

ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ, РАСПОЗНАВАНИЕ ОБРАЗОВ

ОПТИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ СЕТОЧНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Захаров В.П., Братченко И.А., Корнилин Д.В., Мякинин О.О., Храмов А.Г.

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва
(национальный исследовательский университет)

Аннотация

Произведён комплексный анализ сеточных имплантатов с использованием методов конфокальной лазерной микроскопии, дифференциального обратного рассеяния и оптической когерентной томографии (ОКТ). На основе модельных экспериментов установлены границы применимости метода дифференциального обратного рассеяния для мониторинга состояния имплантата и прилегающих к нему тканей. Показана возможность обнаружения оптических неоднородностей, связанных с патологическими изменениями тканей вблизи поверхности волокон имплантата. Продемонстрирована применимость ОКТ для контроля сеточных имплантатов. Предложен алгоритм обработки ОКТ изображений на основе эмпирической модовой декомпозиции (Empirical Mode Decomposition, EMD). Установлено, что метод EMD позволяет значительно улучшить визуальное качество изображения, что делает возможным использование ОКТ для непосредственного контроля имплантатов и локализации неоднородностей.

Ключевые слова: сеточный имплантат, зона инкапсуляции, лазерная конфокальная микроскопия, математическое моделирование, метод Монте-Карло, оптическая когерентная томография, эмпирическая модовая декомпозиция.

Введение

Многочисленные исследования и применение различных имплантатов связаны с попыткой найти идеальный материал, который бы обеспечивал сочетание высоких биомеханических показателей с эффективностью процесса трансплантации и отсутствием послеоперационных последствий и рецидивов [1]. Сеточные имплантаты относятся к группе эндопротезов, получаемых при помощи плетения тонкими моно- и комплексными нитями искусственных волокон различного химического состава [2]. Данные имплантаты имеют толщину порядка несколько сотен микрон, а диаметр их волокон колеблется в диапазоне 50–200 мкм. Как правило, основными показателями, используемыми при выборе того или иного имплантата, являются отсутствие токсичности, совместимость с тканями организма, быстрая и надёжная стерилизация. Вместе с тем, эффективность процесса трансплантации во многих практически значимых случаях зависит от реакции тканей организма на используемые имплантаты, их расположения между различными анатомическими структурами, стимулирования регенерации, изменения физико-механических свойств трансплантатов в процессе эксплуатации.

Послеоперационный контроль зоны инкапсуляции позволяет снизить вероятность развития рецидива после имплантации [3]. Для проведения трёхмерного мониторинга имплантатов необходимо обеспечить разрешение в несколько микрон в слоях ткани, содержащих имплантат. Это требование может быть удовлетворено при использовании методов дифференциального обратного рассеяния и оптической когерентной томографии.

Метод дифференциального обратного рассеяния позволяет получать информацию о состоянии ткани, окружающей протез, а использование ОКТ даёт воз-

можность построить трёхмерное изображение ткани с пространственным разрешением около 5 микрон на глубинах до нескольких миллиметров [4]. Быстрота, высокое пространственное разрешение и возможность построения изображений в большом поле зрения – всё это важные составляющие точного определения состояния зоны инкапсуляции. Сеточные имплантаты, как правило, расположены на предельной глубине визуализации ОКТ-систем, поэтому эффекты рассеяния делают ОКТ-изображения размытыми, и улучшение качества изображения возможно за счёт дополнительной обработки изображения.

Сеточные имплантаты фактически располагаются в сечении С-сканов, что предполагает возникновение особенностей применения ОКТ для их контроля. Для уменьшения когерентных и некогерентных шумов в ОКТ-изображениях в настоящее время используются кросс-корреляционное выравнивание изображений [5] с последующим взвешенным усреднением [6], сложение нескольких соседних В-сканов исследуемого образца [7], самоадаптирующаяся пространственная регистрация нескольких В-сканов с последующим усреднением [8]. Однако наилучших результатов восстановления изображения можно добиться, используя характерные изменения структуры тканей во время сращивания сеточного протеза и окружающих тканей. Таким образом, важно иметь представление о структуре ткани и различных видах осложнений в зоне инкапсуляции с максимально возможным разрешением (не менее 1 мкм). Такое разрешение может быть достигнуто с помощью использования конфокальной лазерной микроскопии [9], которая обеспечивает высокий контраст регистрируемых изображений.

