

Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии

С.Г.Проскурин

Описано применение метода малоуглового растрового сканирования и усреднения в плече образца интерферометра Майкельсона в оптической когерентной томографии (ОКТ). Растровое усреднение используется для увеличения отношения сигнал/шум и уменьшения спекл-шумов двумерного ОКТ-изображения при диагностике поверхностных слоёв кожи и подкожных кровеносных сосудов человека in vivo. Данный метод позволяет использовать низкокогерентный источник излучения малой мощности и увеличивать глубину когерентного зондирования кожи человека до 1.5 – 1.8 мм. Уменьшение спекл-шума в получаемом ОКТ-изображении впервые дало возможность визуализировать подкожные кровеносные сосуды на всей глубине их нахождения.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, глубина когерентного зондирования, оптические свойства кожи, кровеносные сосуды.

1. Введение

Оптическая спектроскопия и томография основаны на измерении поглощения, рассеяния и отражения излучения ближнего ИК диапазона с длинами волн $\lambda = 700 - 1500$ нм. При этом чаще всего используются длины волн в диапазоне 800 – 1300 нм. Оптическая диагностика при малых (меньше одного милливатта) интенсивностях излучения считается безвредной неинвазивной методикой биомедицинского исследования, в противоположность рентгеновским методам исследования [1].

Оптическая когерентная томография (ОКТ) возникла в конце восьмидесятых – начале девяностых годов XX века [2]. В начале XXI века она заняла прочное место среди биомедицинских диагностических методов [3]. В ОКТ используется отражённый от поверхностей с различной оптической плотностью оптический сигнал, и она во многом аналогична ультразвуковой (УЗ) диагностике.

Для поверхностных слоёв кожи человека, у которых редуцированный коэффициент рассеяния оптического излучения $\mu'_s \sim 1$ мм⁻¹, глубина зондирования стандартных ОКТ-систем составляет 1.0–1.2 мм, что существенно меньше, чем при УЗ исследованиях [4, 5] и у рентгеновских приборов [6]. Из-за сильного рассеяния оптического излучения в биотканях ОКТ-системы обычно применяются для исследования роговицы, стекловидного тела и сетчатки глаза (в медицине они называются ретинотомографы, или томографы сетчатки). Разрешение ОКТ-систем для аналогичных исследований на один-два порядка превышает разрешение УЗ систем. Для последних оно составляет 100 мкм – 1 мм [5].

В оптической низкокогерентной рефлектометрии используются принципы сканирующей низкокогерентной

интерферометрии [7, 8]. Низкая когерентность источника излучения обусловлена его широкой спектральной полосой ($\Delta\lambda$), что в схемах сканирующих интерферометров даёт высокое продольное пространственное разрешение

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}.$$

Локализация продольной компоненты измерительного объёма (пространственное разрешение по глубине зондирования Δz) при использовании непрерывных суперлюминесцентных диодов (СЛД) с $\lambda = 800 - 1700$ нм и шириной спектра $\Delta\lambda = 20 - 100$ нм достигает 5–15 мкм. Поскольку излучение распространяется в биологических тканях, необходимо учитывать их показатель преломления $n \approx 1.4$ [9]. Это улучшает пространственное разрешение в самом биообъекте: $L_{ax} = \Delta z/n \sim 4 - 11$ мкм.

Методики ОКТ-исследований, как правило, основаны на применении схемы сканирующего интерферометра Майкельсона, выполненного на базе одномодовых световодов (рис.1) или микроскопа Линника [10].

По сравнению с квазиупругим рассеянием, когда используется узкополосный источник излучения (лазер с

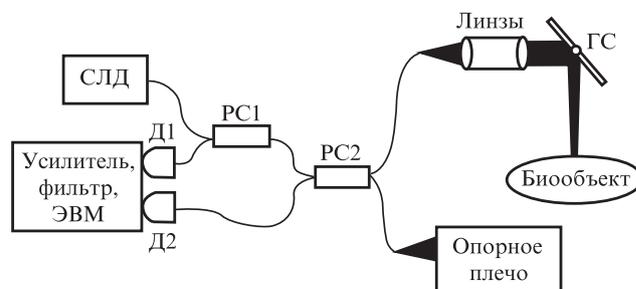


Рис.1. Схема оптического когерентного томографа, выполненного на основе одномодовых световодов:

PC1 и PC2 – разветвители световодов 1 × 2 и 2 × 2; ГС – гальваносканер; D1, D2 – ИК приёмники излучения, включённые в балансную схему; в опорном плече находится модифицированная быстро сканирующая оптическая линия задержки (RSOD).

