

# МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ И ИЗЛУЧЕНИЯ В ВЕЩЕСТВЕ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНОЛОГИЙ РАСПРЕДЕЛЕННЫХ И ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ВЫЧИСЛЕНИЙ

С.С. Ананько, С.П. Мерц, С.А. Немнюгин, С.Г. Толушкин

Постановка экспериментов в ядерной физике и физике высоких энергий требует создания сложного, дорогостоящего оборудования. Для минимизации временных и материальных затрат по созданию современных детектирующих систем используют различные пакеты моделирования. Наиболее распространённые из них — Fluka и Geant [1, 2]. С помощью этих пакетов анализируются работоспособность детекторов и возможные источники фона в эксперименте, прогнозируются результаты реальных экспериментов.

Моделирование распространения частиц в веществе является актуальным и в медицине, например при диагностике заболеваний с помощью позитрон-эмиссионной томографии, а также при лечении онкологических заболеваний. В настоящее время медицина располагает тремя способами борьбы со злокачественными опухолями: хирургическое вмешательство, химиотерапия и лучевая терапия. Принцип лучевой терапии основан на различной способности к регенерации у здоровых и у раковых клеток. Облучение тканей интенсивными пучками электронов, гамма-квантов, протонов или ядрами углерода повреждает генетический механизм клеток — молекулы ДНК. Однако здоровые клетки между сеансами лучевой терапии успевают восстанавливаться, в то время как клетки опухоли чаще всего разрушаются.

Самым распространенным на сегодня видом лучевой терапии является облучение тканей тела гамма-квантами. Несмотря на то, что этот метод используется в медицине едва ли не с начала прошлого века, он обладает значительным недостатком: некоторые опухоли устойчивы к гамма-облучению, а при лечении вместе с опухолью сопоставимые дозовые нагрузки получают и соседние, здоровые ткани. Это чрезвычайно затрудняет использование данного метода для лечения опухолей, находящихся рядом с жизненно важными органами.

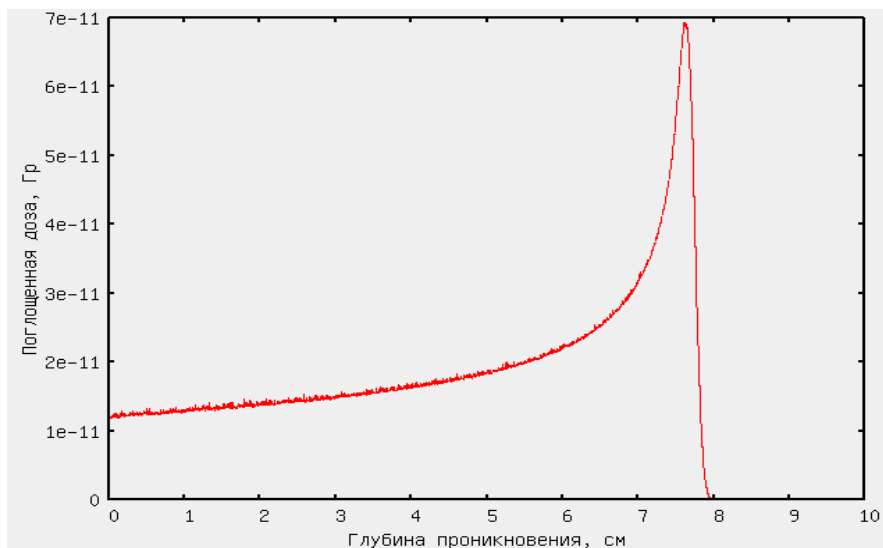


Рис. 1. Зависимость поглощенной дозы от глубины проникновения частиц

Новый подход был предложен адронной терапией, предусматривающей облучение больных тканей тяжелыми частицами — ионами и протонами. Дело в том, что ионы и протоны проходят сквозь ткань, имея строго определенную длину пробега. При этом максимум энергии, передаваемой пучком окружающим тканям, теряется именно в конце пробега перед полной остановкой иона (так называемый пик Брэгга). В то же самое время, при прохождении через ткани, расположенные до опухоли, потери энергии на ионизацию невелики. В итоге появляется возможность значительно (до 1 мм) повысить точность облучения глубоко расположенных локализованных опухолей, а также значительно усилить повреждающий эффект облучения (так называемая «биологическая эффективность» у ионов углерода в конце пробега выше в 3-5 раз, чем у протонов или у гамма-квантов). В результате протонная и ионная терапия дают чрезвычайно высокий показатель излечиваемости пациентов — около 90% случаев. Кроме того, адронная терапия позволяет резко уменьшить количество сеансов облучения. Опухоли, для лечения которых требуется 30-40 сеансов гамма-излучения, с помощью углеродной терапии могут излечиваться всего за несколько облучений

Повысить эффективность лечения можно, предварив его тщательным моделированием. Пакеты Fluka и Geant очень хорошо подходят для этих целей. Основной целью данной работы является исследование поведения кривых Брэгга с помощью пакета Fluka.

