

## ВЫВОД НЕЙТРОННЫХ ПУЧКОВ И ЗАЩИТА МЕДИЦИНСКОГО РЕАКТОРА «МАРС»

**Ю.А. Кураченко\*, Ю.А. Казанский\*, А.В. Левченко\*\*, Е.С. Матусевич\***

*\*Обнинский государственный университет атомной энергетики, г. Обнинск*

*\*\*ООО «Моделирующие системы», г. Обнинск*



Описана организация блока вывода пучков и защиты от излучений реактора «МАРС», предназначенного для нейтронной терапии. Изложены требования к характеристикам выводимых пучков, фильтрам, коллиматору и защите от излучений. Рассмотрены характеристики поля излучения в медицинском блоке в основных режимах работы пучков. Показано, что полученные в расчетах конфигурация и материальный состав блока вывода и системы шибберов удовлетворяют необходимым требованиям при облучении и экстренной эвакуации, а также при проведении работ после выключения реактора.

### ВВЕДЕНИЕ

Установка «МАРС» предназначена для лечения онкологических больных методами нейтрон-соударной терапии, сочетанной терапии (НСТ) и нейтрон-захватной терапии (НЗТ) в госпитально-стационарном режиме. Предполагаемая производительность комплекса до 500 чел./год.

Конструкция и параметры реактора обусловлены следующими положениями:

- 1) обеспечение медицинских требований к нейтронным пучкам в полном объеме;
- 2) возможность установки в клинике и эксплуатации при минимуме затрат и минимальном штате;
- 3) принципиальная невозможность аварии, приводящей к необходимости эвакуации персонала клиники и больных;
- 4) не выходящее за пределы установленных норм воздействие на население при максимальной аварии любого масштаба.

Со времени публикации [1] конструкция, возможности и сфера применения реактора «МАРС» претерпели существенные изменения. В описываемой версии реакторной установки в качестве топлива используется диоксид урана (полная загрузка 37 кг при обогащении 17% по  $^{235}\text{U}$ ). Активная зона (АЗ) имеет форму параллелепипеда с габаритами 42×48×12 см и состоит из 8 кассет, в каждой из которых размещено по 50 ТВЭЛ (прототипом которых является укороченный ТВЭЛ установки БН-600).

В данной публикации основное внимание уделено изменениям в блоке выведения пучков для НЗТ и НСТ.

Основные задачи, которые необходимо решить при организации блока вывода пучка, могут быть сформулированы следующим образом:

---

© Ю.А. Кураченко, Ю.А. Казанский, А.В. Левченко, Е.С. Матусевич, 2006

- обеспечить должное качество пучка при требуемой плотности выходящего потока нейтронов [1];
- минимизировать эффективную дозу в окрестности вывода пучка, чтобы избежать переоблучения пациента;
- обеспечить допустимый уровень интенсивности излучений [2] в медицинском боксе при выполнении персоналом необходимых работ.

В соответствии с этим в данной публикации будут описаны

- система фильтров для пучка НЗТ (кратко);
- блоки защиты от излучений для обоих пучков;
- организация системы шиберов для защиты персонала.

Следует отметить, что блок вывода пучка должен отвечать противоречивым требованиям: для минимизации времени облучения необходимо максимально приблизить операционное поле к источнику излучений (к АЗ), но при этом нужно обеспечить минимальную эффективную дозу вблизи вывода пучка. Тем самым поставленная проблема разбивается на ряд оптимизационных задач, соответствующих конкретным характеристикам пучка.

## ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ АППАРАТ

Для определения оптимальной конфигурации и материального состава блока вывода применялся быстродействующий оптимизационный комплекс REMPI-PC [3]. Уточнение защитных характеристик полученных композиций выполнялось с помощью программы PO3-6 [4]. Оба применяемых программных комплекса обеспечивают расчет одномерных (1D) плоских, цилиндрических и сферических композиций. Для учета влияния канала вывода пучка на дозу в медицинском боксе использовалась программа КАСКАД [5], позволяющая рассчитывать цилиндрические (2D) композиции. В качестве библиотек констант в расчетах использовались БНАБ-78/80 [6] и BUGLE-96 [7]. Применение альтернативных расчетных методик позволило повысить надежность результатов.

Характеристики выходящего пучка с учетом влияния коллиматора и окружающих материалов блока вывода получены с помощью программы MCNP [8]. Для повышения надежности оценок, обеспечиваемых программой MCNP, были выполнены прецизионные расчеты канала вывода пучка с помощью программы КАСКАД. При этом использовалась угловая сетка большой размерности (5000–10000 направлений по углу), сгущенная в направлении вывода пучка.

## СИСТЕМА ФИЛЬТРОВ ДЛЯ НЗТ

Система фильтров является важнейшим компонентом блока вывода пучка для НЗТ.

