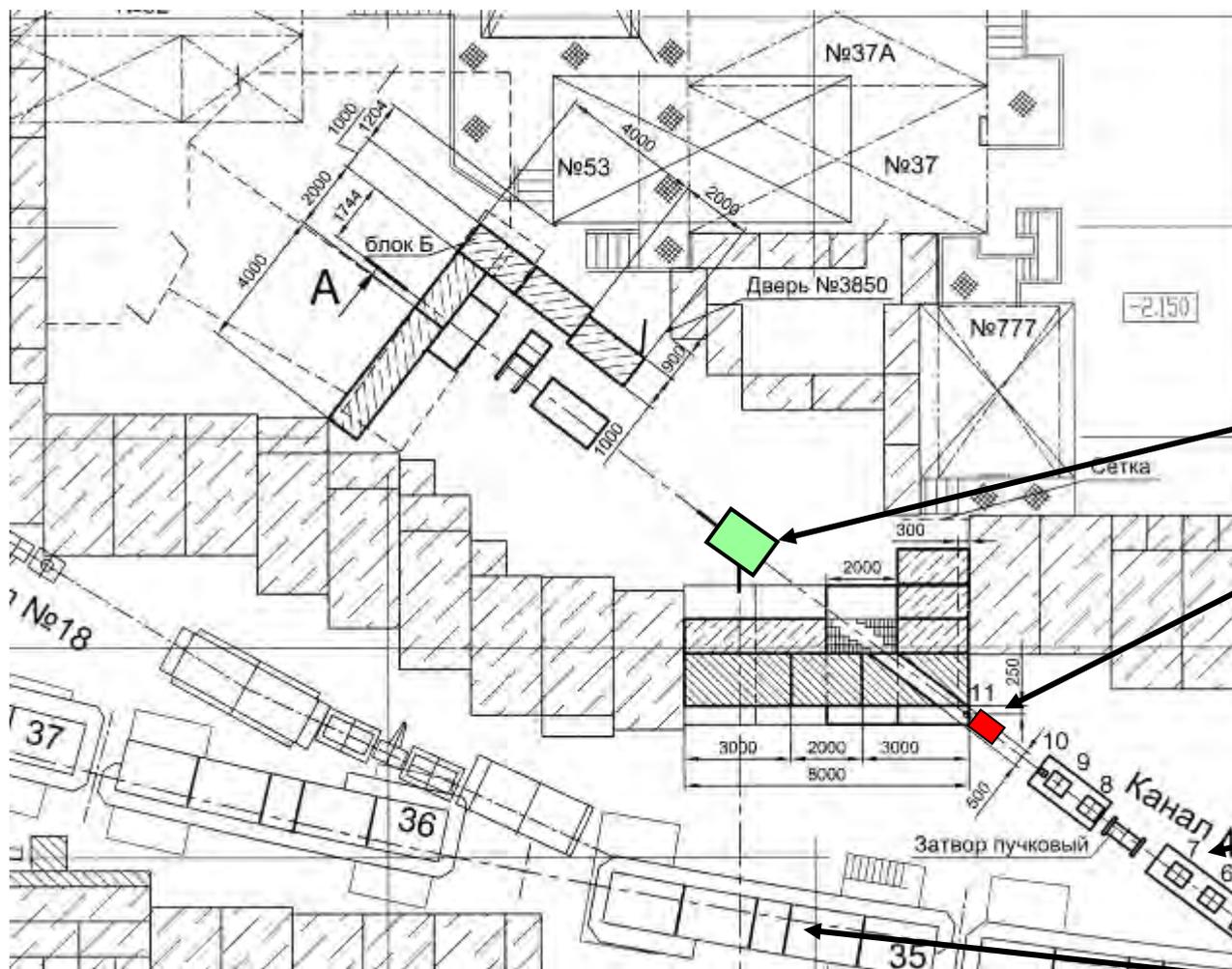
2010 год – пучок ионов углерода, ускоренный в И-100 и Бустере переведён в У-70

2011 год - пучок ионов углерода был впервые ускорен цепочкой ускорителей ИФВЭ и выведен новой системой медленного вывода в экспериментальный зал 1БВ

2013 год - завершено сооружение головной части канала №25, смонтирована биологическая защита и подготовлена аппаратура для проведения радиобиологических исследований на временном радиобиологическом стенде (ВРБС)

2013-2015 года - в результате работ с пучком ионов углерода, выполненных на временном радиобиологическом стенде, стало ясно, что полученные параметры пучка ионов углерода вполне пригодны не только для радиобиологических исследований, но и для медицинских приложений

Канал №25 и установка ВРБС



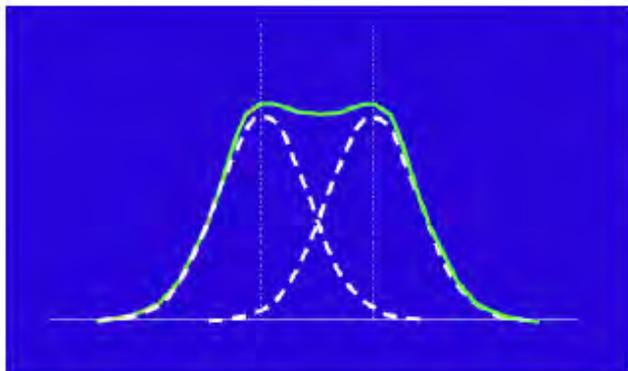
Временный радиобиологический стенд

Вобблер-магнит

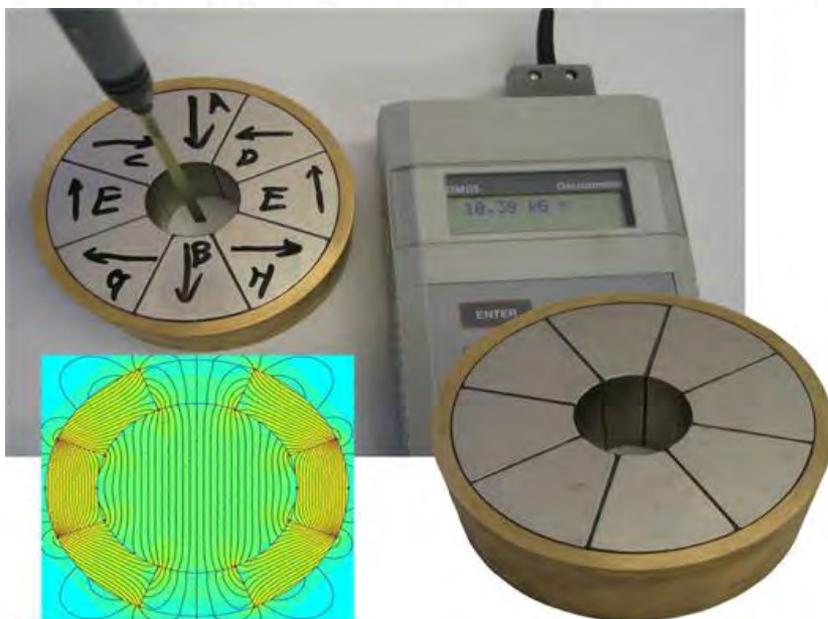
Головная часть канала

У-70

Wobbling Magnet (2013)



Наложение нескольких узких гауссообразных распределений создаёт широкое распределение с плоской вершиной



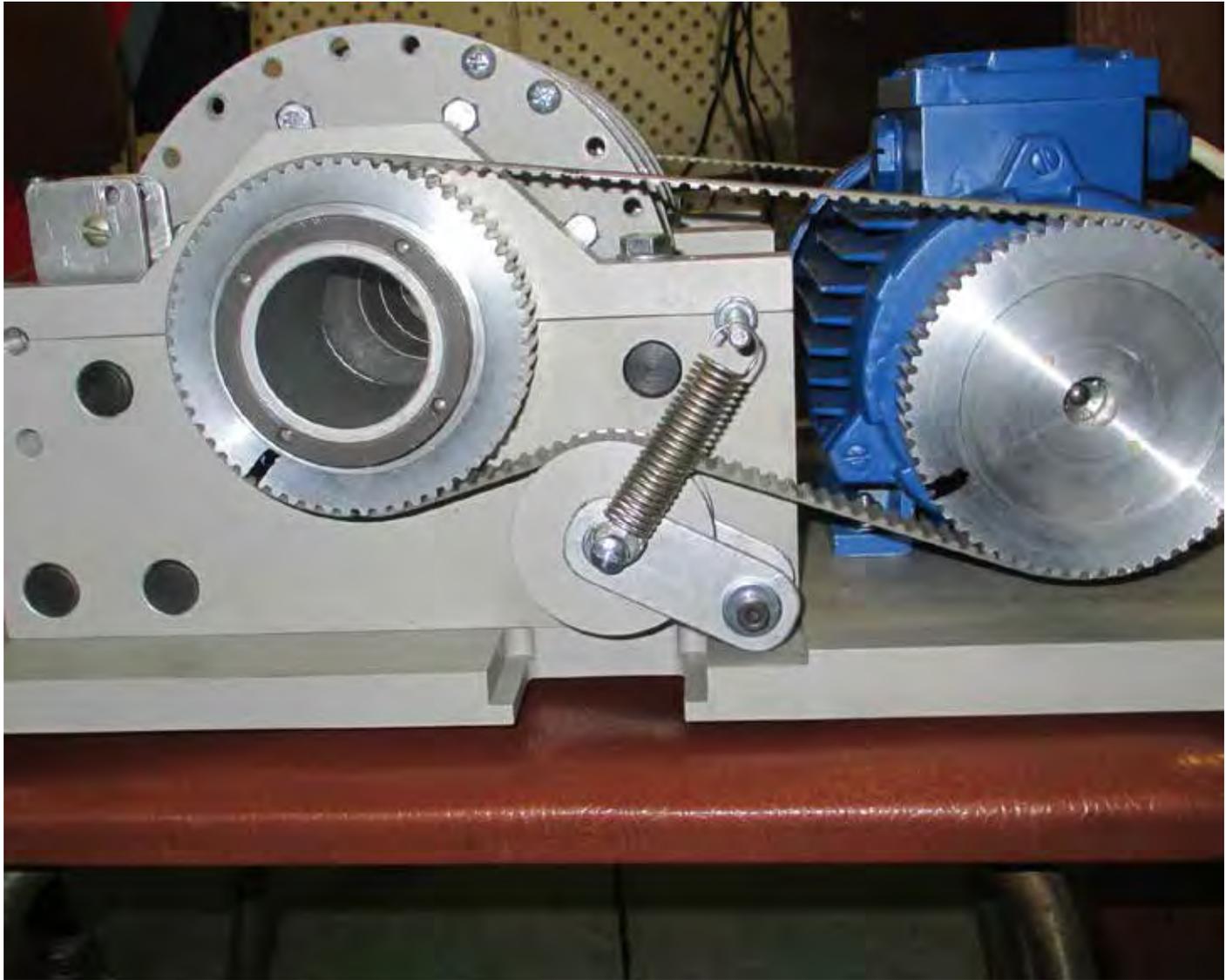
Хальбах-структуры для дипольного магнита .