При прохождении через вещество частицы взаимодействуют с атомами. В результате этих взаимодействий частицы теряют свою энергию. Главным механизмом потерь энергии при прохождении тяжелой заряженной частицы через вещество является ионизационное торможение [3, 4]. В этом механизме кинетическая энергия заряженной частицы тратится на возбуждение и ионизацию атомов среды, через которую она проходит.

В результате моделирования были получены зависимости поглощенной дозы от глубины проникновения частиц (рис. 1) и зависимость длины пробега протонов в воде от энергии падающих частиц (рис. 2).

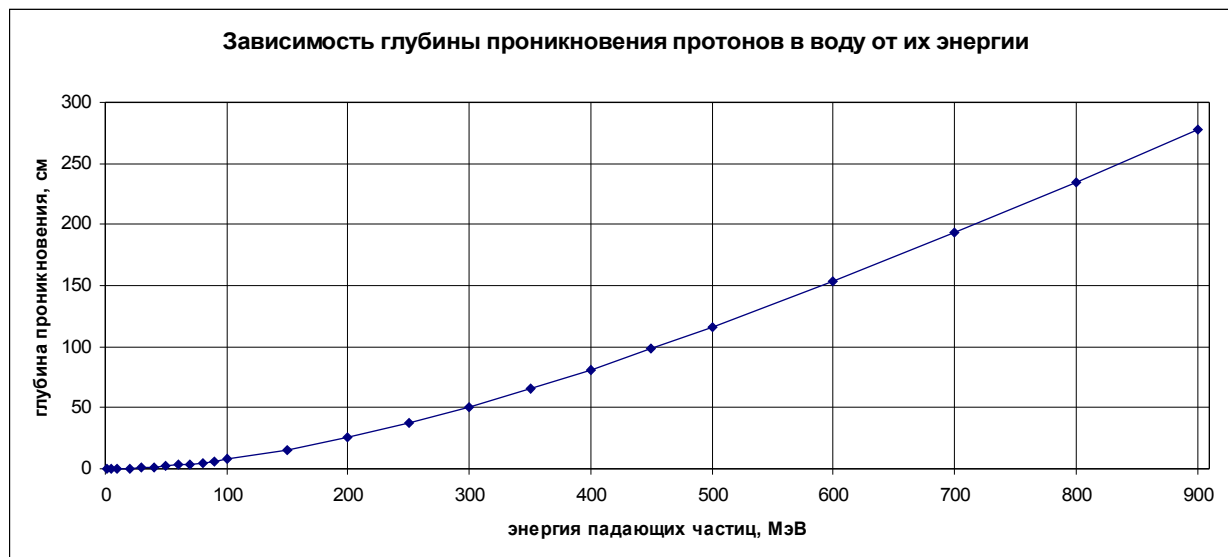


Рис. 2. Зависимость длины пробега протонов в воде от энергии падающих частиц

Из рис. 2 следует, что использовать в медицине целесообразно частицы с энергиями в диапазоне от 70 до 250 КэВ.

Моделирование на практике часто требует проведения многочисленных расчетов с разными параметрами. Это обстоятельство, а также то, что моделирование в каждом случае может требовать значительных затрат вычислительных ресурсов, приводит к необходимости применения технологий параллельных и распределенных вычислений. В данной задаче можно выделить два уровня параллелизма: параллелизм на уровне задачи (расчет для одного определенного набора входных параметров) и параллелизм на уровне заданий. Во втором случае параллелизм основан на декомпозиции по данным. Параллелизм первого уровня может быть реализован стандартными средствами параллельного программирования. Параллелизм второго уровня требует использования систем распределенных вычислений, грид-технологий.



Рис. 3. Зависимость времени выполнения от энергии падающих частиц

В данной работе в качестве реализации грид-системы выбран Intel ® Grid Programming Environment (GPE) [5]. Эффективная реализация грид-сервиса на основе пакета Fluka требует разработки эффективного алгоритма распределения заданий между вычислительными узлами системы с условием их сбалансированной загрузки. Такой алгоритм требует использования моделей производительности соответствующего приложения. Построение теоретических моделей затруднено в связи со сложностью реалистических моделей, положенных в основу стандартных пакетов моделирования. С учетом этого естественным можно считать применение эмпирических моделей, основанных на построении зависимостей по данным реальных расчетов. Пример зависимости времени выполнения от энергии падающих частиц приведен на рис. 3.

#### ЛИТЕРАТУРА:

1. Официальный сайт пакета Fluka - <http://www.fluka.org>
2. Официальный сайт пакета Geant4 - <http://geant4.web.cern.ch/geant4>
3. Мухин К.Н. Экспериментальная ядерная физика. – М: Энергоатомиздат, 1993.
4. Лейпунский О.И., Новожилов Б.В., Сахаров В.Н. Распространение гамма-квантов в веществе. – М: Физико-математическая литература, 1960.
5. Сайт проекта GPE4GTK. <http://gpe4gtk.sourceforge.net>