Формирование медицинского пучка для НЗТ – сложная оптимизационная задача ([1], с. 80–82), при решении которой необходимо максимизировать так называемый «терапевтический эффект»  $TG$ , т.е. обеспечить максимум отношения «полезной» дозы в опухоли при минимуме «вредной» дозы в окружающей ткани:

$$TG(x) = \frac{D_{tumor}}{D_{tissue}}, \quad (1)$$

где дозы в опухоли ( $D_{tumor}$ ) или в ткани ( $D_{tissue}$ ) определяются следующим образом:

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

$$D_{tissue} = ОБЭ_{B,tissue} \cdot D_{B,tissue} + ОБЭ_N \cdot D_N + ОБЭ_{fast} \cdot D_{fast} + ОБЭ_{\gamma} \cdot D_{\gamma}, \quad (2)$$

здесь  $ОБЭ$  – относительная биологическая эффективность излучений, а  $D$  – поглощенная доза. Выражения (2) описывают основные компоненты дозы, формируемой вы-

ходящим пучком:  $D_{B,tumor}$ ,  $D_{B,tissue}$  – поглощенная доза в результате реакции  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ ;  $D_N$  – поглощенная доза в результате реакции  $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ ;  $D_{fast}$  – поглощенная доза, обусловленная замедлением нейтронов;  $D_\gamma$  – поглощенная доза, формируемая гамма-квантами пучка, а также вторичными гамма-квантами, сопровождающими перенос нейтронов в ткани.

Терапевтический эффект обусловлен повышенным содержанием борсодержащего соединения в опухоли сравнительно с его содержанием в здоровой ткани. Величина терапевтического эффекта определяет максимум «полезной» дозы, которая может быть подведена к опухоли. Например, если принято, что допустимая доза для здоровой ткани составляет 12.5 Гр [9], то возможная терапевтическая доза равна  $12.5 \times TG$  Гр.

Максимальный терапевтический эффект достигается выбором конфигурации и материального состава фильтра. Фильтр формирует оптимальный спектральный состав нейтронов выходящего пучка и подавляет «примесь» гамма-излучения в пучке. Оптимальный спектральный состав получается при таком фильтре, который обеспечивает приемлемое значение «протонной» компоненты дозы  $D_{fast}$ . Эта доза образуется при замедлении быстрых и промежуточных нейтронов в ткани (преимущественно на ядрах водорода). Очевидно, что фильтр должен уменьшить энергию высокоэнергетических нейтронов до такой степени, чтобы эти нейтроны, не создавая в приповерхностной области ткани чрезмерной «протонной» дозы, сохраняли проникающую способность, необходимую при терапии глубоколежащих опухолей. Кроме того, выходящий из фильтра пучок не должен содержать значительной «примеси» тепловых нейтронов, которые могут генерировать в приповерхностных слоях «вредное» захватное гамма-излучение, формирующее наряду с другими компонентами дозу  $D_\gamma$ . Наконец, фильтр должен иметь достаточную оптическую плотность, чтобы подавлять «собственное» гамма-излучение, вносящее вклад в дозу  $D_\gamma$ . Эта компонента поля излучения может составлять на выходе пучков исследовательских реакторов до половины всей дозы, создавая достаточно серьезную проблему.

При расчете терапевтического эффекта необходимо учитывать, что исследуемый фильтр будет включен в блок вывода пучка, что неизбежно повлияет на характеристики поля излучения, формируемого фильтром.

При решении задачи исследован широкий круг материалов и их комбинаций для различной глубины расположения опухоли. Окончательно в качестве одной из основных конфигураций была выбрана последовательность конических слоев, материалами которых являются фториды металлов  $\text{MgF}_2$  (10 см) +  $\text{AlF}_3$  (30 см) +  $\text{PbF}_2$  (10 см) +  $\text{LiF}$  (0.5 см) (см. рис. 1). В этом фильтре фториды легких металлов Mg и Al обеспечивают «сдвиг» достаточно жесткого спектра нейтронов, выходящих из АЗ, в эпитепловую область, фторид свинца предназначен преимущественно для подавления гамма-излучения, а фторид лития – для поглощения тепловых нейтронов.

Выбранная конфигурация и материальный состав фильтра в значительной степени определяют дальнейший выбор материалов и конфигурации как коллиматора, так и собственно защиты от излучений. Это обусловлено относительно малыми габаритами и малой мощностью установки, при которых для получения требуемых характеристик выведенного пучка необходимо максимально приблизить операционное поле к активной зоне. В этих условиях фильтр существенно влияет на характеристики поля излучения в медицинском боксе.

## БЛОК ВЫВОДА ПУЧКОВ

Блок вывода пучка помимо системы фильтров для НЗТ включает в себя коллиматор, улучшающий качество выводимого пучка и материалы композиции, обеспечива-

ющей защиту медицинского бокса.

Медицинский бокс и примыкающее помещение для медицинского персонала относятся к помещениям временного пребывания, в которых необходимо обеспечить уровень эффективной дозы не выше 12 мкЗв/ч [2]. Для медицинского бокса этот норматив должен быть выполнен при **закрытых шиберах и остановленном реакторе**.

### Коллиматор

Основные функции коллиматора: а) канализация нейтронов посредством их отражения в фильтр и в собственно канал вывода; б) подавление гамма-излучения (в основном, вторичного из материалов фильтра и окружающей защиты).