С.Г.Проскурин. Тамбовский государственный технический университет, Россия, 392000 Тамбов, ул. Советская, 106; e-mail: spros@tamb.ru

Поступила в редакцию 14 мая 2012 г.

$\Delta\lambda \sim 0.1 - 1$ нм), в схеме с низкокогерентным источником кроме интерференционного когерентного сигнала регистрируется ещё и некогерентный «паразитный» сигнал, который проявляется как фазовый шум [7, 10].

Регистрация опорной и объектной напряжённостей электрического поля $\vec{E}_r = E_r \cos(kz_r + \varphi_1)$ и $\vec{E}_s = E_s \cos(kz_s + \varphi_2)$ соответственно от двух плеч интерферометра Майкельсона на балансном квадратичном фотоприёмнике даёт интенсивность регистрируемого излучения

$$I = \langle (E_r + E_s)^2 \rangle = I_{in} + E_r^2 + E_s^2 + 2E_r E_s \times \cos[2\pi f_0 t + (\varphi_1 - \varphi_2)],$$

где I_{in} – некогерентная составляющая сигнала (фазовый шум). При использовании одного детектора в режиме гетеродинамирования для увеличения отношения сигнал/шум, необходимо увеличивать интенсивность опорного излучения $I_r = E_r^2$, при этом сумма интенсивностей опорного и объектного излучения (излучения в плече образца) $I_r + I_s = E_r^2 + E_s^2$ будет расти. В режиме детектирования сигнала с помощью двух фотоприёмников, включенных в балансную схему, для снижения фазового шума необходимо уменьшать интенсивность излучения в опорном плече [11].

Несущая частота сканирующего интерферометра f_0 , на которой проводится фильтрация и детектирование сигнала, соответствует классическому доплеровскому сдвигу, возникающему из-за движущегося в опорном плече зеркала со скоростью V :

$$f_0 = 2V/\lambda.$$

При использовании линейно сканирующей оптической линии задержки (ОЛЗ) ширина полосы усиления фильтра сигнала Δf приближённо равна уширению линии, пропорциональному ширине полосы широкополосного источника ($\Delta\lambda \sim 20 - 300$ нм):

$$\Delta f = f_0 \Delta\lambda / \lambda.$$

При использовании быстро сканирующей линии задержки Фурье (RSOD – rapid scanning optical delay) [11, 12] ширина полосы пропускания определяется следующей формулой:

$$\Delta f = K \frac{\Delta\lambda}{\lambda^2} \frac{\partial\alpha}{\partial t},$$

где $\partial\alpha/\partial t$ – угловая скорость сканирующего в опорном плече зеркала; α – мгновенный угол положения зеркала. Коэффициент K зависит от параметров RSOD и примерно равен 4, что соответствует увеличению ширины полосы пропускания в случае RSOD примерно в четыре раза по сравнению со случаем линейно сканирующего зеркала [12].

Быстро сканирующая ОЛЗ изначально была разработана для исследования формы и длительности лазерных УКИ, что предполагает использование источников излучения большой мощности. В работах [11, 13] впервые удалось модифицировать RSOD таким образом, чтобы мощность излучения, попадающего в каждое плечо интерферометра, была равна 0.1–0.2 мВт. Дальнейшее уменьшение мощности СЛД не имеет смысла, т.к. при этом электрические шумы усилителя сравниваются со спекл-шумами и шумами источника излучения.

Увеличение групповой скорости в линейной ОЛЗ вызывает неизбежное увеличение и фазовой скорости, что приводит к увеличению несущей частоты f_0 . RSOD позволяет разделить настройку групповой и фазовой скоростей, т.е. при достаточно быстром сканировании независимо настраивать несущую частоту в пределах от нуля до нескольких сотен килогерц. Используемая конструкция RSOD [11] позволяет отстроиться от высокочастотного белого шума и сдвинуть несущую частоту в область нескольких десятков килогерц. Исследование шумов в спектре сигнала привело к определению оптимальной несущей частоты, равной 25 кГц.