Диаметр внутренней полости 45 мм.

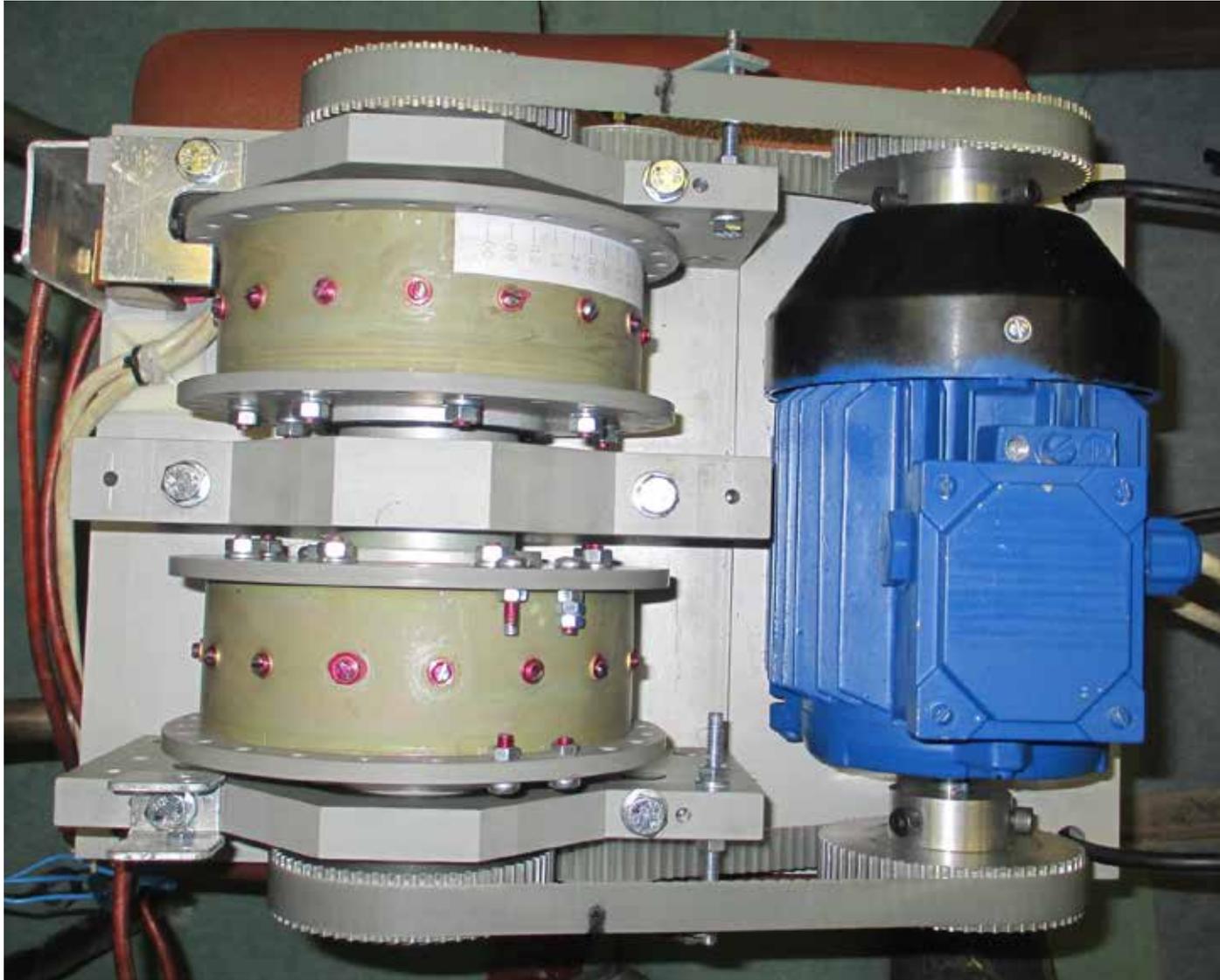
Интеграл поля $\int B_1 ds$

0,057 Тл·м

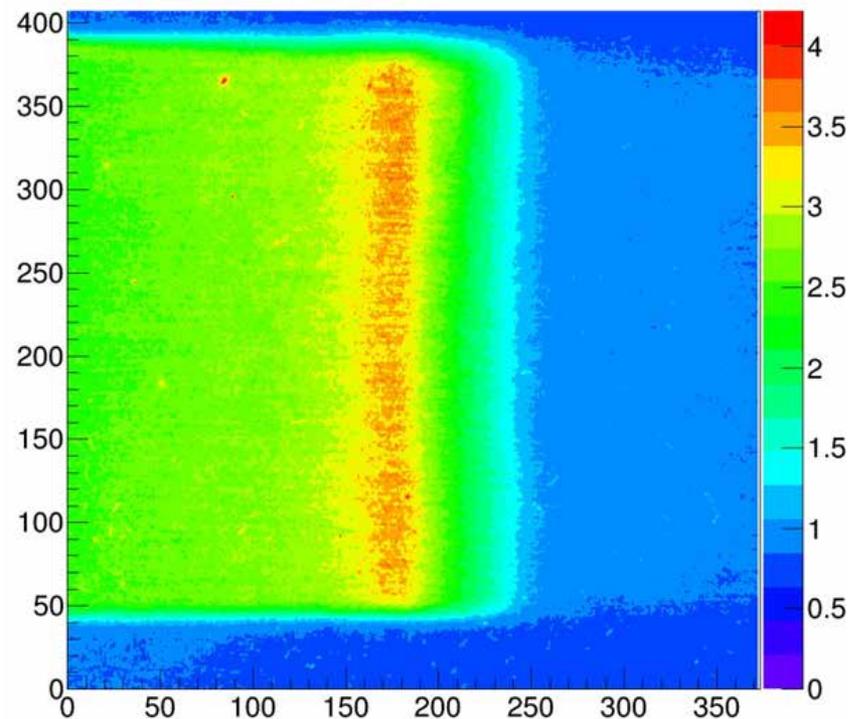
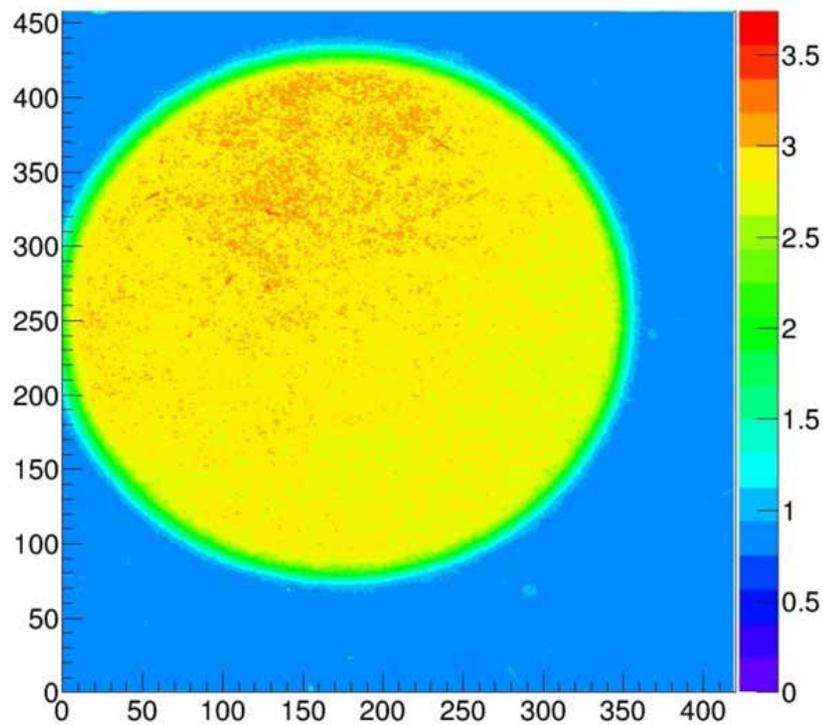
Wobbling Magnet