В качестве возможных материалов коллиматора исследовались свинец (Pb), висмут (Bi) и обедненный уран ( $^{238}\text{U}$ ). По совокупности требований наилучшим материалом оказался Pb. Толщина стенок коллиматора принята равной 15 см в конической части и 10 см в цилиндрической (рис. 1). Оптимизационные расчеты показали, что увеличение толщины стенок приводит к незначительному росту плотности потока нейтронов на выходе при существенном ухудшении дозовой обстановки в окрестности вывода пучка.

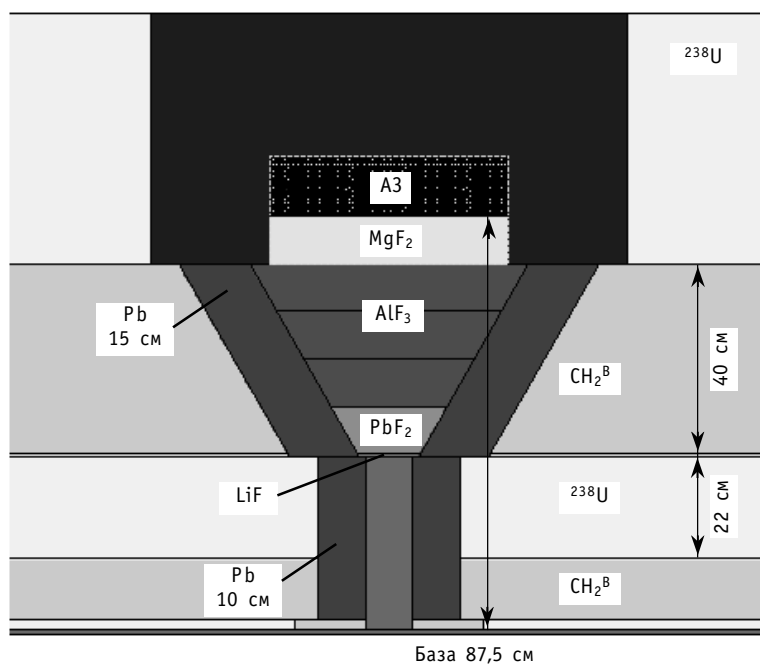


Рис. 1. Один из вариантов блока вывода пучка для НЗТ (размеры даны в см)

### Защита и дозовые нагрузки в медицинском боксе

Защита персонала и пациента в боксе обеспечивается

- основной защитой реактора;
- блоком выведения пучка, включающим в себя коллимационную систему и систему фильтров;
- системой шиберов;
- ловушкой пучка, расположенной в стене медицинского бокса, противоположной выходу пучка;

- обеспечить кратковременный доступ для экстренной эвакуации при работающем реакторе (предполагается, что реактор работает на мощности 10 кВт) и закрытом отсечном шибере.

Экстренная эвакуация в нештатной ситуации при несрабатывании шибера или аварийной защиты может потребовать до 10 мин пребывания персонала. Суммарная эффективная доза для персонала группы А при этом не должна превысить 20 мЗв [2]; отсюда мощность дозы в боксе при экстренной эвакуации не должна превышать 120 мЗв/ч в зоне эвакуации (вне траектории пучка).

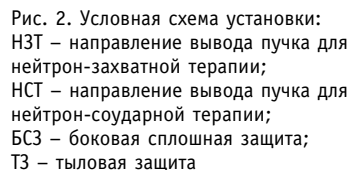
Следует отметить, что возможность доступа персонала при работе пучка (т.е. при мощности реактора 10 кВт и открытом шибере) не предполагается.

Основная защита установки естественным образом делится на три части:

- тыловая, предназначенная для защиты остальных помещений окружения реактора.

На рис. 2 схематически представлена конфигурация установки «МАРС». Активная зона, имеющая форму параллелепипеда, своей наибольшей гранью обращена к каналу вывода для пучка НЗТ. В этом направлении расположена система коллиматор-фильтр и фронтальная защита. Канал пучка для НЗТ примыкает к боковой грани АЗ и представляет собой цилиндр постоянного диаметра  $\varnothing 10$  см, проходящий через боковую защиту. Оставшиеся три малые грани АЗ, обращенные во вспомогательные помещения, защищены боковой сплошной защитой. Грань АЗ, противоположная направлению вывода пучка для НЗТ, защищена тыловой защитой.

Конструкция и состав материалов защиты должны обеспечить выполнение основных требований, предъявляемых к защите установки:



- обеспечение допустимого уровня интенсивности излучений в посещаемых помещениях (с учетом среднего времени, необходимого для пребывания персонала, и уровня мощности реактора), т.е. выбранная конструкция должна выполнять функции **биологической** защиты (защиты человека);

- обеспечение допустимого уровня радиационного энерговыделения в защитных материалах с тем, чтобы не было необходимости организовывать специальную систему охлаждения защиты, т.к. эта система существенно усложнила бы как конструирование и сооружение реактора, так и его эксплуатацию, т.е. конструкция должна выполнять функции **тепловой** защиты;

- обеспечение допустимого уровня радиационного повреждения материалов защиты в течение всего срока эксплуатации установки, поскольку замена элементов защитных сооружений является слишком сложной процедурой относительно предполагаемых условий эксплуатации установки, т.е. конструкция должна выполнять функции **противорадиационной** защиты;

- обеспечение допустимого уровня активации защитных материалов, теплоносителя и конструкций, окружающих реактор, т.е. конструкция должна выполнять функции **противоактивационной** защиты.