1. Экспериментальные исследования зоны инкапсуляции

Система лазерной конфокальной микроскопии была собрана на основе инвертированного оптического микроскопа Olympus IX71 со сканирующим модулем Yokogawa® CSU-X1, работающим по принципу диска Нипкова [10]. В качестве лазерного источника использовался модуль ALC-400 с волоконным акустооптическим управлением излучением твердотельных DPSS лазеров с длинами волн возбуждения 488 и 532 нм. Регистрация изображений осуществлялась с помощью EMCCD камеры Andor iXONEM и программного обеспечения Andor iQ. Данная система обеспечивала регистрацию до 2000 оптических срезов в секунду при поперечном и продольном разрешении 800 нм.

Экспериментальные исследования выполнены на 16 белых лабораторных крысах обоего пола массой от 180 до 230 г, которым под эфирным наркозом в брюшную стенку имплантировали пропиленовые имплантаты Prolene Ethicon или Эсфил стандартный. Контрольную группу составляли 4 животных. Животных наблюдали в течение 9 месяцев после проведения операций, затем их выводили из эксперимента с помощью передозировки эфирного наркоза. Для микроскопических исследований забирали брюшную стенку с полипропиленовым имплантатом и прилегающей к нему тканью. Забранный материал фиксировался в 10% нейтральном формалине. Изготавливались серийные срезы, которые окрашивали гемактоксином и эозином, пикрофуксином по Ван-Гизон, **шик-реакция по Мак Манусу**.

Через 9 месяцев ячейки сетки имплантата окружены мощной соединительной тканью, которая плотно охватывает нити полипропилена. Зрелые коллагеновые волокна расположены концентрично, непосредственно к поверхности волокон прилегают крупные клетки округлой формы с большими ядрами. Однако в ряде экспериментов наблюдались отдельные участки с патологическими изменениями: лимфоцитарной инфильтрацией, свидетельствующей об микрокровоизлияниях и развитии некроза; замещения мышечной ткани жировыми клетками.

Характерные микроснимки патологий представлены на рис. 1. Для обоих типов имплантатов в зоне инкапсуляции сетки отмечается разрастание эндомизии и жировой ткани (рис. 1а), в которой встречается большое количество сосудов микроциркуляторного русла. На отдельных участках между соединительной тканью и волокном наблюдаются пустоты, свидетельствующие о смещении имплантата, приводящем к микротравме в зоне имплантации (рис. 1б). Установлено, что вероятность развития микротравмы растёт с увеличением размеров, количества и плотности микродефектов поверхности волокон имплантата. Данные повреждения не только увеличивают величину зазора и препятствуют прорастанию имплантата вновь образующимися тканями, но и способны вызывать более серьёзные повреждения тканей, такие как кровоизлияния.

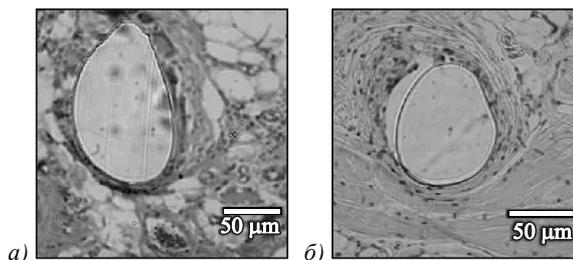


Рис. 1. Микроснимки патологий в зоне инкапсуляции: замещение нормальной ткани жировой (а) и образование зазора (б)

В целом, можно констатировать, что основные патологические изменения тканей в процессе инкапсуляции имплантата связаны с замещением нормальной ткани жировыми клетками и образованием некротической ткани вблизи поверхности его волокон. Ранняя и точная диагностика развития рассмотренных патологий позволяет начать своевременное лечение и снизить опасность развития рецидивов.

2. Использование дифференциального обратного рассеяния для диагностики зоны инкапсуляции

Ввиду обширного поля раневого процесса оптический мониторинг послеоперационного раневого процесса, детектирование возможного развития патологии могут быть проведены на основе дифференциального анализа рассеянного оптического излучения и выявления оптических неоднородностей, связанных с наличием некротической ткани и/или дистрофических изменений в ткани, прилегающей к области расположения волокон имплантата.

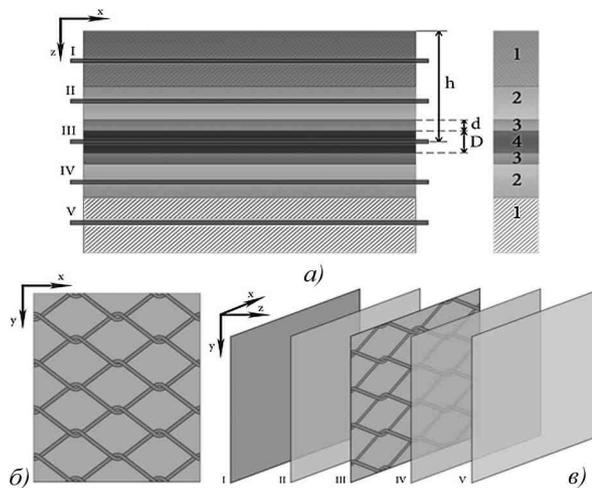


Рис. 2. Топология ткани с имплантатом: нормальная ткань (1) и волокна протеза (4), окружённые некротическим слоем (3) в зоне инкапсуляции (2) (а), поперечное сечение имплантата на глубине h (б), выделенные плоскости С-сканов ОСТ (в)

