

# Анализ искажений профилей скоростей потоков суспензии в светорассеивающей среде при их реконструкции по сигналу оптического когерентного доплеровского томографа

А.В.Быков, М.Ю.Кириллин, А.В.Приезжев

*Для оптического когерентного доплеровского томографа (ОКДТ) методом Монте-Карло получены модельные сигналы от одного и двух плоских потоков суспензии частиц. Оптические свойства частиц потока моделируют свойства неагрегирующих эритроцитов. Потоки рассматриваются в неподвижной рассеивающей среде, оптические свойства которой близки к оптическим свойствам кожи. Показано, что с увеличением глубины залегания потока скорость, определяемая по сигналу ОКДТ, становится меньше задаваемой, а реконструированный профиль растягивается в направлении дальней границы и при этом происходит сдвиг положения его максимума. В случае двух потоков показано, что увеличение скорости течения притоверхностного потока приводит к завышенным значениям скоростей реконструированного профиля второго потока. Для численного моделирования использовался многопроцессорный компьютер с параллельной архитектурой.*

**Ключевые слова:** метод Монте-Карло, рассеяние света, длина когерентности, оптическая когерентная доплеровская томография.

## 1. Введение

Оптическая когерентная доплеровская томография является современным неинвазивным оптическим методом высокого разрешения, который может иметь широкое применение для визуализации внутренней структуры и динамики различных сред и объектов [1, 2]. В настоящее время этот метод чаще всего используется в биомедицинских исследованиях для визуализации структуры биоткани и динамики кровотока как в физических моделях, так и в живых объектах [3, 4]. В частности, методом оптической когерентной доплеровской томографии проводится клиническая диагностика патологических изменений тканей глаза, кожи и слизистых покровов при различных заболеваниях [5]. Однако этот метод постоянно развивается, в связи с чем остается актуальным изучение его потенциальных возможностей для новых применений. Одним из эффективных способов исследования является численное моделирование сигнала оптического когерентного доплеровского томографа (ОКДТ) и дальнейшее восстановление по нему искомым параметров объекта, имитирующего исходную систему. В частности, широкое применение в таких исследованиях получил метод статистического моделирования Монте-Карло [6].

Основой ОКДТ является интерферометр Майкельсона. В опорное плечо интерферометра помещается сканирующее зеркало, а в предметное – исследуемый объект. В

качестве широкополосного источника света используется, как правило, суперлюминесцентный диод с длиной когерентности порядка десяти микрометров. Высокое пространственное разрешение при продольном сканировании достигается благодаря тому, что с опорным излучением динамически интерферирует только та часть излучения, рассеянного назад на оптических неоднородностях исследуемого объекта, для которой оптическая разность хода волн меньше длины когерентности излучения источника. Таким образом, выходной сигнал томографа, получаемый в результате одного сканирования по глубине объекта (так называемого А-скана) представляет собой суперпозицию последовательности интерференционных цугов с частотой модуляции, пропорциональной скорости сканирования опорного зеркала.

Амплитуда каждого цуга определяется относительным показателем преломления, размером и формой соответствующей неоднородности. Волны, рассеянные на движущихся частицах, дают вклад в сигнал с дополнительным доплеровским сдвигом частоты, линейно зависящим от скорости движения рассеивающих частиц. Сканирование по глубине потока, осуществляемое при движении опорного зеркала, позволяет получить пространственное распределение (профиль) скоростей движущихся частиц. Однако вклад в сигнал ОКДТ могут давать не только однократно, но и многократно рассеянные волны [7]. Вследствие случайного характера процесса рассеяния они имеют нерегулярные доплеровские сдвиги частоты, поэтому реконструированный профиль скоростей может оказаться искаженным по сравнению с истинным профилем.

Целью настоящей работы является выяснение степени и характера искажений профилей скоростей реконструированного по сигналу ОКДТ потока, обусловленных многократным рассеянием в окружающей поток среде, а также исследование возможности реконструкции профиля скорости второго, более глубокого потока.

