

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКОЙ ДИФФУЗИОННОЙ СПЕКТРОСКОПИИ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

А.В. Горшков¹, М.Ю. Кириллин², А.Л. Коршунова¹

¹*Нижегородский госуниверситет им. Н.И. Лобачевского*

²*Институт прикладной физики РАН, Нижний Новгород*

Представлен адаптированный алгоритм моделирования распространения зондирующего излучения в голове человека для функциональной диагностики мозга. Дана оценка эффективности и масштабируемости параллельной версии адаптированного алгоритма для систем с общей и распределенной памятью. Описан выбор оптимального алгоритма поиска пересечений применительно к задаче моделирования распространения зондирующего излучения в биологических тканях со сложной геометрией слоев.

Введение

В настоящее время в медицинских исследованиях существует потребность в развитии новых, безопасных для человека и доступных методов диагностики, поскольку используемые традиционные методы (МРТ, КТ, ПЭТ) имеют ряд ограничений, связанных с их небезопасностью, высокой стоимостью оборудования и значительными требованиями к инфраструктуре. Классом наиболее перспективных методов диагностики, которые могут применяться как в сочетании с существующими методами, так и, в некоторых случаях, вместо них, являются оптические методы.

Одним из таких методов является оптическая диффузионная спектроскопия (ОДС), основанная на регистрации многократно рассеянного объектом зондирующего излучения на нескольких длинах волн. Нужные длины волн определяются в соответствии со спектрами поглощения исследуемых компонентов организма. В частности, применение ОДС для функциональной диагностики мозга основано на облучении мозга человека источниками излучения различных длин волн, выбирающихся в соответствии с различиями спектров поглощения окси- и дезоксигемоглобина, концентрации которых в коре головного мозга изменяются при умственной активности. Взаимное расположение источников и детекторов определяет измерительный объем, в то время как информация о потерях излучения в среде позволяет определить соотношение окси- и дезоксигемоглобина в измерительном объеме.

Получение количественной диагностической информации на основании данных ОДС требует учета особенностей процессов распространения излучения в биологических объектах. Из-за сложной и неоднородной структуры таких объектов использование аналитических подходов к описанию этих процессов затруднительно. В этой связи эффективным выглядит применение компьютерного моделирования распространения зондирующего излучения в объектах со сложной геометрией.

1. Адаптированный алгоритм моделирования распространения зондирующего излучения в голове человека

Для решения задачи компьютерного моделирования оптической диффузионной спектроскопии был разработан адаптированный алгоритм моделирования распростра-

нения зондирующего излучения в многослойных биологических тканях (рис. 1). Алгоритм основан на применении метода Монте-Карло и учитывает преломление света на границах слоев со сложной геометрией.