Специфика установки и условия ее эксплуатации ограничивают возможности выбора материалов и их конфигурации при конструировании защиты. В частности, исключается возможность использования традиционного защитного материала – обычного бетона – в качестве первого защитного слоя. Уровень энерговыделения в ближайших к АЗ слоях бетона потребовал бы организации системы теплосъема. Обеспечение теплосъема посредством естественной конвекции, например, воздуха, в данном случае неприемлемо: конструкция установки утратила бы необходимую компактность и простоту. Кроме того, при этом снизился бы уровень безопасности установки. Система теплосъема в данном случае должна быть принципиально пассивной, тепло должно сниматься только теплопроводностью, а температура внутри защитных блоков не должна приводить к недопустимым термическим напряжениям. На внешних защитных поверхностях, обращенных в медицинский бокс и вспомогательные помещения, эта температура должна отвечать санитарным нормам.

При работе реактора излучение активированных защитных материалов, теплоносителя и конструкций в медицинском боксе не должно давать существенный (более 10–20 %) вклад в полную дозу. На остановленном реакторе этот вклад должен быть допустимым для проведения необходимых работ как в медицинском боксе (например, при смене фильтров), так и во вспомогательных помещениях (например, при ППР, даже при замене стержней СУЗ и т. п.).

**Габариты защиты**, особенно в направлении вывода пучка, должны быть минимальными (при всех упомянутых выше ограничениях) для обеспечения максимальных характеристик выводимого пучка. Малые размеры АЗ определяют большое значение геометрического фактора; при этом доля затрат на материалы защиты и на ее сооружение не должна значительно превышать затраты, характерные для стационарных установок (~ 30% от стоимости установки). Существенным требованием является простота технологии изготовления защиты и ее эксплуатации.

**Масса защиты**, составляющая даже для исследовательских реакторов сотни тонн, должна быть по возможности минимизирована, поскольку предполагается, что установка используется в условиях клиники. Это означает, что применение эффективных защитных материалов большой плотности должно быть ограничено.

**Свойства защиты** не должны ухудшаться в течение всего срока эксплуатации. Принимая во внимание старт-стопный режим работы установки, материалы защиты должны быть подобраны таким образом, чтобы возникающие при работе цикличес-

кие нагрузки не приводили к недопустимым термическим напряжениям, усталостным трещинам и т. п. Поэтому и по этим основаниям бетон (как обычный, так и тяжелый) не может быть использован в качестве защитного материала в слоях, непосредственно примыкающих к отражателю.

**Конфигурация защиты** должна так сочетаться с конструкцией установки в целом, чтобы минимизировать возможное ухудшение защитных свойств при радиационных авариях и инцидентах. Например, при вскипании теплоносителя (или его потере) прострел излучения в помещения постоянного пребывания по трубопроводу первого контура должен быть исключен.

Наконец, материалы и конфигурация защиты должны отвечать требованиям по прочности и распределению нагрузок, поскольку обычно защитные сооружения одновременно являются и несущими конструкциями.

### **Защита вывода пучков**

Защита вывода пучков как для НЗТ, так и для НСТ должна удовлетворять дополнительным требованиям, обусловленным принятой концепцией вывода обоих пучков в одно помещение:

- предполагается, что возможна только автономная работа пучков;
- доступ в любую часть помещения при работе любого из пучков исключен;
- зоны доступа в обе части помещения при экстренной эвакуации на работающем реакторе должны быть маркированы таким образом, чтобы не допустить переоблучения персонала;
- переход с одного пучка на другой осуществляется после выдержки 7 – 10 дней.

Последнее требование обусловлено необходимостью достаточно длительной работы в режиме временного доступа при смене пучков, а также стремлением минимизировать габариты и массы отсечных шиберов. Сокращение времени выдержки привело бы к существенному увеличению массы отсечного шибера, который в условиях эксплуатации в штатном старт-стопном режиме должен обеспечить лишь кратковременный доступ.

Очевидно, что при работе любого из пучков мощность дозы на поверхности, разделяющей зоны влияния пучков (см. рис. 3), обусловленная закрытым пучком, должна быть меньше дозы, создаваемой работающим пучком.

### **Фронтальная защита (пучок для НЗТ)**

Фронтальная защита является наиболее ответственным узлом защиты. Это связано с большей интенсивностью нейтронов и гамма-излучения на выходе пучка для НЗТ по сравнению с характеристиками пучка для НСТ. Большая интенсивность обусловлена следующими обстоятельствами:

- большей «поверхностью сбора», совпадающей с торцевой поверхностью АЗ;
- меньшей, по сравнению с пучком для НСТ, базой, т.е. меньшим расстоянием от поверхности АЗ до выхода пучка;
- свинцовым коллиматором переменного диаметра, канализующим излучение в направлении выхода пучка.

