

МЕТОД ТРАССИРОВКИ ЛУЧЕЙ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ОТОБРАЖЕНИЯ

Волков Григорий Александрович

магистрант, Марийский государственный университет, РФ, г. Йошкар-Ола

Волкова Ксения Романовна

магистрант, Марийский государственный университет, РФ, г. Йошкар-Ола

Method of trace of beams for formation of medical display

Grigory Volkov

student of the magistracy, Mari State University, Russian Federation, Yoshkar-Ola

Ksenia Volkova

student of the magistracy, Mari State University, Russian Federation, Yoshkar-Ola

Аннотация. В данной статье описывается метод трассировки лучей для формирования медицинского отображения. Так как исходные источники данных имеют большой объем информации, то необходимо использовать эффективные алгоритмы. Самыми распространёнными являются передаточные функции, передающие в объемный рендер. Для отображения физических моделей применяют теорию излучения света.

Abstract. In this article the method of trace of beams for formation of medical display is described. As initial data sources have the large volume of information, it is necessary to use effective algorithms. The transfer functions transferring to volume a render are the most widespread. Apply the theory of radiation of light to display of physical analogs.

Ключевые слова: метод трассировки лучей; трассировка лучей; медицинская визуализация;

формирование отображения; воксел; воксельная модель; передаточная функция; объемный рендеринг; физическая модель; теория света; излучательные параметры.

Keywords: method of trace of beams; trace of beams; medical visualization; display formation; voxel; voxel model; transfer function; volume rendering; physical analog; theory of light; radiating parameters.

Медицинская визуализация имеет большой объем отображаемой информации. Чаще всего для обработки такого количества данных необходимо использовать эффективные алгоритмы. Так как основным источником данных об анатомии пациента являются двумерные снимки, возникает необходимость применения трехмерной визуализации.

Наиболее распространенным способом хранения таких данных является использование воксельной сетки. Однако такие алгоритмы визуализации должны учитывать влияние значения каждого вокселя на итоговое отображение. Такие значения должны быть связаны с оптическими параметрами итогового изображения на основе наборов передаточных функций. Эти функции определяют связь значений вокселей с набором оптических параметров в виде различных параметров вокселей [1].

В медицинской информации каждый воксел имеет только одно значение, поэтому передаточная функция является одномерной. Зависимость использования значения вокселя предполагает использование следующих вариантов преобразования:

- преобразование одной передаточной функции в качестве непосредственного списка оптических параметров;
- преобразование каждого значения вокселя в соответствующее значение индивидуальной передаточной функцией.

Так для распределения значений вокселей обычно используют гистограмму, ось абсцисс которой показывает значения вокселей, а ось ординат – количество вокселей с данным значением. На рисунке 1 представлена гистограмма, описывающая различные значения плотностей тканей, которые соответствуют различным органам в соответствии с диапазонами.

Стоит учитывать, что передаточные функции могут значительно разниться от области их применения. Чаще всего для упрощения работы с такими функциями применяются кусочно-линейные функции, в которых есть весь диапазон входных данных о вокселях. В настоящее время наиболее распространенным методом будет применение двух передаточных функций, одна из которых описывает преобразование значений вокселей в цветовое пространство, а вторая задает его прозрачность.