Wobbling Magnet



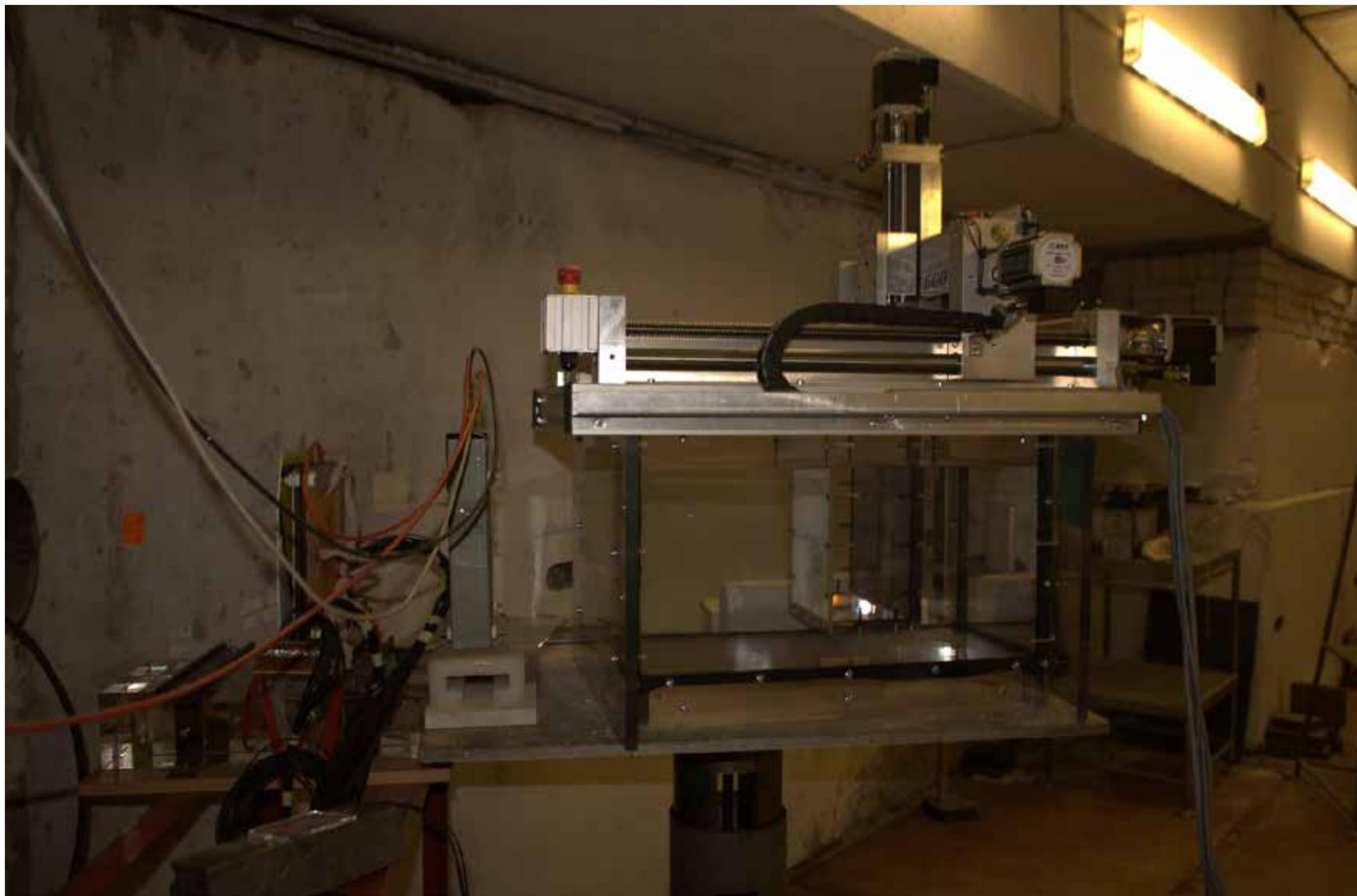
Поле облучения после коллиматора



Параметры вывода

- И-100 20 мА 6-8 мкс по основанию
- Канал перевода И-100 – У-1.5 85-90%
- У-1.5 10^{10} ирр
- Канал перевода У-1.5 – У-70 50% (увы..., но резерв)
- Энергия 450 Мэв/нуклон
- У-70 - $5 \cdot 10^9$ ирр (цикл 8 с, планы 4 с)
- Вывод в 25к - $1.4 \cdot 10^9$ ирр
- Медленный вывод - 0.6-1 с до 57%
- Плоское дозовое поле $\emptyset 60$ мм, <5%

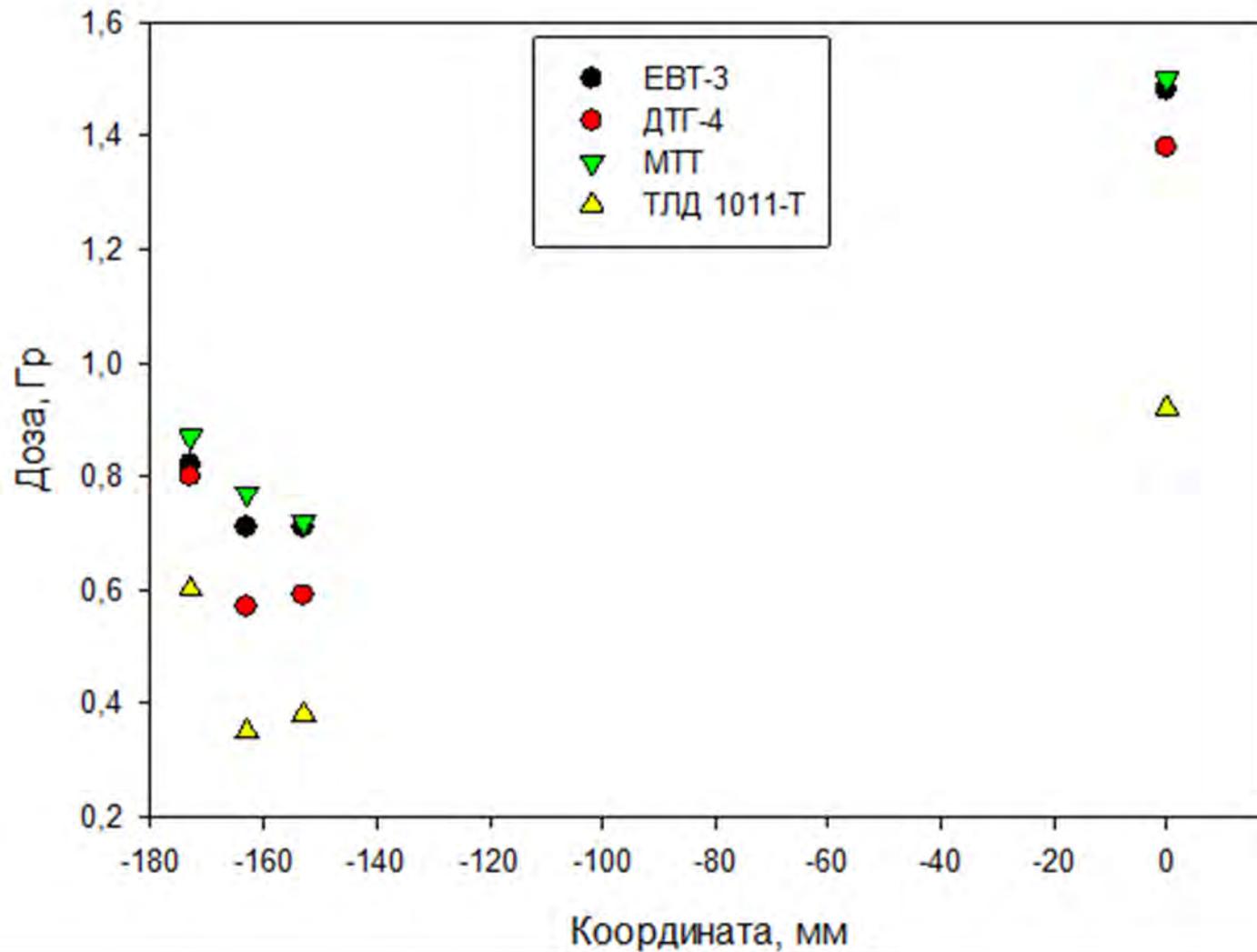
Водный фантом, система перемещения и ионизационные камеры