Как и в методах УЗ диагностики, в силу когерентности излучения в ОКТ-изображениях также присутствует спекл-шум. Он наблюдается в виде пятен (спеклов) на реконструированном программными средствами двумерном изображении, которое по аналогии с УЗ исследованиями называется В-скан. Он содержит от нескольких десятков до нескольких сотен А-сканов – интерферограмм сканирующего интерферометра.

Целью настоящей работы является увеличение глубины когерентного зондирования при ОКТ за счёт малоуглового растрового сканирования в плече образца с последующим усреднением соседних А-сканов.

2. Материалы и методы

В эксперименте (рис. 1) излучение СЛД ($\lambda = 1298$ нм, $\Delta\lambda = 52$ нм) поступает в разветвитель световодов РС1 и далее во второй разветвитель РС2. Из последнего половина излучения поступает в опорное плечо интерферометра, а другая половина попадает в плечо образца и фокусируется на нём с помощью системы линз. Отражённое от обоих плеч интерферометра излучение смешивается на балансных квадратичных фотоприёмниках Д1 и Д2. После балансной схемы электрический сигнал поступает на регулируемый полосовой фильтр, а затем на спектроанализатор и аналого-цифровой преобразователь (АЦП). После АЦП цифровой сигнал записывается и обрабатывается на компьютере. Для получения двумерного изображения используется сканирование в плече образца с помощью второго гальваносканера.

Традиционно в ОКТ-системах применялось параллельное сканирование предметного столика, когда столик с исследуемым объектом пошагово смещался перпендикулярно направлению распространения излучения в плече образца (рис. 2).

При исследовании биомедицинских объектов *in vivo* в плече образца часто используется угловое сканирование зеркала, расположенного перед фокусирующей линзой, или сканирование самой линзы (рис. 3), что даёт увеличение отношения сигнал/шум в полтора-два раза [14, 15]. Такая геометрия применяется для фокусировки излучения и получения минимального поперечного пространственного разрешения 5–20 мкм [15]. Низкокогерентное излучение можно сфокусировать в пятно меньших размеров, чем излучение с высокой когерентностью. Эксперименты показали, что такая фокусировка в поверхностных слоях кожи человека не позволяет получить глубину когерентного зондирования (ГКЗ) свыше 1.0–1.2 мм [11, 14].

В настоящей работе применяется схема дистанционного растрового сканирования (рис. 4). Расстояние от сканирующего зеркала и системы линз с малой числовой апертурой NA до объекта составляет 8–12 см, что в 4–10



Рис.2. Схема параллельного сканирования предметного столика в плече образца оптического когерентного томографа.

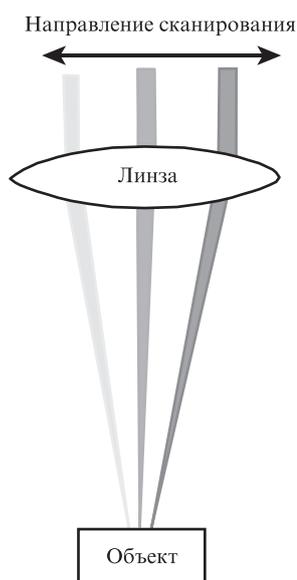


Рис.3. Схема углового сканирования зондирующего излучения в плече образца оптического когерентного томографа [15].

раз превышает указанное расстояние в стандартных схемах (рис.2 и 3).

В нашей схеме поперечное разрешение определяется диаметром перетяжки фокусируемого пучка $\omega = 1.22\lambda/(2NA)$ и увеличивается до 50–100 мкм. Это приводит к уменьшению пространственного разрешения в 3–5 раз, но для визуализации слоистых структур (ногти, ногтевое ложе, подкожные структуры) данного разрешения вполне достаточно. К тому же при выборе малой числовой апертуры фокусирующей оптики удастся избежать попадания в детектор многократного рассеянных под большими углами фотонов и выделить преимущественно отражённую компоненту, которая содержит информацию о структуре биообъекта. При этом аксиальное разрешение L_{ax} по-прежнему определяется когерентностью источника и остаётся неизменным (5–10 мкм).