Для оценки возможности мониторинга раневого процесса указанным методом в математическую модель многослойной биологической среды [3] была добавлена зона инкапсуляции, содержащая сеточный имплантат. Топология модели и структура имплантата представлены на рис. 2, где D – диаметр волокна имплантата, d – толщина некротического

образования на поверхности протеза. Здесь же представлены плоскости С-сканов ОКТ (рис. 2б). Распределение интенсивности рассеянного излучения определялось методом Монте-Карло [11], численные значения оптических коэффициентов поглощения и рассеяния выбирались на основании анализа экспериментальных данных работы [12] с последующей аттестацией в численных модельных экспериментах. Форма, топология и размеры имплантатов выбирались на основе анализа протезов, используемых в медицинской практике [3]. Среднеквадратичная погрешность вычислений не превышала 6,2%.

Фактически имплантат представляет собой распределённый рассеиватель с резкой границей, помещённый на определённой глубине в мышечную ткань. За счёт резкой границы отражение излучения от волокон имплантата практически полностью определяется коэффициентами Френеля, а возможность его детектирования вблизи поверхности – коэффициентами поглощения и рассеяния ткани.

Пороговая глубина визуализации, когда поглощение становится доминирующим, составляет около 5 мм, и в соответствии с критерием Рэля визуализация сеточных имплантатов возможна при глубине установки, не превышающей 4 мм.

По данным микроскопических исследований, зона инкапсуляции может содержать некротические образования, которые являются оптическими неоднородностями поглощения в спектральной области 440–600 нм. Возможность обнаружения таких неоднородностей поглощения будет зависеть от их размера и глубины залегания сеточного имплантата. Удобно ввести эффективный диаметр некротических образований D_{eff} , который определяется как отношение среднего диаметра некротического образования d к диаметру волокна имплантата D .

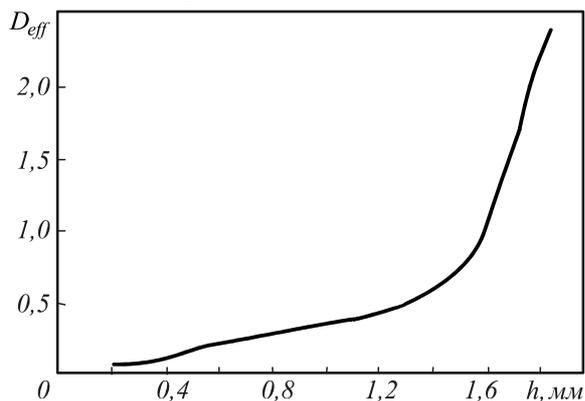


Рис. 3. Зависимость предельно разрешаемого эффективного диаметра некротического образования D_{eff} от глубины установки имплантата

На рис. 3 показана зависимость минимального значения эффективного диаметра D_{eff} от глубины залегания для модели имплантата Prolene Ethicon. Видно, что до глубины 1,4 мм данная зависимость имеет линейный характер, причём величина минимального видимого эффективного диаметра образования не превышает диаметр волокна имплантата.

Начиная с глубины $h \sim 1,5$ мм зависимость становится существенно нелинейной, что связано с возрастанием роли поглощения излучения. В большинстве случаев размер некротических образований сопоставим с диаметром волокна протеза, поэтому, как показывают данные рис. 3, использование характеристик рассеянного излучения для анализа зоны инкапсуляции, содержащей протез, возможно лишь с рядом существенных ограничений.

3. Оптическая когерентная томография сеточного имплантата

В настоящем исследовании впервые показано применение спектральных ОКТ систем для диагностики сеточных имплантатов. Схема установки представлена на рис. 4 и включает широкополосный суперлюминесцентный лазерный диод (полоса излучения 840 ± 25 нм, выходная мощность 20 мВт), интерферометр Майкельсона с коэффициентом деления 50/50 и спектрофотометр, содержащий дифракционную решётку (1200 штрихов/мм) и линейную ПЗС камеру (разрешение 2048 пикселей, скорость линейной передачи 29,3 кГц). Интерференционный сигнал регистрировался спектрофотометром и оцифровывался картой захвата изображений (NI-IMAQ PCI-1428).

