

УДК 535.55+615.844+681.784

## СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ИНФРАКРАСНОГО ЛАЗЕРНОГО И ВЫСОКОЧАСТОТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЙ НА БИОТКАНИ IN VITRO МЕТОДОМ ПОЛЯРИЗАЦИОННО-ЧУВСТВИТЕЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

Г. Ю. Голубятников<sup>1</sup>, М. А. Шахова<sup>2</sup>, Л. Б. Снопина<sup>2</sup>, А. Б. Терентьева<sup>2</sup>,  
Н. Ю. Игнатьева<sup>3</sup>, В. А. Каменский<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Институт прикладной физики РАН, г. Нижний Новгород;

<sup>2</sup> Нижегородская государственная медицинская академия, г. Нижний Новгород;

<sup>3</sup> Московский госуниверситет им. М. В. Ломоносова, г. Москва, Россия

В настоящей работе проведены сравнительные исследования структурных изменений в биотканях in vitro при воздействии лазерного излучения инфракрасного диапазона и высокочастотного поля. Неинвазивная диагностика и мониторинг изменений микроструктуры биологических тканей осуществлялась с использованием оптической когерентной томографии.

### ВВЕДЕНИЕ

Задачи изучения лазерного, высокочастотного и микроволнового воздействия на биоткани из фундаментальных перешли в разряд практических. Лазерным излучением проводят резекцию тканей с одновременной коагуляцией сосудов и литотрипсию, контролируемо убирают слои микронной толщины. Инфракрасное (ИК) лазерное и радиочастотное воздействие широко используется при лечении ранних форм злокачественных опухолей, что позволяет существенно повысить эффективность хирургического вмешательства с уменьшением послеоперационных осложнений. Лазерный нагрев используется для изменения формы и размеров коллагенсодержащих тканей с одновременным достижением терапевтического или косметического эффектов (термопластика) и последующим протеканием регенерационных процессов [1].

Применение радиочастотного, или высокочастотного (ВЧ), излучения для рассечения и коагуляции тканей начало свою историю в 20-х годах прошлого века с пионерских работ профессора Гарвардского университета Уильяма Бови (W. T. Vovie). Использование радиолокационных микроволновых генераторов в гражданских областях в 50-е годы прошлого века дало импульс к развитию исследований воздействия микроволн на живые организмы и биологические системы [2, 3]. В настоящее время диагностика и терапия раковых опухолей не обходится без использования ВЧ и микроволнового излучения [4].

Высокочастотное излучение прогревает ткань на большую глубину, чем ИК излучение; помимо этого значительным преимуществом ВЧ нагрева является возможность использования электродов произвольной формы. При этом увеличение плотности поглощаемой энергии достигается за счёт уменьшения размера электрода, а резкая граница между электродом и тканью позволяет проводить операцию с высокой точностью, без сильного повреждения окружающих тканей. Это определило широкое применение данного метода в практике клинической медицины [5, 6].

Степень воздействия электромагнитного излучения на ткань зависит от степени её нагрева, который обусловлен поглощением излучения водой, содержащейся практически во всех типах биоткани. Можно выделить следующие температурные режимы: нагрев ткани до 40÷45 °С, коагуляция и гипертермия, которые происходят при нагреве до 60÷80 °С, а также термопластика

соединительных тканей, когда эффект воздействия обусловлен, как правило, усадкой коллагенового волокна, абляция, происходящая при температурах свыше  $100^{\circ}\text{C}$ , пиролиз, для которого необходим нагрев до температур свыше  $150^{\circ}\text{C}$  и, как следствие, рассечение или перфорация тканей [7].

Сравнительные исследования разрабатываемых лазерных и ВЧ технологических методов, которые позволили бы обоснованно выбрать нужный вариант воздействия и оптимизировать режим для резки или модификации тех или иных тканей с минимальными послеоперационными осложнениями, такими, как развитие респираторных заболеваний вследствие роста рубцовой ткани и грануляций [8, 9], недостаточно отражены в литературе. Из известных сравнительных исследований различных типов воздействий можно отметить работу [10] по перфорации миокарда с помощью излучения  $\text{CO}_2$ -лазера и ВЧ разряда.

Целью настоящих исследований является сравнительное изучение изменений биотканей в ответ на лазерное излучение с длиной волны  $1,56\text{ мкм}$  и высокочастотное электромагнитное поле с частотой  $3,8\text{ МГц}$  под контролем одной из модификаций поляризационно-чувствительной оптической когерентной томографии (ОКТ) — кросс-поляризационной ОКТ. Этот метод позволяет получать информацию не только о самой структуре объекта по характеристикам сигнала обратного рассеяния, но и её повреждении при нагреве до  $50\div 110^{\circ}\text{C}$  по изменению способности тканей к двулучепреломлению и деполяризации [11–13].

Температура нагрева тканей в настоящих экспериментах обычно не превышала  $100^{\circ}\text{C}$ . Данный температурный режим более всего подходит для выяснения механизмов ИК и ВЧ воздействий на окружающие ткани, поскольку в режиме резекции, когда температура нагрева превышает  $300^{\circ}\text{C}$ , сложно выделить различия между воздействиями из-за ярко выраженных повреждений, проявляющихся как обугливание.

