



ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
"МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ  
М.В.ЛОМОНОСОВА"

Физический факультет  
Кафедра физики элементарных частиц

Курсовая работа  
Моделирование мишени для получения  $I^{123}$  на электронном пучке

Выполнила:

студентка 4 курса 409 группы  
Неделько Анастасия Сергеевна

Научный руководитель:

науч.сотрудник ЛЯР ОИЯИ, Митрофанов Семен Вячеславович

Москва 2023

# Содержание

<b>1</b>	<b>Введение</b>	<b>3</b>
1.1	Актуальность темы . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Получение медицинского изотопа <math>^{123}\text{I}</math></b>	<b>3</b>
2.1	Медицинские изотопы йода . . . . .	3
2.2	Выбор изотопа для медицинских исследований: $^{123}\text{I}$ или $^{131}\text{I}$ ? . .	4
2.3	Ускорители электронных пучков . . . . .	5
2.4	Методика получения $^{123}\text{I}$ . . . . .	6
2.5	Мишень . . . . .	9
<b>3</b>	<b>Моделирование</b>	<b>10</b>
3.1	COMSOL Multiphysics . . . . .	10
3.2	Распределение температуры в мишени из вольфрама . . . . .	11
3.3	Распределение температуры в мишени из тантала . . . . .	16
3.4	Результаты моделирования . . . . .	18
<b>4</b>	<b>Заключение</b>	<b>19</b>
	<b>Список используемой литературы</b>	<b>20</b>

# 1 Введение

В современном мире разработка и использование медицинских изотопов является одной из важнейших областей медицинской науки и практики. Они играют существенную роль в диагностике и лечении множества заболеваний, позволяя проводить более точные и эффективные исследования. Медицинские изотопы – это радиоактивные вещества, которые применяются в медицине для получения информации о функционировании органов и тканей, а также для терапевтического воздействия на организм.

В работе затронута актуальная и насущная проблема. Она имеет важное практическое значение для медицинских работников, исследователей и студентов, которые в своей будущей профессиональной деятельности столкнутся с использованием медицинских изотопов.

Анализ и освоение современных достижений в области медицинских изотопов позволит расширить наши знания о возможностях и перспективах их использования, а также способствует улучшению диагностических и терапевтических методов, что, в свою очередь, подарит человечеству более точную и эффективную медицинскую помощь.

## 1.1 Актуальность темы

В планах ОИЯИ (Объединенный институт ядерных исследований) в Дубне создание современного радиохимического комплекса, который включает радиохимическую лабораторию 1-го класса (ЛЯР).

В лаборатории планируется проводить широкий спектр исследований, связанных с изучением свойств радиоактивных материалов и разработкой методов их обработки и использования. Главная цель этого проекта - разработка новых радиоизотопов для применения в ядерной медицине с использованием фото-ядерных реакций на промышленном электроном ускорителе.

Создание такого комплекса имеет большое значение для развития ядерной медицины в России и за ее пределами. Новые радиоизотопы могут быть использованы для диагностики и лечения различных заболеваний, включая рак. Они позволяют производить более точные и эффективные процедуры, которые сокращают время и риски для пациентов.

## 2 Получение медицинского изотопа $^{123}\text{I}$

### 2.1 Медицинские изотопы йода

Изотопы йода - разновидности химического элемента йода, имеющие разное количество нейтронов в ядре. Продолжительное время в медицинской области применялся  $^{131}\text{I}$ , чаще всего для обследования щитовидной железы и почек.

1. Иод-131 (период полураспада 8 суток) - один из самых массовых изотопов в цепочках деления урана и плутония. Является значимым короткоживу-

щим загрязнителем окружающей среды при радиационных авариях и ядерных взрывах. Применяют в медицине для лечения заболеваний щитовидной железы. Препарат иода накапливается в щитовидной железе, где бета-излучение изотопа оказывает локальное угнетающее действие на ткани железы.

2. Иод-124 - искусственный изотоп с периодом полураспада 4,176 суток. Схема распада - позитронный распад. Применяется в медицине для диагностики щитовидной железы методом позитронно-эмиссионной томографии. Получают на ускорителях путём облучения протонами мишени  $^{124}\text{Te}$  по схеме  $^{124}\text{Te}(p, n) \rightarrow ^{124}\text{I}$ .

3. Иод-125 - искусственно получаемый изотоп с периодом полураспада 59,4 суток, канал распада - электронный захват, применяется в медицине для лечения рака предстательной железы методом брахитерапии. В России налажен полный цикл применения метода от производства изотопа до имплантации микроисточников.

4. Иод-135 (период полураспада 6,6 часа) значим в управлении ядерными реакторами. При его распаде образуется  $^{135}\text{Xe}$  - изотоп с очень большим сечением захвата нейтронов («нейтронный яд») и периодом полураспада около 9 часов.

5. Иод-123 (период полураспада 13 часов) - искусственно получаемый изотоп, применяется в медицине для диагностики щитовидной железы, метастазов злокачественных опухолей щитовидной железы и оценки состояния симпатической нервной системы сердца.

## 2.2 Выбор изотопа для медицинских исследований: $^{123}\text{I}$ или $^{131}\text{I}$ ?

Как отмечалось выше, йод имеет несколько стабильных изотопов, из которых два являются наиболее широко используемыми в медицине - йод-123 и йод-131.

Изотоп йода-123 используется в ядерной медицине для диагностики различных заболеваний щитовидной железы. После введения йода-123 в организм пациента, он накапливается в ткани щитовидной железы и излучает радиацию, которую можно засечь и проанализировать с помощью специального оборудования. Такой метод диагностики позволяет определить размер, форму и функциональное состояние щитовидной железы.

В свою очередь, йод-131 применяется для лечения некоторых заболеваний щитовидной железы, таких как гипертиреоз и рак щитовидной железы. Изотоп йода-131 обладает свойством концентрироваться в тканях щитовидной железы и излучать высокоэнергетические частицы, которые уничтожают аномальные клетки. Йод-131 можно вводить в организм пациента в форме капсулы или раствора, что делает его применение удобным и эффективным.

Одной из особенностей безопасности изотопа йода-123 является его более низкая радиоактивность, что делает его меньше опасным для пациентов и окружающих. Радиоактивный распад сопровождается испусканием фотонов низкой энергии (159 кэВ). Йод-123 обладает более коротким периодом полураспада

(13,3ч), что означает, что после введения в организм радиоактивное излучение быстро спадает до незначительного уровня. Это позволяет проводить диагностические процедуры с использованием йода-123 с минимальной радиационной нагрузкой для пациента.

Напротив, йод-131, благодаря своей более высокой радиоактивности (в основном сопутствует -распад) и более длительному периоду полураспада (8 дней), применяется преимущественно для лечения заболеваний щитовидной железы. Таким образом нагрузка на организм при использовании  $^{123}\text{I}$  снижается почти в 100 раз, что расширяет область применения препарата, например, для лечения детей. В настоящее время  $^{123}\text{I}$  производится с использованием сотен МэВ линейных ускорителей протонов или десятков МэВ циклотронных пучков.

## 2.3 Ускорители электронных пучков

Как уже отмечалось выше РХЛ-1го класса - это проект нового современного комплекса. Для ускорения электронов используется большое количество ускорителей, но основными являются:

1. Микротрон - это ускоритель, в котором электроны движутся в постоянном и однородном магнитном поле, а ускорение производится высокочастотным полем, обычно с длиной волны  $\lambda$  примерно 10см.

2. Родотрон - это мощный ускоритель электронов, специально разработанный для стерилизации медицинских изделий в промышленных условиях. Эти ускорители, которые обычно имеют ширину около 3 м, могут обеспечивать мощность пучка до 700 кВт при энергии электронов 7 МэВ

3. Циклотрон - циклический ускоритель нерелятивистских тяжёлых заряженных частиц (протонов, ионов), в котором частицы двигаются в постоянном и однородном магнитном поле, а для их ускорения используется высокочастотное электрическое поле неизменной частоты.

Для отработки методики получения изотопов для РХЛ-1 проводятся подготовительные работы на менее интенсивной машине, которая находится в ЛЯР ОИЯИ - микротроне МТ25.

Основное отличие микротрона от циклотрона заключается в том, что в микротроне частицы не пересекаются с начальной орбитой ускорителя. В микротроне (рис. 2.1) частицы вводятся в ускорительную камеру не в центральной части магнитного поля, как в циклотроне, а на его краю.

Еще одним преимуществом микротрона является возможность изменять энергию ускоряемых частиц, что позволяет проводить различные эксперименты с различными энергетическими уровнями. В месте ввода частиц помещается полый ускоряющий резонатор. При каждом обороте электроны получают энергию 0.5 МэВ и попадают в резонатор точно в момент ускорения на каждом витке (период  $n$ -го оборота кратен периоду первого оборота). В современных микротронах ускоряющим элементом обычно служит цилиндрический резонатор, в котором возбуждается от внешнего СВЧ-источника колебание.