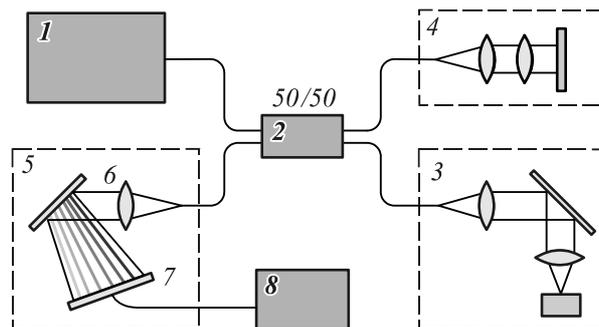


Рис. 4. Схема спектральной ОКТ: 1 – широкополосный источник, 2 – 50/50 делитель, 3 – объект исследования, 4 – опорное плечо, 5 – спектрофотометр с дифракционной решёткой 6 и ПЗС камерой 7, 8 – компьютер

Профиль по глубине (А-скан) восстанавливался путём преобразования интерференционного сигнала, регистрируемого IMAQ в линейное к-пространство. Продольное разрешение ОКТ составляло 5 мкм. Последующее объединение А-сканов позволяло восстанавливать трёхмерное изображение. Однако ввиду малого диаметра волокон (20–40 мкм) и расположения сеточного имплантата параллельно поверхности биологической ткани наиболее информативными являются С-сканы (см. рис. 2). Экспериментальные исследования проводились на моделях сред, которые были подготовлены на основе сеточных имплантатов, покрытых слоями биологических тканей. Характерный С-скан, восстановленный на основе А-сканов прямой регистрации данных, представлен на рис. 5а. Толщина слоя ткани составляла 1,7 мм, а сеточный имплантат с размером ячейки

1 мм был образован комплексными нитями волокон политетрафторэтилена диаметром 20 мкм.

Регистрируемые ОКТ изображения имеют низкое отношение сигнал-шум и, как и все когерентные системы визуализации, страдают от наличия спекл-шумов. Предполагалось, что регистрируемые структуры либо являются статическими, либо совершают медленные периодические движения, которые связаны с дыханием и, по крайней мере, не сказываются на соседних С-сканах за счёт высокой частоты обработки. Кроме того, считалось, что аддитивный шум, присутствующий на изображениях, определяется нулевым средним и не коррелирует с полезным сигналом.

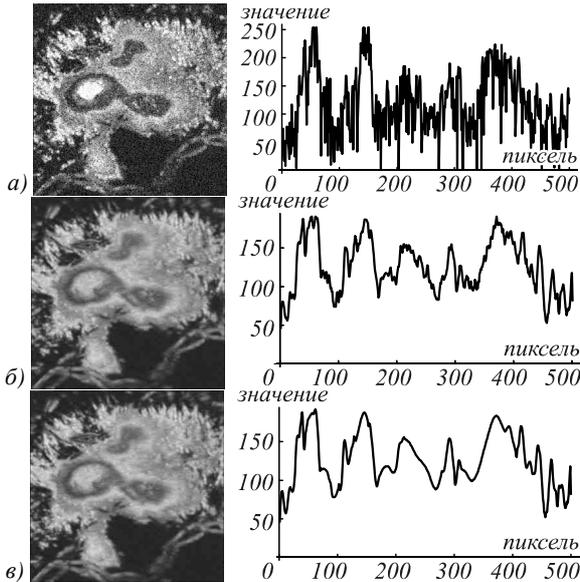


Рис. 5. С-сканы спектральной ОКТ и их средние у-линии изображения имплантата под слоем мышечной кожи для необработанного изображения (а); изображения с предварительной фильтрацией ($K = 9$) (б); EMD-фильтрации ($T = 10$) (в)

Использовался двухступенчатый алгоритм фильтрации С-сканов для возможности проведения точной диагностики имплантата и зоны инкапсуляции: простая предварительная фильтрация (межкадровое усреднение и линейное сглаживание) на первом этапе и эмпирическая модовая декомпозиция (EMD) на втором. Задача первого шага алгоритма – исключить сверхвысокие частоты, которые обычно не несут никакой важной информации об исследуемом объекте. На втором шаге фильтруются оставшиеся импульсные шумы, не затрагивая при этом мелкие детали полезного сигнала.

Регистрируемый трёхмерный ОКТ сигнал $I(x_i, y_j, z_k)$ может быть представлен в виде продольных С-сканов изображения

$$I_{k_0}(x_i, y_j) = I(x_i, y_j, z_k) \Big|_{k=k_0} \quad (1)$$

Учитывая высокое (5 мкм) разрешение ОКТ установки и относительно плавное изменение оптических характеристик среды, можно предположить, что каждый С-скан незначительно отличается от соседних, по крайней мере, в пределах одного слоя биоткани.