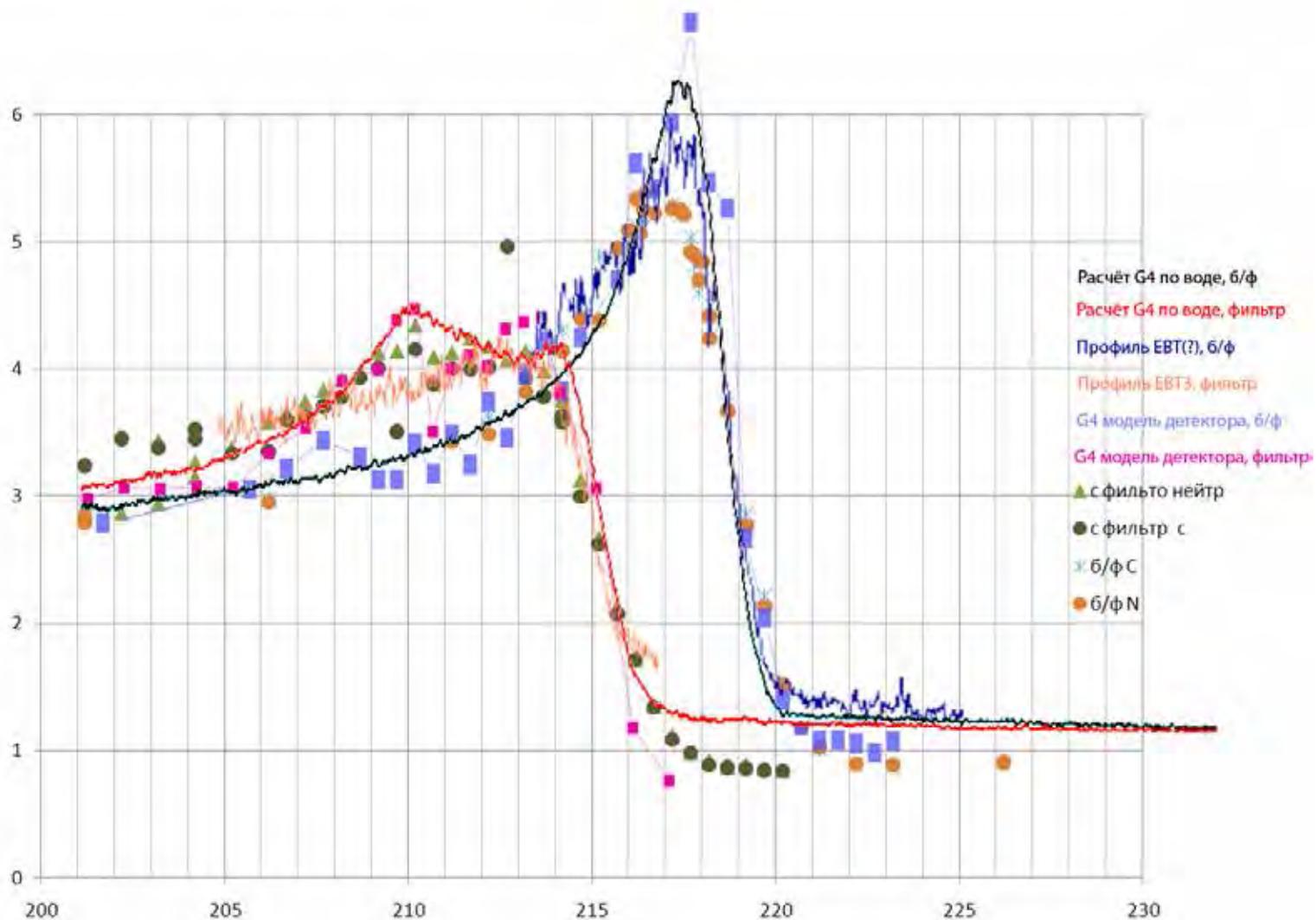
Установка образцов



Сравнение дозиметров



Измерения пика Брэгга

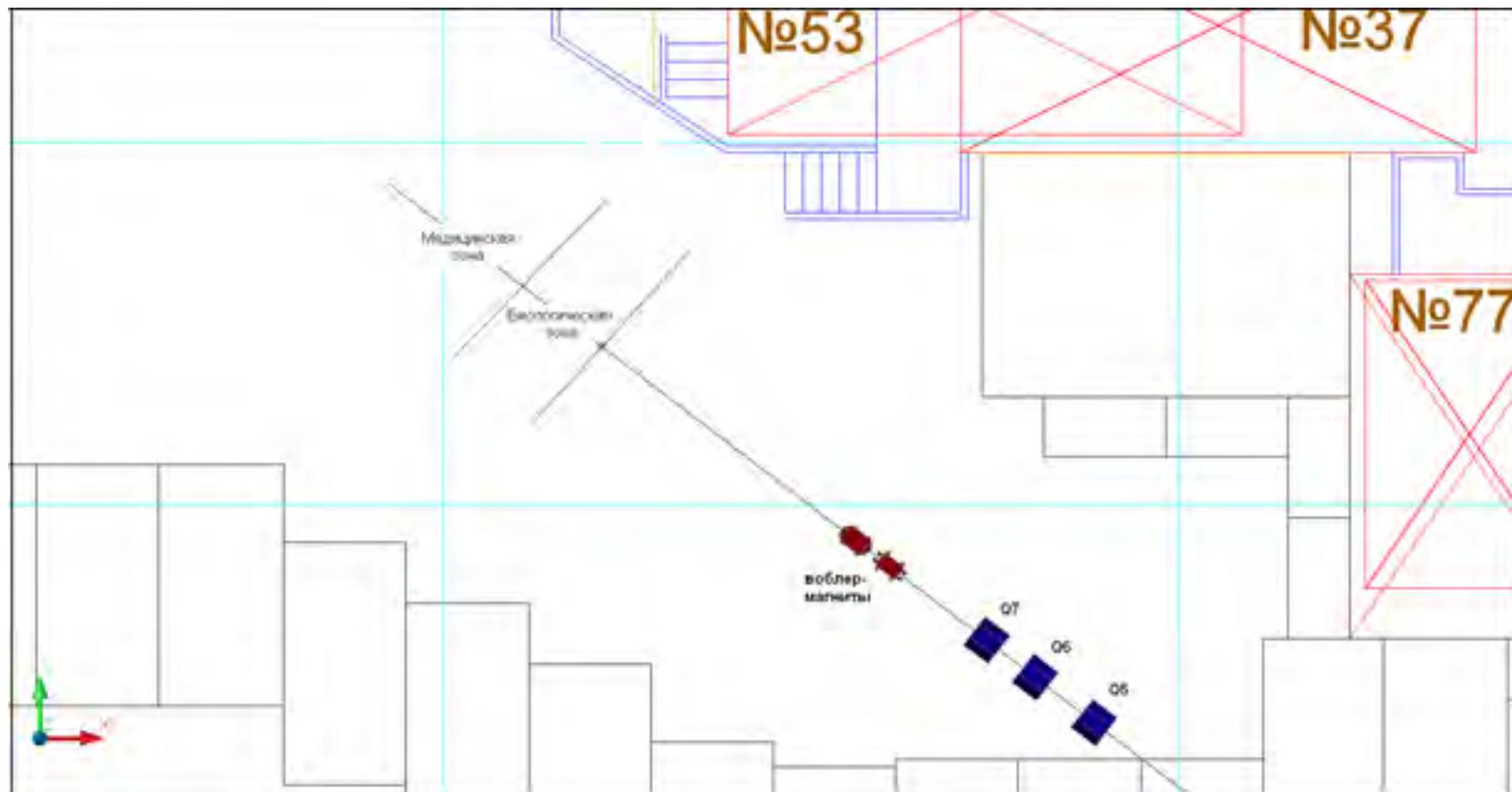


Планы на ближайшее время

$T_{кин}$ (МэВ/нукл)	Величина магнитного поля У-70 (Гц)	Импульс (ГэВ/с)	Размер циркулирующего пучка (мм)	β	γ
452	351	12.27	60	0.74	1.48
300	277	9.63	67	0.65	1.32
250	250	8.73	72	0.61	1.27
200	221	7.72	75	0.57	1.21

$T_{кин}$ (МэВ/нукл)	Пробег иона углерода в воде (см)	dE/dx (МэВ/мм) (Ве)	Толщина Ве мишени в 28 блоке (мм)
452	33.6	15.0	4.0
300	17.3	18.3	2.4
250	12.8	20.5	1.8
200	8.7	23.7	1.3