Для определения основных параметров фронтальной защиты были выполнены серийные оптимизационные расчеты по выбору материалов и конфигурации.

Фронтальная защита должна отвечать следующим дополнительным требованиям:

- защита должна быть гетерогенной, причем тяжелая компонента должна обладать максимальной плотностью для подавления гамма-излучения и эффективного сброса энергии быстрых нейтронов, выходящих из АЗ;
- легкая компонента защиты должна обеспечивать быстрое замедление нейтро-

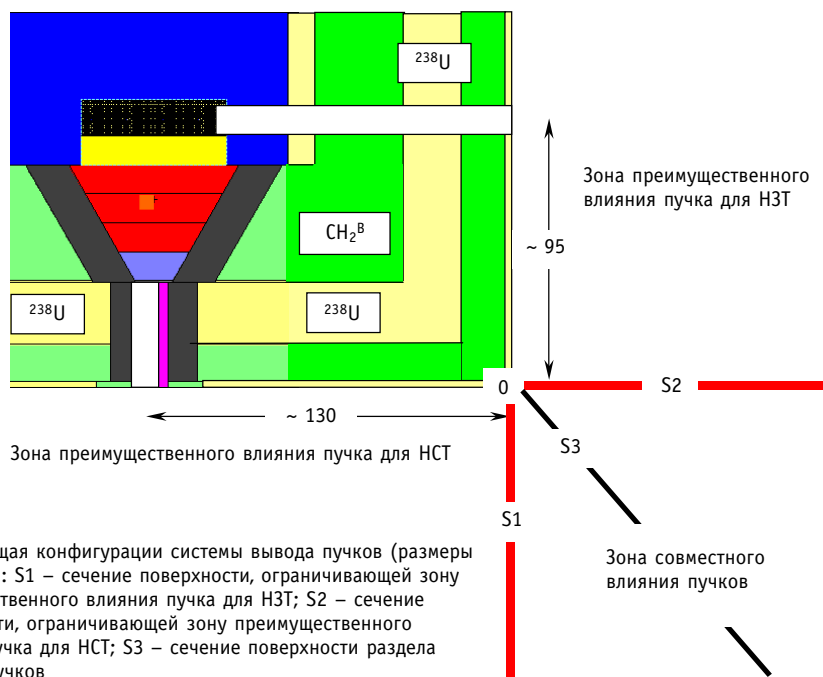


Рис. 3. Общая конфигурации системы вывода пучков (размеры даны в см): S1 – сечение поверхности, ограничивающей зону преимущественного влияния пучка для НЗТ; S2 – сечение поверхности, ограничивающей зону преимущественного влияния пучка для НСТ; S3 – сечение поверхности раздела влияния пучков

нов и их эффективное поглощение без значительной генерации вторичного гамма-излучения;

- последний слой фронтальной защиты не должен генерировать жесткое гамма-излучение, а также подвергаться значительной активации вблизи выхода пучка.

Эти требования существенно сужают список возможных материалов.

Для тяжелой компоненты в оптимизационных расчетах исследовались следующие материалы: обедненный уран, сталь, вольфрам, никель, висмут и свинец. Как и следовало предполагать, вне конкуренции оказался обедненный уран.

Для легкой компоненты исследовались борированный тяжелый бетон и борированный полиэтилен ( $\text{CH}_2^{\text{B}}$ ). По совокупности свойств предпочтительнее оказался полиэтилен.

Степень гетерогенности (количество слоев тяжелого и легкого компонента) также исследовалась в оптимизационных расчетах. Оказалось, что высокая степень гетерогенности не дает ощутимых преимуществ, но резко усложняет технологию изготовления защиты, увеличивает вероятность появления «слабых» мест и, следовательно, неучтенных прострелов излучения. Поэтому в качестве оптимальной по степени гетерогенности была принята трехслойная композиция (с четвертым тонким слоем тяжелого компонента – 2 см в комбинации с легким).

Основные оптимизационные задачи – определение оптимального соотношения толщины тяжелого и легкого компонентов, а также распределение тяжелого компонента по слоям. Эти многовариантные задачи решались с использованием одномерной модели установки с последующим уточнением результата по двумерной. Расчеты показали возможность обеспечения требуемых дозовых характеристик при относительно малой толщине тяжелого компонента.

Одна из полученных композиций изображена на рис. 1.

В табл. 1 представлены основные характеристики пучка с защитой: плотность потока нейтронов на выходе пучка и ее составляющие (плотности потоков эпитепловых, быстрых и тепловых нейтронов соответственно), средняя энергия нейтронов



Таблица 1

**Основные характеристики выходящего пучка для НЗТ**

	$\Phi$ , $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{epi}}$ , $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{fast}}$ , $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$	$\Phi_{\text{ther}}$ , $\text{см}^{-2}\text{с}^{-1}$	$E_{\text{ср}}$ , кэВ	$K_{\gamma}$ , Гр/ч
МСNP	1.26+09	.842+09	.322+09	.095+09	87	0.65
КАСКАД	1.41+09	1.01+09	.324+09	.077+09	80	1.3

и керма гамма-излучения. Эти характеристики получены независимыми расчетами по программам МСNP и КАСКАД.