Электроны движутся по окружности увеличивающегося радиуса, причём

все окружности проходят через резонатор. Энергии электронов в “классических” микротронах обычно не превышают 30 МэВ и ограничиваются размерами постоянного магнита и возрастающими требованиями к однородности его поля при увеличении габаритов ускорителя.

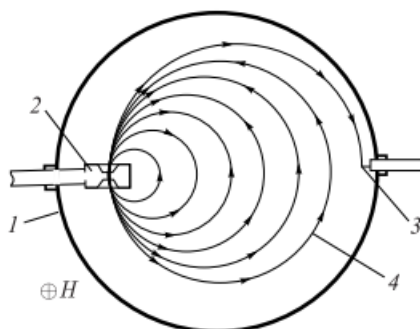


Рис. 2.1 Принципиальная схема ускорителя в микротроне: 1- вакуумная камера; 2 - объемный резонатор; 3 - мишень; 4 - орбита (траектория) электронного пучка) (из [12])

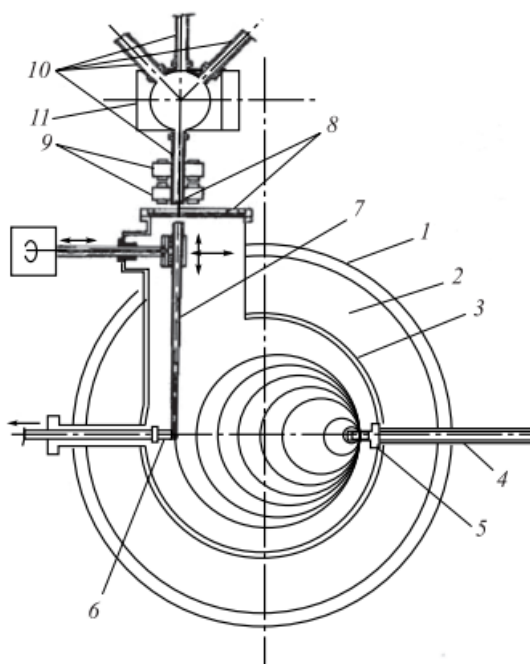


Рис. 2.2 Схема ускорителя МТ25: 1- ведущий электромагнит; 2 - основные обмотки электромагнита; 3 - вакуумная камера; 4 - СВЧ-фидер; 5 - ускоряющий резонатор; 6 - токовый зонд; 7 - канал вывода пучка; 8 - тонкие выводные окна из Al; 9 - квадрупольный дублет; 10 - линии вывода электронного пучка; 11 - поворотный магнит (из [12])

## 2.4 Методика получения $^{123}\text{I}$

Методик получения  $^{123}\text{I}$  в мире очень много: можно использовать ядерные реакции под действием протонов, дейтронов,  $\alpha$ -частиц с энергией от десятков до сотен МэВ, а также электронов с энергией до 50 МэВ.

В большинстве перечисленных реакций возникают побочные  $\beta$  и  $\gamma$  - активные изотопы, вклад которых возрастает с увеличением энергии пучка и может

мешать получению  $^{123}\text{I}$  йода. В работе рассматривается получение йода только на электронных пучках.

Производство медицинских изотопов на электронных пучках имеет много преимуществ. Во-первых, это метод производства, который не требует использования радиоактивных материалов, что позволяет уменьшить риск возможных аварий и негативных последствий для окружающей среды. Во-вторых, производство на электронных пучках дает возможность производить изотопы нужной чистоты и равномерности, что необходимо для точной диагностики и лечения.

Одним из лучших способов получения  $^{123}\text{I}$  йода, является его получения из газа - ксенона ( $\text{Xe}$ ).

Ксенон имеет 9 стабильных изотопов:

\*  $\text{Xe}^{124}$  (изотопная распространенность 0,095 %, период полураспада  $1,810^{22}$  лет)

Используется для:

- получения радиоизотопа  $^{125}\text{I}$  (йод-125) для использования в медицине (терапия рака простаты) и изготовления источников излучения;

- получения радиоизотопа  $^{123}\text{I}$  (йод-123) для использования в медицине (диагностика);

\*  $\text{Xe}^{126}$  (изотопная распространенность 0,089 %)

Используется для:

- получения радиоактивного изотопа  $^{128}\text{Ba}$  (барий-128)

\*  $\text{Xe}^{128}$  (изотопная распространенность 0,089 %)

\*  $\text{Xe}^{129}$  (изотопная распространенность 26,401 %)

Используется для:

- получения  $^{129}\text{Xe}$  (ксенон-129) для магнитно-резонансной томографии (МРТ-диагностика заболеваний легких)

\*  $\text{Xe}^{130}$  (изотопная распространенность 4,071 %)

\*  $\text{Xe}^{131}$  (изотопная распространенность 21,232 %)

\*  $\text{Xe}^{132}$  (изотопная распространенность 26,909 %)

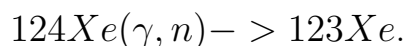
Используется для:

- получения радиоизотопа  $^{133}\text{Xe}$  (ксенон-133), применяемого в медицине для диагностических целей (изучение легочной вентиляции, изучение особенностей кровотока, миелография).

\*  $\text{Xe}^{134}$  (изотопная распространенность 10,436 %)

\*  $\text{Xe}^{136}$  (изотопная распространенность 8,857 %, период полураспада  $2,16510^{21}$  лет)

$^{123}\text{I}$  Йод может быть получен из  $^{124}\text{Xe}$  с помощью фотоядерной реакции



Облучение ксенона 124 происходит за счет гамма квантов, которые появляются в процессе взаимодействия электронного пучка с материалом мишени,

служащим конвектором. Результат этого взаимодействия есть тормозное излучение, то есть поглощение электронов атомами материала, с последующим испусканием гамма квантов.

При облучении стабильного изотопа ксенона-124 образуется нестабильный изотоп ксенон-123. Ксенон-123 переходит в искомый продукт йод-123 с вероятностью 100%. Период полураспада ксенона-123 равен 2,08 часа.

После получения йода, его необходимо собрать со стенок.

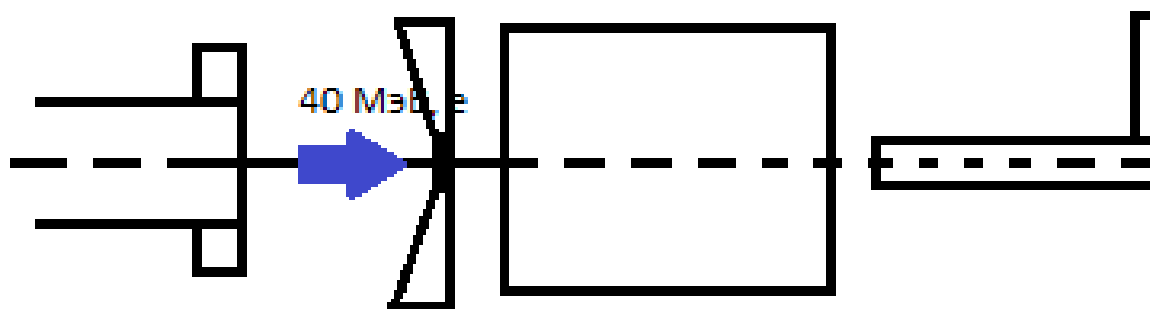


Рис. 2.3 Схема системы.

Для того, чтобы поместить ксенон в мишень, его необходимо сжать, увеличив давление в мишени примерно до 200 атмосфер. В роли мишени выбирается цилиндрический сосуд, толщина стенок 2.5мм, а объем, который отводится под газ, равен примерно  $5\text{см}^3$ .