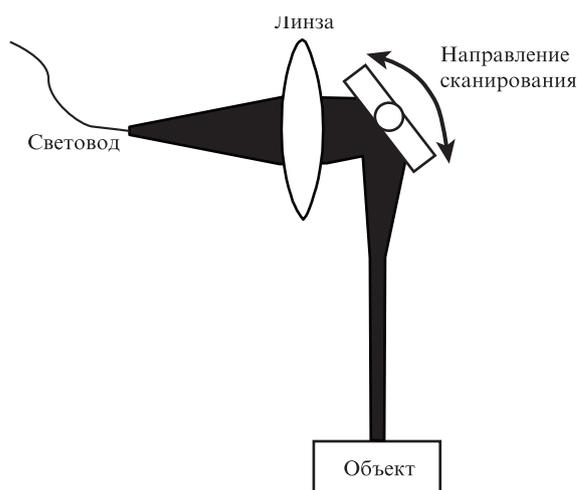


Рис.4. Схема малоуглового растрового сканирования зондирующего излучения в плече образца оптического когерентного томографа [10].

Выбор длины волны СЛД обуславливается тем, что наибольшая глубина проникновения излучения в биологическую ткань достигается при $\lambda \sim 1.3$ мкм [9]. К тому же импульс длительностью менее 10 фс соответствует когерентному пакету длиной менее 3 мкм. В биологической ткани такой короткий импульс вызывает увеличение дисперсии оптического излучения, что приводит к уменьшению ГКЗ. При уменьшении числовой апертуры одновременно увеличивается конфокальный параметр до величины, соответствующей ГКЗ 2–3 мм, при этом достигается максимальное отношение сигнал/шум [11].

В описываемом эксперименте длины и опорного плеча, и плеча образца сканирующего интерферометра изменяются непрерывно с помощью гальваносканеров, а не пошагово, как в схеме, приведенной на рис.2. Эмпирически было показано, что при обработке интерферограмм с помощью быстрого преобразования Фурье обработка сигнала со сдвигом окна Ханнинга на 20%–30% даёт такой же контраст изображения, как и обработка сигнала с непрерывным сдвигом. Более подробное описание экспериментальной установки, алгоритма обработки сигнала и получения изображения можно найти в работах [11, 13].

3. Результаты и их обсуждение

В качестве пробного объекта использовалась поверхность луковицы (*Allium* сера). Основным объектом исследования была кожа пальца человека *in vivo* с видимыми невооружённым глазом подкожными кровеносными сосудами.

На рис.5 показано существенное изменение контраста ОКТ-изображения поверхности луковицы (*Allium* сера) до и после усреднения по пяти соседним А-сканам в каждой вертикальной линии изображения.

Для биомедицинских объектов удалось получить изображения подкожных кровеносных сосудов человека диаметром 0.2–1 мм [11, 13]. На рис.6 показан подкожный кровеносный сосуд диаметром ~ 1 мм, расположенный на глубине 1–1.8 мм, до усреднения, после трёх и десяти усреднений. Изображения на рис.6,а–в построены из файла, содержащего 180 исходных вертикальных А-сканов. Из-за того что их число мало, после десяти усреднений

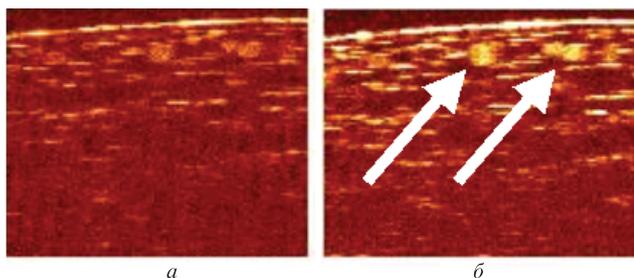


Рис.5. ОКТ-изображения поверхности лукавицы (*Allium* сера) до (а) и после (б) усреднения. Стрелки указывают на структуры, которые отчётливо видны после усреднения. Размер изображений 1.8 × 1.8 мм.

