

- c) Токен доступа
  - d) Id группы бота
  - e) Токен WetAi (Приём голосовых сообщений и их отключение)
  - f) Интервал проверки соединения с сервером
  - g) Интервал проверки сообщений для отправки
  - h) Многопоточность
  - i) Конфигурация БД
- 5) Спроектирована база данных, структура была записана в приложение. Поддержка СУБД с синтаксисом MySQL, PostgreSQL.
  - 6) Скорость запуска бота без ошибок до 2с, при ошибках, например, недоступности БД будет выполняться переподключение.
  - 7) Создание кроссплатформенного приложения портативного чат бота на платформе .NET Core с возможностью запуска на Windows, Linux и macOS.

Разработанный чат бот позволит использовать своё время эффективнее, грамотно составлять план своей деятельности, ставить цели и достигать своих целей в рамках предусмотренного времени. Чат бота можно использовать на любом устройстве/браузере, которые поддерживает социальная сеть “ВКонтакте”.

#### **Библиографический список**

1. Документация | Разработчикам -- VK API -- <https://vk.com/dev/manuals>
2. VKNET ВКонтакте API для .NET (C#) -- <https://vknet.github.io/vk>
3. NuGet Gallery | MySql.Data 8.0.18 -- <https://www.nuget.org/packages/MySql.Data/8.0.18/>
4. NuGet Gallery | Npgsql.EntityFrameworkCore.PostgreSQL 3.0.1 -- <https://www.nuget.org/packages/Npgsql.EntityFrameworkCore.PostgreSQL/3.0.1/>
5. Wit — HTTP API - <https://wit.ai/docs/http/20170307>

УДК 53.082.77

*Капитонов И.Ю.*

### **ПРИБОР ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ МЕДИЦИНСКОГО ПУЧКА (ИОНИЗАЦИОННАЯ КАМЕРА) MEDICAL BEAM DIAGNOSIS DEVICE (IONIZATION CAMERA)**

*Филиал «Протвино» государственного университета «Дубна»  
Секция «Естественные и инженерные науки»*

**Автор:** Капитонов Илья Юрьевич, студент 4 курса направления «Физика» филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».

**Научный руководитель:** Сытин Александр Николаевич, доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой общеобразовательных дисциплин филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».

**Author:** Kapitonov Ilya Yuryevich, 4d year student of the direction "Physics" of the branch "Protvino" state University "Dubna".

**Scientific adviser:** Sytin Alexander Nikolaevich, doctor of physical and mathematical sciences, head of department of general educational subjects of the branch "Protvino" state University "Dubna".

#### **Аннотация**

В статье рассмотрена методика использования плоскопараллельной ионизационной камеры для определения поглощенной дозы медицинского пучка ионов углерода. В основе методики лежит калибровка значений тока ионизации по показаниям дозиметра, с возможностью последующего определения дозы только по показаниям ионизационной камеры.

#### **Abstract**

The article considers the method of using a plane-parallel ionization chamber to determine the absorbed dose of a medical beam of carbon ions. The method is based on calibration of the ionization current values according to the dosimeter readings, with the possibility of further determining the dose only according to the ionization chamber readings.

**Ключевые слова:** медицинская физика, медицинский пучок, ионизационная камера, поглощенная доза.

**Keywords:** medical physics, medical beam, ionization chamber, absorbed dose.

#### **Введение**

В г. Протвино на базе ускорительного комплекса У-70 Института Физики Высоких Энергий планируется проведение сеансов облучения онкобольных с использованием медицинского пучка из ионов углерода. В настоящее время ведутся радиобиологические исследования, цель которых - детальное изучение взаимодействия ионизирующего излучения с биологическими тканями. И уже на данном этапе, не говоря о работе с пациентами, возникает необходимость точного определения параметров пучка, в частности, поглощенной дозы излучения. Действительно, биологический эффект от воздействия ионизирующего излучения на живые клетки может сильно отличаться в зависимости от поглощенной дозы [1,2]. И для того чтобы при работе с биологическими образцами суметь правильно сопоставить каждому уровню дозы свой биологический эффект, а при работе с онкобольными точно знать доставляемую к месту облучения дозу, что является крайне важным для успешного и безопасного проведения терапии, мы должны уметь проводить точную диагностику пучка. Поэтому большую роль здесь играют методы детектирования частиц. А именно, один из таких методов, связанный с использованием ионизационной камеры [3,4].