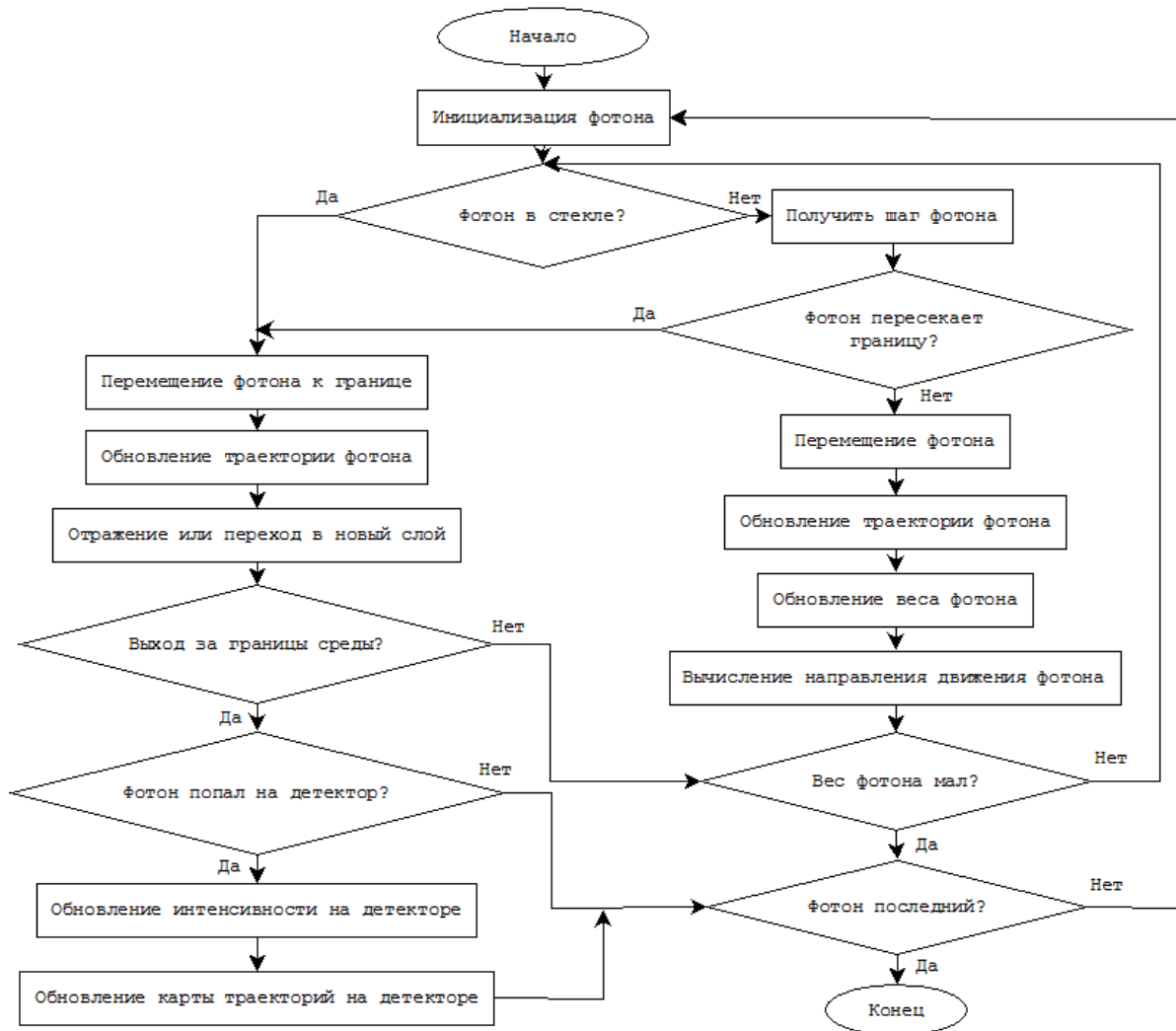


Рис. 1. Адаптированный алгоритм моделирования распространения зондирующего излучения в голове человека

В настоящее время метод Монте-Карло активно применяется для моделирования формирования сигналов и предсказания результатов применения методов оптической биомедицинской диагностики [1-3]. Метод основан на многократном повторении случайного испытания и последующем обобщении полученных данных. Применительно к распространению излучения оптического диапазона в биотканях он заключается в многократном моделировании случайных траекторий фотонов в исследуемой среде. Световые поля единичных фотонов являются независимыми, что делает возможным эффективное распараллеливание описываемого метода.

Предложенный алгоритм основан на работе [1], однако содержит ряд отличий:

- в алгоритме реализована поддержка произвольной геометрии слоев среды. Границы слоев описываются набором треугольников. Реализован алгоритм быстрого поиска пересечений фотонов с такого рода границами;
- для решения задачи функциональной диагностики мозга было введено понятие «детекторов»:

- детектор – это ограниченная замкнутая область на внешней границе исследуемого объекта;
- в процессе моделирования сохраняется информация о весе фотонов, прошедших сквозь каждый детектор, а также траектории их движения внутри объекта;
- предложены параллельные версии адаптированного алгоритма для систем с общей и распределенной памятью.

2. Оптимальный алгоритм поиска пересечений

Моделирование распространения зондирующего излучения в биологических тканях методом Монте-Карло требует существенных вычислительных ресурсов, а в случае учета сложной геометрии границ слоев эта проблема становится еще более актуальной в силу необходимости многократного поиска пересечений фотонов с границами слоев среды. Следует отметить, что реальную геометрию исследуемых объектов можно получить посредством МРТ. Примером может служить голова человека, состоящая из таких слоев, как кожа головы, череп, цереброспинальная жидкость, серое вещество и белое вещество головного мозга.

Поиск пересечений луча с набором примитивов хорошо изучен в области компьютерной графики, где предложены различные алгоритмы такого поиска. В рамках данной работы полезным является дополнительное исследование существующих алгоритмов с целью определения наиболее эффективного именно для задачи моделирования распространения зондирующего излучения. Данная задача обладает следующими особенностями:

- рассматриваются биологические ткани, состоящие из нескольких слоев;
- каждый слой обладает одной или несколькими границами, граница представляет собой произвольную триангулированную поверхность;
- осуществляется поиск пересечения траектории движения фотона с границами текущего слоя с учетом длины шага, на который смещается фотон в заданном направлении;
- среда для моделирования – головной мозг человека – с точки зрения геометрии представляет собой набор вложенных друг в друга непересекающихся поверхностей, причем аналитическое описание этих поверхностей представляется затруднительным;
- геометрия слоев среды не меняется в процессе моделирования.