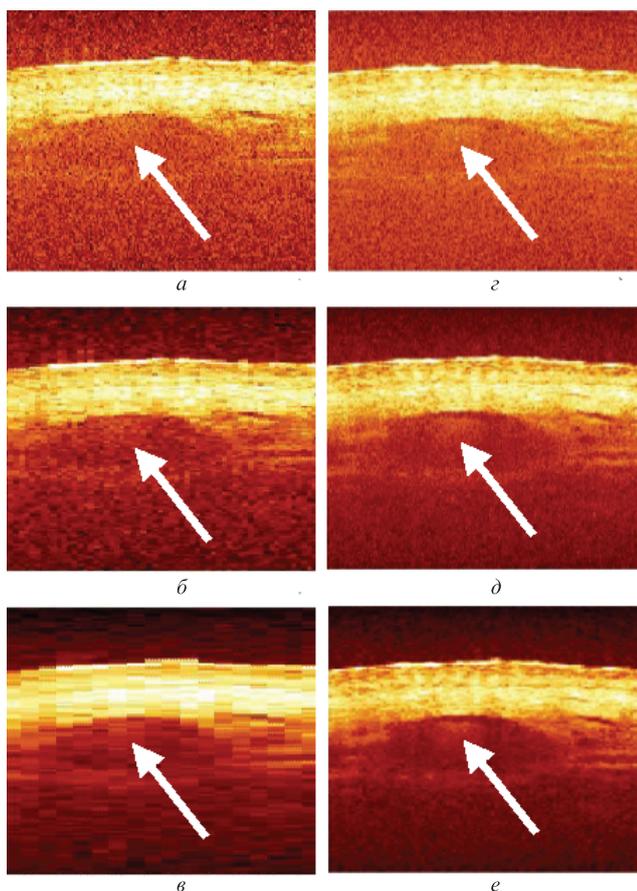


Рис.6. ОКТ-изображения кожи и кровеносного сосуда пальца человека *in vivo* до усреднения (а, з) и после усреднения по трём (б, д) и десяти (в, е) соседним А-сканам. Изображения слева (а–в) имеют 180 исходных вертикальных А-сканов, а изображения справа (з–е) – в пять раз больше, 900 А-сканов. Стрелки указывают место, где структурное изображение крови контрастно проявляется только после усреднений. Размер изображений 2 × 2 мм.

получается В-скан, который имеет очень низкое разрешение – всего 18 вертикальных линий (рис.6,в). В результате структура сосуда становится размытой, изображение распадается и не может быть использовано для биомедицинской диагностики.

Изображения на рис.6,з–е построены из файла, содержащего в пять раз больше данных – 900 исходных А-сканов. Стрелки указывают на структурные изображения сосуда, которые проявляются на рис.6,д и е: видно существенное улучшение контраста и уменьшение спекл-шума. Дальнейшее увеличение числа усреднений ухудшает изо-

бражение, пиксели становятся слишком большими, как и на рис.6,в для файла со 180 линиями.

Отношение сигнал/шум S/N вычислялось стандартным способом [15]: бралось отношение среднего значения максимальной интенсивности $\langle I \rangle$ отражённого излучения к стандартному отклонению σ сигнала из однородной области объекта:

$$S/N = \langle I \rangle / \sigma.$$

Однородная область определялась по эргодичности случайного процесса: выбиралась нижняя, однородная часть изображения, где усреднения по времени (отдельных А-сканов) и по реализациям (различных А-сканов в аналогичные моменты времени) совпадали. Заметим, что эта формула выбиралась ещё и потому, что она обратна другой важной количественной характеристике – контрасту спеклов

$$C = \sigma / \langle I \rangle.$$

Зависимость отношения сигнал/шум от числа усреднений последовательных А-сканов показана на рис.7,а. При использовании логарифмической шкалы (рис.7,б) становится очевидным, что до 60 усреднений эта зависимость не испытывает асимптотического насыщения – экспериментальные точки строго ложатся на прямую линию. Исследованное в работе [15] сканирование линзы в плече образца (рис.3) показывает, что после 5–7 усреднений зависимость асимптотически насыщается и приближается к горизонтальной прямой (см. рис.4 в работе [15]). В описываемом в настоящей работе эксперименте такого асимптотического насыщения не наблюдается.