Поэтому на первом этапе алгоритма производилось межкадровое усреднение K соседних С-сканов

$$\hat{I}_k(x_i, y_j) = \sum_{l=k-r}^{k+r} I_l(x_i, y_j), \quad (i, j, k), r = \frac{K-1}{2} \quad (2)$$

с последующим линейным сглаживанием (свёртка каждого С-скана с окном 3×3)

$$\tilde{I}_k(x_i, y_j) = \hat{I}_k(x_i, y_j) ** h, \quad \forall k, h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Обработанный С-скан ОКТ изображения для $K=9$ представлен на рис. 5б. Выбор параметра K индивидуален и зависит от пространственных частот С-скана.

Второй шаг (EMD-фильтрация) основывается на одномерном алгоритме пространственно-частотного анализа [13] с последовательной фильтрацией высоких частот. Процедура EMD-алгоритма применялась к каждой строке (или каждому столбцу) С-скана (3). В результате исходный сигнал разделялся на сумму N квазиортогональных квазипериодических собственных мод $c_n(I)$ и остаток $r(I)$

$$EMD(\tilde{I}_k) = \sum_{n=1}^N c_n(\tilde{I}_k) + r(\tilde{I}_k) \quad (4)$$

Собственные моды удовлетворяют двум условиям: (1) на всём множестве данных число экстремумов и число переходов через ноль должны быть одинаковыми или различаться на единицу; (2) в каждой точке среднее значение огибающих, определяемое локальными максимумами и минимумами, есть ноль.

Рассмотрим подробнее процесс эмпирической модовой декомпозиции применительно к i -ой строке (длины N) k -го С-скана $I_{ik}(j)$. На первом шаге декомпозиции происходит выделение высокочастотной моды $c_1(j)$ и низкочастотного остатка $r_1(j)$. Взяв за начальное (нулевое) приближение к $c_1(j)$ сигнал $h_0^{(1)}(j) = I_{ik}(j)$, первое приближение можно получить, если вычесть из нулевого приближения его «сглаженную версию»

$$h_1^{(1)}(j) = h_0^{(1)}(j) - \frac{1}{2}(u_0^{(1)}(j) + l_0^{(1)}(j)), \quad (5)$$

где $u_0^{(1)}(j)$ и $l_0^{(1)}(j)$ – верхняя и нижняя огибающие $h_0^{(1)}(j)$.

Процедуру (5) следует повторять для $h_j^{(1)}(j)$ до тех пор, пока не выполнится критерий остановки для наперёд заданного малого параметра δ

$$\frac{\sum_{j=1}^N (h_p^{(1)}(j) - h_{p-1}^{(1)}(j))^2}{\sum_{j=1}^N (h_{p-1}^{(1)}(j))^2} < \delta \quad (6)$$

Если критерий (6) выполняется, то высокочастотная мода определяется выражением $c_1(j) = h_p^{(1)}(j)$, а низкочастотный остаток, соответственно, может быть представлен как $r_1(j) = I_{ik}(j) - c_1(j)$.

Проводя аналогичную процедуру на втором шаге из декомпозиции $r_1(j)$, получим высокочастотную моду $c_2(j)$ и остаток $r(j) = r_2(j)$. Совершая N последовательных шагов декомпозиции для каждой i -ой строки k -го С-скана, получим разложение (4).

Фактически такой подход позволяет обрабатывать сигналы не только по частоте, но и по амплитуде в пространстве, что объясняет эффективность алгоритма в проблеме устранения шума (если выполняется условие превышения уровня полезного сигнала над уровнем шума на высоких частотах). Аналогичен принцип и алгоритмов, основанных на дискретном вейвлет-преобразовании. Однако в последних базис разложения должен задаваться априорно, когда как для EMD он строится адаптивно под конкретный сигнал.

Фактически высокочастотные моды содержат импульсные шумы. В работе [14] предлагалось отбросить первые моды для дальнейшего снижения уровня шума. Однако, как показали наши исследования, такая процедура приводит к потере мелких деталей ОКТ изображения. Учитывая, что амплитуда сигнала гораздо больше, чем амплитуда шума, более корректным является применение пороговой обработки выделенных высокочастотных мод, пример которой для первых двух мод представлен на рис. 6. Пороговая обработка сводится к замене нулём всех пространственных полу-периодов с амплитудой меньше некоторого наперед заданного порогового значения T . Результаты EMD-фильтрации при использовании выделения первых двух высокочастотных мод и пороговой обработке показаны на рис. 5б. Видно, что уровень шумов был существенно уменьшен при сохранении мелких деталей изображения.