Из данных табл. 1 видно, что характеристики выходящего пучка, рассчитанные с помощью обеих программ, в целом хорошо согласуются. Исключением является значение кермы гамма-излучения, которое отчасти может быть объяснено тем, что в программе МСNP не учитывается гамма-излучение продуктов деления, в то время как при расчете по программе КАСКАД активная зона задавалась в состоянии на конец кампании.

**Боковая защита (пучок для НСТ)**

Для боковой защиты пучка для НСТ задача обеспечения необходимой защиты упрощается вследствие

- меньшей «поверхности сбора», совпадающей с боковой поверхностью АЗ при ее малой (относительно радиуса) высоте;
- большей по сравнению с пучком для НЗТ базы, т.е. большим расстоянием от поверхности АЗ до выхода пучка;
- постоянного по длине относительно малого сечения пучка ( $\varnothing 10$  см) и отсутствия коллиматора.

Один из вариантов боковой защиты изображен на рис. 3, представляющем общую конфигурацию блока вывода пучков.

**Общая конфигурация блока вывода пучков**

Стремление минимизировать расстояние «АЗ – операционное поле» для обоих пучков с целью максимизации выходных параметров приводит к ряду особенностей в конфигурации медицинского бокса и в организации работы пучков.

В качестве основных условий для совместной системы вывода пучков можно перечислить следующие:

- геометрические размеры медицинского бокса должны быть достаточно велики, чтобы уменьшить влияние рассеянного излучения на формирование дозовых полей (как при работе реактора, так и в нерабочем состоянии);
- стены помещения должны быть облицованы борированным полиэтиленом для уменьшения дозы в помещении при работе реактора, т.е. для снижения фонового облучения пациента при проведении процедуры;
- для снижения фона гамма-излучения под полиэтиленовой облицовкой должен быть слой материала, снижающий влияние альbedo гамма-излучения (что существенно для значения фоновой дозы при остановленном реакторе); этот слой также позволит снизить и квазиальbedo нейтрон-гамма для быстрых нейтронов, не поглощенных в полиэтиленовой облицовке (что существенно для значения фоновой дозы при работающем реакторе); в простейшем случае это может быть слой стали/чугуна толщиной 0–3 см в зависимости от локализации;
- ловушка пучка должна быть такой конфигурации и материального состава, чтобы она не служила источником облучения при работе другого пучка (за счет наведенной активности и рассеянного излучения);

- вспомогательные помещения для персонала должны быть отдельными для каждого из пучков;
- траектории перемещения операционного кресла и сопровождающего персонала должны быть оптимизированы так, чтобы минимизировать дозу дополнительного облучения, обусловленного соседним пучком;
- неизбежная близость выходов пучков не позволяет полностью исключить доступ в зону влияния другого пучка; это следует из относительно малых радиальных размеров зоны влияния пучка (~ 1 м), при которых может возникнуть необходимость кратковременного или длительного доступа при подготовке и/или проведении облучения (данное обстоятельство заставляет увеличивать размеры и массу шиберов, чтобы увеличить зону доступа в смежную область);
- необходимые для работы устройства и оборудование должны иметь минимальную наведенную активность, что должно достигаться как выбором применяемых материалов и конструкции устройств, так и их локализацией.

Один из полученных вариантов возможной общей конфигурации системы вывода пучков представлен на рис. 3.

### **Боковая сплошная защита**

При выборе материалов и конфигурации боковой защиты на первый план вышли требования минимальных габаритов и минимального количества слоев (простота композиции).

Были исследованы те же защитные материалы, что и для фронтальной защиты. Окончательно решено остановиться на трехслойном варианте, как оптимальном по совокупности критериев:  $^{238}\text{U}$  (10 см) +  $\text{CH}_2^{\text{B}}$  (50 см) +  $^{238}\text{U}$  (10 см) в направлении от АЗ.

### **Тыловая защита**

В тыловом направлении защита необходима обычно для кратковременного доступа во вспомогательные помещения, но в данном случае предварительные расчеты конфигурации тыловой защиты выполнены для помещений постоянного пребывания. Такой подход позволяет оценить по максимуму необходимые габариты (толщину слоев) и массу защиты.

Кроме того, трубопроводы и оборудование первого контура предполагается разместить в тыловой части реакторной установки. Отсюда следует, что в дальнейших проработках надо исходить из того, что тыловая защита будет отдельной (первичная и вторичная). Между блоками первичной и вторичной защиты целесообразно расположить оборудование первого контура (теплообменник, возможно, насос и т.п.).

В качестве начального варианта получена сплошная трехслойная защита минимальных габаритов  $^{238}\text{U}$  (15 см) +  $\text{CH}_2^{\text{B}}$  (90 см) +  $^{238}\text{U}$  (12 см) в направлении от АЗ.