**А.В.Быков, М.Ю.Кириллин.** Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы; e-mail: sasha5000@tut.by, mkirillin@yandex.ru

**А.В.Приезжев.** Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет и Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы; e-mail: avp2@mail.ru

Поступила в редакцию 5 июля 2005 г.

## 2. Моделируемая установка и исследуемый объект

Моделируемая установка идентична описанной нами ранее в [7, 8] и представляет собой ОКДТ-систему, построенную на основе интерферометра Майкельсона с суперлюминесцентным диодом в качестве источника излучения с длиной волны  $\lambda = 822$  нм и длиной когерентности  $l_{\text{coh}} = 15$  мкм. Скорость движения сканирующего зеркала в опорном плече интерферометра  $V_m = 12$  мм/с. Угол между направлением падающего на исследуемый объект излучения и направлением вектора скорости потока выбран равным  $75^\circ$ . В качестве исследуемых объектов рассматриваются один и два плоских потока суспензии, находящиеся на расстоянии  $D = 100$  мкм друг от друга и заглубленные в покоящейся рассеивающей среде. Движущаяся жидкость моделируется плоским слоем крови, рассматриваемой как суспензия неагрегирующих эритроцитов с объемной концентрацией клеток крови (гематокритом), равной 35%. Данная концентрация близка к физиологической концентрации красных кровяных телец в крови человека в малых сосудах. Модель окружающей среды соответствует по параметрам 2%-ному раствору интралипида. Интралипид представляет собой суспензию липидных частиц, а оптические свойства его 2%-ного раствора близки к свойствам кожи [9], поэтому такая суспензия часто используется в экспериментах для моделирования кожи человека. Оптические параметры выбранных сред (коэффициенты рассеяния и поглощения  $\mu_s$  и  $\mu_a$ , фактор анизотропии  $g$ , показатель преломления  $n$ , а также транспортная длина  $l_{\text{tr}} = [\mu_a + \mu_s(1 - g)]^{-1}$ , характеризующая расстояние, на котором фотон «забывает» свое первоначальное направление) для крови [10] и интралипида [11, 12] приведены в табл. 1.

Табл. 1. Модельные параметры для крови и интралипида ( $\lambda = 822$  нм).

Компонент среды	$\mu_s$ (мм <sup>-1</sup> )	$\mu_a$ (мм <sup>-1</sup> )	$g$	$n$	$l_{\text{tr}}$ (мм)	Литература
Кровь (35%)	57.3	0.82	0.977	1.4	0.47	[10]
Интралипид (2%)	5.4	0.002	0.7	1.36	0.62	[11, 12]

В модели среды с одним потоком (рис. 1, а) глубина залегания слоя крови  $L$  в интралипиде варьируется в пределах 50–300 мкм, что соответствует физиологическим глубинам залегания и толщинам кровеносных сосудов. Профиль скорости в кровеносном слое считается параболическим. Максимальная скорость выбрана равной 5 мм/с, что близко к ее значению в реальном распределении скоростей в капилляре. В модели среды с двумя потоками (рис. 1, б) варьируются расстояния между потоками  $D$  и глубина залегания первого слоя крови  $L$ .

Предполагается, что профиль скорости во втором потоке является параболическим с постоянным макси-

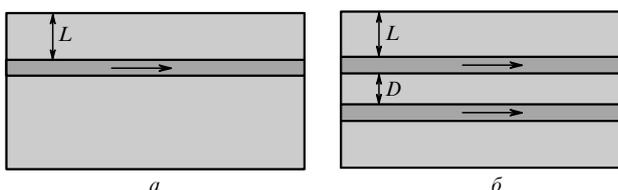


Рис. 1. Схемы моделируемого объекта с одним (а) и двумя (б) потоками.