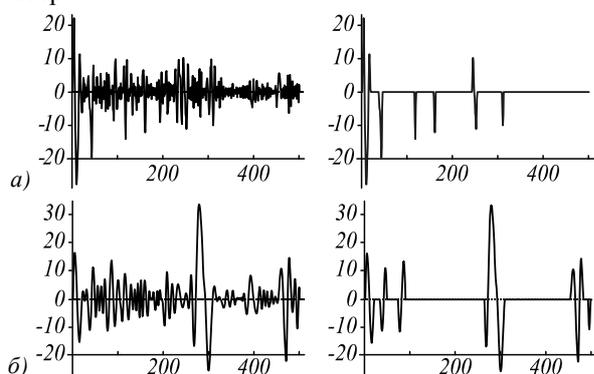


Рис. 6. Высокочастотные моды $c_1(j)$ (а) и $c_2(j)$ (б) до и после пороговой обработки ($T=10$)

Выводы

С помощью лазерной конфокальной микроскопии показано, что основные патологии, возникающие при установке сеточных имплантатов, связаны с замещением нормальной ткани жировыми клетками, образованием пустот и областей некроза у поверхности волокон имплантата в зоне инкапсуляции. Данные патологии проявляются как неоднородности поглощения, которые могут быть оптически разрешены. Численные эксперименты на основе метода Монте-Карло подтвердили возможность визуализации имплантатов с помощью метода обратного рассеяния вплоть до глубин установки в 4 мм. Однако обнаружение неоднородностей с характерными размерами, сравнимыми с диаметром волокна

сетки, для данного метода ограничено меньшими глубинами.

В работе продемонстрировано применение ОКТ систем для контроля сеточных имплантатов с точной локализацией патологий в зоне инкапсуляции. Однако наличие спекл-шумов ограничивает предельную глубину проникновения излучения, существенно ухудшая качество ОКТ изображений. Для обеспечения эффективного выделения элементов сеточного имплантата предложен и протестирован двухступенчатый алгоритм шумоподавления, включающий межкадровое усреднение, линейное сглаживание и эмпирическую модовую декомпозицию.

Благодарности

Работа была выполнена при поддержке Федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2007–2013 годы».

Литература

1. **Кирпичёв, А.Г.** Использование сетки из Пролена при пластике передней брюшной стенки / А.Г. Кирпичёв, Н.А. Сурков. – М., 2001. – 86 с.
2. **William, S.C.** The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair / S.C. William, W.K. Kent // *Surgical Innovation*. – 2005. – N 12. – P. 63.
3. **Захаров, В.П.** Применение конфокальной лазерной микроскопии для контроля сеточных имплантатов в герниологии / В.П. Захаров, И.А. Братченко, В.И. Белоконев, П.Е. Тимченко, Ю.В. Пономарева, А.В. Вавилов, Л.Т. Волова // *Квантовая электроника*. – 2011. – Т. 41, № 4. – С. 318-323.
4. **Wojtkowski, M.** High-speed optical coherence tomography: basics and applications / M. Wojtkowski // *Applied Optics*. – 2010. – Vol. 49, N 16. – P. 30-61.
5. **Schmitt, J.** Speckle in Optical Coherence Tomography / J. Schmitt, S. Xiang, K. Yung // *J. Biomed. Opt.* – 1999. – N 4. – P. 95.
6. **Sander, B.** Enhanced optical coherence tomography imaging by multiple scan averaging / B. Sander, M. Larsen, L. Thrane, J. Hougaard, T.M. Jorgensen // *Br. J. Ophthalmol.* – 2005. – N 89 – P. 207.
7. **Popescu, D.P.** Speckle noise attenuation in optical coherence tomography by compounding images acquired at different positions of the sample / D.P. Popescu, M.D. Hewko, M. Sowa // *Opt. Commun.* – 2007. – N 269. – P. 247.
8. **Jorgensen, T.M.** Enhancing the signal-to-noise ratio in ophthalmic optical coherence tomography by image registration-method and clinical examples / T.M. Jorgensen, J. Thomadsen, U. Christensen, W. Soliman, B. Sander // *J. Biomed. Opt.* – 2007. – N 12.
9. **Rajadhyaksha, M.J.** In vivo confocal scanning microscopy of human skin / M.J. Rajadhyaksha // *Invest. Dermatol.* – 1999. – N 113. – P. 293.
10. **Egger, M.D.** New Reflected-Light Microscope for Viewing Unstained Brain and Ganglion Cells / M.D. Egger, M. Petran // *Science*. – 1967. – N 157. – P. 305.
11. **Wang, L.-H.** MCML – Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues / L.-H. Wang, S.L. Jacques, L.-Q. Zheng // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. – 1995. – N 47. – P.131-146.