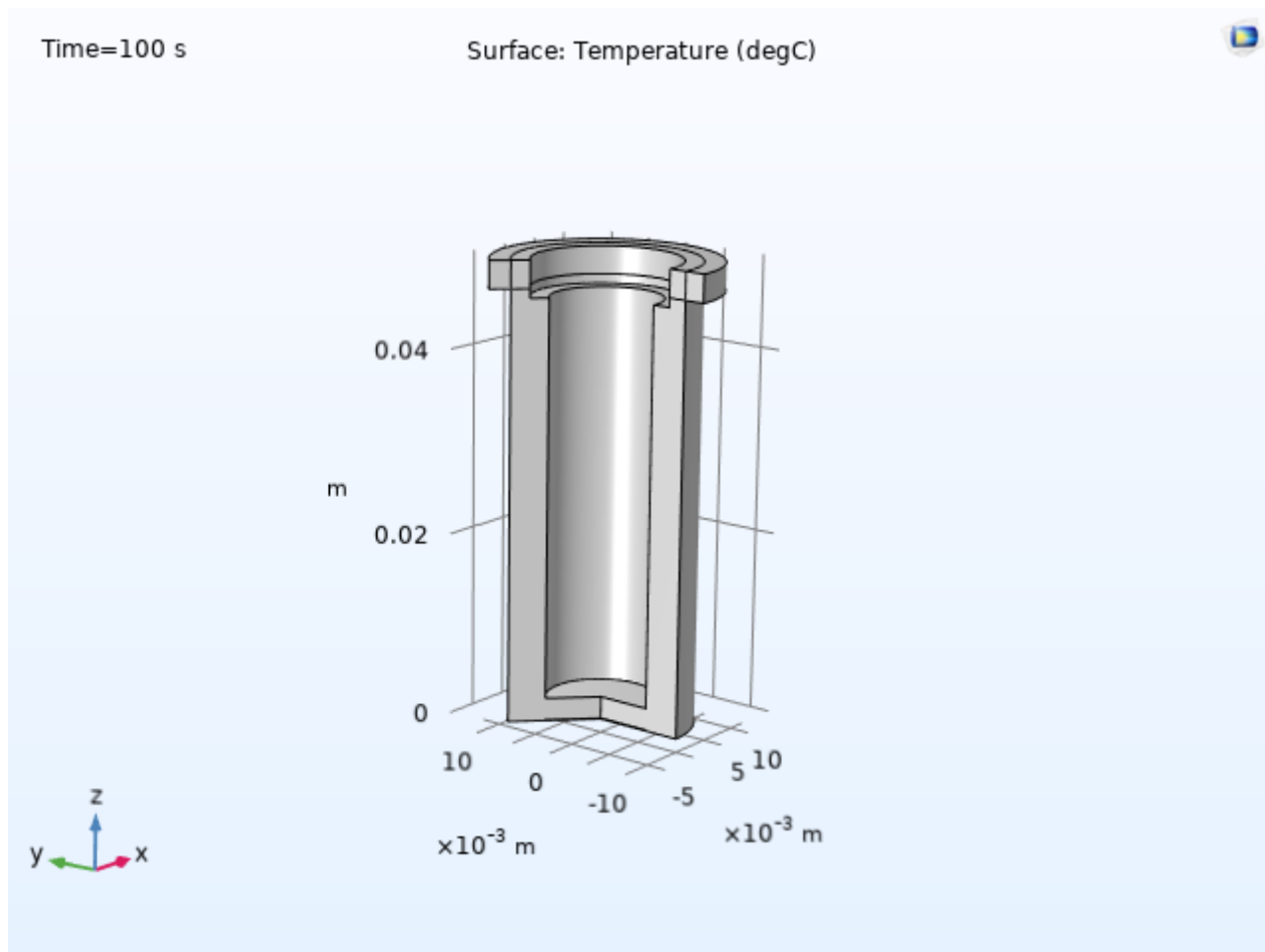


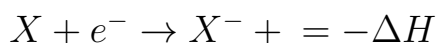
Рис. 2.4 Вид 3D мишени в COMSOL.

## 2.5 Мишень

Мишень ускорителя, которая является конвектором для генерации тормозного излучения, должна соответствовать двум основным требованиям: обеспечивать максимальную интенсивность тормозного излучения и полное поглощение первичных электронов. Поскольку сечение тормозного излучения быстро растет с увеличением атомного номера мишени, то она обычно изготавливается из вещества с большим  $Z$  (платина, вольфрам и др.). Из металлов лучше использовать тяжелые, например такие как вольфрам или тантал.

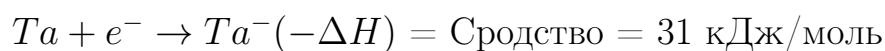
Для того, чтобы выбрать материал мишени необходимо провести исследования характеристик материала. В химии и атомной физике сродство к электрону атома или молекулы определяется как:

изменение энергии (в кДж/моль) нейтрального атома или молекулы (в газовой фазе) при присоединении к атому электрона с образованием отрицательного иона .



Другими словами, это можно выразить как вероятность нейтрального атома получить электрон.

Например, атом вольфрама и тантала в газовой фазе отдает энергию, когда приобретает электрон, образуя ион:



Чем больше сродство к электрону, тем легче атом присоединяет электрон.

## 3 Моделирование

### 3.1 COMSOL Multiphysics

Все моделирование процессов, происходящих в данной задаче и анализ физических явлений будет производиться с помощью COMSOL Multiphysics. В свою очередь это мощное программное обеспечение для моделирования и симуляции физических явлений в различных областях науки и инженерии. Оно позволяет исследовать и оптимизировать процессы, происходящие во многих областях научных и технических приложений, таких как электротехника, механика, акустика, гидродинамика и многое другое.

Одной из важнейших задач, которые можно решить с помощью COMSOL Multiphysics, является моделирование теплопередачи.

С помощью этого программного обеспечения можно рассчитывать тепловое распределение в различных объектах и системах, а также оптимизировать тепловые процессы. COMSOL Multiphysics предоставляет различные инструменты и возможности для моделирования теплопередачи.

Моделирование в программе состоит из нескольких этапов:

1. Построение геометрии объекта или системы, рассмотрение материалов, применяемых в модели и определение начальных и граничных условий.
2. Определение уравнений, описывающих физическое явление.
3. Задание параметров модели.
4. Численное решение полученных уравнений с помощью методов, доступных в COMSOL (может включать в себя решение линейных и нелинейных уравнений, решение задачи на собственные значения, оптимизацию параметров модели и др.)
5. Визуализация и анализ с помощью встроенных инструментов COMSOL, таких как построение графиков, создание анимаций, расчет интегральных и локальных характеристик и многое другое.

Благодаря широкому спектру инструментов и возможностей, COMSOL позволяет создавать сложные модели теплопередачи и проводить детальный анализ тепловых процессов в различных приложениях, начиная от проектирования электроники и тепловых систем до исследования тепловых свойств материалов и процессов термической обработки.

### 3.2 Распределение температуры в мишени из вольфрама

В качестве практической задачи рассматривается распределение температур в вольфрамовой и танталовой мишени, толщины которых равны 2.5мм, при облучении их электронным пучком с энергией 40 МэВ и током 3мА. Мощность такого пучка высчитывается по формуле  $P = E * I = 40MeV * 3mA = 120kW$ . Для подготовки модели и ее отработки, рассмотрим пучок, мощность которого равна  $P = E * I = 23MeV * 10mkA = 230W$ , при этом частота следования импульсов  $380Hz$ .

Перед моделированием необходимо учесть информацию, приведенную в статье [11] о том, что электроны претерпевают непрерывное замедление в материалах, которое зависит от энергии падающих электронов. Из графика можно рассчитать, какая часть мощности пучка на самом деле будет поглощена мишенью, что в свою очередь влияет на нагрев. Энергия электронного пучка - 40 МэВ, плотность вольфрама  $19,3 \text{ г/см}^3$ , следовательно, для полного поглощения электронов с такой энергией необходима толщина мишени равная 1 см. В нашем случае толщина мишени равняется 2.5 мм, а значит, только 1/4 часть пучка будет участвовать в нагревании (поглотится) вольфрамом.

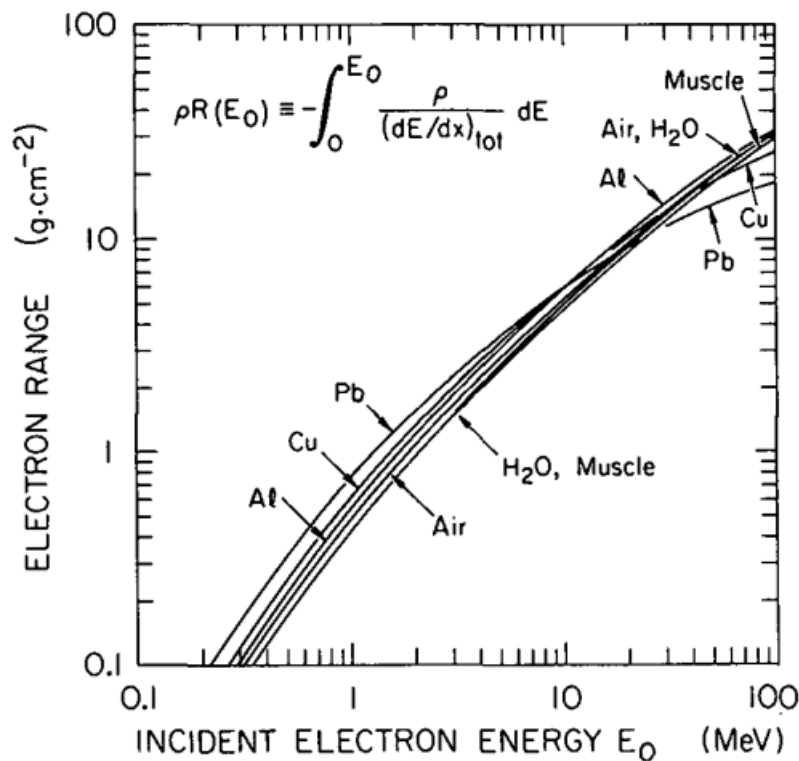


Рис. 3.1 Диапазон распространения электронов, заданный методом непрерывного замедления в материалах, в зависимости от энергии падающих электронов. (из [11]).

