

<https://doi.org/10.17238/2226-2016-2023-1-47-55>

УДК 617-7

© А.В. Лычагин, В.И. Юсупов, В.В. Сурин, С.В. Иванников, П.И. Петров, О.И. Байцаева, Т.К. Маликова, Н.В. Коваленко, Е.Д. Шевелкина, А.Ю. Заров, 2023

Оригинальная статья / Original article



ПОГЛОЩЕНИЕ И РАССЕЯНИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В СУСТАВНОМ ХРЯЩЕ ПРИ ОБРАБОТКЕ ОЧАГА ХОНДРОПАТИИ

А.В. ЛЫЧАГИН¹, В.И. ЮСУПОВ², В.В. СУРИН¹, С.В. ИВАННИКОВ¹, П.И. ПЕТРОВ¹, О.И. БАЙЦАЕВА³, Т.К. МАЛИКОВА⁴, Н.В. КОВАЛЕНКО⁴, Е.Д. ШЕВЕЛКИНА⁴, А.Ю. ЗАРОВ¹

¹ Кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф, ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), 127994, Москва, Россия

² Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, 119333, г. Москва, Россия

³ Кафедра лазерной физики, национального исследовательского ядерного университета МИФИ, 115409, Москва, Россия

⁴ НТО «ИРЭ-Полюс», 129281 Москва, Россия

Аннотация:

Обоснование: Остеоартроз - одно из наиболее распространённых заболеваний, приводящих к потере трудоспособности. Артроскопическая лазерная обработка суставного хряща является эффективным и перспективным методом лечения остеоартроза, однако её методика может быть улучшена за счёт результатов данного исследования.

Цель исследования: экспериментальная оценка коэффициентов поглощения и рассеяния лазерных излучений с длинами волн $\lambda=1.55$ мкм и $\lambda=0.97$ мкм в тканях суставного хряща и установления роли этих излучений в механизме лазерного воздействия при лечении хондропатии.

Материалы и методы: Из образцов хрящевой ткани свиньи были изготовлены тонкие срезы толщиной 100 мкм и 200 мкм. Срезы подвергались воздействию лазерных излучений с длинами волн $\lambda=1.55$ мкм и $\lambda=0.97$ мкм. Для измерения оптических свойств образцов был использован «метод подвижных интегрирующих сфер».

Результаты: При прохождении через хрящевую ткань, коэффициент поглощения для излучения $\lambda=0.97$ мкм составил $0,14 \pm 0,02$ мм⁻¹ для излучения $\lambda=1,55$ мкм - $0,8 \pm 0,1$ мм⁻¹. Коэффициент рассеяния для излучений с $\lambda=0.97$ и с $\lambda=1.55$ составил 19 ± 2 мм⁻¹ и $3,7 \pm 0,4$ мм⁻¹ соответственно.

Заключение: 1) При прохождении через толщу суставного хряща коэффициент поглощения (μ_a) у лазерного излучения с $\lambda=0,97$ мкм значительно ниже чем у лазерного излучения с $\lambda=1,55$ мкм. 2) При прохождении через толщу суставного хряща коэффициент рассеяния (μ_s) у лазерного излучения с $\lambda=0,97$ мкм значительно выше чем у лазерного излучения с $\lambda=1,55$ мкм. При лазерной обработке очага хондропатии сочетанным излучением $\lambda=0,97$ мкм + $\lambda=1,55$ мкм, излучение $\lambda=1,55$ мкм «сглаживает» поверхность суставного хряща в очаге хондромалиции позволяя достигать восстановления структурности суставной поверхности, а параметры излучения $\lambda=0,97$ мкм в толще суставного хряща позволяют запустить механизмы фотобиомодуляции в суставном хряще и подлежащей субхондральной кости.

Ключевые слова: лазер, хрящ, регенерация, хондропатия, остеоперфорация, абляция

Конфликт интересов: авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансирование: Работа выполнена при частичной поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН в части развития медицинских технологий.