12. **Tuchin, V.V.** Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, second edition / V.V. Tuchin. – SPIE Press: Bellingham, 2007.
 13. **Huang, N.E.** The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N.E. Huang, Z. Shen, S.R. Long, M. Wu, H.H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C.C. Tung, H.H. Liu // Proc. R. Soc. Lond. A. – 1998. – V. 454. – P. 903-995.
 14. **Bernini, M.B.** Normalization of fringe patterns using the bidimensional empirical mode decomposition and the Hilbert transform / M.B. Bernini, A. Federico, G.H. Kaufmann // Appl. Opt. – 2009. – N 48. – P. 6862-6869.
- References**
1. **Kirpichev, A.G.** Use of Prolen Mesh in the Case of Plastic of the Front Abdominal Wall / A.G. Kirpichev, N.A. Surkov. – Moscow, 2001. – 86 p. – (In Russian).
 2. **William, S.C.** The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair / S.C. William, W.K. Kent // Surgical Innovation. – 2005. – N 12. – P. 63.
 3. **Zakharov, V.P.** Application of confocal laser microscopy for mesh implants control in herniology / V.P. Zakharov, I.A. Bratchenko, V.I. Belokonev, P.E. Timchenko, Yu.V. Ponomareva, A.V. Vavilov, L.T. Volova // Quantum Electron. – 2011. – V. 41, N 4. – P. 318-323. – (In Russian).
 4. **Wojtkowski, M.** High-speed optical coherence tomography: basics and applications / M. Wojtkowski // Applied Optics. – 2010. – Vol. 49, N 16. – P. 30-61.
 5. **Schmitt, J.** Speckle in Optical Coherence Tomography / J. Schmitt, S. Xiang, K. Yung // J. Biomed. Opt. – 1999. – N 4. – P. 95.
 6. **Sander, B.** Enhanced optical coherence tomography imaging by multiple scan averaging / B. Sander, M. Larsen, L. Thrane, J. Hougaard, T.M. Jorgensen // Br. J. Ophthalmol. – 2005. – N 89 – P. 207.
 7. **Popescu, D.P.** Speckle noise attenuation in optical coherence tomography by compounding images acquired at different positions of the sample / D.P. Popescu, M.D. Hewko, M. Sowa // Opt. Commun. – 2007. – N 269. – P. 247.
 8. **Jorgensen, T.M.** Enhancing the signal-to-noise ratio in ophthalmic optical coherence tomography by image registration—method and clinical examples / T.M. Jorgensen, J. Thomadsen, U. Christensen, W. Soliman, B. Sander // J. Biomed. Opt. – 2007. – N 12.
 9. **Rajadhyaksha, M.J.** In vivo confocal scanning microscopy of human skin / M.J. Rajadhyaksha // Invest. Dermatol. – 1999. – N 113. – P. 293.
 10. **Egger, M.D.** New Reflected-Light Microscope for Viewing Unstained Brain and Ganglion Cells / M.D. Egger, M. Petran // Science. – 1967. – N 157. – P. 305.
 11. **Wang, L.-H.** MCML – Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues / L.-H. Wang, S.L. Jacques, L.-Q. Zheng // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 1995. – N 47. – P. 131-146.
 12. **Tuchin, V.V.** Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, second edition / V.V. Tuchin. – SPIE Press: Bellingham, 2007.
 13. **Huang, N.E.** The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N.E. Huang, Z. Shen, S.R. Long, M. Wu, H.H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C.C. Tung, H.H. Liu // Proc. R. Soc. Lond. A. – 1998. – V. 454. – P. 903-995.
 14. **Bernini, M.B.** Normalization of fringe patterns using the bidimensional empirical mode decomposition and the Hilbert transform / M.B. Bernini, A. Federico, G.H. Kaufmann // Appl. Opt. – 2009. – N 48. – P. 6862-6869.

OPTICAL CONTROL OF MESH IMPLANTS

*V.P. Zakharov, I.A. Bratchenko, D.V. Kornilin, O.O. Myakinin, A.G. Khramov
S.P. Korolyov Samara State Aerospace University (National Research University)*

Abstract

Complex investigation of mesh implants was performed involving laser confocal microscopy, backscattered probing and OCT imaging methods. The applicability limits of differential backscattering for monitoring the post-operation state of mesh implant and adjacent tissues are established based on model numerical experiments. The possibility of detecting the optical inhomogeneities associated with pathological tissues alteration near the surface of implant fibers is shown. The applicability of OCT imaging for mesh implant control was demonstrated. Special two-stage OCT image noise-reduction algorithm, including empirical mode decomposition, was proposed. It was validated that proposed method highly improve single-to-noise ratio and make it possible to use OCT imaging for mesh implant control.