#### **Плоскопараллельная ионизационная камера**

В общем случае ионизационная камера представляет собой газонаполненный детектор, предназначенный для измерения уровня ионизирующего излучения. Измерение уровня излучения осуществляется путём измерения уровня ионизации газа в рабочем объёме камеры, который находится между электродами.

При прохождении частицы через газ она вызывает его ионизацию. Изначально электрически нейтральные атомы газа под воздействием излучения начинают образовывать электрон-ионные пары, т.е. “оторванные” в следствие ионизации от атомов электроны и уже положительно заряженные атомы без одного электрона – положительные ионы [5]. К электродам прикладывается разность потенциалов и таким образом между ними создается электрическое поле. Под его воздействием электрон-ионные пары начинают движение, и при достаточной разности потенциалов между электродами возникает ток пропорциональный скорости возникновения зарядов и, соответственно, мощности дозы облучения: чем больше мощность дозы облучения, тем больше происходит ионизаций и больше ток. Далее полученный аналоговый сигнал с камеры оцифровывается и сравнивая имеющиеся у нас данные мы можем судить о дозе излучения.

В нашем случае используется плоскопараллельная ионизационная камера, наполненная воздухом. Камера состоит из 4 пар электродов расположенных друг за

другом. Электроды изготавливаются методом вакуумного напыления алюминия на тонкие полиимидные пленки, наклеенные на соответствующие основания. Диаметр напыления – 50мм, междуэлектродный зазор – 2 мм. Сборочный чертеж показан на рис 1, внешний вид камеры - рис 2.

Время тока камеры соответствует времени вывода пучка и составляет 600 мс. Амплитуда сигнала – порядка пкА, подводимое к электродам напряжение ~ 1000В.