Планы на ближайшее время



ОЦЕНКА ПОВЫШЕНИЯ ПЛОТНОСТИ ПОТОКА ТЕПЛОВЫХ НЕЙТРОНОВ РЕАКТОРА ВВР-ц



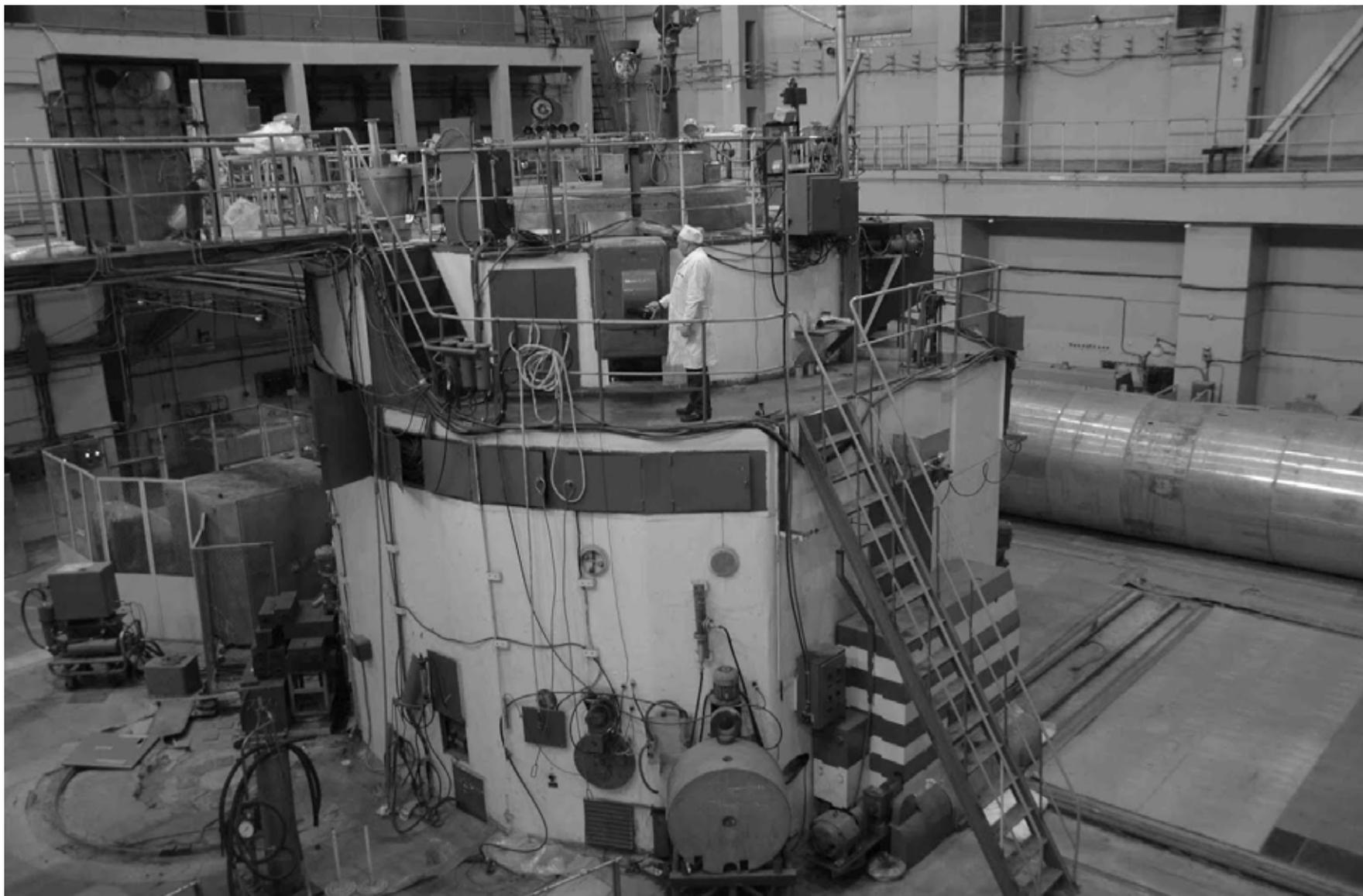
Е.А. Степанов¹, Ю.А. Кураченко², М.А. Маркина³

¹ИАТЭ НИЯУ МИФИ, г. Обнинск,

²ГНЦ РФ – ФЭИ, г. Обнинск,

³Филиал ОАО «НИФХИ им. Л.Я. Карпова», г. Обнинск

Реактор ВВР-ц работает в Филиале НИФХИ с 1964 г.

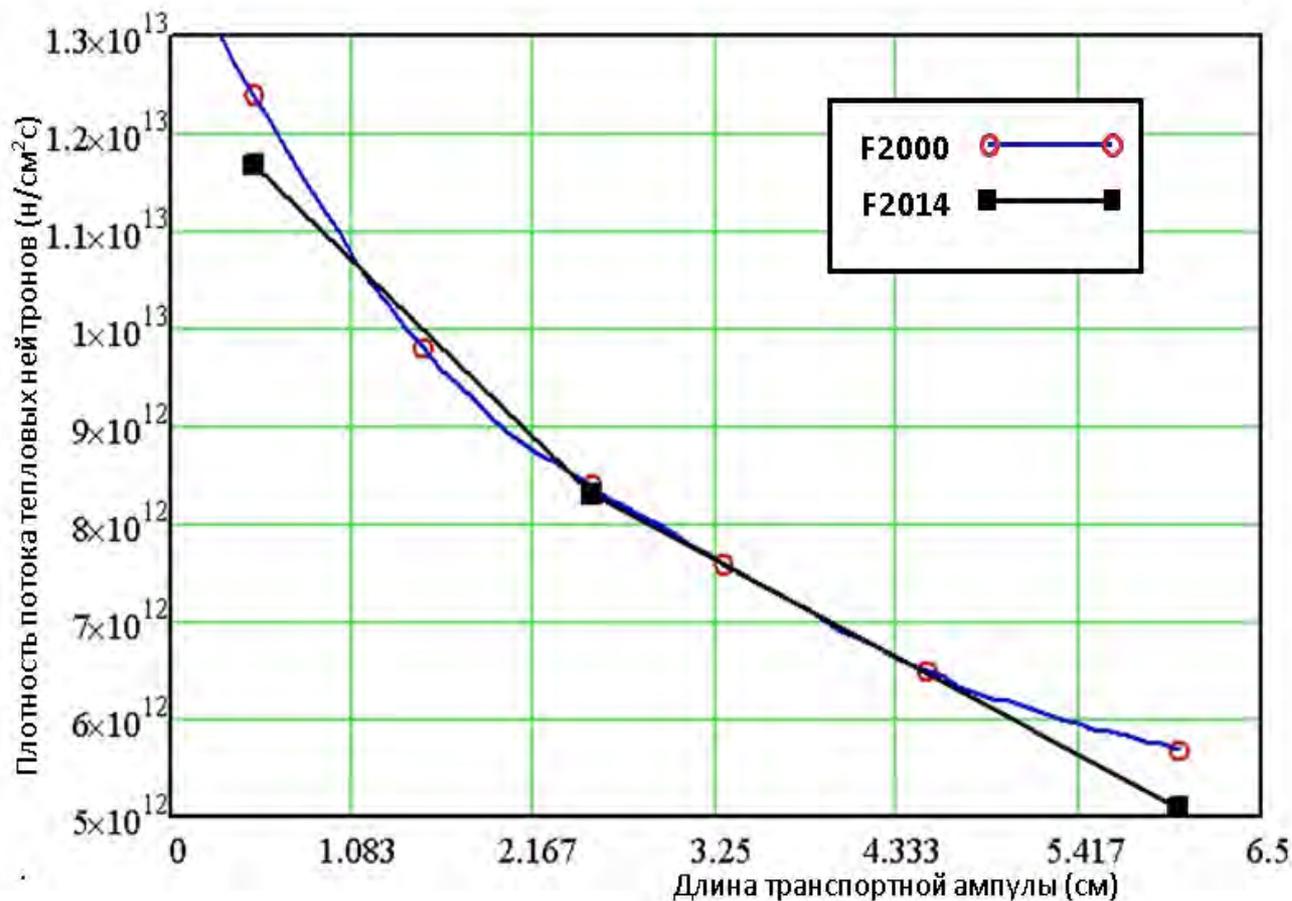


Для анализа перспектив его дальнейшей эксплуатации выполнена расчётно-экспериментальная работа по повышению плотности потока тепловых нейтронов в активной зоне (АЗ) реактора.

Задачи

- Измерение плотности потока тепловых нейтронов вблизи АЗ реактора ВВР-ц
- Проверка результатов эксперимента
- Построение модели реактора для расчетов на основе MCNP
- Верификация модели реактора ВВР-ц
- Расчет плотности потока тепловых нейтронов при изменении конфигурации АЗ реактора

Для эксперимента был доступен горизонтальный канал №2 с экспериментальной установкой: «пневмопочта»
Эксперимент по облучение золотых индикаторов проводился в 2014 году.
Метод кадмиевой разности



Результаты подтверждены экспериментом, проведенным в 2000 году
(метод бета-гамма совпадения)