На основании сравнения изменений в тканях после лазерного и ВЧ нагрева, регистрируемых методом ОКТ, решалась задача оптимизации режимов работы радиочастотного аппарата «Сургитрон».

## 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Все эксперименты проводились *ex vivo* с тканями животных: сухожилиями, межпозвоночными дисками, ушным хрящом и хрящом носовой перегородки.

Лазерная обработка образцов тканей проводилась излучением эрбиевого волоконного лазера ЛС-1,56 на длине волны  $1,56\text{ мкм}$ , изготовленного в «ИРЭ-Полюс», Россия. Излучение лазера подводилось к поверхности образца через оптическое волокно с диаметром  $400\text{ мкм}$ , имеющее сапфировое окно на конце (диаметр окна  $1\text{ мм}$ ). Эксперименты были выполнены в импульсно-периодическом режиме облучения с варьированием выходной мощности от  $0,1$  до  $6\text{ Вт}$ . Использование сменных оптических насадок позволяло изменять размер облучаемой зоны, но в описываемых экспериментах он обычно не превышал  $2\text{ мм}$ . Характерное время облучения составляло  $3\div 10\text{ с}$ .

Высокочастотный нагрев тканей осуществлялся радиохирургическим прибором «Сургитрон» с монополярным электродом («Surgitron FFPF ЕМС»), описание которого можно найти в сети Интернет [14]. Его выходная частота составляла  $3,8\text{ МГц}$ , а напряжение — до  $400\text{ В}$ . Нами использовались также дополнительно изготовленные дисковые электроды с диаметром от  $1,5$  до  $6\text{ мм}$ , которые позволили варьировать напряжённость электрического поля в зоне контакта электрода с тканью. Для измерения напряжения и величины тока, а также степени согласования ВЧ генератора с нагрузкой, которой в нашем случае служили образцы биоткани, использовались пояс Роговского и измерительное сопротивление  $5\text{ Ом}$ . Поскольку напряжённость электрического поля

зависит от расстояния между электродом и поверхностью биоткани, которая может быть неоднородной, и степени прижима электрода, то необходимо контролировать зазор между электродом и поверхностью образца. Для этого нами использовалась тонкая тефлоновая плёнка с толщиной 40 мкм. Данный приём позволил значительно увеличить стабильность нагрева и предотвратить возникновение искрового режима и прижигание поверхности ткани.

Температура поверхности образцов измерялась термопарой хромель-алюмель с диаметром 1 мм и при помощи ИК пирометра, изготовленного компанией «Optris, LaserSight» (Германия) с минимальным пространственным разрешением 1 мм на расстоянии 62 мм и рабочим спектральным диапазоном 8÷14 мкм. Динамика изменения приповерхностной температуры ткани регистрировалась персональным компьютером. Сравнение значений температур, полученных этими методами, показало, что для адекватного определения температуры ИК пирометром коэффициент эмиссии тканей необходимо принять примерно равным 0,95.

Для мониторинга изменений микроструктуры биотканей нами использовалась установка кросс-поляризационной ОКТ, изготовленная в ИПФ РАН (Нижний Новгород, Россия) [15], схема которой приведена в работе [16]. Она позволяет получать оптические изображения объекта одновременно в прямой и ортогональной поляризации [17, 18]. Длина волны излучения суперлюминесцентного диода, используемого в качестве источника, составляла 980 нм, спектральная ширина излучения — 60 нм. Эти параметры определяли пространственное разрешение по глубине, равное 15 мкм. Данную диагностику можно считать неинвазивной, т. к. мощность излучения, воздействующего на объект не превышает 1 мВт. Томограф оснащён гибким волоконно-оптическим зондом с торцевым окном оптического сканера с диаметром 2,7 мм и разрешающей способностью в поперечном направлении 25 мкм. При сканировании интересующей области зонд приводился в контакт с объектом исследования. Область сканирования составляла 200 точек в поперечном направлении и 300 точек по глубине, что соответствует площадке с размером  $2,2 \times 1,6$  мм для воздуха, показатель преломления которого  $n = 1$ . Наиболее светлые участки ОКТ изображения, представленные в чёрно-белой палитре, соответствуют максимальной интенсивности сигнала, а наиболее тёмные — минимальной интенсивности (рис. 1а, б).

Двойное лучепреломление, характеристики которого в общем случае зависят от длины волны, для коллагенсодержащих тканей обусловлено упорядоченной одноосной упаковкой стержнеобразных молекул этого белка в фибриллы и волокна. При рассеянии электромагнитной волны на такой структуре происходит поворот угла вектора поляризации. Наличие анизотропных свойств приводит к появлению интерференционной картины в приёмном сигнале, что проявляется на томограммах в виде регулярного чередования тёмных и светлых полос. Количественной характеристикой анизотропии является различие показателей преломления для ортогональных поляризаций  $\Delta n$ . При нагреве ткани в ней происходит ряд процессов, в том числе изменение концентрации воды, распад протеогликанов и их ассоциатов с фибриллами коллагена, конформационные и надмолекулярные изменения в коллагеновой подсистеме. Это приводит к изменению степени анизотропии  $\Delta n$ , что проявляется как уширение или сужение интерференционных полос. Поэтому кросс-поляризационная ОКТ является крайне чувствительным методом диагностики малых изменений в тканях, что в особенности относится к соединительным тканям.