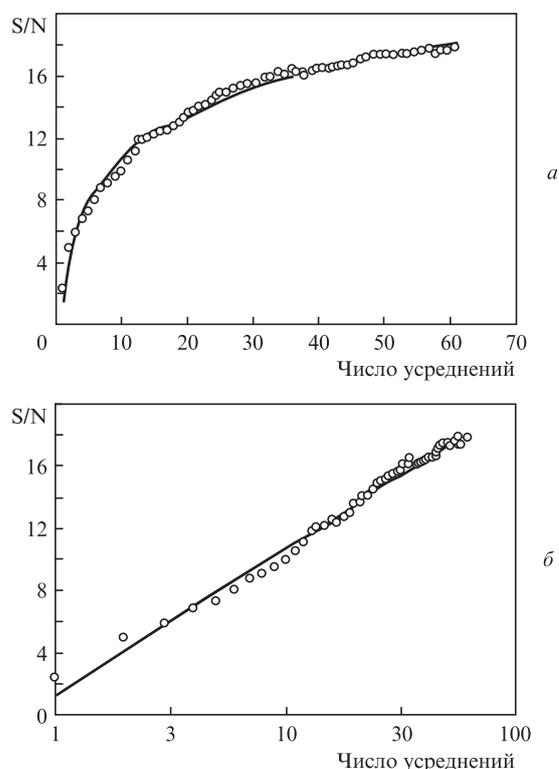


Рис.7. Зависимости отношения сигнал/шум S/N от числа усреднений при малоугловом растровом сканировании (см. рис.4). Точки – экспериментальные данные, сплошные линии – логарифмическая аппроксимация.

В то же время для файла, содержащего 180 линий, после 10–15 усреднений изображение сильно размывается. Это говорит о том, что при выборе в 5–10 раз меньшего угла между последовательными А-сканами и увеличении скорости сбора информации до нескольких тысяч линий в секунду, например при использовании спектральной ОКТ, можно дополнительно увеличить ГКЗ до 2–2.5 мм. Такой результат следует из того, что когерентный обратно отражённый сигнал «теряется» в диффузно рассеянном сигнале только тогда, когда транспортная длина $l^* = (\mu_s^*)^{-1}$ становится равной 2–2.5 мм для рассеивающей среды с оптическими свойствами, схожими со свойствами кожи человека [16]. Такую ГКЗ можно рассматривать как предельную, ниже которой интенсивность обратно отражённого когерентного сигнала сравнивается с интенсивностью обратно рассеянного диффузионного сигнала.

Заметим, что при линейном сканировании предметного столика (см. рис.2) с последующим усреднением отношение сигнал/шум в проведённых экспериментах ведёт себя нерегулярно (рис.8, ср. с [15]). Объяснение такого нерегулярного характера зависимости будет предметом дальнейших исследований.

Обработка отдельных вертикальных линий показала [11], что аксиальное разрешение L_{ax} постепенно ухудшается от теоретического значения 10 мкм до 30–50 мкм. Это означает, что происходит регистрация рассеянного назад излучения, которое всё ещё остаётся когерентным излучению в опорном плече интерферометра. Более глубокие слои кожи можно визуализировать, регистрируя

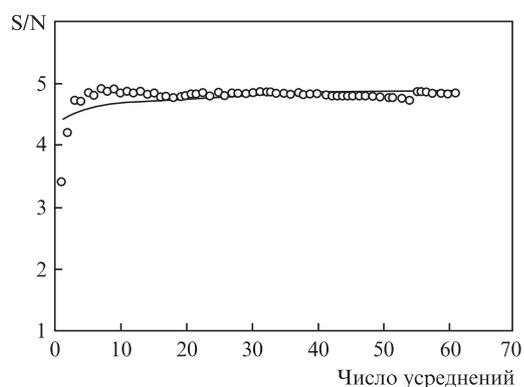
только фотоны, рассеянные малое число раз, – переходный режим между режимами отражения и диффузного рассеяния сигналов [11, 16]. Здесь имеется в виду режим регистрации фотонов, рассеянных малое число раз, которые всё ещё сохраняют когерентность с излучением в опорном плече интерферометра.