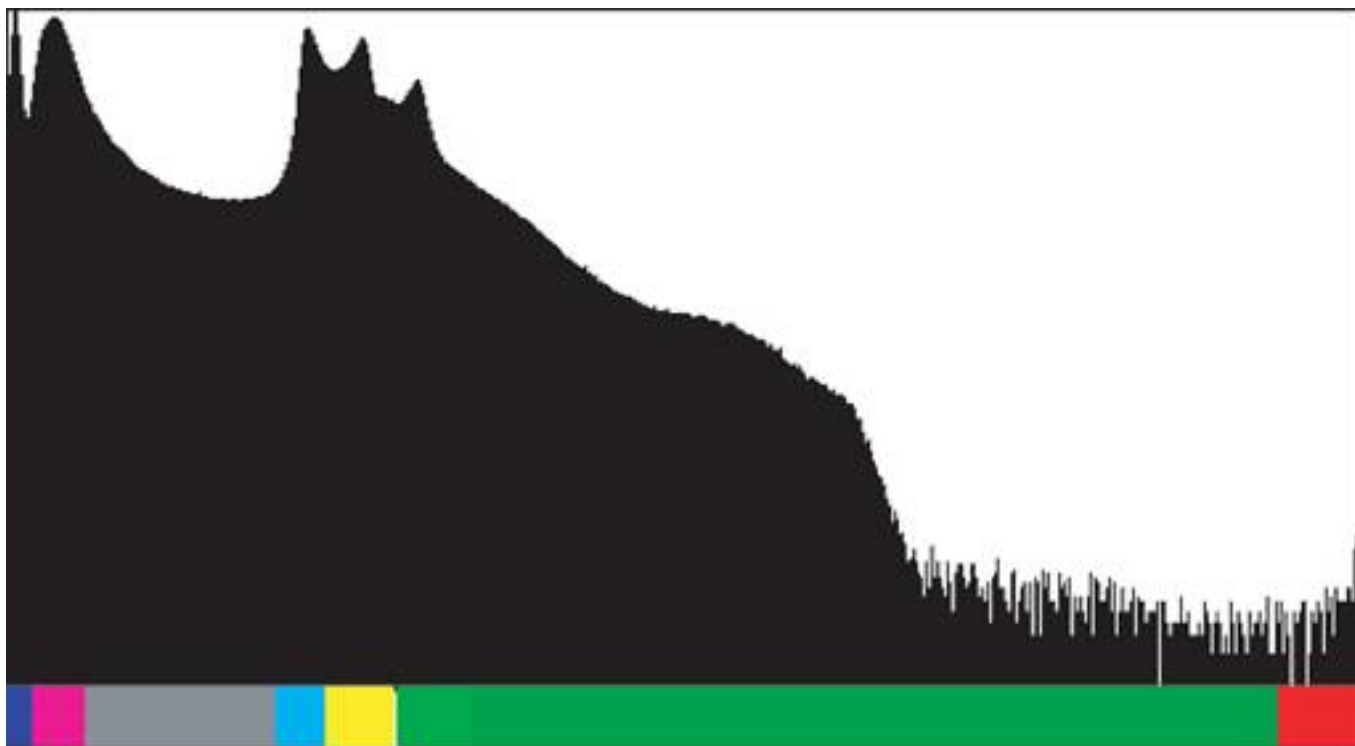


Рисунок 1. Гистограмма распределения значений

Все многообразие подходов к визуализации воксельных моделей сводится к созданию двумерной проекции объемного набора данных на плоскость, за которой наблюдает хирург. Для формирования медицинского отображения применяются воксельные данные без предварительной обработки в виде построения полигональных моделей или выделения границ, поэтому необходимо использовать алгоритмы отображения объемного рендеринга [2].

Такой рендер имеет физические уравнения поглощения, излучения и рассеяния света. Однако все они дают большую вычислительную нагрузку, поэтому чаще всего некоторые физические теории упрощают. К таким явлениям относятся преломление света в среде переменной плотности и эффекты дифракции.

Для отображения физических моделей применяют теорию излучения света в следующем виде: каждая частица из набора данных представляет собой источник света, излучающий фотоны, которые проходят сквозь объем отрисовки. Для моделирования источника света применяют излучательные параметры, в которых применяется длина волны света и вектор, вдоль которого распространяется свет. При этом данная модель может подвергаться еще большему упрощению. Для этого необходимо представить ее одной фиксированной длиной волны.

Практическая реализация описанной выше световой модели рознится в зависимости от конкретной прикладной задачи. Чаще всего это бывает выбор шага дискретизации. Он напрямую зависит от разрешения исходного набора данных или от желаемого максимального времени отрисовки. Кроме того, возникает проблема выбора способа интерполяции значений в точках объема отрисовки, лежащих вне узлов сетки дискретизации.

Далее при получении координат и значений отсчетов вдоль интересующего луча можно приступить к вычислению вклада каждого отсчета в итоговое значение пикселя. Значение отсчета подается на вход передаточных функций цвета и прозрачности, получая в результате цветовое значение и значение прозрачности. Цветовое значение применяется для расчёта освещения и затенения, значение прозрачности – для определения степени поглощения света.

Следом все значений отдельных отсчетов и их значения комбинируются для физической

модели. Данный процесс называется «компоновка». Он производит приближенное численное вычисление значения уравнения объемного рендера. Основной операцией при этом является применение оператора перекрытия (over) [3]. Далее происходит определение процесса смещения цветов двух перекрывающихся изображений с различной прозрачностью.

В заключении можно сказать о преимуществах данного метода. Он позволяет остановить трассировку лучей по достижении некоторого предельного значения прозрачности, когда последующие отсчеты не вносят заметного вклада в итоговый результат.

Список литературы:

1. Kersten-Oertel M., Jannin P., Collins D.L. The state of the art of visu-alization in mixed reality image guided surgery// Computerized Medical Imaging and Graphics,-2013.-Vol. 37-P. 98-112.
2. Волков Г.А., Волкова К.Р. Трехмерная визуализация // Научный форум: Инновационная наука: сб. ст. по материалам XX междунар. науч.-практ. конф. — № 2(20). — М., Изд. «МЦНО», 2019. — С. 8-12.
3. Porter T., Duff T. Compositing digital images. In Proc. of ACM SIGGRAPH. -1984. - p. 253-259.