## Реализация метода Монте-Карло на CUDA для задач оптической биомедицинской диагностики

Фикс И.И., Кириллин М.Ю., Катичев А.Р. Институт Прикладной Физики, РАН

В последнее время методы оптической биомедицинской диагностики получили широкое развитие, и многие из них переходят из класса экспериментальных в число применяющихся в клинической практике. Среди преимуществ методов оптической диагностики и визуализации следует отметить их неинвазивность, безопасность и экономичность (по сравнению с традиционными рентгеновскими методами и магнитно-резонасной томографией), и высокое пространственное разрешение (по сравнению с методами УЗИ). Ряд методов оптической диагностики при применении требуют восстановления трехмерного изображений по результатам регистрации рассеянного объектом излучения, а также интерпретации полученных изображений. Интегро-дифференциальное уравнение переноса излучения, описываюшее распространение излучения в рассеивающих средах является довольно сложным, и в общем случае не имеет аналитического решения, что требует применения различных приближений или его решения численными методами.

Одним из эффективных методов численного моделирования распространения излучения является метод Монте-Карло [1]. Применительно к данной задаче он заключается в многократном повторении расчета случайной траектории движения фотона в среде исходя из задаваемых параметров среды (геометрии и оптических свойств) и последующем статистическом анализе полученных данных. Преимуществом данного метода перед различными аналитическими приближениями является возможность расчета интенсивности рассеянного излучения как вблизи источника, так и на больших расстояниях при любой заданной геометрии среды, в то время как областью применения аналитических приближений существенно ограничена.

Единственным недостатком метода Монте-Карло является его ресурсозатратность (так, для достижения удовлетворительной точности при моделировании распространения излучения в образце биоткани толщиной около 1 см обычно требуется порядка 10<sup>8</sup> случайных траекторий фотонов). Однако это ограничение может быть эффективно преодолено с помощью использования графических процессоров, позволяющих осуществлять многопотоковые параллельные вычисления [2].

Поскольку для вычисления случайные траектории фотонов являются независимыми друг от друга и определяются оптическими и геометрическими характеристиками объекта, их расчет может осуществляться параллельно без обмена данными между потоками. Этот факт делает реализацию ММК с применением графических процессоров очень выгодной.

В настоящей работе метод Монте-Карло (ММК) применяется для:

- Расчета характеристик светового поля на длинах волн возбуждения и флуоресценции в задаче диффузионной флуоресцентной томографии (ДФТ).
- Моделирования изображений биотканей, получаемых методом оптической когерентной томографии.
- Расчета максимальной глубины визуализации структуры биотканей методом многофотонной флуоресцентной микроскопии.

Диффузионная флуоресцентная томография представляет собой современный оптический метод визуализации внутренней структуры оптически неоднородных сред и объектов с использованием флуоресцентных маркеров [3]. Флуоресцентные маркеры

различной природы используются для диагностики онкологических заболеваний, исследований молекулярных процессов, типичных для канцерогенеза, исследования метастазирования и ответа на противоопухолевую терапию [4]. Для точного определения местоположения и реальных размеров флуоресцирующей опухоли, находящейся в лабораторном животном на большой глубине (глубже кожного покрова), используют методы ДФТ [5]. В методе ДФТ облучение исследуемого объекта происходит на длине волны возбуждения флуоресцирующих веществ (маркеров), а детектирование сигнала - в спектре их флуоресценции. Для реконструкции распределения флуорофора в ткани в настоящее время используются специальные алгоритмы, учитывающие диффузное распространение света [6,7]. Метод Монте-Карло применительно к ДФТ может применяться для решения следующих задач: расчет распространения света внутри объекта со «сложной» геометрией; проведение численных экспериментов (моделирования результатов эксперимента) для апробации восстановление алгоритмов восстановления; оптических свойств среды (коэффициентов поглощения, рассеяния, фактора анизотропии).

Оптическая когерентная томография (ОКТ), основанная на принципах низкокогерентной интерферометрии [8], позволяет получать изображение поверхностных слоев биотканей на глубинах до 2 мм с более высоким по сравнению с традиционными (УЗИ, рентген) методами пространственным разрешением (до единиц микрон). Формирование ОКТ-изображений основано на визуализации двух- или трехмерного распределения оптических свойств внутри биоткани, что позволяет регистрировать не только морфологические, но и функциональные изменения в биотканях, связанные с локальным изменением их оптических свойств. Метод Монте-Карло применяется для моделирования ОКТ-изображений различных объектов [9], что позволяет интерпретировать экспериментальные диагностические данные.