Процедура измерений состояла из нескольких стадий: выбор с помощью регистрации изображений, полученных с помощью ОКТ, интактного участка ткани, структура которого наиболее чётко отражает особенности выбранной ткани; воздействие ВЧ или лазерного излучения на выбранную область; регистрация ОКТ изображения этого же участка.

В качестве примера на рис. 1 приведены изображения, полученные методом ОКТ для прямой (а) и ортогональной (б) поляризаций интактной ткани позвоночных связок коровы. На рис. 1в изображён график отношения интенсивностей обратно рассеянного и падающего сигналов, вы-

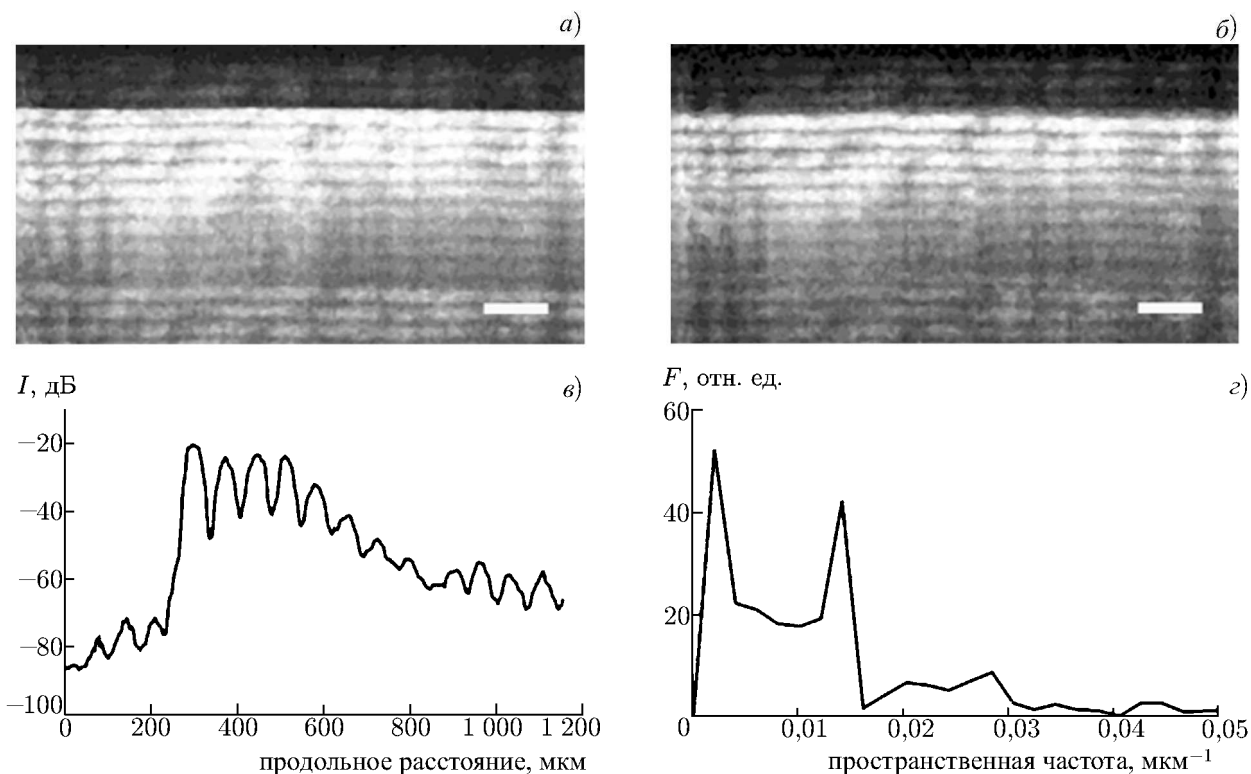


Рис. 1. ОКТ-изображения интактной ткани позвоночных связок коровы: сигналы прямой (а) и ортогональной (б) поляризаций; относительное распределение интенсивности рассеянного сигнала  $I$  ортогональной поляризации от глубины (в) и его Фурье преобразование  $F$  (г); спектральные пики соответствуют пространственным периодам 400 и 70 мкм, белая полоска — 250 мкм

раженное в децибелах, в зависимости от глубины рассеяния. Приведённое распределение получено усреднением по 10 точкам, расположенным симметрично относительно поперечного сечения томограммы, отвечающего поперечной координате 1,43 мм на рис. 1б. На рис. 1в представлено соответствующее ему преобразование Фурье. Нужно отметить, что для наглядности отображения пространственного спектра, преобразование Фурье рассчитано с вычетом постоянной составляющей распределения амплитуды отражённого сигнала по глубине. Поэтому первый спектральный пик на рис. 1г не имеет физического смысла, но может использоваться для оценки скорости убывания рассеянного сигнала по глубине, которая составляет примерно  $25 \text{ см}^{-1}$ , и определяется коэффициентом экстинкции, т. е. суммой коэффициента поглощения и коэффициента рассеяния, и геометрией взаимного расположения источника и приёмника излучения.