В простейшем случае алгоритм поиска пересечений сводится к последовательному перебору всех треугольников, из которых состоят границы, и проверке на пересечение луча с текущим треугольником. Более оптимальным подходом здесь будет замена полного перебора на выбор небольшой группы треугольников, с которыми может пересечься траектория фотона, исходя из заданного направления его движения. Таким образом, в оптимизации нуждаются два этапа: тест на пересечение луча с треугольником и выбор набора треугольников для сокращения числа таких тестов. И если в качестве оптимального алгоритма поиска пересечения луча с треугольником большинство исследователей используют алгоритм, описанный в работе [4], то в плане сокращения числа тестируемых треугольников применяемые подходы различны.

Были рассмотрены такие подходы к сокращению числа тестов на пересечение луча и треугольника, как регулярная и иерархическая сетки, KD-, BSP- и BVH-деревья. Из них для реализации и проведения временных тестов были выбраны наиболее подходящие в рамках описанных выше условий алгоритмы на основе KD- и BVH-деревьев с SAH критерием качества [5, 6]. Также были реализованы и протестированы различные модификации алгоритмов построения данных структур, касающиеся способа выбора

разделяющей плоскости (по границам треугольников, биновый метод с различным числом бинов) и условий остановки построения дерева (минимальное количество треугольников в листе, ограничение на глубину дерева).

Для проведения экспериментов использовались три группы тестов с геометриями, аппроксимирующими границы тканей головного мозга человека:

- 1) плоскопараллельная геометрия (plane) – 6 плоскостей, каждая состоит из двух треугольников (всего 12 треугольников);
- 2) квазисферическая геометрия (sphere) – 5 концентрических квазиполусфер, ограниченных плоскостью, сферы аппроксимировались разным числом треугольников. Квазиполусфера представляет собой полусферу, на поверхности которой встречаются выпуклые места и впадины. Такая поверхность не описывается аналитически, не является гладкой или выпуклой и может считаться поверхностью достаточно общего вида;
- 3) геометрия коры головного мозга человека (cortex), полученная посредством данных МРТ, состоит из 686 348 треугольников.

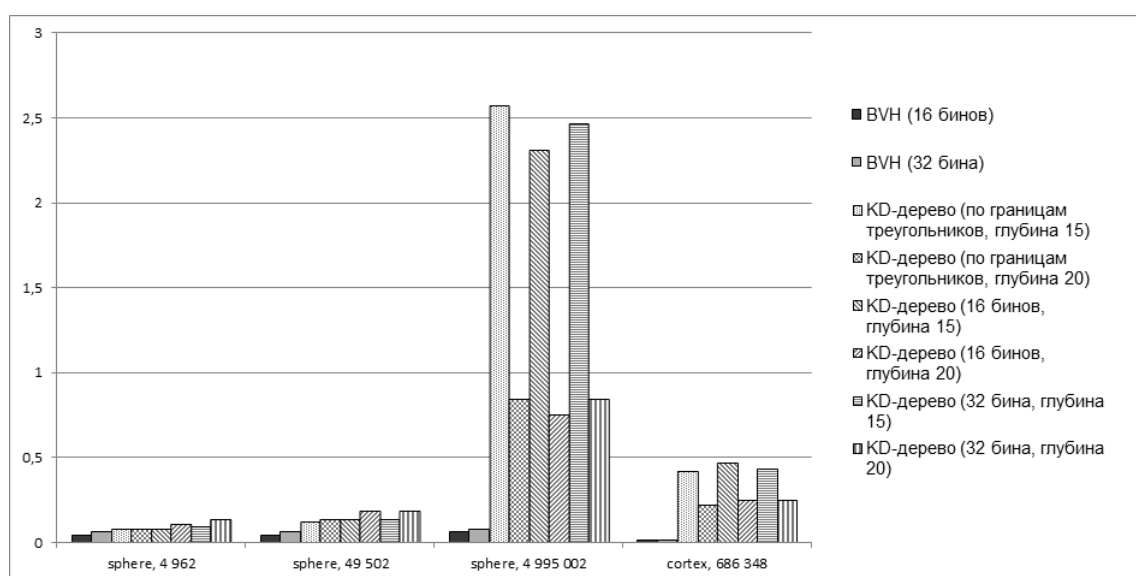


Рис. 2. Сравнение реализаций алгоритма поиска пересечений с учетом шага фотона

Эксперименты проводились на компьютере с центральным процессором Intel Core i5 2410M 2.30 ГГц, 4 ГБ оперативной памяти и операционной системой Microsoft Windows 7 x64. Результаты экспериментов показаны на рис. 2.

Результаты тестов показывают, что алгоритм на основе BVH-деревьев в большинстве случаев является лучшим в рамках описанных выше условий.

3. Эффективность и масштабируемость параллельной реализации

Как уже отмечалось выше, алгоритм моделирования распространения зондирующего излучения требует значительного времени для вычислений. Например, моделирование траекторий 4 млрд. фотонов при длине волны зондирования 830 нм и аппроксимации головного мозга сферической геометрией из 5000 треугольников занимает примерно 672 часа (или 21 день) на одном компьютере в один поток. А значит, присутствует необходимость в параллельном алгоритме моделирования.