### **СИСТЕМА ШИБЕРОВ**

В условиях выбранной конфигурации вывода пучков, а также при старт-стопном режиме работы реактора, система шиберов должна удовлетворять следующим основным требованиям:

- система шиберов должна обеспечивать режим временного доступа при выключенном реакторе и выдержке 7–10 сут;
- шиберы каждого пучка должны обеспечивать необходимый режим доступа как в зону влияния другого пучка, так и в ограниченную часть собственной зоны доступа;
- габариты шибера в осевом направлении (т.е. в направлении вывода пучка – толщина) должны быть минимальны, чтобы его срабатывание в конце сеанса не требовало предварительного перемещения кресла с пациентом – или это перемещение было бы минимальным;

- при всей необходимой массивности шиберов их инерционность должна быть такова, чтобы время срабатывания не превосходило 0.5–1 мин.

По результатам серийных расчетов для предварительной оптимизации системы шиберов в качестве первого варианта системы предложен следующий:

- для каждого из пучков предлагается система из двух шиберов: заглушка и отсечной шибер;
- шибер-заглушка предназначен, прежде всего, для снижения дозы нейтронов в смежной зоне (и в части собственной зоны) при работе реактора; при выключенном реакторе он является дополнительной защитой для подавления излучения из АЗ, излучения продуктов активации стального отражателя и других компонентов окружения АЗ;
- отсечной шибер предназначен для снижения дозовой нагрузки (гамма-излучение) на персонал после окончания сеанса; для снижения дозовой нагрузки в смежной зоне при работе реактора (гамма-излучение и нейтроны); для снижения дозовой нагрузки (гамма-излучение) при выключенном реакторе.

В соответствии с подобным разделением защитных функций, составом излучения в каждой ситуации, а также особенностями каждого пучка были выполнены оптимизационные расчеты, результаты которых представлены ниже.

### Система шиберов пучка для НЗТ

**В рабочем состоянии** пучка для эвакуации пациента после сброса АЗ используется отсечной шибер диаметром  $\varnothing 100$  см, состоящий из трех слоев по толщине (в направлении от АЗ):  $^{238}\text{U}$  (2 см) +  $\text{CH}_2\text{B}$  (10 см) +  $^{238}\text{U}$  (2 см).

**В выключенном состоянии** дополнительно к отсечному шиберу используется шибер-заглушка из  $\text{CH}_2\text{B}$  ( $\varnothing 10$  см, длина  $L \sim 40$  см).

На рис. 4 представлено радиальное распределение дозы гамма-излучения непосредственно за отсечным шибером пучка для НЗТ после остановки реактора. В данной ситуации дозовая обстановка позволяет беспрепятственно выполнять все необходимые действия по эвакуации пациента.

Кроме того, на рис. 4 показано радиальное распределение полной дозы излучения за двумя закрытыми шиберами во время работы реактора (доступ при работе реактора в медицинский бокс в нормальном режиме работы не предполагается).

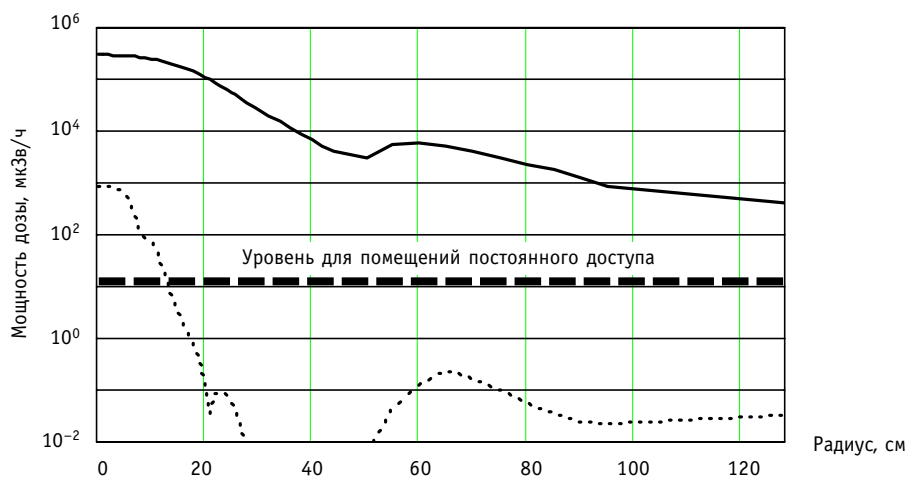


Рис. 4. Радиальное распределение мощности дозы гамма-излучения на выходе пучка для НЗТ: — во время работы реактора (оба шибера закрыты); ..... после срабатывания шибера (реактор выключен)