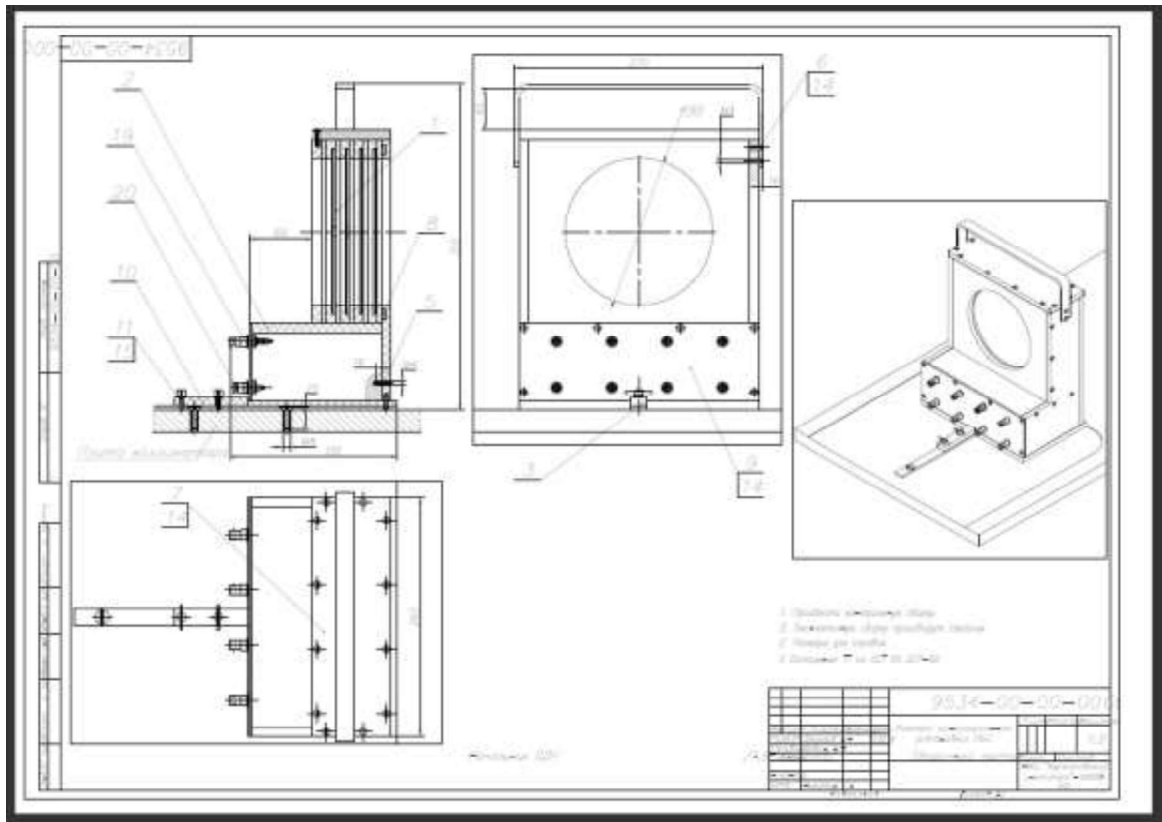


Рис 1. Сборочный чертеж ионизационной камеры

На нижней вертикальной крышке видны два ряда разъемов для коаксиальных кабелей. Верхний ряд служит для подведения напряжения к электродам. С нижнего снимается и передается для последующей обработки ионизационный ток.

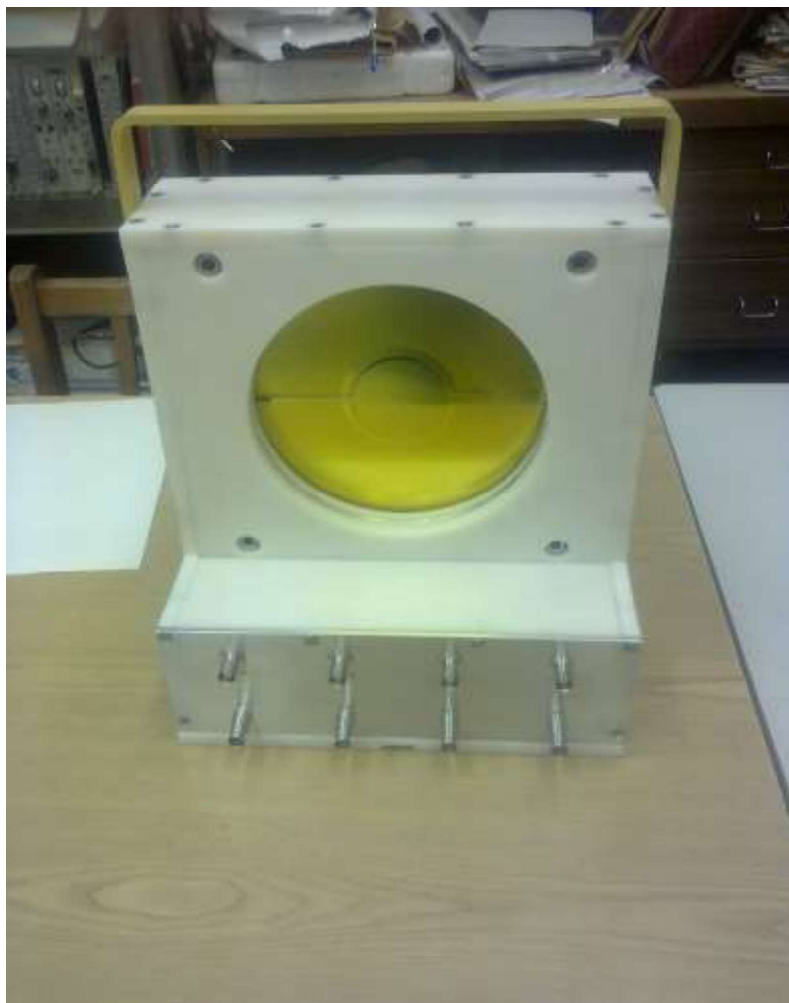


Рис 2. Внешний вид ионизационной камеры

**Методика использования плоскопараллельной ионизационной камеры для определения дозы**

Наша конечная цель – работа с ионизационной камерой, выстроенная таким образом, что получаемые с нее данные (изначально это аналоговый сигнал тока) мы могли бы использовать для однозначного и точного определения дозы в пучке. Это может быть достигнуто следующим образом.

Предположим, что у нас имеется некий прибор, назначение которого – точное определение поглощенной дозы. Прибор сертифицирован, имеет всю необходимую документацию, и мы абсолютно точно можем полагаться на результаты его работы – значение поглощенной дозы за определенной время.

В нашем случае роль такого прибора выполняет дозиметрический фантом (рис 3 и 4).



Рис 3. Внешний вид фантома



Рис 4. Внешний вид фантома

Фантом представляет собой прочный параллелепипед из оргстекла. Внутри фантома имеется воздушная камера, которая может перемещаться между его стенками вдоль оси пучка. Внутри воздушной камеры находится небольшая (порядка нескольких см<sup>3</sup>) ионизационная камера, которая и позволяет точно определить дозу излучения.