Key words: mesh implant, encapsulation area, laser confocal microscopy, mathematical simulation, Monte Carlo method, OCT image, Empirical Mode Decomposition, thresholding.

Сведения об авторах



Захаров Валерий Павлович, 1954 года рождения, в 1976 г. окончил физический факультет Куйбышевского государственного университета. В 1984 году защитил диссертацию на соискание степени кандидата физико-математических наук, в 1999 году – диссертацию на соискание степени доктора физико-математических наук. С 2010 года является заведующим кафедрой радиотехнических устройств Самарского государственного аэрокосмического университета. Научные интересы: лазерная физика и технологии, физика плазмы, оптика, биофотоника и медицинские приложения лазерных систем.

E-mail: zakharov@ssau.ru.

Valeriy Pavlovich Zakharov, (1954 b.), in 1976 graduated from the Kuibyshev State University. He received PhD in mathematical and physical sciences (1984) and Doctor of Science degree in mathematical and physical sciences (1999). Head of radioengineering department of Samara State Aerospace University. Scientific interests: laser physics and techniques, plasma physics, optics, biophotonics, medical lasers.



Братченко Иван Алексеевич, окончил Самарский государственный аэрокосмический университет (СГАУ) в 2009 году, ассистент кафедры радиотехнических устройств СГАУ, аспирант, научный сотрудник лаборатории «Фотоника». Область научных интересов: оптика, биофотоника, спектроскопия, математическое моделирование в оптике.

E-mail: ud_liche@mail.ru.

Ivan Alekseevich Bratchenko, graduated from Samara State Aerospace University (SSAU) in 2009, assistant of radioengineering department of Samara State Aerospace University, post-graduate student, collaborator of Laboratory "Photonics". Scientific interests: optics, biophotonics, spectroscopy, mathematical modeling.



Корнилин Дмитрий Владимирович, в 2005 году окончил Самарский государственный аэрокосмический университет (СГАУ), к.т.н., ассистент кафедры радиотехнических устройств СГАУ, научный сотрудник лаборатории «Фотоника». Область научных интересов: радиоэлектронные методы и устройства диагностики, основанные на измерении параметров дисперсных систем, системы ОКТ и рамановской спектроскопии, информационно-измерительные системы для встраиваемых приложений.

E-mail: kornilin@mail.ru.

Dmitry Vladimirovich Kornilin, in 2005 graduated from Samara State Aerospace University (SSAU) Ph.D, works at S.P. Korolyov Samara State Aerospace University, radioengineering department, as lecturer. He is also an collaborator of Laboratory "Photonics". His research interests include radio-diagnostic techniques for disperse systems, OCT and Raman-systems, information-measuring systems for embedded applications.



Мякинин Олег Олегович, в 2003 году окончил бакалавриат, а 2005 году – магистратуру Самарского государственного аэрокосмического университета им. академика С.П. Королёва по направлению «Прикладная математика и информатика». В настоящее время является аспирантом кафедры технической кибернетики. Круг научных интересов включает компьютерное зрение, интерферометрию, цифровую обработку биомедицинских изображений.

E-mail: myakole@gmail.com.

Oleg Olegovich Myakinin, received his Bachelor's (2009) and Master's (2011) degrees of Applied Mathematic and Informatic from Samara State Aerospace University named after academican S.P. Korolyov (SSAU). He's postgraduate student in SSAU (Technical Cybernetics department). His research interests are computer vision, interferometry, biomedical image processing.



Храмов Александр Григорьевич, 1954 года рождения. В 1977 году окончил Самарский государственный аэрокосмический университет (СГАУ). В 1978 году поступил в аспирантуру СГАУ, в 1981 году защитил диссертацию на соискание степени кандидата технических наук, а в 2006 году – диссертацию на соискание степени доктора технических наук. В настоящее время работает профессором кафедры технической кибернетики СГАУ и, по совместительству, старшим научным сотрудником Института систем обработки изображений РАН. Круг научных интересов включает цифровую обработку сигналов и изображений, в частности, обработку и распознавание биомедицинских изображений.

E-mail: khramov@smr.ru.

Alexander Grigorievich Khramov (1954 b.) graduated (1977) from the S.P. Korolyov Samara State Aerospace University (SSAU). He received PhD in Technical sciences (1981) and Doctor of Science degree in Technical sciences (2006). At present time he is a full-time Professor in SSAU's Technical Cybernetics department and a part-time senior scientist in Image Processing Systems Institute of the Russian Academy of Sciences. The area of his scientific interests includes digital signals and image processing, particularly, biomedical digital image processing and recognition.

Поступила в редакцию 17 мая 2012 г.