мальным значением  $V_2 = 5$  мм/с, а максимальное значение  $V_1$  скорости первого потока, также имеющего параболическое распределение скоростей, варьируется в пределах 0–10 мм/с.

## 3. Алгоритм моделирования сигнала

Алгоритм моделирования сигнала ОКДТ, описанный ранее в [7], был модифицирован нами для расчетов на многопроцессорных компьютерах с параллельной архитектурой. Этот алгоритм состоит из двух этапов. Сначала проводится расчет траекторий единичных фотонов и их доплеровских сдвигов частоты по стандартному алгоритму Монте-Карло с использованием фазовой функции Хени–Гринштейна [13]. Затем на основе интерференционной формулы

$$I = (N_r N_s)^{1/2} \cos \left[ \left( \frac{2\pi}{\lambda} + \frac{2\pi \Delta f}{V_m} \right) \Delta l \right] \exp \left[ - \left( \frac{\Delta l}{l_{\text{coh}}} \right)^2 \right] \quad (1)$$

на каждом временном интервале сканирования моделируется оптическое смешение фотонов, приходящих на фотоприемник из опорного и предметного плеч. В (1)  $N_r$  и  $N_s$  – число фотонов, поступивших на фотоприемник из опорного и предметного плеч соответственно в данный интервал времени с данной разностью хода;  $\Delta f$  – среднее значение доплеровского сдвига частоты фотонов, пришедших из предметного плеча за этот же интервал времени;  $\Delta l$  – разность хода интерферирующих волн.

Детектированными считаются фотоны, рассеянные в угловую апертуру  $6^\circ$  относительно направления строго назад. Угол между этим направлением и нормалью к поверхности исследуемой среды составляет  $15^\circ$ . Скорость на каждом интервале сканирования вычислялась из рассчитанных доплеровских сдвигов по формуле

$$V = \frac{\Delta f \lambda}{2n \cos \theta}, \quad (2)$$

где  $n$  – показатель преломления среды;  $\theta$  – угол между направлением падающего излучения и вектором скорости потока.

## 4. Результаты моделирования и их обсуждение

Поскольку моделирование методом Монте-Карло процесса распространения излучения в сильно рассеивающей среде само по себе требует длительного времени, то при использовании метода оптической когерентной доплеровской томографии из-за его высокой селективности к рассеянным назад фотонам [6] моделирование даже одного сигнала на обычном персональном компьютере при параметрах среды, соответствующих реальным биологическим средам, может быть весьма продолжительным. Для обоснования применения многопроцессорных компьютеров с параллельной архитектурой при расчетах сигналов ОКДТ рассмотрим несколько сигналов от среды с двумя потоками, рассчитанных при следующих параметрах среды:  $L = 50$  мкм,  $D = 100$  мкм,  $V_1 = 10$  мм/с.

Для получения результата, показанного на рис. 2, а, использовалось 500 млн. фотонов. При этом время расчета на компьютере AMD Athlon 2 ГГц составило при-

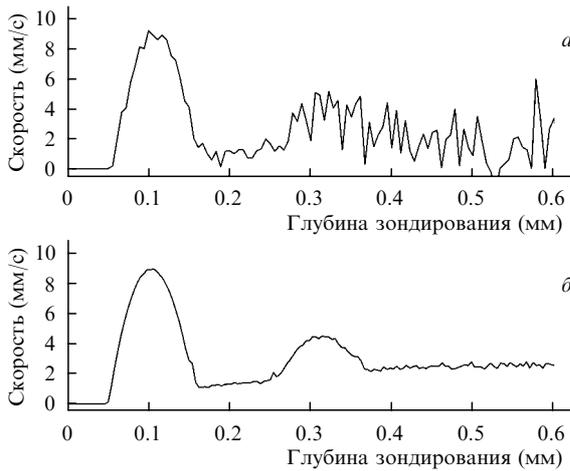


Рис.2. Сравнение результатов моделирования на персональном (а) и многопроцессорном (б) компьютерах, реконструированных по сигналу ОКДТ распределений скоростей в рассеивающей среде с двумя заглуженными потоками.