Для цитирования: Лычагин А.В., Юсупов В.И., Сурин В.В., Иванников С.В., Петров П.И., Байцаева О.И., Маликова Т.К., Коваленко Н.В., Шевелкина Е.Д., Заров А.Ю., ПОГЛОЩЕНИЕ И РАССЕЯНИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В СУСТАВНОМ ХРЯЩЕ ПРИ ОБРАБОТКЕ ОЧАГА ХОНДРОПАТИИ. *Кафедра травматологии и ортопедии*. 2023. № 1(51). С. 47–55 <https://doi.org/10.17238/2226-2016-2023-1-47-55>

ABSORPTION AND SCATTERING OF LASER RADIATION IN ARTICULAR CARTILAGE DURING THE TREATMENT OF THE FOCUS OF CHONDROPATHY

ALEXEY V. LYCHAGIN¹, VLADIMIR I. YUSUPOV², VLADIMIR V. SURIN¹, SERGEY V. IVANNIKOV¹, PAVEL I. PETROV¹, OLGA I. BAITSAEVA³, TATIANA K. MALIKOVA⁴, NIKITA V. KOVALENKO⁴, EKATERINA D. SHEVELKINA⁴, ALEXEY Y. ZAROV¹

¹ Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery, I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), 127994, Moscow, Russia

² Institute of Photon Technologies of the Russian Academy of Sciences "Crystallography and Photonics", Moscow, Russia

³Department of Laser Physics, National Research Nuclear University MEPhI, 115409, Moscow, Russia

⁴NTO "IRE-Polyus", 129281 Moscow, Russia

Abstract

Justification: Osteoarthritis is one of the most common diseases that lead to disability. Arthroscopic laser treatment of articular cartilage is an effective and promising method of treating osteoarthritis, but its technique can be improved due to the results of this study.

Purpose: to experimentally evaluate the absorption and scattering coefficients of laser radiation with wavelengths $\lambda=1.55$ microns and $\lambda=0.97$ microns in articular cartilage tissues and to establish the role of these radiations in the mechanism of laser exposure in the treatment of chondropathy.

Materials and methods: Thin slices with a thickness of 100 microns and 200 microns were made from samples of pig cartilage tissue. The slices were exposed to laser radiation with wavelengths $\lambda=1.55$ microns and $\lambda=0.97$ microns. The "method of mobile integrating spheres" was used to measure the optical properties of images.

Results: When passing through cartilage tissue, the absorption coefficient for radiation $\lambda=0.97$ microns was $0.14 \pm 0.02 \text{ mm}^{-1}$ for radiation $\lambda=1.55$ microns - $0.8 \pm 0.1 \text{ mm}^{-1}$. The scattering coefficient for radiations with $\lambda=0.97$ and with $\lambda=1.55$ was $19 \pm 2 \text{ mm}^{-1}$ and $3.7 \pm 0.4 \text{ mm}^{-1}$, respectively.

Conclusion: 1) When passing through the thickness of articular cartilage, the absorption coefficient (μ_a) of laser radiation with $\lambda = 0.97$ microns is significantly lower than that of laser radiation with $\lambda = 1.55$ microns. 2) When passing through the thickness of articular cartilage, the scattering coefficient (μ_s) of laser radiation with $\lambda = 0.97$ microns is significantly higher than that of laser radiation with $\lambda = 1.55$ microns. With laser treatment of the focus of chondropathy with combined radiation $\lambda=0.97$ microns + $\lambda=1.55$ microns, radiation $\lambda=1.55$ microns "smoothes" the surface of articular cartilage in the focus of chondromalacia, allowing to achieve restoration of the structure of the articular surface, and the radiation parameters $\lambda=0.97$ microns in the thickness of articular cartilage allow to trigger photobiomodulation mechanisms in the articular cartilage and the underlying subchondral bone.

Keywords: laser, cartilage, regeneration, chondropathy, osteoperforation, ablation, chondronecrosis, arthrosis, laser treatment, knee joint, photobiomodulation

Conflict of interests: the authors declare no conflict of interest

Funding: The work was partially supported by the Ministry of Science and Higher Education as part of the work on the State assignment of the Federal Research Institute "Crystallography and Photonics" of the Russian Academy of Sciences in terms of the development of medical technologies.