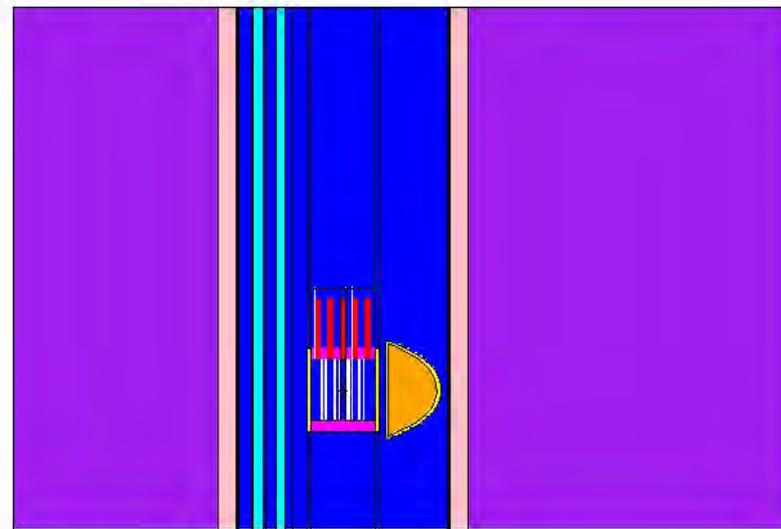
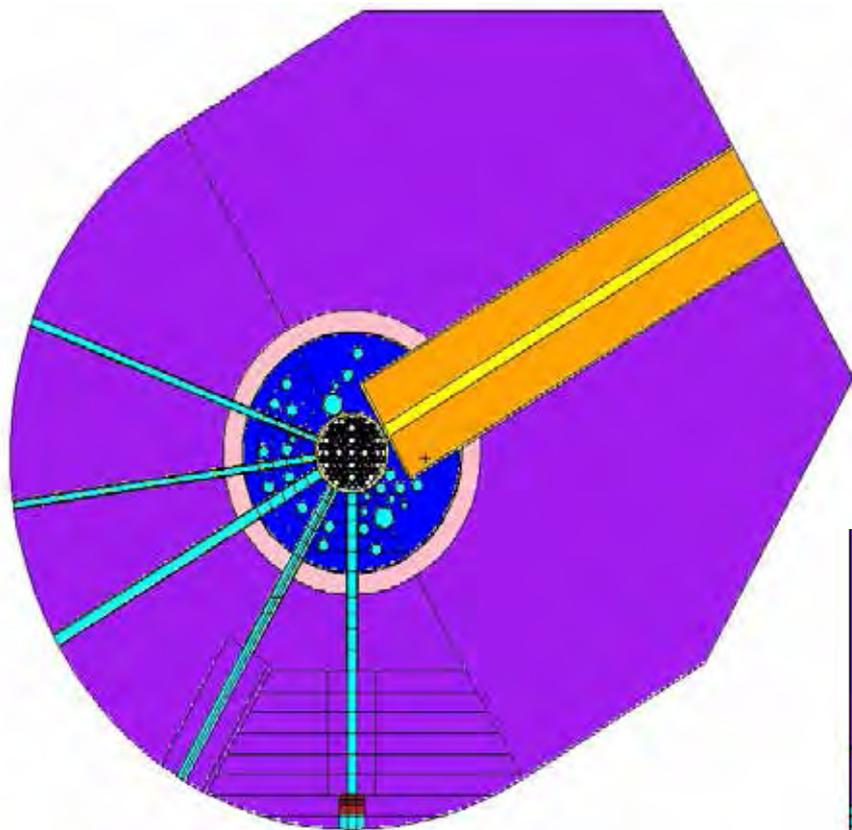
Можель ВВР-ц в коде MCNP5

- Активная зона точно повторяет реальную геометрию АЗ ВВР-ц
- Материальный состав совпадает с реальным составом всех конструкций реактора
- Для упрощения в модели слои выше и ниже активной зоны задаются гомогенными смесями
- Моделирование условий эксперимента

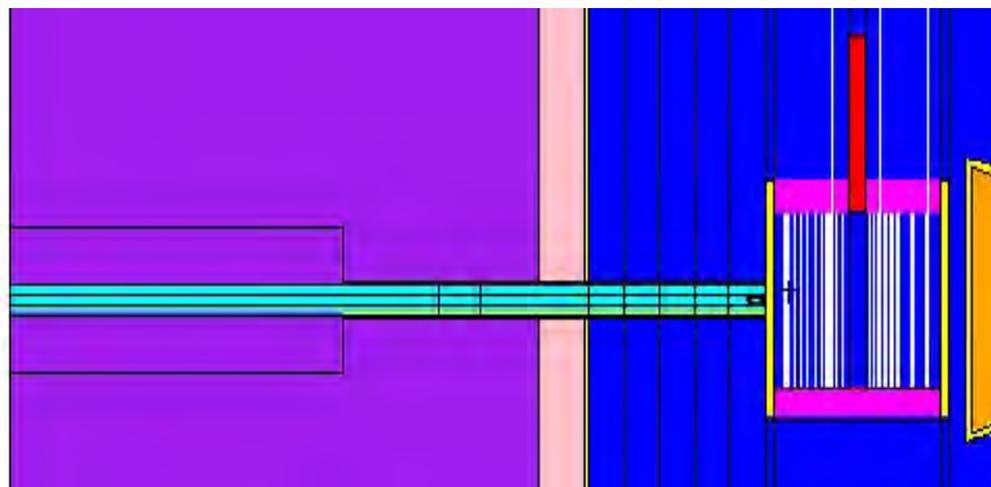
(Пневмопочта в горизонтальном экспериментальном канале №2 и транспортная ампула)

- Расположение точечных детекторов по длине ГЭК №2
0; 34,2; 39; 40,5; 41; 43,5; 46,2; 47; 50 (см) от центра активной зоны