Период интерференционных полос рассеянного сигнала  $\Delta z = 70 \text{ мкм}$ , возникающих в результате двойного лучепреломления, соответствует разнице показателей преломления ортогональных поляризаций  $\Delta n = \lambda / (2 \Delta z) = 7 \cdot 10^{-3}$ . Его можно определить непосредственно из амплитудного распределения или из его преобразования Фурье по значению пространственной частоты, соответствующей второму пику.

Коэффициенты поглощения и рассеяния для разных тканей достаточно хорошо изучены, см., например, [19]. Коэффициент поглощения на данной длине волны определяется, прежде всего, содержанием в тканях воды и гемоглобина, а в хрящевых тканях — содержанием воды и более чем на порядок ниже коэффициента рассеяния:  $\mu_s > 10 \text{ см}^{-1}$ . Поэтому реконструкция величины коэффициента рассеяния по отражённому сигналу может дать дополнительную возможность дифференциации структуры ткани [20, 21]. Показатель преломления ткани определялся

по тонким срезам хрящевых тканей с известной толщиной, не превышающей 1 мм. В настоящих экспериментах средний показатель преломления для хрящевых тканей был  $\langle n \rangle \approx 1,41 \pm 0,20$ .

Морфологическая верификация оптических данных проводилась по стандартной методике, т. е. с использованием окраски гематоксилин-эозином и окраски по методу Ван-Гизона.

## 2. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Исследования структурных изменений в хрящевых тканях при нагреве лазером ЛС-1,56 до температур  $60 \div 80^\circ\text{C}$ , проведённые под контролем кросс-поляризационной ОКТ в целом воспроизвели результаты, полученные ранее в работах [22, 23], где степень денатурации коллагена определялась методом дифференциальной сканирующей калориметрии. В настоящей работе проводилась оптимизация режимов лазерного воздействия на соединительные ткани для частичной денатурации коллагена, а также оптимизация режимов ВЧ воздействия, и сравнительный анализ двух способов нагрева.

На рис. 2 представлены типичные ОКТ изображения участков как интактной ткани (рис. 2а), так и ткани после воздействия лазерного излучения (рис. 2б–г). Анализ ОКТ изображений показал, что изменения в тканях после лазерного облучения ограничены глубиной порядка 1 мм, что соответствует коэффициенту поглощения воды  $9,65 \text{ см}^{-1}$ . Томограммы на рис. 2б и в демонстрируют зависимость степени изменения структуры ткани от длительности импульсов, которая составляла 100 и 300 мс соответственно. Пауза между импульсами составляла 300 мс. Наблюдаемое отличие, скорее всего, связано с температурной зависимостью теплопроводности и диффузии воды в тканях.

Томограмма на рис. 2г иллюстрирует плавление коллагенового волокна в зоне лазерного воздействия. Достижимая максимальная температура, усреднённая по поверхности этой зоны, имеющей диаметр около 1,5 мм, не превышала  $80^\circ\text{C}$ . Она оказалась достаточной для перехода макромолекул коллагена из тройной спирали в случайный клубок и разрушения упорядоченной организации фибрилл и волокон, т. е. денатурации.

Получение количественных данных в случае ВЧ нагрева оказалось значительно более сложной задачей, т. к. для определения величины электрического поля и характерного масштаба его изменения по глубине ткани необходимо учитывать геометрию и размеры электродов, а также диэлектрическую проницаемость и проводимость ткани. Кроме того, необходимо принимать во внимание такие факторы, как состояние поверхности, падение потенциала на сопротивлении приповерхностного слоя, неоднородность самой ткани. Тем не менее, для прогнозирования степени ВЧ нагрева той или иной ткани в заданном однородном поле при малых мощностях, т. е. в линейном режиме, можно использовать значения диэлектрической проницаемости и тангенса угла потерь для различных видов тканей человека, опубликованных в работах [24, 25], см. также [26].

Перед авторами настоящей работы стояла задача контроля дозы ВЧ облучения при использовании для модификации биотканей аппарата «Сургитрон». Однако решение этой задачи прямым контролем температуры поверхности в реальном времени крайне затруднено, поскольку обычный термопарный датчик плохо приспособлен для этих целей из-за наличия сильного паразитного сигнала от ВЧ генератора. Инфракрасный пирометр устойчив к помехам от ВЧ-поля, но даёт среднее значение температуры в области, соответствующей пространственному разрешению пирометра. Заметим, что для измерения локальной температуры в тканях в присутствии ВЧ или микроволнового излучения более всего подходит оптоволоконный термометрический датчик.