Распределение электронного пучка описывается гауссовским распределением. Мощность потока в программе описывается следующим образом:

$$flux = \frac{2}{\pi * rad_{beam}^2} \cdot e^{-\frac{2 \cdot r_{focus}^2}{rad_{beam}^2}}$$

где

$rad_{beam}$  - радиус электронного пучка

$P$  - мощность пучка, поглощаемая мишенью

$$r_{focus} = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}$$

В каждом слое материала пучок теряет одинаковое количество энергии, следовательно, поток на ед.площади:

$$FLUX = \frac{flux}{H}$$

где

$H$  - толщина основания мишени

Результаты в итоге моделирования:

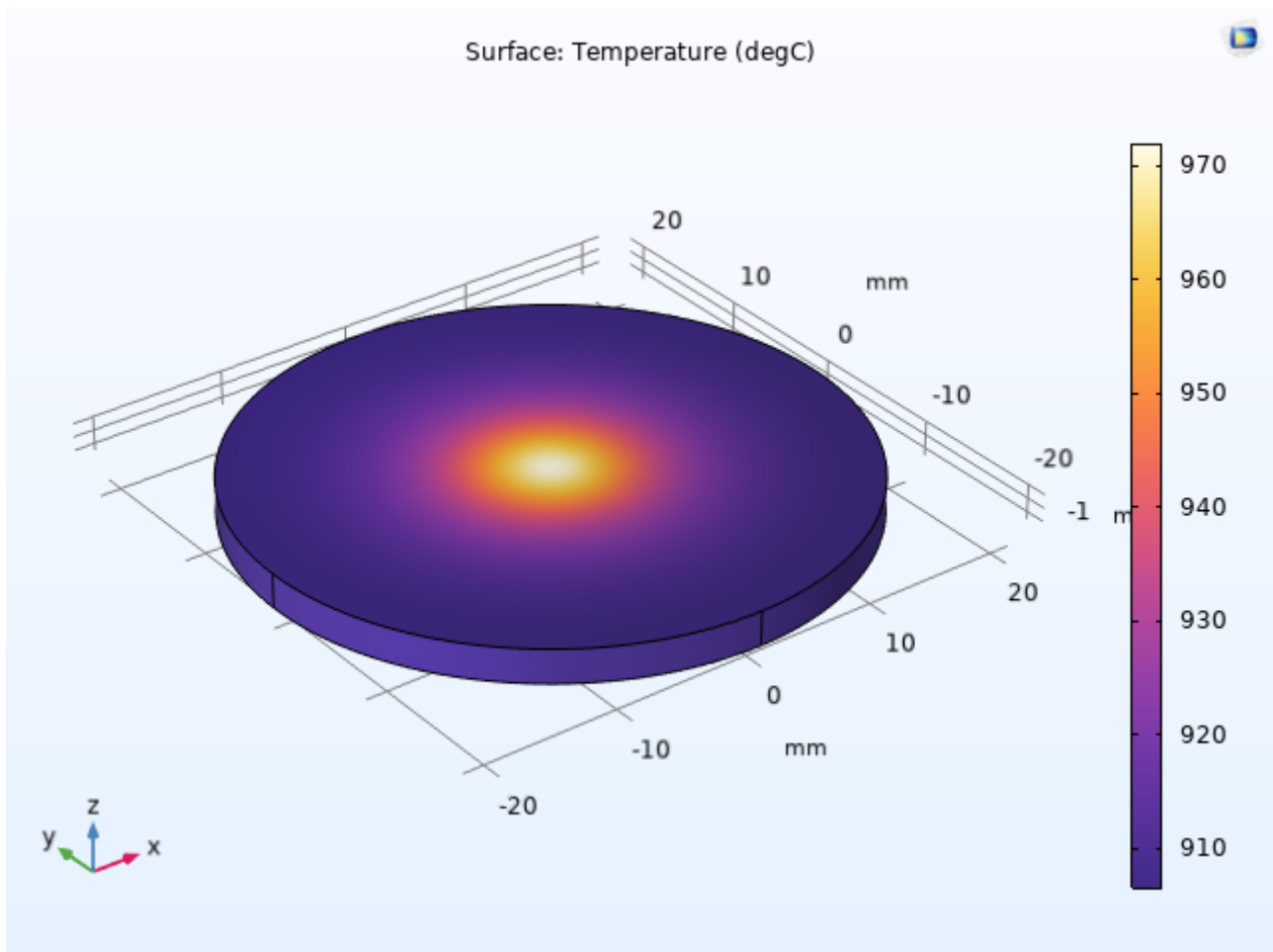


Рис. 4.1 Распределение температуры для мощности пучка 230Вт.

Видно, что максимальная температура вольфрама достигает значение близкое к  $1000\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Заметим, что плотность мощности пучка принимает значение порядка  $2,03 * 10^6\text{ W/m}^2$ . Сравним полученные данные, с информацией приведенной в статье [5]. В ней описывается, что при пучке электронов с плотностью мощности около  $1\text{ kW/cm}^2 = 10^7\text{ W/m}^2$  температура в центре может достичь значения в  $2000\text{-}2500\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Можно сделать вывод о том, что при наших заданных параметрах пучка, температурное распределение для вольфрамовой пластины получены близко к реальным. И при этом наша мишень сможет выдержать полученную температуру, ведь температура плавления вольфрама —  $3695\text{ K}$  ( $3422\text{ }^{\circ}\text{C}$ )

Вернемся к пучку электронов энергией  $40\text{ МэВ}$ , построим распределения и для него.