мерно восемь часов. На рис.2,б представлен результат расчета по 10 млрд. фотонов. Он получен на 10-процессорном компьютере МЛЦ МГУ (IBM-cluster, 2x-Xeon 2600) за то же самое время. На рис.2,б, в отличие от рис.2,а, четко видно распределение скоростей во втором более глубоком потоке. Также видно, что паразитный сигнал, называемый нами доплеровским шумом (см. ниже) и соответствующий ненулевым скоростям, которые якобы имеются вне потоков, характеризуется вполне определенными значениями. Эти значения нельзя найти по данным, представленным на рис.2,а. Все приведенные ниже результаты получены на многопроцессорном компьютере с использованием 10 млрд. фотонов.

Рассмотрим описанную выше систему с одним потоком при различных глубинах его залегания. Результаты моделирования для такой системы приведены на рис.3. Видно, что при увеличении глубины залегания исследуемого слоя наблюдается смещение положения максимума реконструированного профиля скоростей в область больших глубин и уменьшение его величины. Это связано с тем, что с увеличением глубины залегания слоя умень-

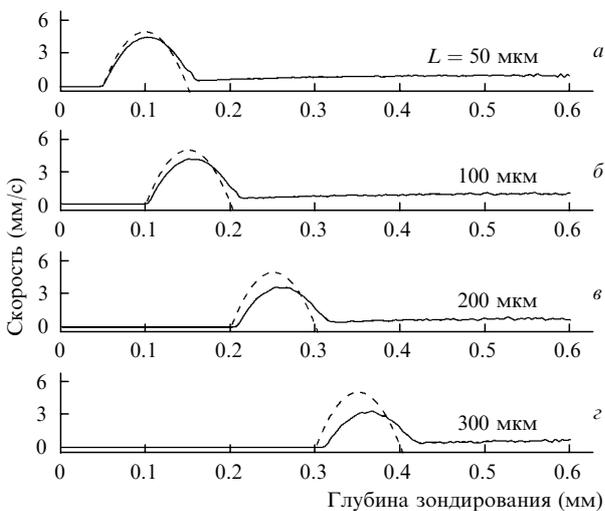


Рис.3. Сравнение пуазейлевского (истинного) (штриховые кривые) и полученных в результате моделирования методом Монте-Карло (сплошные кривые) профилей скоростей течения в слое крови в рассеивающей среде при различных глубинах залегания.

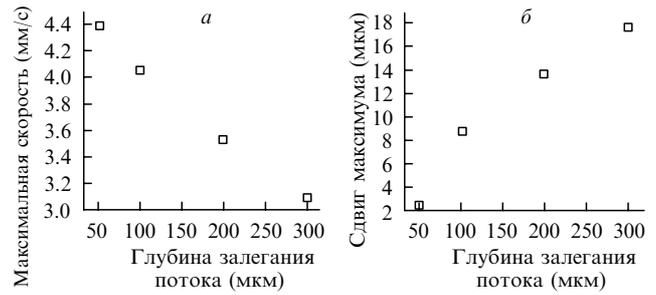


Рис.4. Зависимости максимальной скорости течения (а) и сдвига положения максимума (б) реконструированного профиля от глубины залегания потока.

шается число фотонов, несущих достоверную информацию о потоке. Фотоны, пришедшие с большей глубины, имеют более сложные и длинные траектории и тем самым оказывают деструктивное влияние на реконструкцию профиля.

На рис.4 приведены зависимости максимальной скорости реконструированного потока и положения максимума профиля скоростей от глубины залегания потока. Видно, что в области за потоком наблюдаются отличные от нуля (паразитные) значения скорости (доплеровский шум), возникающие из-за того, что фотоны, приходящие из этой области как минимум дважды пересекали область потока и приобрели дополнительные доплеровские сдвиги. Очевидно, что этот шум будет сказываться при детектировании и реконструкции профилей скоростей более глубоко залегающих потоков. Наличие доплеровского шума при исследовании потоков, погруженных в сильно рассеивающую среду, было экспериментально показано в работе [14] для модельных фантомов кожи. Представленные в [14] результаты качественно согласуются с приведенными на рис.3.