ВЧ-поле создавалось рабочим электродом относительно опорного изолированного электрода, представляющего собой прямоугольную пластину размером  $10 \times 15 \text{ см}$  (длина подводящих проводов около 2 м) и помещаемую под объект. При приложении рабочего электрода к биообъекту

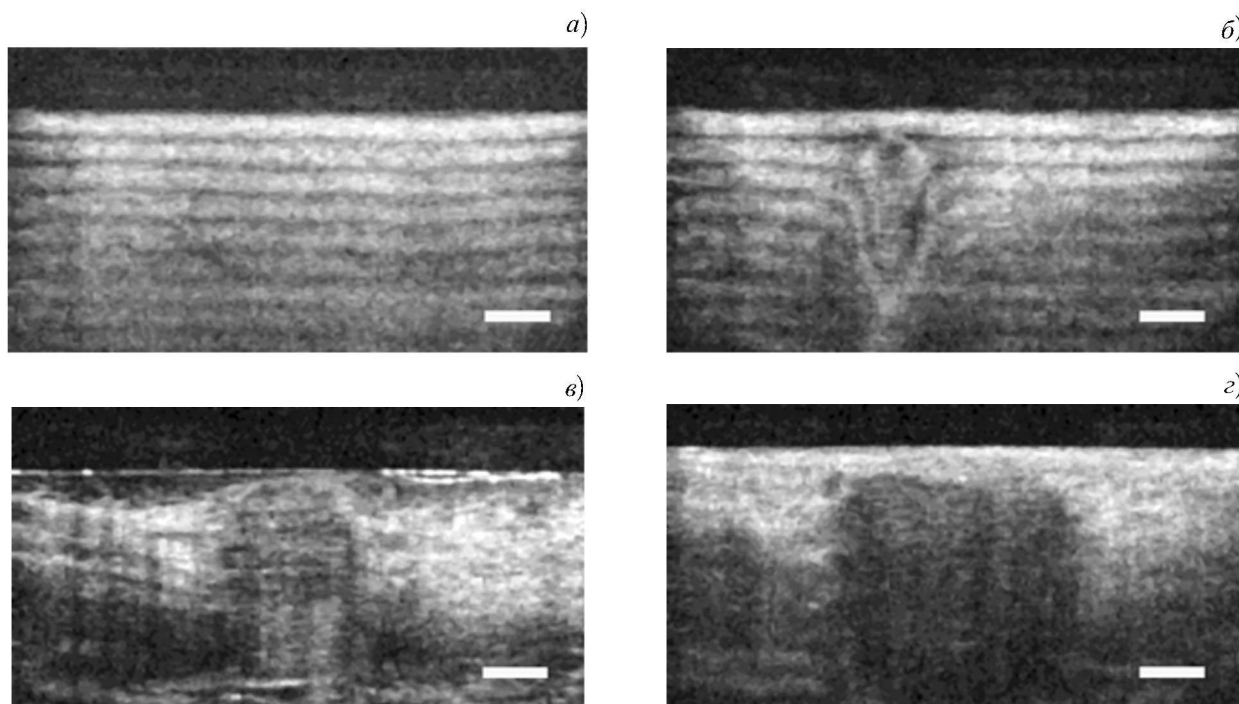


Рис. 2. ОКТ-изображения интактной ткани до и после воздействия лазерным излучением на длине волны 1,56 мкм. Режимы лазерного излучения: сигнал ортогональной поляризации до (а) и после (б) воздействия, максимальная мощность  $P_{\max} = 0,7$  Вт, импульсы с длительностью 300 мс и с паузами 300 мс, длительность воздействия  $T = 5$  с; сигнал прямой поляризации после лазерного воздействия (в) с  $P_{\max} = 2,1$  Вт, импульсы с длительностью 100 мс и с паузами 300 мс,  $T = 5$  с; (г) — то же при  $P_{\max} = 2$  Вт с импульсами с длительностью 300 мс и с паузами 300 мс,  $T = 5$  с. Белая полоска соответствует 250 мкм

происходило небольшое изменение импеданса электродов порядка 10%, связанное, прежде всего, с вносимой ёмкостью биообъекта. При выходном напряжении 400 В измеряемый ток не превышал  $0,4 \div 0,5$  А, т. е. величина модуля импеданса на частоте 3,8 МГц была порядка 1 000 Ом, что соответствует значению измеренной ёмкости электродов в воздухе  $50 \div 100$  пФ. Потери мощности высокочастотного излучения при нагреве биоткани имеют место только вблизи поверхности рабочего электрода. Например, при мощности нагрева ткани порядка 2 Вт, являющейся характерной мощностью лазерного нагрева, изменение активного сопротивления электродов соответствует 10 Ом, или изменению фазы тока относительно фазы напряжения на величину менее 1 градуса. Поэтому мониторинг динамики изменений активных потерь, вносимых биологическим объектом во время воздействия, по измерению импеданса в реальном времени достаточно затруднён.