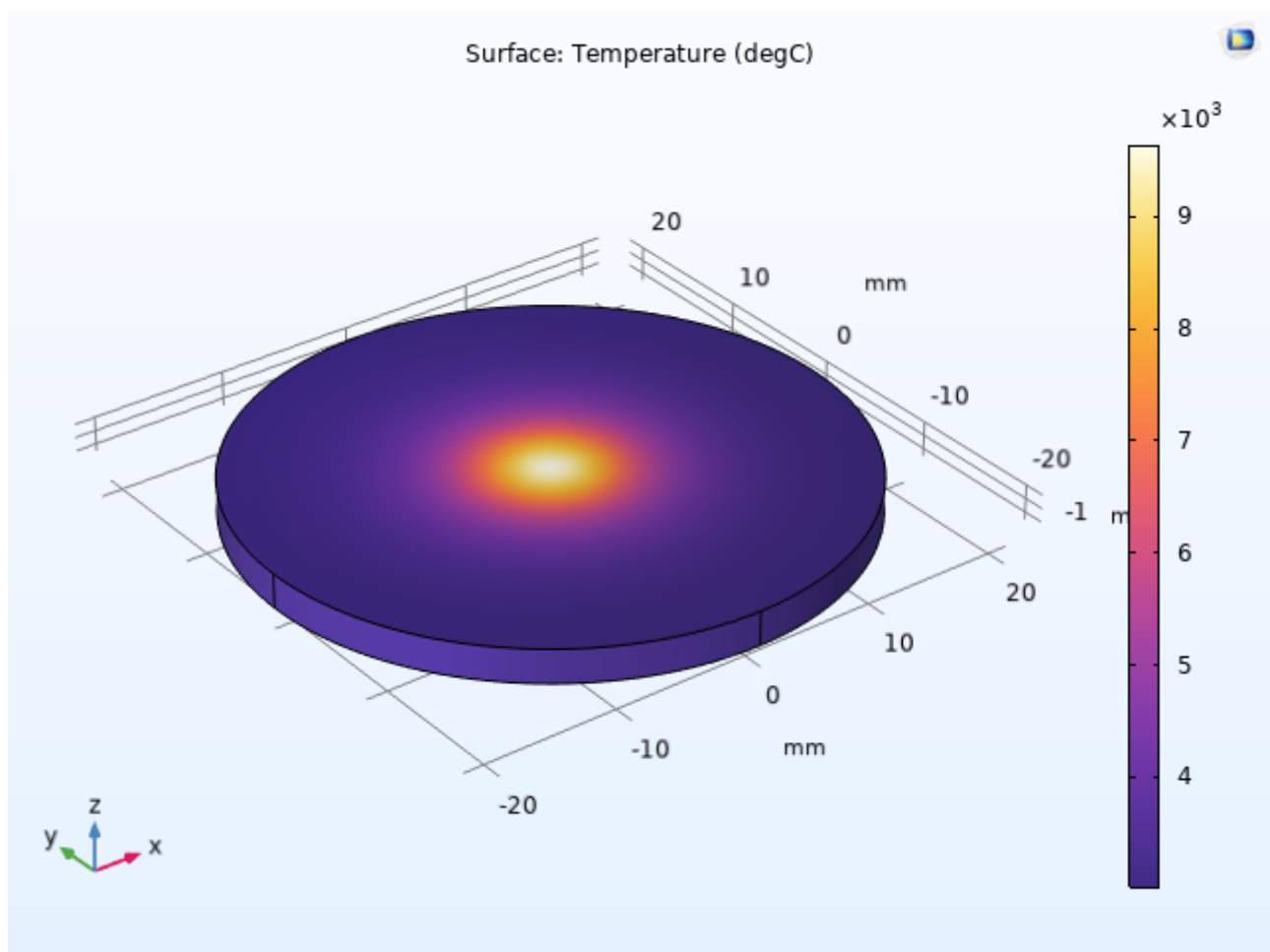


Рис. 4.6 Распределение температуры - для мощности пучка  $120\text{ кВт}$ .

Моделирование показывает, что при заданных параметрах мишень нагреется до  $9000\text{ }^{\circ}\text{C}$ , это означает, что мишень не сможет выдержать таких температурных нагрузок и расплавится.

Одним из возможных вариантов снижения температуры нагрева - это уменьшение тока.  $3\text{ мА}$  - максимальный ток, который хотим получить в эксперименте, но можно рассмотреть значение тока на порядок ниже, тогда мощность пучка по формуле  $P = E * I = 40\text{ MeV} * 0,3\text{ mA} = 12\text{ kW}$  (рис. 4).

В этом случае температура мишени значительно ниже и равняется  $3400^{\circ}\text{C}$ . Но все равно эта температура является температурой плавления вольфрама, а значит мишень все еще подвергается процессу плавления. Эту проблему можно решить, добавив охлаждающую систему, то есть поместить мишень (капсулу) в воду (рис.4). С системой охлаждения максимальная температура нагрева равняется  $2000^{\circ}\text{C}$ .

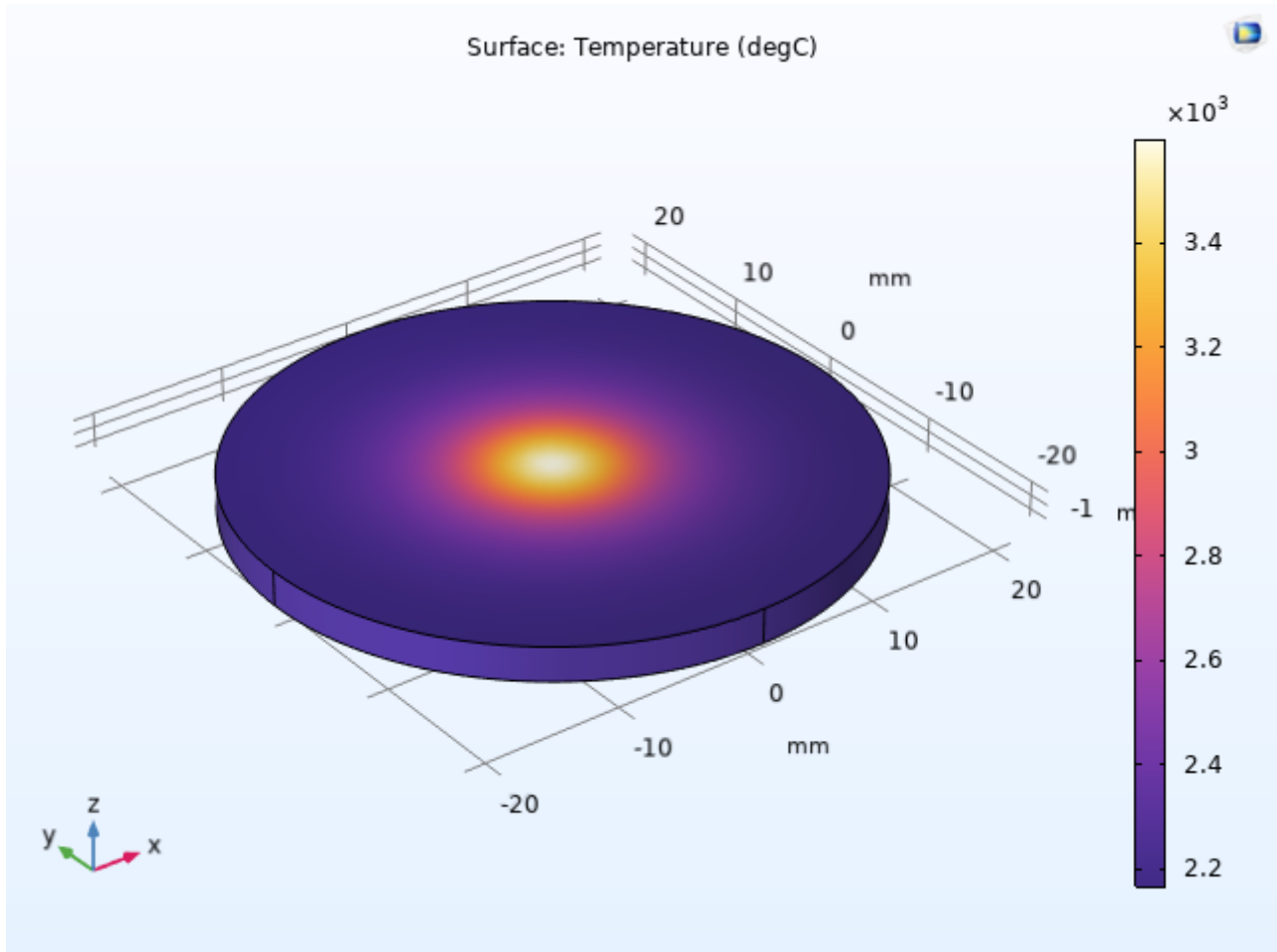


Рис. 4.6 Распределение температуры - для мощности пучка 12 кВт.