4. Заключение

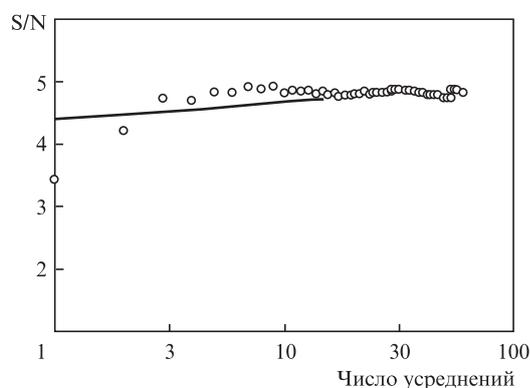
В настоящей работе в опорном плече ОКТ-системы была использована усовершенствованная сканирующая ОЛЗ на основе дифракционной решётки, которая позволяла сместить несущую частоту f_0 в низкочастотную область с минимальными шумами ($f_0 = 25$ кГц). В плече образца применялось дистанционное малоугловое растровое сканирование. Применение такого сканирования с последующим усреднением показывает, что при числе усреднённых А-сканов до 60, расположенных под разными углами, асимптотического насыщения зависимости отношения сигнал/шум от числа усреднений не наблюдается.

При 5–10 усреднениях можно избавиться от спеклов и получить максимальный контраст изображения, при этом удаётся зарегистрировать фотоны в переходном режиме между режимами обратного отражения и многократного диффузионного рассеяния [16].

В дальнейшем предполагается провести сравнение полученных экспериментальных результатов с результатами моделирования ОКТ-изображений методом Монте-Карло [17], а также объяснить нерегулярный характер зависимости отношения сигнал/шум от числа усреднений при линейном сканировании предметного столика. Для растрового сканирования необходимо определить оптимальный угол между соседними А-сканами.



а



б

Рис.8. Зависимости отношения сигнал/шум S/N от числа усреднений при линейном сканировании (см. рис.2). Точки – экспериментальные данные, сплошные линии – логарифмическая аппроксимация. Асимптотическое насыщение возникает после 5–7 усреднений.

- Schmidt F.E.W. *PhD Thesis* (University College, London, 1999).
- Зимняков Д.А., Тучин В.В. *Квантовая электроника*, **32** (10), 849 (2002).
- Гладкова Н.Д. *Оптическая когерентная томография в ряду методов медицинской визуализации: курс лекций* (Н.Новгород: изд-во ИПФ РАН, 2005).
- Гундорова Р.А., Кваша О.И., Нурмамедов Р.А. *Российский общенациональный форум. Сборник трудов* (М., 2008, с. 202).
- Fisher Y.L., Nogueira F., Salles D., in *Diagnostic Ophthalmic Ultrasonography* (Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2009).
- Abahussin M., Hayes S., Knox N.E., Kamma-Lorger C.S., Khan Y., Marshall J., Meek K.M. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **50** (11), 5159 (2009).
- Fercher A.F., Roth E. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **658**, 48 (1986).
- Youngquist R.C., Carr S., Davies D.E.N. *Opt. Lett.*, **12** (3), 158 (1987).
- Tuchin V.V. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnostics* (Bellingham: SPIE Press, 2007).
- Линник В.П. *Изв. АН СССР*, **1**, 210 (1933).
- Proskurin S.G. *Adv. Life Sci.*, **1** (2), 40 (2011).
- Rollins A., Izatt J., Kulkarni M., Yazdanfar S., Ung-Arunyawee R. *Opt. Express*, **3** (6), 219 (1998).
- Proskurin S.G., Meglinski I.V. *Laser Phys. Lett.*, **4** (11), 824 (2007).
- Kennedy B.F., Hillman T.R., Curatolo A., Sampson D.D. *Opt. Lett.*, **35** (14), 2445 (2010).
- Desjardins A.E., Vakoc B.J., Oh W.Y., Motaghianezam S.M.R., Tearney G.J., Bouma B.E. *Opt. Express*, **15** (10), 6200 (2007).
- Hee M.R., Izatt J.A., Swanson E.A., Fujimoto J.G. *Opt. Lett.*, **18** (13), 1107 (1993).
- Kirillin M., Meglinski I., Kuzmin V., Sergeeva E., Myllylä R. *Opt. Express*, **18** (21), 21714 (2010).