For citation: Lychagin A.V., Vladimir I.Y., Surin V.V., Ivannikov S.V., Petrov P.I., Batsayeva O.I., Malikova T.K., Kovalenko N.V., Shevelkina E.D., Zarov A.U., ABSORPTION AND SCATTERING OF LASER RADIATION IN ARTICULAR CARTILAGE DURING THE TREATMENT OF THE FOCUS OF CHONDROPATHY. *Department of Traumatology and Orthopedics*. 2023 № 1. pp. 47–55 <https://doi.org/10.17238/2226-2016-2023-1-47-55>

Введение

Остеоартроз - болезнь, проявляющееся повреждением суставного хряща, является одним из наиболее распространённых заболеваний, поражающая до 50 % взрослого трудоспособного населения старше 50 лет. Он выражается в появлении на поверхности хряща очагов хондропатии - зон локальной деструкции суставного хряща [1, 2, 3]. Во время артроскопических операций у пациентов с артрозом может выполняться лазерная обработка очагов хондропатии. Лазерная обработка имеет ряд преимуществ по сравнению с другими типами воздействия, такими как холодноплазменная абляция и механическое воздействие [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21]. В первую очередь такими преимуществами являются:

- дозированность и высокая точность воздействия, позволяющие свести вероятность повреждений хряща вне обрабатываемой области к минимуму;
- стимуляция регенерации хрящевой ткани в очаге хондромалиции по механизмам механобиологии.

Авторами был проведен ряд экспериментов по изучению воздействия сочетанного двухволнового излучения $\lambda=0,97$ мкм + $\lambda=1,55$ мкм на хрящ [22]. Оказалось, что при таком сочетанном двухволновом воздействии необходимый эффект («сглаживание» поверхности хряща) достигается при меньшей суммарной мощности. Было установлено, что в среде 0,9% рас-

твора NaCl эффективное «сглаживание» поверхности хряща при минимальном термическом воздействии на окружающие ткани происходит при использовании двухволнового излучения 1,55 мкм / 5 Вт и 0,97 мкм / 3 Вт в импульсно-периодическом режиме (импульс/пауза=100 мс/50 мс) с расстояния 2 мм в течении 2 с [22]. Также было показано, что наибольший вклад в нагрев хрящевой ткани вносит излучение $\lambda=1.55$ мкм, поглощающееся в поверхностных областях, тогда как излучение $\lambda=0.97$ мкм поглощается слабее и проникает в более глубокие слои [22].

Для отработки этой и подобных лазерных технологий, для уточнения механизма действия лазерного излучения на биоткани, а также для проведения моделирования необходимы данные об оптических характеристиках суставного хряща в используемых спектральных диапазонах. Целью данной работы являются экспериментальная оценка коэффициентов поглощения и рассеяния лазерных излучений с длинами волн $\lambda=1.55$ мкм и $\lambda=0.97$ мкм в тканях суставного хряща и установления роли этих излучений в механизме лазерного воздействия при лечении хондропатии.

Материалы и методы:

В качестве объектов воздействия использовались образцы суставного хряща свиньи. Для изготовления тонких срезов об-

разцов хряща использовался криомикротом Cryostat Microtome CM3550.

При помощи криомикротомы из образцов хрящевой ткани свиной были изготовлены тонкие срезы толщиной 100 мкм и 200 мкм. Срезы были помещены между 2 предметными стёклами, смоченными изотоническим 0,9 % раствором NaCl.

Для измерения оптических свойств образцов был использован «метод подвижных интегрирующих сфер» [25]. По сравнению с классическим методом при котором сферы фиксируются вплотную к образцу [27, 28], данный метод позволяет значительно повысить точность определения оптических свойств, что обусловлено увеличением количества экспериментальных данных при различных положениях образца [29].

Фотография и блок-схема установки представлены на Рисунке 1.