Далее мы исследовали влияние доплеровского шума на точность определения профилей скорости течения в системе двух параллельных однонаправленных потоков. Результаты моделирования для данной системы при глу-

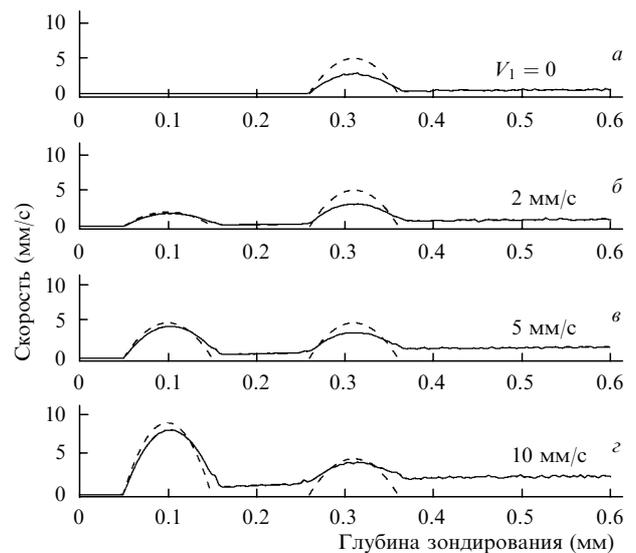


Рис.5. Сравнение пуазейлевского (истинного) (штриховые кривые) и полученных в результате моделирования методом Монте-Карло (сплошные кривые) профилей скоростей течения двух однонаправленных потоков крови в рассеивающей среде, расположенных на расстоянии  $D = 100$  мкм друг от друга, при различных максимальных скоростях первого потока  $V_1$ .

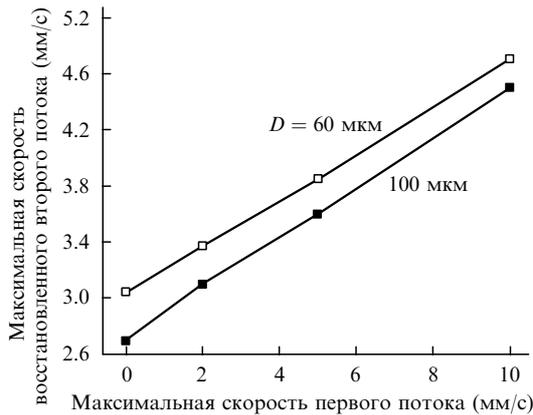


Рис.6. Зависимости максимальной скорости реконструированного профиля второго потока от максимальной скорости первого потока для расстояний между потоками  $D = 60$  и  $100$  мкм.

бине первого потока  $L = 50$  мкм и расстоянии между потоками  $D = 100$  мкм показаны на рис.5. Видно, что с ростом  $V_1$  увеличиваются и скорости реконструированного второго потока. Это происходит из-за того, что на реальную скорость этого потока накладывается доплеровский шум от первого потока, который напрямую зависит от скорости первого потока. Одновременно с увеличением восстановленной скорости происходит размывание границ второго потока. Для другого расстояния между потоками ( $D = 60$  мкм) при неизменном положении первого потока ( $L = 50$  мкм) полученная максимальная скорость второго потока оказалась больше, чем при  $D = 100$  мкм. Это связано с эффектом, описанным выше (при увеличении глубины залегания потока, максимальная скорость реконструированного профиля уменьшается). Сравнение полученных результатов показано на рис.6.