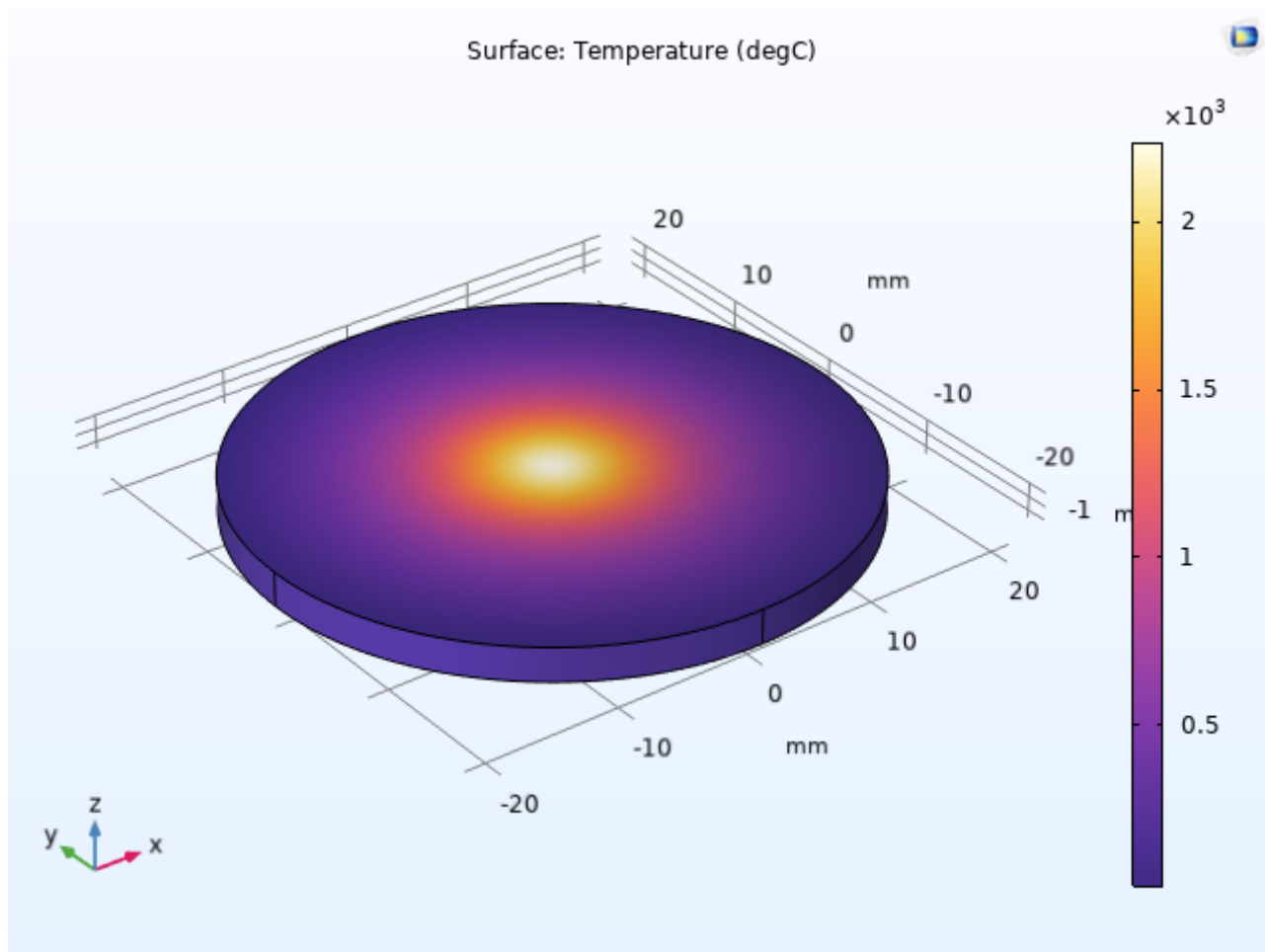


Рис. 4.6 Распределение температуры для мощности пучка 12 кВт с охлаждением.

Для примера рассмотрен пучок с мощностью 40кВт (энергия электронов 40МэВ и ток 1мкА) с учетом системы охлаждения. Температура достигает значение свыше  $5000^{\circ}\text{C}$ , превышая температуру плавления вольфрама.

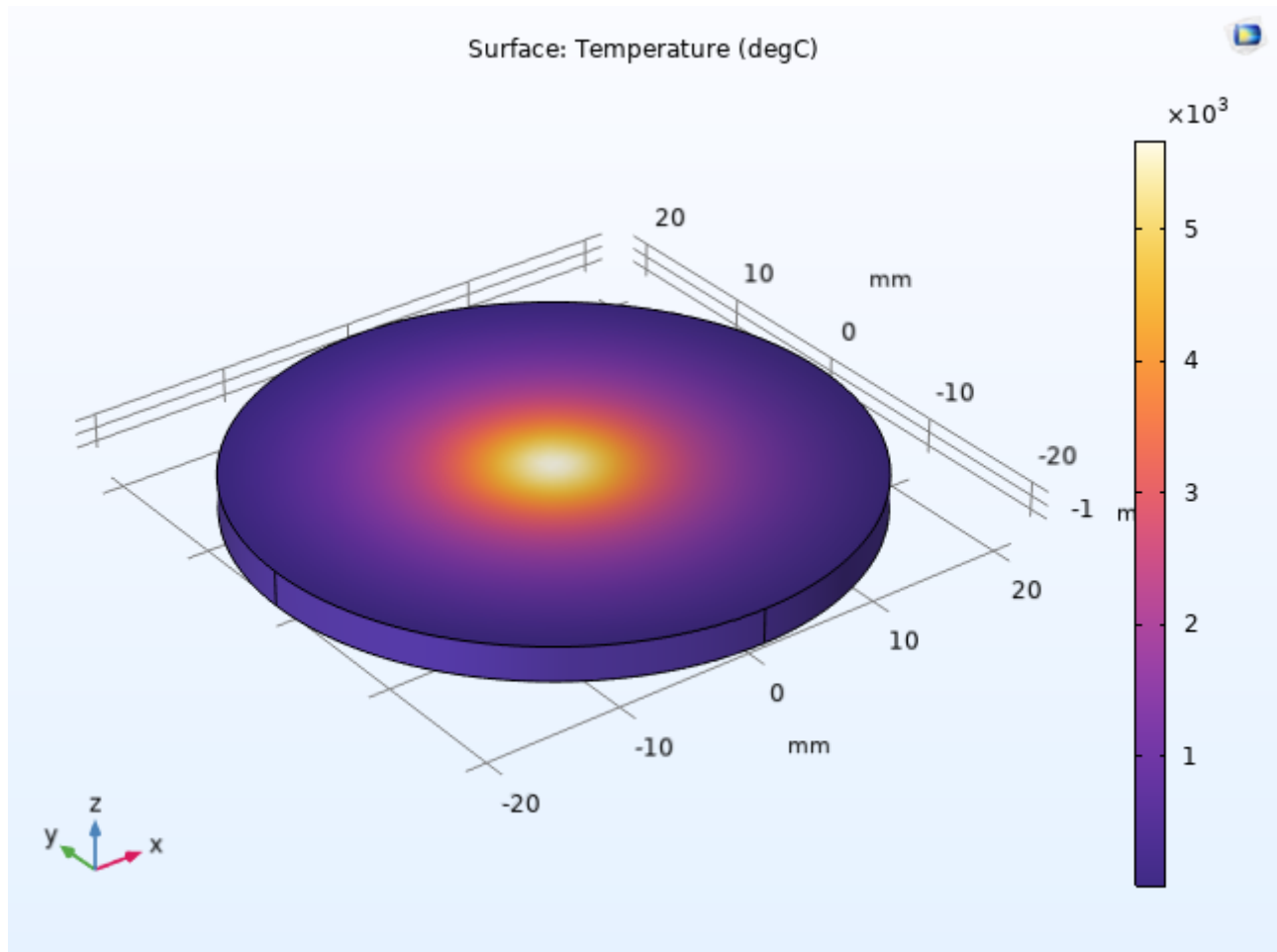


Рис. 4.6 Распределение температуры для мощности пучка 40 кВт с охлаждением.

Из полученных графиков видно, что максимальная температура, которую достигает мишень при облучении электронным пучком с энергией 40 МэВ и током 3мкА  $9000^{\circ}\text{C}$ . При мощности пучка в 120 кВт мишень из вольфрама не выдержит температурных нагрузок. Аналогичная ситуация и при 40кВт. Если ток снижается до 0,3 мкА, т.е. мощность пучка равна 12кВт, и добавляется система охлаждения, представляющая из себя пространство с водой, постоянная температура которой  $20^{\circ}\text{C}$ , то максимальная температура нагрева мишени будет равна  $2000^{\circ}\text{C}$ . В этом случае мишень из вольфрама выдерживает электронный пучок с энергией 40 МэВ.

### 3.3 Распределение температуры в мишени из тантала

Для пучка электронов энергией 40 МэВ, построим распределения для еще одного рассматриваемого материала - тантала. Из рис.4, аналогично вольфраму, можно рассчитать, какая часть мощности пучка на самом деле будет поглощена мишенью из тантала. Энергия электронного пучка - 40 МэВ, ток 0,3мкА, плотность вольфрама  $16,6 \text{ г/см}^3$ , следовательно, для полного поглощения электронов с такой энергией необходима толщина мишени равная 1,2 см. В нашем случае толщина мишени равняется 2.5 мм, а значит, только примерно 1/4,8 часть пучка будет участвовать в нагревании (поглотится) вольфрамом.