Однако, есть некоторые недостатки использования фантома. В первую очередь сюда относятся достаточно большая громоздкость и стоимость. А кроме того, невозможность управления выводом пучка. Фантом работает в режиме накопления дозы, т.е. может измерить дозу за какой-то промежуток времени. Мы не можем заранее установить на нем дозу по мере накопления которой вывод пучка будет останавливаться, что является для нас важной особенностью, т.к. при радиобиологических исследованиях зачастую необходимо, чтобы облучаемый образец получил именно точно заданную наперед дозу [1,2].

Здесь нам на помощь приходит плоско-параллельная ионизационная камера, установленная по оси пучка перед фантомом (рис 5).



Рис 5. Установленная в окне блока биологической защиты по оси пучка перед водным фантомом ионизационная камера

Мы дублируем и затем сравниваем показания с обеих камер (плоской и в фантоме).

Это происходит так.

Пусть пучок пролетел через обе камеры. После оцифровки сигнала с плоско-параллельной камеры мы, вместо аналогового сигнала, уже будем иметь некий меандр – периодический сигнал, представляющий собой набор прямоугольных импульсов [6]. Длительность меандра будет равна длительности аналогового сигнала, а число импульсов, т.е. их частота зависит от величины ионизационного тока. Большему току за одно и то же время вывода пучка будет соответствовать большее число импульсов.

Подсчитав число этих импульсов, мы получим какое-то число, значение, соответствующее зарегистрированному току ионизации. Так же у нас есть число равное поглощенной дозе, полученное с камеры в фантоме. Экспериментируя с большим количеством пучков разных энергий или с количеством выводов пучка составим таблицу соответствующих чисел для обеих камер. Далее, построим (например, методом наименьших квадратов) линейную функцию, ставящую в соответствие

значению тока значение дозы. Теперь необходимость использования фантома фактически отпадает. Имея плоско-параллельную ионизационную камеру и построенную линейную функцию и измерив ток ионизации, мы всегда можем определить соответствующую этому току дозу.

Более того, теперь мы можем управлять выводом пучка. В самом деле, задавая интересующую нас дозу, тем самым мы задаем уставку для счетчика, считающего прямоугольные импульсы. По достижении этого счета вырабатывается сигнал на остановку выпуска.

### **Заключение**

Описанная методика применения ионизационной камеры позволяет проводить радиобиологические исследования и набирать необходимую статистику. В дальнейшем методика может быть положена в основу проведения сеансов лучевой терапии.

### **Библиографический список**

1. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радио-нуклидной терапии. Часть 1. Радиобиологические основы лучевой терапии. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование дистанционной лучевой терапии пучками тормозного и гамма-излучения и электронами. Учебное пособие. М.: НИЯУ МИФИ, 2011 500 с.
2. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Часть 2. Лучевая терапия пучками протонов, ионов, нейтронов и пучками с модулированной интенсивностью, стереотаксис, брахитерапия, радионуклидная терапия, оптимизация, гарантия качества. Учебное пособие. М.: НИЯУ МИФИ, 2011 604 с.
3. К. Клайнкнехт. [Детекторы корпускулярных излучений](#). Мир, 1990 224с.
4. Близнюк У. А., Лыкова Е. Н. Клиническая дозиметрия: Учеб. пособие — М.: ООП физического факультета МГУ, 2019. — 45 с.
5. Ишханов Б.С., Капитонов И.М., Юдин Н.П. Частицы и атомные ядра. Учебник. М.: Издательство ЛКИ, 2007. 584с.
6. Жаворонков М.А., Кузин А.В. Электротехника и электроника. Учебное пособие. М.: Academia, 2005 400с.

УДК 004.056

*Карпов Д.Ю.*

### **ПРОГРАММА ДЛЯ УДАЛЕННОГО ДОСТУПА RAT НА ЯЗЫКЕ ПРОГРАММИРОВАНИЯ C# RAT REMOTE ACCESS PROGRAM IN C # PROGRAMMING LANGUAGE**

*Филиал «Протвино» государственного университета «Дубна»  
Секция «Информационные технологии»*

**Автор:** Карпов Даниил Юрьевич, студент 1 курса направления «Информатика и вычислительная техника» филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».

**Научный руководитель:** Кульман Татьяна Николаевна, кандидат технических наук, доцент кафедры информационных технологий филиала «Протвино» государственного университета «Дубна».