По этой причине оценка дозы поглощённой энергии ВЧ излучения проводилась путём сравнения регистрируемых кросс-поляризационной ОКТ изменений в тканях после ВЧ и лазерного воздействий. При этом методом ОКТ также определялся масштаб и характер области повреждения ткани. Динамика нагрева определялась из ОКТ томограмм для разных времён воздействия. Как правило, при увеличении времени ВЧ воздействия наблюдалось резкое изменение характера повреждения ткани, что свидетельствовало о нелинейном характере нагрева. При используемых мощностях лазера  $0,5 \div 2,0$  Вт доза облучения, соответствующая денатурации коллагена, обычно не превышала 5 Дж, см. рис. 2г. Выбирая режим воздействия ВЧ поля, приводящий к аналогичным изменениям приблизительно в таком же объёме ткани, можно сделать оценку дозы ВЧ облучения, которая в данном случае также не должна превышать 5 Дж.

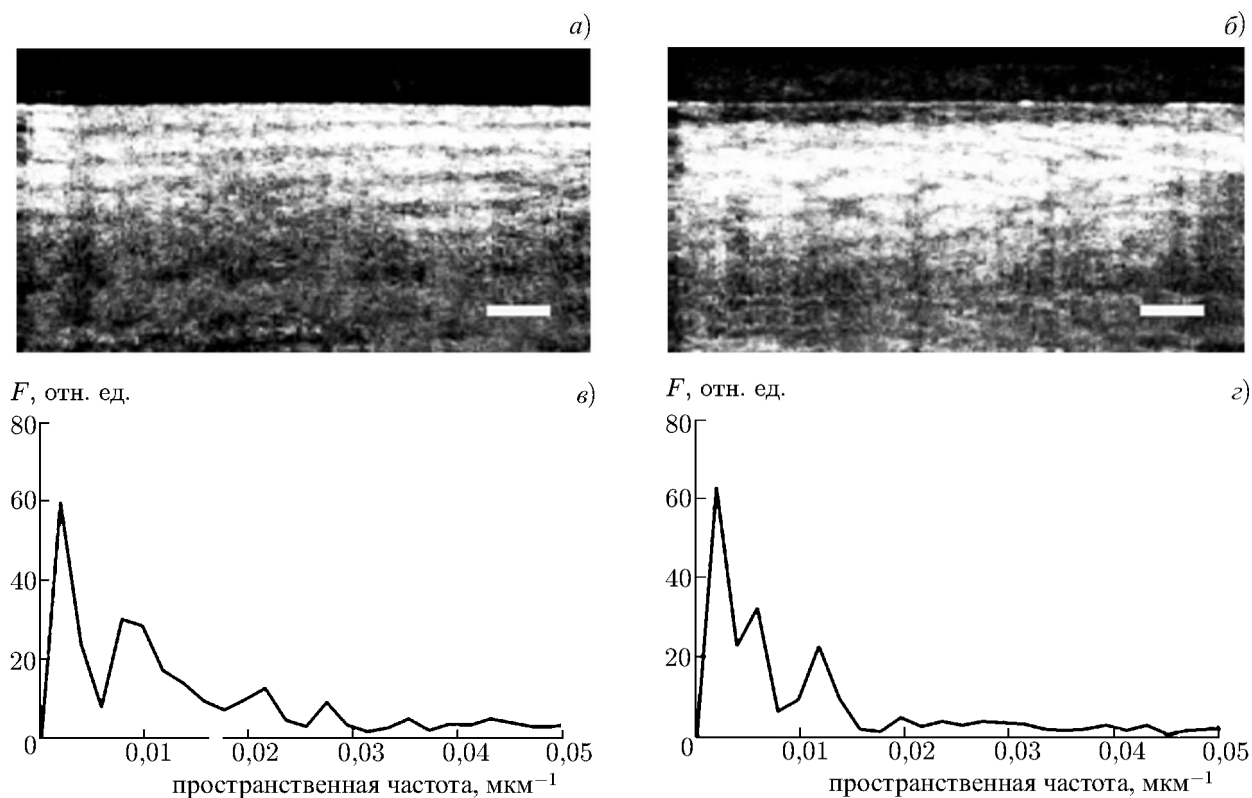


Рис. 3. ОКТ-изображение сухожилия голени курицы до (а) и после (б) ВЧ воздействия. В нижней части рисунка приведены соответствующие преобразования  $F$  Фурье рассеянного сигнала для поперечного сечения томограммы, соответствующего поперечной координате, равной 1,4 мм; характерные пространственные периоды интерференции равны 110 мкм для интактной ткани и 172 и 83 мкм после ВЧ воздействия. Белая полоска соответствует 250 мкм

Представленные на рис. 3 ОКТ изображения иллюстрируют изменения в ткани сухожилия курицы после ВЧ обработки с экспозицией 10 с. Как отмечено ранее, в приповерхностном слое с толщиной порядка 100 мкм происходит дополнительное падение потенциала, что приводит к отчётливым изменениям рассеянного сигнала на томограмме рис. 3б. В нижней части рис. 3 представлены соответствующие пространственные спектры двойного лучепреломления. Для интактной ткани пространственный период модуляции интерференционного сигнала составляет 110 мкм, рис. 3а. После ВЧ воздействия происходит значительное изменение количественных характеристик этой величины, в частности, в интерференционном спектре отчётливо наблюдаются два пика, соответствующих характерным периодам 83 и 172 мкм, рис. 3б. Изменение периода интерференции в данном случае связано не только с изменением свойств двойного лучепреломления ткани, но и, как показали морфологические исследования, с изменением средней величины показателя преломления.