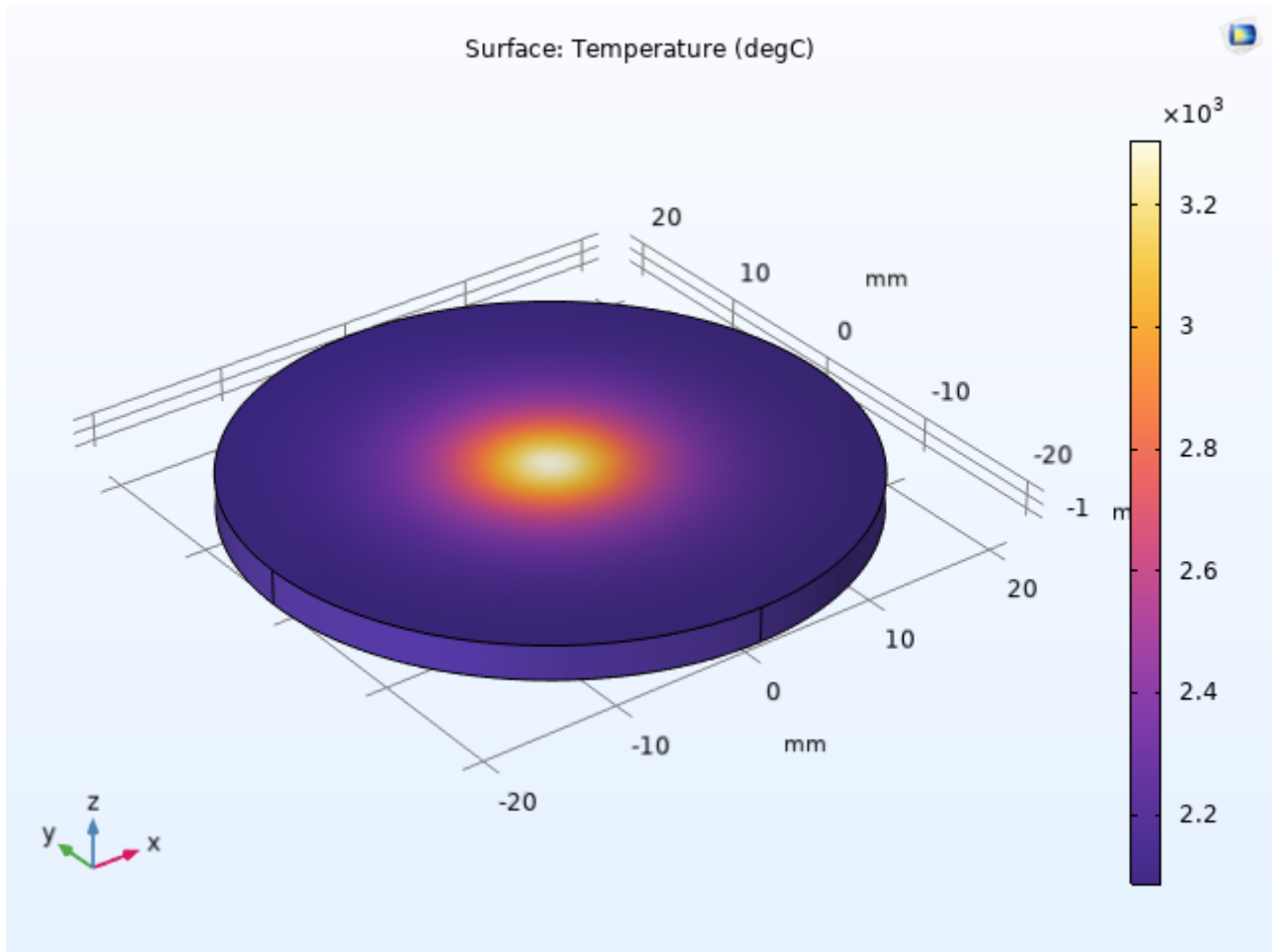


Рис. 4.7 Распределение температуры для мощности пучка 12 кВт.

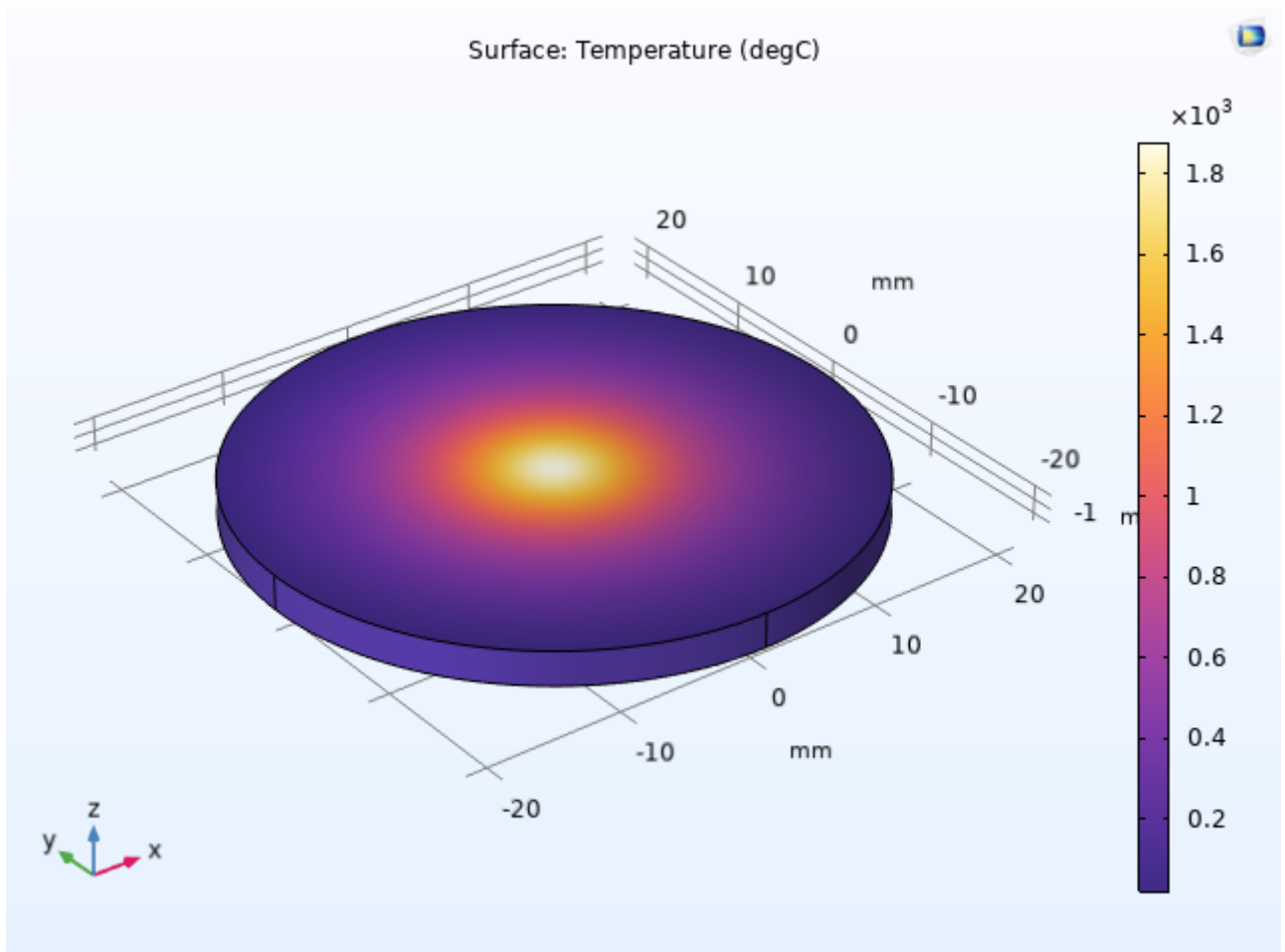


Рис. 4.7 Распределение температуры для мощности пучка 12 кВт с системой охлаждения.

Из графика видно, что максимальная температура, которую достигает танталовая пластина при облучении электронным пучком с энергией 40 МэВ составляет больше 3200 °С (без учета охлаждения). Добавляя систему охлаждения, нагрев мишени из тантала происходит до температуры 1800°С. Температура плавления тантала 3017°С. Следовательно, мишень из тантала, аналогично вольфраму сможет выдержать такие температурные нагрузки только с системой охлаждения, и током 0,3мкА.

### 3.4 Результаты моделирования

Для выбора материала, необходимо рассмотреть различия в характеристиках взаимодействия электронного пучка с мишенью:

1. Заряд ядра: Вероятность тормозного излучения пропорциональна квадрату заряда ядра ( $Z^2$ ). Вольфрам имеет атомный номер 74, а тантал - 73. Таким образом, заряд ядра вольфрама больше, чем у тантала, что влияет на вероятность взаимодействия электронов с атомами этих элементов.

2. Плотность: Плотность вольфрама (19.3 г/см<sup>3</sup>) выше, чем у тантала (16.6 г/см<sup>3</sup>). Это что означает, что для одинаковой массы вольфрама и тантала, электроны взаимодействуют с большим количеством атомов вольфрама.

3. Способность к тормозному излучению: Вольфрам является одним из самых эффективных материалов для производства рентгеновских лучей из-за высокой способности к тормозному излучению. Тантал также обладает этим свойством, но вольфрам чаще используется в аппаратах из-за своей высокой плотности.

4. Энергия ионизации: Энергия ионизации (энергия, необходимая для удаления электрона из атома) для вольфрама выше, чем для тантала. Это может повлиять на вероятность прохождения электронов через вещество.

5. Температура нагрева: Сравним температуры материалов, полученные в результате моделирования: Вольфрам имеет максимальную температуру нагрева с охлаждением, равную 2000 °С, тантал - 1800 °С.

В целом, вольфрам и тантал обладают похожими свойствами в отношении взаимодействия с электронами, но различия в их заряде ядра, плотности и энергии ионизации приводят к отличиям взаимодействия электрона с мишенью. У тантала полученная температура ниже, количество поглощенной мощности пучка меньше, а следовательно вольфрам является приоритетнее для выбора материала мишени.