В рамках данной работы были реализованы версии параллельного алгоритма для систем с общей и распределенной памятью и проведено измерение времени их работы (рис. 3). Алгоритм для систем с общей памятью тестировался на компьютере с процессором Intel Xeon X5670 2.93 ГГц (6 ядер) и 24 ГБ оперативной памяти. Для тестирования алгоритма с распределенной памятью использовался кластер из 16 узлов, на каж-

дом узле установлено 2 центральных процессора Intel Xeon L5630 2.13 ГГц (4 ядра) и 24 Гб оперативной памяти. В обоих случаях использовалась операционная система Windows Server HPC Edition.

Результаты проведенных экспериментов показывают, что обе версии параллельного алгоритма обладают масштабируемостью, близкой к линейной, однако эффективность версии для систем с распределенной памятью ниже, что объясняется необходимостью обмена данными по сети между узлами кластера. Эффективность алгоритма для систем с общей памятью составляет около 100%, если брать в расчет только реальные ядра CPU (без учета Hyper-Threading). Для кластерной версии алгоритма этот показатель составляет 45%.

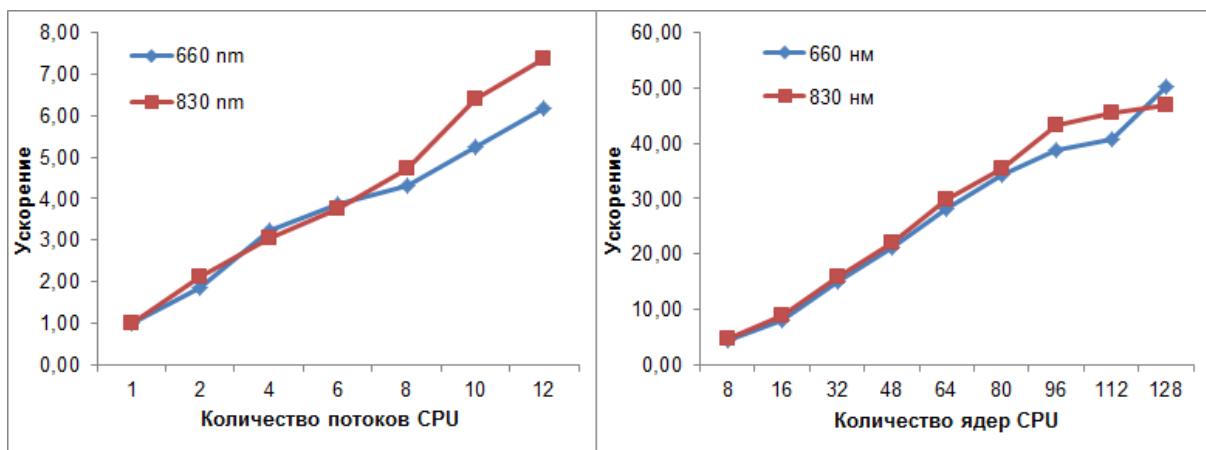


Рис. 3. Ускорение параллельных алгоритмов моделирования распространения излучения для систем с общей (слева) и распределенной (справа) памятью

Работа выполнена при поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» (проект № 02.740.11.0839) и гранта Президента РФ МК-1652.2012.2 при организационной поддержке лаборатории информационных технологий ННГУ.

Литература

1. Wang L.H., Jacques S.L., Zheng L.Q. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multilayered tissues // *Comput. Meth. Programs Biomed.* 1995. V. 47. No. 2. P. 131–146.
2. Boas D.A., Culver J.P., Stott J.J., Dunn A.K. Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head // *Opt. Express.* 2002. V. 10, No. 3. P. 159–170.
3. Tian P.F., Devor A., Sakadzic S., Dale A.M., Boas D.A. Monte Carlo simulation of the spatial resolution and depth sensitivity of two-dimensional optical imaging of the brain // *J. Biomed. Opt.* 2011. V. 16, No. 1. P. 13.
4. Möller T., Trumbore B. Fast, minimum storage ray-triangle intersection // *J. Graphics Tools.* 1997. Vol. 2. P. 21–28.
5. Wald I. On fast Construction of SAH-based Bounding Volume Hierarchies // *In Proceedings of the Eurographics Symposium on Interactive Ray Tracing.* 2007. P. 33–40.
6. Боголепов Д.К., Сопин Д.П., Турлапов В.Е., Ульянов Д.Я. Построение SAH BVH деревьев для трассировки лучей на GPU в реальном времени // *Высокопроизводительные параллельные вычисления на кластерных системах: Доклад XI Всероссийской конференции, Нижний Новгород, Россия, 2-3 нояб. 2011.* – С. 301–306.