При гистологическом изучении структуры сухожилия после радиоволнового воздействия, рис. 4, выявлено расслоение и разрывы коллагеновых волокон на всей площади воздействия. При окраске гематоксилином и эозином отмечается неравномерная базофилия волокон с сохранением участков нормального окрашивания. Соответственно, при окраске по Ван-Гизону отмечается неравномерное окрашивание волокон фуксином, появляются участки, не воспринимающие фуксин. Описанные изменения, по-видимому, отражают частичную избирательную денатурацию коллагена в отдельных пучках волокон или их частях. На гистологических срезах визуальн

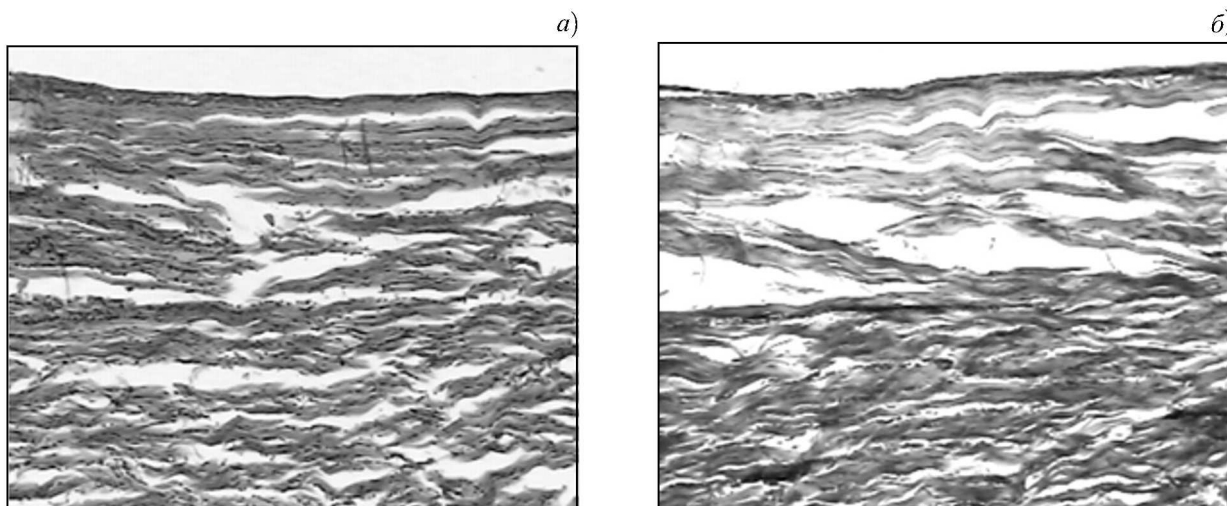


Рис. 4. Структура сухожилия курицы после ВЧ воздействия, соответствующая ОКТ-изображениям участка ткани на рис. 3. Окраска гематоксилин-эозином (а) и окраска по Ван-Гизону (б); масштаб изображений  $1 \times 1$  мм

неизмененные волокна перемежаются с денатурированными, о чём можно судить по нарушению восприятия применяемых красителей.

Наличие микроразрывов в ткани после ВЧ воздействия, расстояние между которыми по глубине составляет 50 мкм и более, в отличие от лазерной обработки, где ткань в области нагрева была однородной, свидетельствует о мелкомасштабной неоднородности ВЧ-нагрева. Используемая частота 3,8 МГц находится в диапазоне, где потери определяются ионной проводимостью ткани и их величина растёт с увеличением температуры [27]. Нелинейный режим поглощения интенсивного ВЧ-поля содержащейся в тканях водой приводит к развитию тепловой неустойчивости и обуславливает локальный перегрев. О нелинейном характере воздействия свидетельствовали ОКТ-томограммы: при увеличении напряжения или дозы облучения наблюдалось «резкое» плавление коллагена, т. е. исчезновение эффекта двойного лучепреломления в узком канале под электродом. При малой напряжённости электрического поля с увеличением времени нагрева наблюдался режим высушивания ткани.

### 3. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты работы показали эффективность сравнительных исследований и возможность оптимизации режимов как лазерного, так и ВЧ воздействий под контролем кросс-поляризационной ОКТ. Продемонстрировано, что кросс-поляризационная ОКТ позволяет детектировать особенности ответной реакции биотканей в зависимости от вида воздействия.