Двухфотонная микроскопия (ДФМ) - вид лазерной сканирующей микроскопии, использующей двухфотонно возбуждаемую флуоресценцию для визуализации внутренних структур биологических тканей [10]. Данный вид микроскопии отличается высокой проникающей способностью и низкой фототоксичностью. МК моделирование применительно к ДФМ применялось для расчета распространения сфокусированных гауссовых пучков в рассеивающих средах. Такие расчеты использовались для проверки вновь разработанных аналитических моделей рассеяния пучка в рассеивающих средах, а так же для оценки эффективности возбуждения сигнала двухфотонной флуоресценции в зависимости от глубины фокусировки излучения накачки [11].

Ниже представлены характерные времена, требуемые для проведения расчета метода Монте-Карло на GPU (Nvidia GeForce 260) с использованием технологии CUDA и CPU (AMD Phenom II x4 920, 2.7 ГГц, однопотоковая реализация).

Количество	Время счета	Время счета	Т
траекторий	на GPU, с	на CPU, с	pa
107	1.2	354	G
0			
$10^{8}$	10.2	3614	
109	101.0	26005	
10	101.8	36895	

аблица 1. Сравнение времени асчета при реализации ММК на PU и CPU

Особенностью реализации алгоритма является то, что при использовании технологии CUDA за один вызов ядра GPU просчитывается около  $6 \cdot 10^6$  различных случайных траекторий фотонов.

Таким образом, было показано, что реализация метода Монте-Карло с использованием технологии CUDA позволяет существенно ускорить вычисления, что открывает возможности для более эффективного применения этого метода в задачах биомедицинской оптической диагностики.

## Литература

- 1. Wang L., Jacques S. L., Zheng L. "MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues", *Comput Methods Programs Biomed*, **47**(2), 131-146, (1995).
- 2. Alerstam E., Svensson T., Andersson-Engels S. Parallel computing with graphics processing units for high-speed Monte Carlo simulation of photon migration, J Biomed Opt, 13(6), 060504 (2008).
- 3. S.V. Patwardhan, S.R. Bloch, S. Achilefu, J.P. Culver, "Time-dependent whole-body fluorescence tomography of probe bio-distribution in mice", *Optics Express*, **13**, 2564-2577 (2005).
- 4. V. Ntziachristos, E.A. Schellenberger, J. Ripoll, D. Yessayan, E. Graves, A. Bogdanov, L. Josephson, and R. Weissleder "Visualization of antitumor treatment by means of fluorescence molecular tomography with an annexin V–Cy5.5 conjugate", *PNAS*, **101**, 12294–12299 (2004).
- 5. V. Ntziachristos, R. Weissleder "Experimental three-dimensional fluorescence reconstruction of diffuse media by use of a normalized Born approximation", *Optics Letters*, **26**, 893-895 (2001).
- 6. Ф. Натеррер, Математические аспекты компьютерной томографии. М.: Мир, 1990.
- 7. A. Soubret, V. Ntziachristos "Fluorescence molecular tomography in the presence of background fluorescence", *Physics in Medicine Biology*, **51**, 3983-4001 (2006).
- 8. B. E. Bouma, G. J. Tearney (eds.), *Handbook of optical coherence tomography* (Marcel Dekker, New York, 2002).
- 9. M. Kirillin, I. Meglinski, V. Kuzmin, E. Sergeeva and R. Myllylä "Simulation of optical coherence tomography images by Monte Carlo modeling based on polarization vector approach", *Optics Express*, **18**(21), 21714-21724 (2010).
- 10. F. Helmchen, W. Denk. "Deep-tissue two-photon microscopy", *Nature Methods*, **2**, (12), 932-940 (2005).
- 11. Е.А. Сергеева, А.Р. Катичев, М.Ю. Кириллин, "Формирование сигнала двухфотонной флуоресцентной микроскопии в условиях сильного рассеяния: теоретическое и численное моделирование", *Квантовая Электроника*, **40**(12), 1053–1061 (2010).