

*А.Ю. Потлов, К.И.С. Галев**

УВЕЛИЧЕНИЕ ГЛУБИНЫ ЗОНДИРОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

Оптическая когерентная томография (ОКТ) использует принципы сканирующей низкокогерентной интерферометрии. Низкая когерентность непрерывного источника излучения СЛД (суперлюминесцентного диода) обеспечивается широкой спектральной полосой $\Delta\lambda$, что дает высокое пространственное разрешение в зондирующем плече:

$$\Delta z = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0,44 \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} .$$

Локализация продольной компоненты измерительного объема при использовании СЛД ($\lambda = 800 \dots 1500$ нм, $\Delta\lambda = 20 \dots 100$ нм) достигает $\Delta z \sim 5 \dots 15$ микрон [1, 2]. Такой короткий когерентный пакет соответствует $15 \dots 50$ фс импульсного лазера. В приложении к биологическим объектам методы ОКТ дают возможность визуализации сильно рассеивающих тканей с указанным разрешением на глубину $1 - 2$ мм. ОКТ-методики, как правило, основаны на применении схемы сканирующего интерферометра Майкельсона, выполненного на базе одномодовых световодов [1, 2].

В экспериментальной установке (рис. 1) излучение СЛД ($\lambda = 1298$ нм, $\Delta\lambda = 52$ нм) поступает в разветвитель световодов 50×50 %, FS1, и далее на второй разветвитель световодов 50×50 %, FS2.

Из последнего половина излучения поступает в опорное плечо интерферометра, другая половина поступает в плечо образца и фокусируется на образце при помощи системы линз. Отраженное от обеих плеч интерферометра излучение смешивается на балансных квадратных фотоприемниках D1 и D2. После балансной схемы электрический сигнал поступает на полосовой фильтр, после него на спектроанализатор и на аналого-цифровой преобразователь (АЦП). После АЦП цифровой сигнал записывается и обрабатывается на компьютере.

При использовании оптической линии задержки (ОЛЗ), основанной на дифракционной решетке и угловом сканировании зеркала (RSOD), полоса пропускания фильтра Δf уширяется приблизительно в 4 раза.

* Работа выполнена под руководством канд. физ.-мат. наук, доцента ФГБОУ ВПО «ГГТУ» С.Г. Проскурина.

$$f_o = \frac{4\Delta x}{\lambda} \frac{\partial \alpha}{\partial t}.$$

Частота RSOD достигает нескольких кГц, что позволяет получать ОКТ-изображения со скоростью десятков изображений в секунду. Несущая частота и ее уширение при этом становятся очень большими, что уменьшает разрешение и глубину когерентного зондирования.

Нам удалось уменьшить фокусное расстояние L_f и модифицировать RSOD. Это существенно снизило интенсивность источника излучения, СЛД, что привело к увеличению соотношения С/Ш на 5 – 8 dB. Растровое сканирование и последовательное растровое усреднение дало дополнительное уменьшение соотношения С/Ш на 4 – 10 dB. Это впервые позволило визуализировать подкожные кровеносные сосуды человека диаметром ~ 1 мм.

Рисунок 2 показывает кровеносный сосуд пальца человека, расположенный на глубине 1 – 1,7 мм до и после оптического просветления. Рисунок 2, а представляет изображение кровеносного сосуда, полученного с частотой сканирования 80 Гц, что соответствует времени детектирования ~2,2 с при считывании каждой последующей линии (четной или нечетной) и ~1,1 с при считывании обеих линий (четной и нечетной). Увеличение частоты сканирования возможно до нескольких кГц, что позволяет реализовать видеорежим с частотой 10 – 30 кадров в минуту.

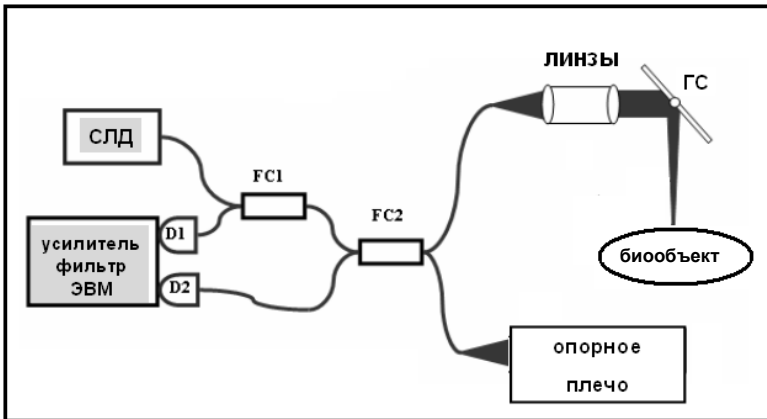


Рис. 1. Схема оптического когерентного томографа:

СЛД – суперлюминесцентный диод; FS1, FS2 – 1×2 и 2×2 разветвители световодов, в опорном плече находится сканирующая оптическая линия задержки; ГС – гальваносканер; D1, D2 – инфракрасные приемники излучения, включенные в балансную схему

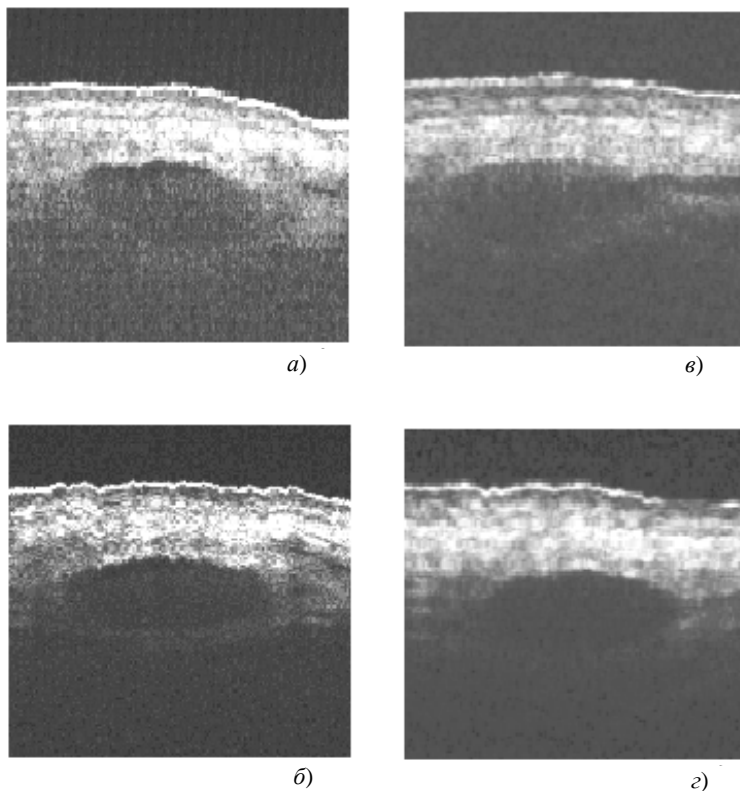


Рис. 2. ОКТ-изображения кожи и кровеносного сосуда пальца человека до (а, в) и после оптического просветления (б, з). Диаметр сосуда ~ 1 мм. Размер изображений 2×2 мм²

При оптическом просветлении контраст изображения сначала увеличивается (через 5 – 7 мин), а потом резко падает. Структура сосудов перестает быть четко видна, однако глубина когерентного зондирования увеличивается. Регистрируется сигнал от слоев кожи с глубины ~ 1,6...1,8 мм, но с ухудшенным в 4 – 6 раз пространственным разрешением.

Более глубокие слои кожи возможно визуализировать только за счет переходного квазидиффузионного когерентного режима регистрации фотонов. Уменьшение разрешения нижних слоев в 3 – 5 раз по сравнению с верхними слоями соответствует наличию рассеяния излучения и перехода в промежуточный режим между когерентной и диффузионной томографией. Это и есть режим слабо рассеянных фотонов, сохраняющих когерентность с опорным плечом интерферометра.

Данная ОЛЗ позволила отстроиться от низкочастотного $1/f$ шума, от высокочастотного нарастающего белого шума и получить несущую частоту равную 25 кГц, где и был минимум шумов. Описанные усовершенствования важны с практической точки зрения, они позволяют уменьшить физические размеры ОЛЗ до $10 \times 3 \times 5$ см³ и использовать низкокогерентный источник излучения, СЛД, мощностью до 0,4 милливатта. При использовании оптического циркулятора обратное влияние излучения на СЛД можно практически исключить. Это также позволит дополнительно уменьшить мощность источника в два раза. Примененное растровое усреднение в пределах одного пикселя уменьшает спектр шумов и увеличивает соотношение С/Ш на 4 – 10 dB. При таком соотношении удалось зарегистрировать фотоны в переходном режиме от отражения и обратного рассеяния к диффузионному режиму многократного рассеяния. Изменяя когерентность источника излучения, возможно добиться соответствия когерентного пакета пространственному разрешению в глубоких слоях биообъекта.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зимняков, Д.А. Оптическая томография тканей / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин // Квантовая электроника. – 2002. – № 10. – С. 849 – 867.
2. Proskurin, S.G. Imaging of non-parabolic velocity profiles in converging flow with optical coherence tomography / S.G. Proskurin, I.A. Sokolova, R.K. Wang // Physics in Medicine and Biology. – 2003. – P. 2907 – 2918.

Кафедра «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВПО «ТГТУ»