Кросс-поляризационный ОКТ-мониторинг лазерного и ВЧ воздействий показал принципиально разную динамику происходящих при них процессов. Нагрев ВЧ полем, определяемый содержащейся в тканях водой, носит неоднородный характер, при этом масштаб неоднородности нагрева составляет величину порядка 50 мкм. При высоких мощностях это приводит к изменению характера резекции ткани и её разрыву внутренним давлением воды, что было зафиксировано на ОКТ-изображениях и подтверждено гистологическими исследованиями. Таким образом, аппарат «Сургитрон» предназначен, прежде всего, для резки и абляции тканей. Для задач гипертермии и термопластики тканей необходимо изменение режимов ВЧ облучения, например, использование импульсно-периодического режима генерации с укороченной длительностью импульсов.



Авторы выражают глубокую признательность сотрудникам Нижегородской государственной медицинской академии, на базе которой была проведена часть исследований.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (гранты 06-08-00950-а, 10-02-00748-а, 10-02-01142-а, 09-02-97097-р-поволжье-а)

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лазерная инженерия хрящей / Под ред. В. Н. Баграташвили, Э. Н. Соболя, А. Б. Шехтера. М.: Физматлит, 2006. 342 с.
2. Пресман А. С. // УФН. 1965. Т. 86, № 2. С. 264.
3. Bernhardt J. H. // Phys. Med. Biol. 1992. V. 37, No. 4. P. 807.
4. Rosen A., Rosen H. D. Edwards S. D. // The RF and microwave handbook / Ed. by M. Golio. Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.
5. Comaish I. F., Lawless M. A. // J. Cataract and Refractive Surgery. 2003. V. 29, No. 1. P. 202.
6. Fitzpatrick R., Geronemus R., Goldberg G. // Lasers in Surgery and Medicine. 2003. V. 33. P. 232.
7. Прикладная лазерная медицина / Под ред. Х.-П. Берлиена, Г. Й. Мюллера. М.: АО «Интер-эксперт», 1997. 356 с.
8. Shakhov A. V., Terentjeva A. B., Kamensky V. A. // J. Surg. Oncol. 2001. V. 77. P. 253.
9. Jovic R. M., Baros B., Duric D., et al. // Med. Pregl. 2006. V. 59, Nos. 7–8. P. 309.
10. Казакевич В. С., Каюков С. В., Михеева Л. Г. и др. // Изв. СИЦ РАН. 2003. Т. 5, № 1. С. 137.
11. de Boer J. F., Srinivas S. M., Malekafzabi A. // Opt. Express. 1998. V. 3. P. 212.
12. Pierce M. C., Sheridan R. L., Park B. H., et al. // Burns. 2004. V. 30. P. 511.
13. Schoenenberger K., Colston B. W. Jr., Maitland D. J., et al. // Appl. Opt. 1998. V. 37. P. 6 026.
14. [www.ellman.com/products/medical/radiosurgical\\_units.htm](http://www.ellman.com/products/medical/radiosurgical_units.htm).
15. Kamensky V., Feldchtein F., Gelikonov V., et al. // J. Biomed. Opt. 1999. V. 4, No. 1. P. 137.
16. Куранов Р. В., Сапожникова В. В., Шахова Н. М. и др. // Квантовая электроника. 2002. Т. 32, № 11. С. 993.
17. Kuranov R. V., Sapozhnikova V. V., Turchin I. V., et al. // Opt. Express. 2002. V. 10, No. 15. P. 707.
18. Gelikonov V. M., Gelikonov G. V. // Laser Phys. Lett. 2006. V. 3. P. 445.
19. <http://omlc.ogi.edu/spectra/>.
20. Тучин В. В. // Квантовая электроника. 2002. Т. 32, № 10. С. 849.
21. Turchin I. V., Sergeeva E. A., Dolin L. S., et al. // J. Biomed. Opt. 2005. V. 10, No. 6. Art. no. 064024.
22. Ignatieva N. Yu., Zakharkina O. L., Andreeva I. V., et al. // Photochemistry and Photobiology. 2007. V. 83. P. 675.
23. Игнатьева Н. Ю., Захаркина О. Л., Соболев Э. Н. и др. // Докл. АН. 2007. Т. 413, № 6. С. 1.
24. Gabriel C., Gabriel S., Corthout E. // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. P. 2 231.
25. Gabriel S., Lau R. W., Gabriel C. // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. P. 2 251.
26. <http://niremf.ifac.cnr.it>
27. Esrick M. A., McRae D. A. // Phys. Med. Biol. 1994. V. 39. P. 133.

Поступила в редакцию 3 июля 2009 г.; принята в печать 29 марта 2010 г.

**COMPARATIVE STUDIES OF INFRARED LASER AND RADIO-FREQUENCY  
TREATMENT OF IN VITRO BIOTISSUES BY THE METHOD OF POLARIZATION  
SENSITIVE OPTICAL COHERENT TOMOGRAPHY**

*G. Yu. Golubyatnikov, M. A. Shakhova, L. B. Snopova, A. B. Terent'yeva, N. Yu. Ignat'yeva, and  
V. A. Kamensky*

This paper deals with comparative studies of the structural variations in *in vitro* biotissues subject to infrared laser radiation and radio-frequency field. Noninvasive diagnostics and monitoring of microstructural variations of biological tissues were performed using optical coherent tomography.