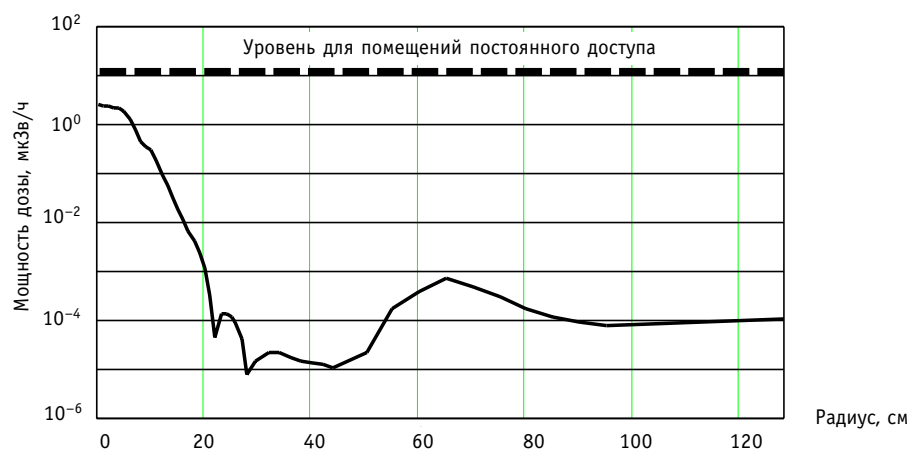


Рис. 5. Радиальное распределение мощности дозы гамма-излучения на выходе пучка для НЗТ через 10 сут после остановки (оба шибера закрыты)

На рис. 5 представлено радиальное распределение дозы гамма-излучения за двумя закрытыми шиберами через 10 сут после остановки реактора. Дозовая обстановка в данном случае позволяет постоянное пребывание в помещении.

### Система шиберов для пучка НЗТ

**В рабочем состоянии** пучка для эвакуации пациента после сброса АЗ используется отсечной шибер диаметром  $\varnothing 80$  см, состоящий из  $^{238}\text{U}$  толщиной 5 см.

**В выключенном состоянии** дополнительно к отсечному шиберу используется шибер-заглушка из  $\text{CH}_2\text{B}$  ( $\varnothing 10$  см,  $L \sim 100$  см).

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выполненное комплексное расчетное исследование по оптимизации блока вывода пучков медицинского реактора «МАРС» позволило обеспечить требуемые качества пучков, а также необходимый режим доступа в рабочем состоянии и после остановки реактора. В табл. 2 представлен терапевтический эффект для выбранного фильтра, материалов и конфигурации блока вывода для пучка НЗТ в зависимости от глубины залегания опухоли. Приведенные данные означают, что пучок применим для терапии опухолей вплоть до глубины залегания  $\sim 8$  см, что соответствует возможностям лучших установок, проектируемых для нейтрон-захватной терапии.

Конфигурация и материальный состав защиты от излучений установки «МАРС», полученные в результате оптимизационных расчетов, позволяют разместить установку в клинике. Оценка массы защиты дает приемлемую величину порядка 70 т.

Таблица 2

#### Терапевтический эффект при различной глубине залегания опухоли для принятой конструкции блока вывода пучка

Глубина залегания опухоли, см	2	4	6	8
Терапевтический эффект	4.31	3.23	1.80	0.812

### **Литература**

1. Левченко В.А. и др. Основные характеристики америциевого реактора для нейтронной терапии. Реактор «МАРС» // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2003. – № 3. – С. 72-82.
2. ОСНОВНЫЕ САНИТАРНЫЕ ПРАВИЛА ОБЕСПЕЧЕНИЯ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ (ОС-ПОРБ-99). Санитарные правила и нормы Сан ПИН 2.6.1-99 / Издание официальное. – М.: Минздрав России, 1999.
3. Дубинин А.А., Кураченко Ю.А. Программа REMP1-PC для оптимизации характеристик защиты от излучений / Препринт ФЭИ-2155. – Обнинск, 1990. – 14 с.
4. Averin V., Voloschenko A. M., Kondratenko E. P., Dubinin A. A. The R0Z-6.4 One-Dimensional Discrete Ordinates Neutrons, Gamma-Rays and Charged Particles Transport Code // Proceedings of International Topical Meeting on Advances in Mathematics, Computations and Reactor Physics. (Pittsburgh, USA, April 28 - May 2, 1991). – V. 5. – P. 30.3 5-1.
5. Voloschenko A.M., Shwetsov A.V. The KASKAD-1 Two-Dimensional Discrete Ordinates Nodal Transport Code/Proceedings of International Topical Meeting on Advances in Mathematics, Computations and Reactor Physics. (Pittsburgh, USA, April 28 – May 2, 1991). – V. 5. – P. 30.3 4-1.
6. Абагян Л.П., Базазянц Н.О., Николаев М.Н и др. Групповые константы для расчета реакторов и защиты: Справочник. – М.: Энергоиздат, 1981.
7. BUGLE-96: Coupled 47 Neutron, 20 Gamma-Ray Group Cross Section Library Derived from ENDF/B-VI for LWR Shielding and Pressure Vessel Dosimetry Application / ORNL, RSICC DATA LIBRARY COLLECTION DLC-185, July 1999.
8. Judith F. Briesmeister MCNP (A General Monte Carlo N-Particle Transport Code) User's Manual, Los Alamos National Laboratory Report, LA-13709-M, Version 4C UC 700 (April 10, 2000).
9. Current Status of Neutron Capture Therapy / IAEA-TECDOC-1223, May 2001.

Поступила в редакцию 18.09.2006