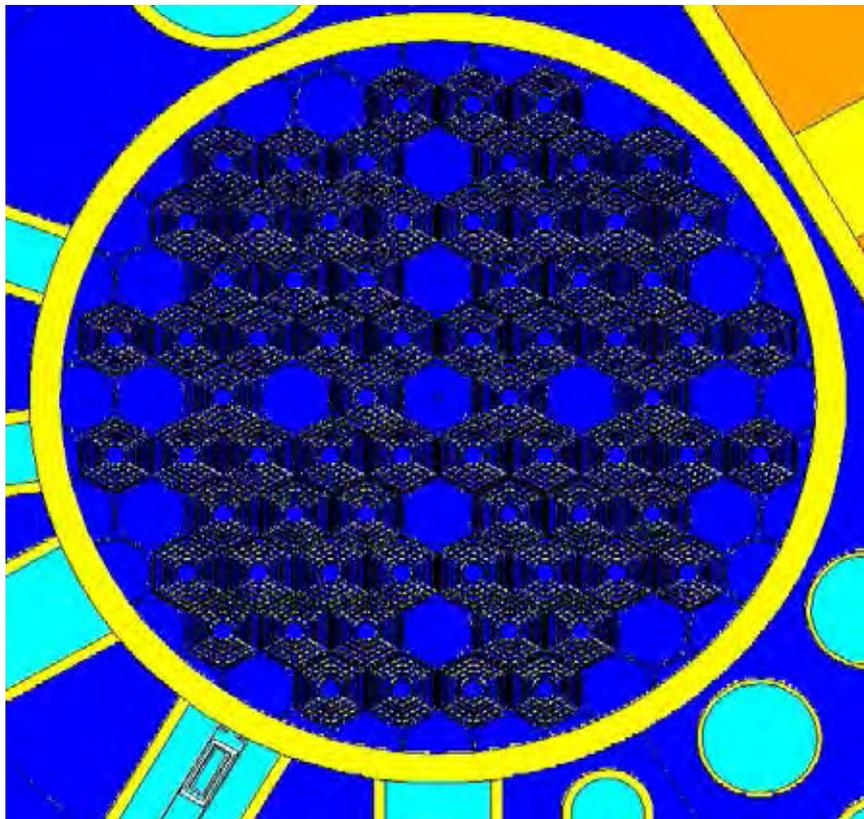
BBP-Ц MCNP5



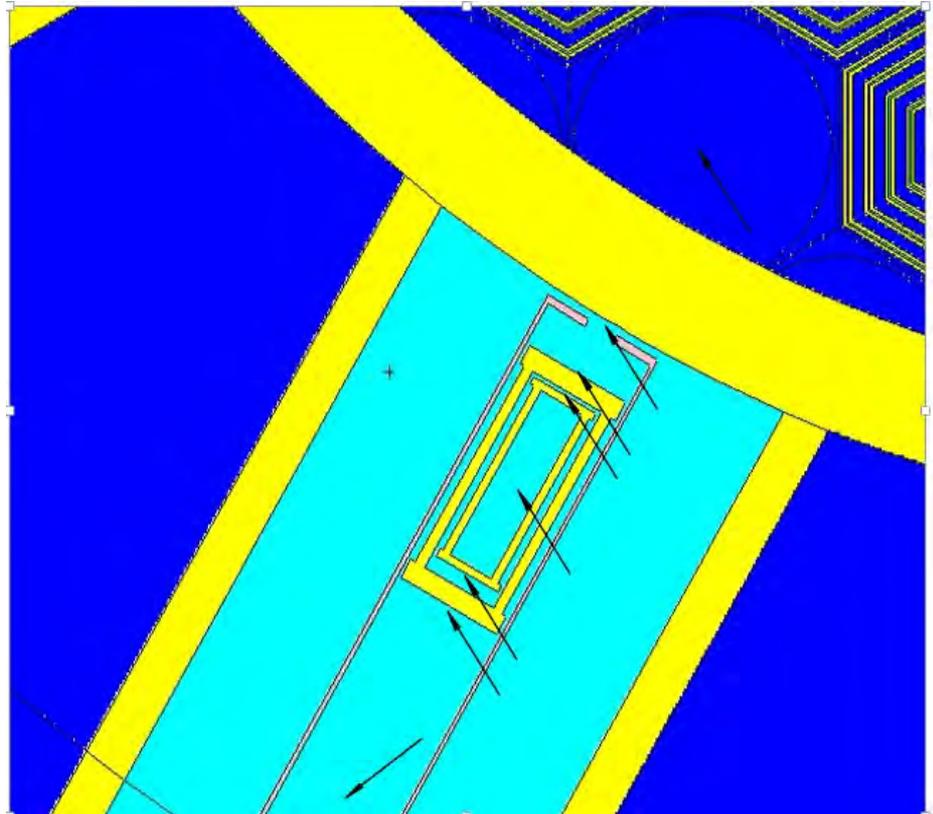
ГЭК-2



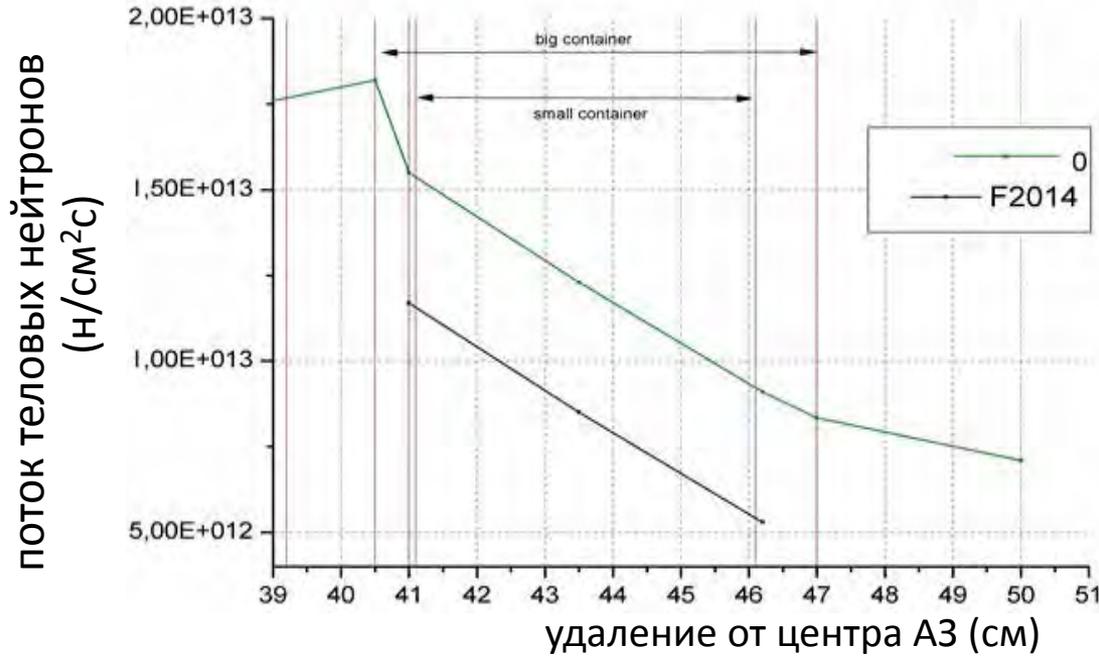
Активная зона ВВР-ц
Конфигурация «0»



Транспортная ампула на входе ГЭК№2
в воздуховоде пневмопочты



Сравнение расчетных данных с экспериментальными



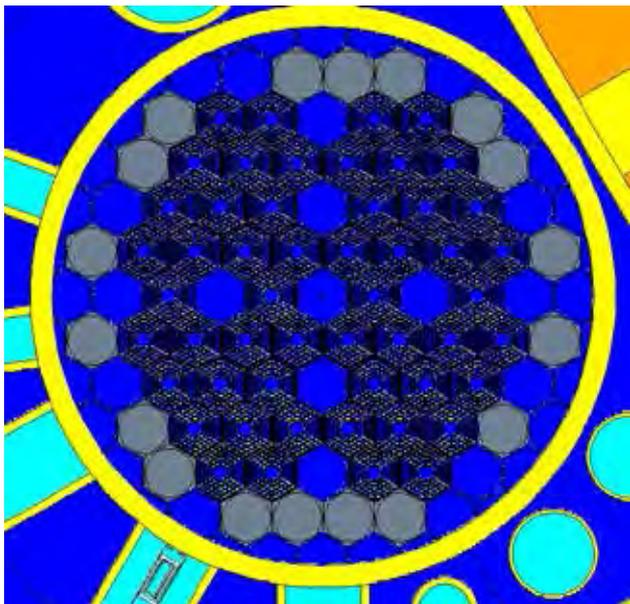
Φ_t (10 МВт) н/см ² с	
Эксперимент 2000	$1,24 \cdot 10^{13}$
Эксперимент 2014	$1,17 \cdot 10^{13}$
Расчет MCNP5	$1,55 \cdot 10^{13}$
Инструкция ПП	$1,5 \cdot 10^{13}$

Расхождение между экспериментом и расчетом порядка 25%, что допустимо для поиска решения задачи по повышению плотности потока тепловых нейтронов реактора ВВР-ц

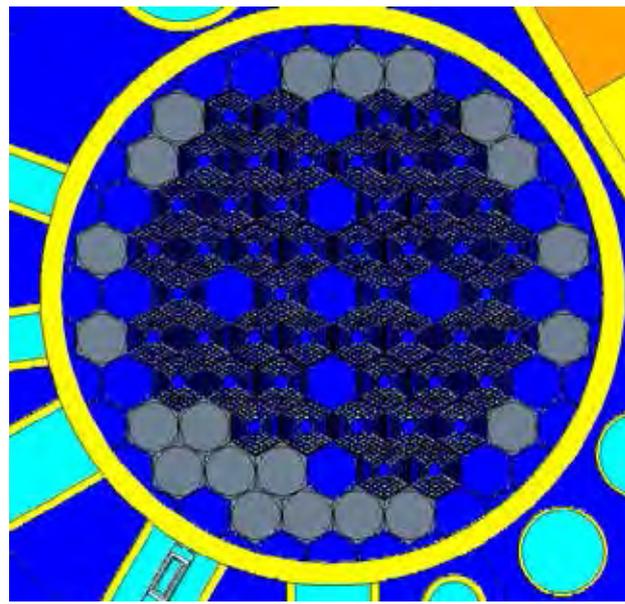
Изменение конфигурации АЗ ВВР-ц

- Замена периферийных ТВС на бериллиевые сборки аналогичные по форме ТВС.
- Бериллиевые сборки в модели гомогенизированы и состоят из 100% ^9Be .
- В конфигурации активной зоны реактора ВВР-ц «0» нет бериллиевыхборок.
 - Конфигурации «1» 18 бериллиевыхборок
 - Конфигурация «2» 38борок
 - Конфигурация «1+3» 21борока
 - Конфигурация «2-3» 35борок

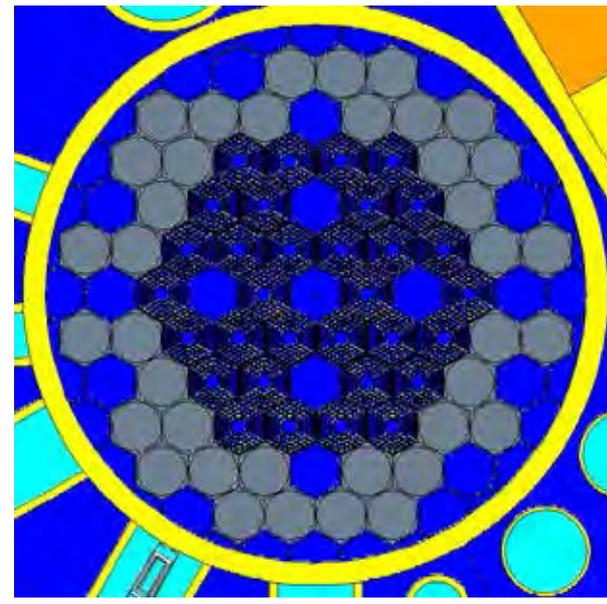
Конфигурация «1»



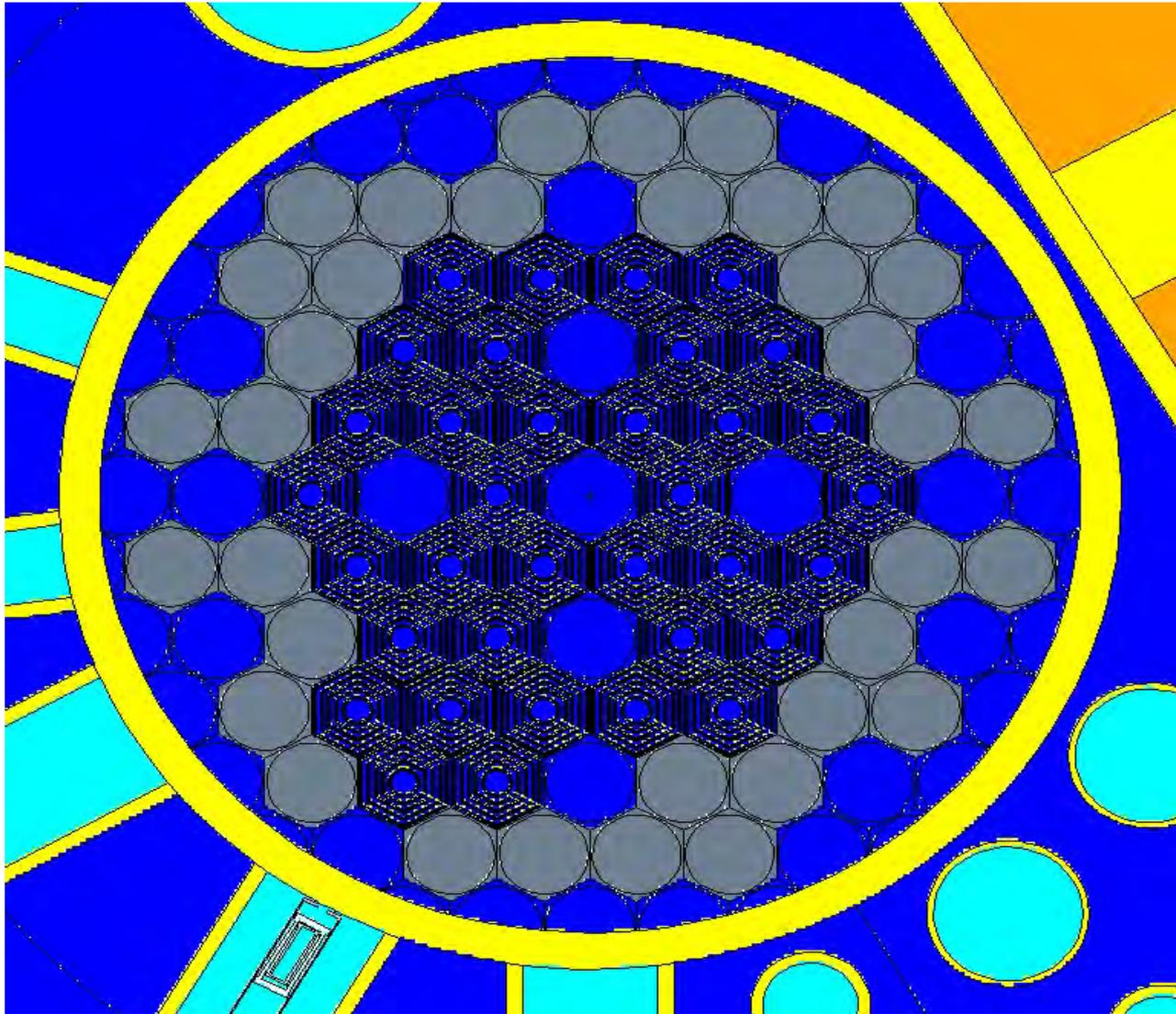
Конфигурация «1+3»