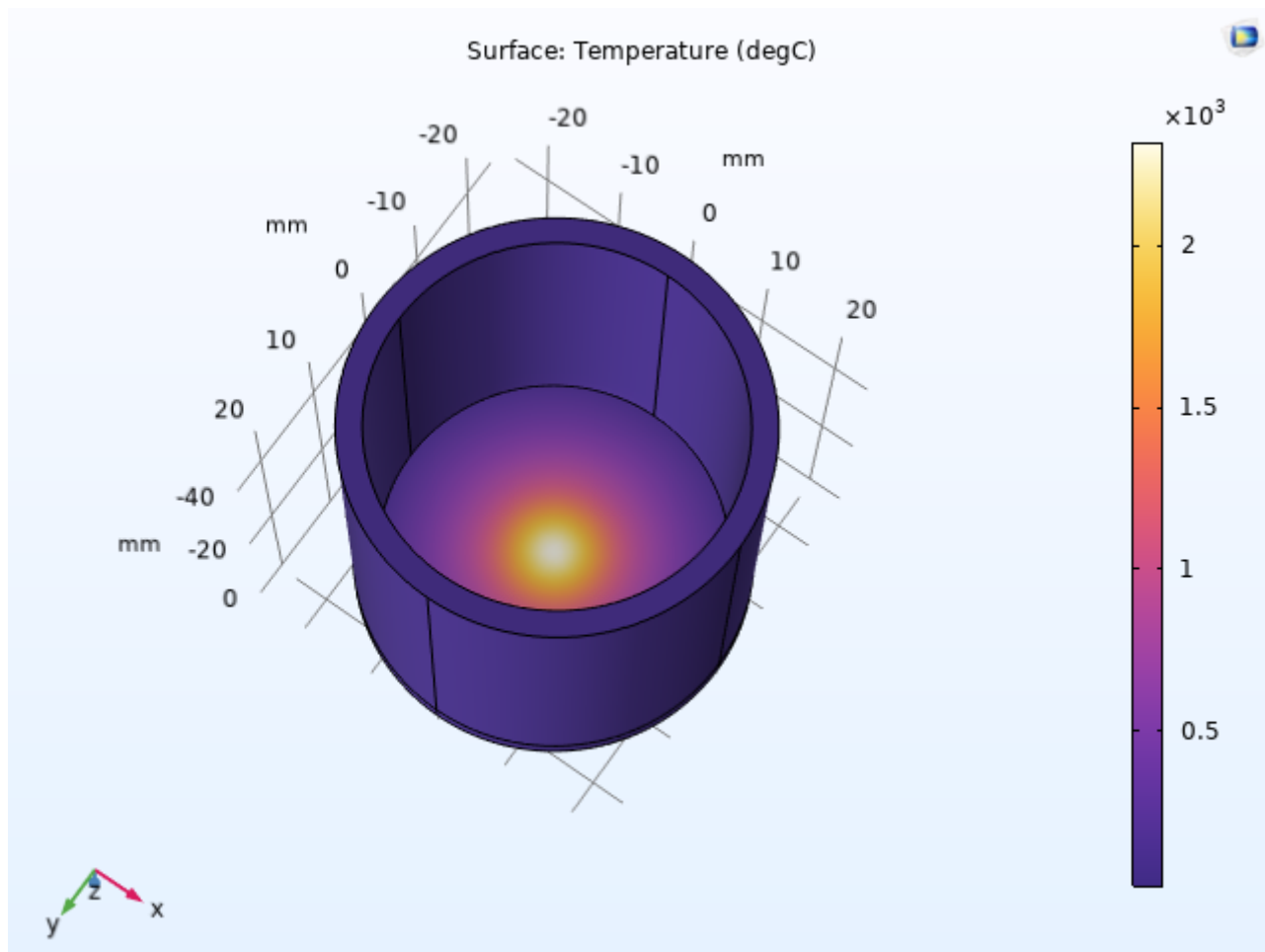


Рис. 4.7 Распределение температуры для мощности пучка 120 кВт.

Из полученного распределения выявлено, что мишень из вольфрама сможет выдержать получаемые температуры только если установка будет содержать систему охлаждения мишени.

## 4 Заключение

В ходе выполнения данной курсовой работы было проведено моделирование мишени для получения I123 на электронном пучке с помощью COMSOL Multiphysics. Были изучены основные принципы работы электронных пучков и физические процессы, происходящие при облучении мишени.

Была разработана физико-математическая модель, которая позволила выбрать и оценить эффективный материал для мишени. //Были проведены расчёты и определены оптимальные параметры мишени для максимального получения желаемого продукта.

Таким образом, данная курсовая работа позволила преобрести знания в области моделирования процессов получения радиоактивных веществ на электронных пучках и получить практически навыки в решении подобных задач. Полученные результаты могут быть использованы в дальнейших исследованиях и экспериментах.

## Список литературы

1. ПОЛУЧЕНИЕ РАДИОБИОЛОГИЧЕСКОГО ПРЕПАРАТА ЙОДА-123 НА ПУЧКЕ ЭЛЕКТРОНОВ С ЭНЕРГИЕЙ 25 МэВ (Ю.Ц.Оганесян, Г.Я.Стародуб, Г.В.Букланов, Ю.С.Короткий, А.Г.Белов)
2. Production of  $^{123}\text{I}$  by Photonuclear Reactions on Xenon (BO NORDELL', UDET WAGENBACH2 and ERNST LUDWIG SATTLER')
3. Investigation of  $^{123}\text{I}$  production using electron accelerator (Albert Avetisyan, Robert Avagyan, Ruben Dallakyan, Gohar Avdalyan, Nikolay Dobrovolsky, Vasak Gavalyan, Ivetta Kerobyan, Gevorg Harutyunyan)
4. Biodistribution and dosimetry of (iodine-123)-iodomethyl-N,N-diethyltamoxifen, an (anti)oestrogen receptor radioligand. C. Van de Wiele<sup>1</sup>, F. De Vos<sup>2</sup>, J. De Sutter<sup>1</sup>, F. Dumont<sup>2</sup>, G. Slegers<sup>2</sup>, R.A. Dierckx<sup>1</sup>, H. Thierens<sup>3</sup>. Division of Nuclear Medicine, University Hospital Gent, De Pintelaan 185, B-9000 Gent, Belgium
5. Наверденная активность вольфрамовой мишени на ускорителе электронов энергией 10 МэВ. Тетерев Ю.Г, Белов А.Г (ОИЯИ) - атомная энергия т.91 вып.3 сентябрю 2001г
6. RHODOTRON ACCELERATORS FOR INDUSTRIAL ELECTRON-BEAM PROCESSING : A PROGRESS REPORT. Y. Jongena, M. Absa, T. Delvigne, Arnold Herera, J.M. Capdevila, F. Genina, A. Nguyen. Ion Beam Applications, Chemin du Cyclotron, 3, B-1348 Louvain-la-Neuve, Belgium. CEA, CEN Saclay, DTA/DEIN/LETI, 91191 Gif-sur-Yvette Cédex, France
7. The IBA Rhodotron: an industrial high-voltage high-powered electron beam accelerator for polymers radiation processing. Marc Van Lancker \*, Arnold Herer, Marshall R. Cleland, Yves Jongen, Michel Abs. Ion Beam Applications s.a. (IBA), Chemin du Cyclotron, rue J.E. Lenoir 6, B-1348 Louvain-la-Neuve, Belgium
8. Recent development and progress of IBA cyclotrons. W. Kleeven , M. Abs, J.L. Delvaux, E. Forton, Y. Jongen, L. Medeiros Romao, B. Nactergal, V. Nuttens, T. Servais, T. Vanderlinden, S. Zarembo. Ion Beam Applications s.a. Chemin du Cyclotron 3, Louvain-la-Neuve, Belgium
9. Electron scattering cross section data for tungsten and beryllium atoms from 0.1 to 5000 eV. Blanco et al, 2017, Plasma Sources Sci. Technol.
10. Тормозная мишень для исследования фотоядерных реакций в обла-

сти энергий гигантского дипольного резонанса. Б.С.Ишханов, С.Ю.Трощев.  
15.10.2009

11. RADIOLOGICAL SAFETY ASPECTS OF THE OPERATION OF ELECTRON LINEAR ACCELERATORS IAEA, VIENNA, 1979, William P. SWANSON, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, United States of America

12. Электронные Ускорители-рециркуляторы с некруговыми электронными орбитами для радиационных применений. А.Е.Дубинов, Е.И.Очкина, ФЭЧ и АЯ 2018, Т.49, вып.3, с.776-815