## 5. Заключение

В работе проведен анализ влияния глубины залегания потока суспензии частиц в светорассеивающей среде на реконструируемый по сигналу оптического когерентного томографа профиль скоростей. При этом оптические свойства движущейся суспензии имитировали свойства крови, рассматриваемой как суспензия невзаимодействующих оптически мягких частиц. Предполагалось, что истинный профиль потока является пуазейлевским. Оптические свойства окружающей поток среды имитировали усредненные свойства кожи. Таким образом, используемая физическая модель в целом имитировала поток крови в слое кожи. Проведенный анализ показал следующее. С увеличением глубины залегания потока

крови реконструируемый по сигналу ОКДТ профиль его скоростей искажается, а именно: 1) получаемые скорости оказываются меньше задаваемых в модели (на глубине 300 мкм максимальная скорость в полтора раза меньше истинной, заданной при моделировании); 2) реконструированный профиль растягивается в направлении дальней границы, при этом происходит сдвиг положения его максимума. Этот сдвиг обусловлен многократным рассеянием в неподвижной среде и при глубине залегания 300 мкм достигает 18 мкм.

Анализ влияния скорости приповерхностного потока на точность определения скорости более глубоких потоков показал, что при увеличении скорости течения приповерхностного потока увеличивается скорость реконструированного профиля второго потока. Это происходит из-за наличия доплеровского шума от первого потока. С ростом глубины залегания второго потока полученное значение его скорости также будет расти при увеличении скорости первого потока. Однако из-за снижения восстановленной скорости при увеличении глубины залегания потока полученная скорость второго потока будет меньше, чем при более близком к поверхности положении второго потока.

Работа выполнена при поддержке Программы «Ведущие научные школы» (грант № 2071.2003.4).

1. Milner T.E. et al., in: *Handbook of Optical Coherence Tomography*. Ed. by B.E. Bouma, G.J. Tearney (New York: Marcel Dekker, 2002, p. 203).
2. Chen Z., Zhao Y., Srinivas S.M., Nelson J.S., Prakash N., Frostig R.D. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **5** (4), 1134 (1999).
3. Chen Z., in: *Handbook of Coherent Domain Optical Methods*. Ed. by V.V. Tuchin (Kluwer: Kluwer Academic Publ., 2004, Vol. 2, p. 315).
4. Proskurin S.G., Yonghong He, Wang R.K. *Physics in Medicine and Biology*, **49**, 1265 (2004).
5. Leitgeb R.A., Schmetterer L., Drexler W., Fercher A.F., Zawadzki R.J., Bajraszewski T. *Opt. Express*, **11** (23), 3116 (2003).
6. Lindmo T., Smithies D.J., Chen Z., Nelson J.S., Milner T.E. *Physics in Medicine and Biology*, **43**, 3045 (1998).
7. Быков А.В., Кириллин М.Ю., Приезжев А.В. *Квантовая электроника*, **35** (2), 135 (2005).
8. Hast J., Prykari T., Alarousu E., Myllyla R., Priezzhev A.V. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **4965**, 66 (2003).
9. Troy T.L., Thennadil S.N. *J. Biomedical Opt.*, **6** (2), 167 (2001).
10. Roggan A., Friebel M., Dorschel K., Hahn A., Müller G. *J. Biomedical Opt.*, **4** (1), 36 (1999).
11. Flock S.T., Jacques S.L., Wilson B.C., Star W.M., van Gemert M.J.C. *Lasers in Surgery and Medicine*, **12**, 510 (1992).
12. Van Staveren H.G., Moes C.J.M., van Marle J., Prahl S.A., van Gemert M.J.C. *Appl. Opt.*, **30**, 4507 (1991).
13. Yaroslavsky A.N., Yaroslavsky I.V., Goldbach T., Schwarzaier H.-J. *J. Biomedical Opt.*, **4** (1), 47 (1999).
14. Moger J., Mather S.J., Winlove C.P., Shore A. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, **38**, 2597 (2005).