Конфигурация «2»

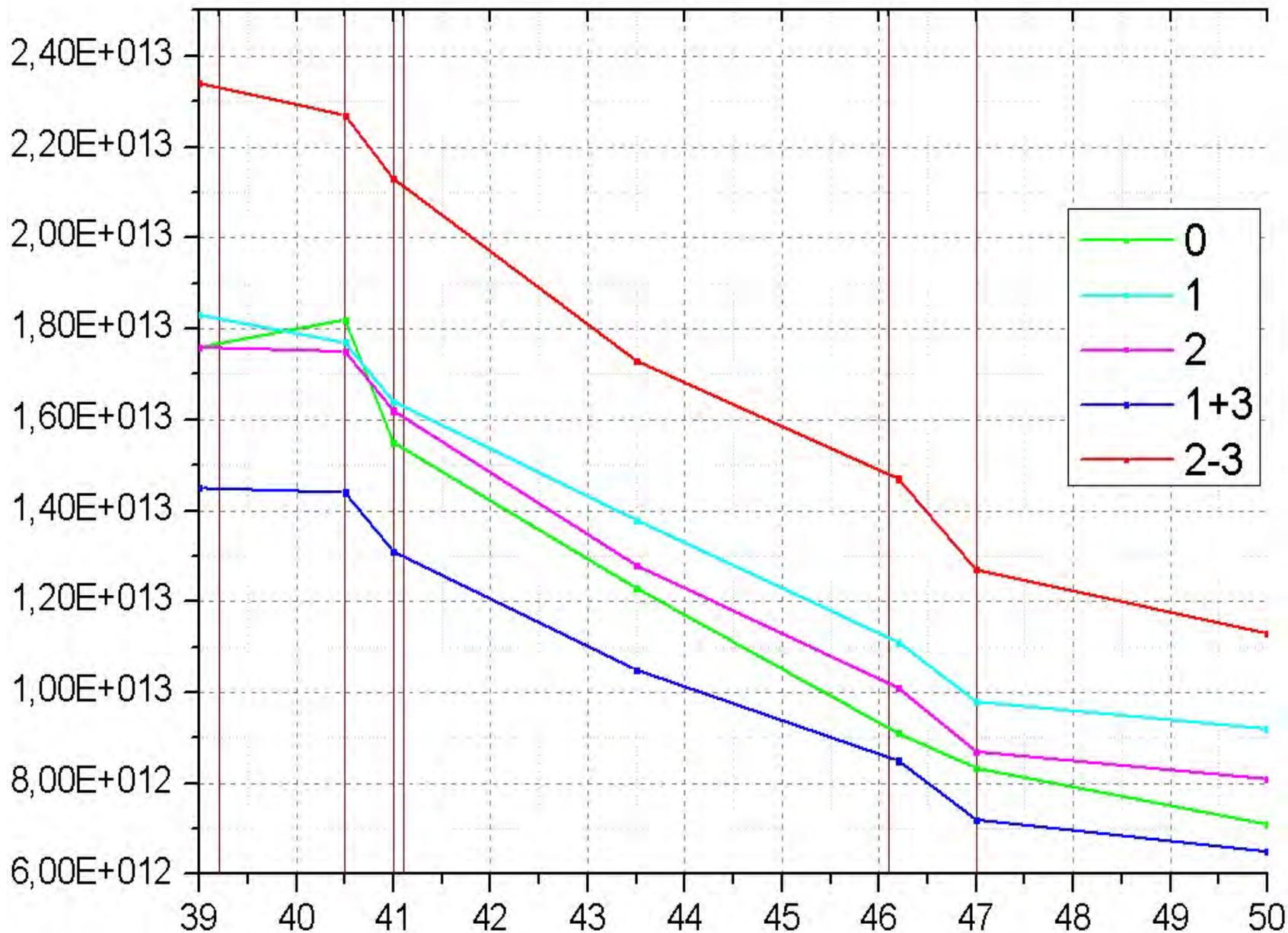


Конфигурация «2-3»

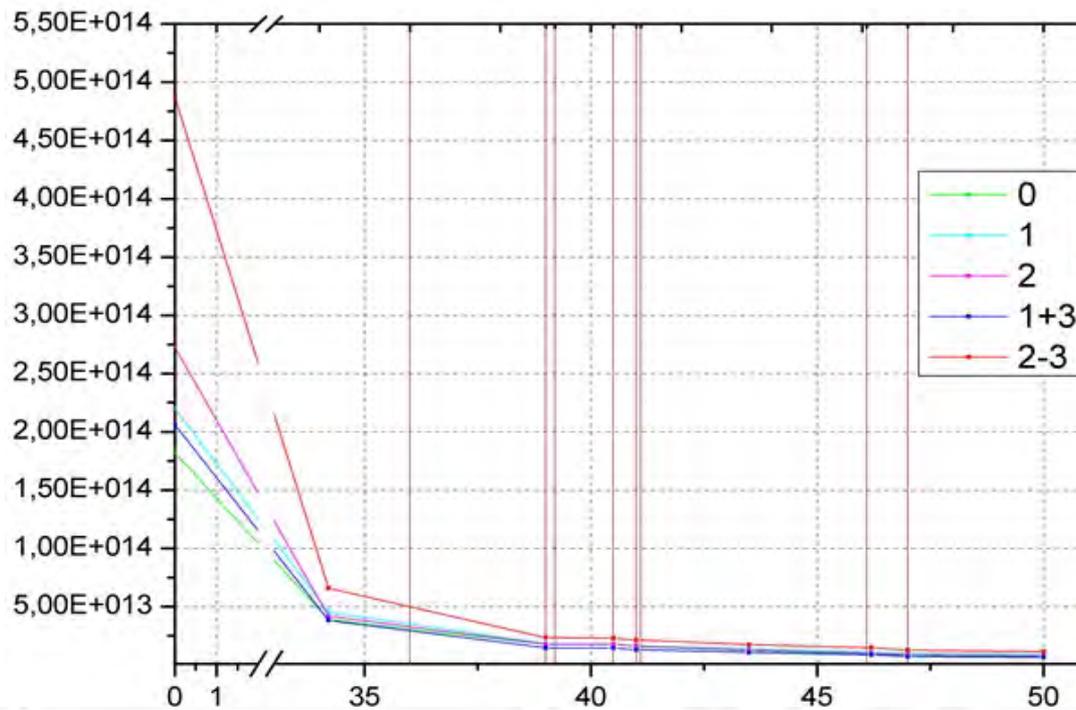


ПОТОК ТЕЛОВЫХ НЕЙТРОНОВ

(н/см²·с)



ПОТОК ТЕПЛОВЫХ НЕЙТРОНОВ
(Н/СМ²С)



Конф. АЗ	Удаление от центра АЗ (см)								
	0	34,2	39	40,5	41	43,5	46,2	47	50
«0»	1,82E+14	3,89E+13	1,76E+13	1,82E+13	1,55E+13	1,23E+13	0,91E+12	8,34E+12	7,10E+12
«1»	2,20E+14	4,52E+13	1,83E+13	1,77E+13	1,64E+13	1,38E+13	1,11E+13	9,80E+12	9,20E+12
«2»	2,73E+14	4,17E+13	1,76E+13	1,75E+13	1,62E+13	1,28E+13	1,01E+13	8,70E+12	8,10E+12
«1+3»	2,06E+14	3,82E+13	1,45E+13	1,44E+13	1,31E+13	1,05E+13	8,50E+12	7,20E+12	6,50E+12
«2-3»	4,87E+14	6,60E+13	2,34E+13	2,27E+13	2,13E+13	1,73E+13	1,47E+13	1,27E+13	1,13E+13

Итог

- Максимальный выигрыш в плотности потока в центре АЗ для «оптимальной» конфигурации – увеличение в 2.7 раза, от $1.82 \cdot 10^{14}$ до $4.87 \cdot 10^{14}$ см⁻²с⁻¹.
- При этом конструкция реактора не меняется
- Полученный результат дает основание для следующего этапа работы, в котором предполагается более детальное уточнение модели реактора и реальная модернизация активной зоны реактора ВВР-ц