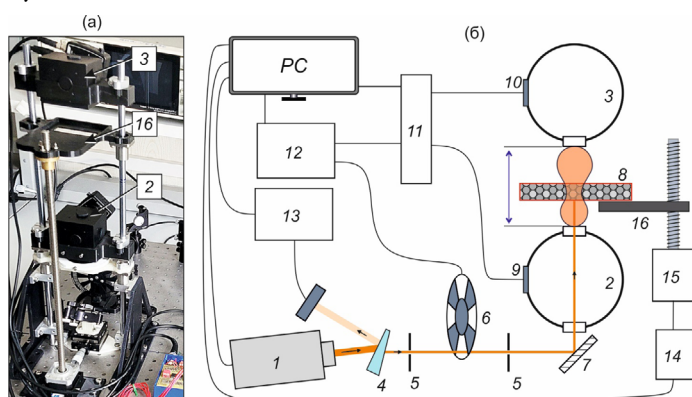


Рисунок 1. Схема установки для оценки оптических характеристик ткани. а - фрагмент общего вида установки для определения оптических характеристик образцов биоткани; б - схема установки. 1 - лазерный источник; 2, 3 - интегрирующие сферы; 4 - клин; 5 - диафрагмы; 6 - чоппер; 7 - зеркало; 8 - образец биоткани; 9, 10 - фотодетекторы; 11 - мультиплексор; 12 - синхронный детектор; 13 - измеритель мощности; 14 - плата управления; 15 - шаговый двигатель; 16 - платформа.

Основу установки составляют лазерный источник 1 FiberLase CR (НТО «ИРЭ-Полус», Россия) и две интегрирующие сферы (2 и 3) Thorlabs IS200-4 диаметром 8 см с входными портами 12,5 мм. Излучение от источника 1 попадало на клин 4, который отводил часть излучения на измеритель мощности 13, необходимый для контроля мощности лазера. Проходящее через клин излучение диафрагмируется до диаметра 1-2 мм на диафрагмах 5, а также модулировалось чоппером (Thorlabs MC2000B-EC) 6 на частоте 130 Гц. После чоппера излучение с помощью зеркала 7 перенаправлялось во входной порт нижней интегрирующей сферы 2. Пройдя через образец 8, часть излучения, попадала в верхнюю сферу 3. Каждая сфера была оснащена фотодетектором Thorlabs PDA10CS2 (9 и 10), сигнал с которых регистрировался с помощью синхронного детектора,

выделяющего сигнал на частоте модуляции излучения (12). Применения метода синхронного детектирования при измерении сигналов с фотодетекторов способствует значительному увеличению точности ввиду исключения влияния электрических и оптических шумов, возникающих вне частоты модуляции. Поочередное считывания показаний детекторов осуществлялось с помощью мультиплексора 11.

В процессе измерения образец располагался на подвижной платформе 16 и с помощью шагового двигателя 15 обеспечивалось его передвижение в пространстве между сферами. Управление ходом эксперимента осуществлялось с помощью компьютера (PC).

В ходе эксперимента измерялись зависимости $\bar{P}_T(L_T)$ и $\bar{P}_R(L_R)$, где $\bar{P}_T$ и $\bar{P}_R$ – мощности регистрируемые детекторами верхней и нижней интегрирующих сфер соответственно, L_T и L_R – расстояния от образца до ближнего порта верхней и нижней сфер соответственно [25].

Полученные значения мощностей нормировались на значения мощности, регистрируемой в отсутствие образца каждой сферой в отдельности. Измеренные нормированные зависимости $P_T(L_T)$ и $P_R(L_R)$ являются монотонно убывающими функциями. На больших расстояниях функция $P_T(L_T)$ стремится к некоторому ненулевому значению, которое соответствует значению коллимированного пропускания.

Оптические свойства биологических тканей определялись при совмещении этих результатов с результатами математического моделирования с использованием численного метода Монте-Карло, подробно описанного в работе [26].

Метод подвижных интегрирующих сфер, представленный в работе, позволяет значительно повысить точность определения оптических свойств. По сравнению с классическим методом, при котором сферы фиксируются вплотную к образцу [27, 28], в данном методе повышение точности обусловлено увеличением количества экспериментальных данных при различных положениях образца [29].

Теоретическая часть:

Описание процессов взаимодействия биологических тканей с лазерным излучением требует знания их оптических свойств. К основным оптическим параметрам биологических материалов следует отнести показатель преломления $n(\vec{s}, \lambda)$ коэффициенты поглощения $\mu_a(\vec{s}, \lambda)$ и рассеяния $\mu_s(\vec{s}, \lambda)$, фазовую функцию рассеяния $p(\vec{s}, \vec{s}', \lambda, \lambda')$, а также параметр анизотропии рассеяния $g(\vec{s}, \lambda)$ (средний косинус угла между направлением распространения до и после рассеяния $\cos\theta$) которые зависят от длины волны λ и направления распространения $\vec{s}$.

Распространение света в изотропной среде в отсутствие неупругого рассеяния может быть описано уравнением переноса [23]:

$$\frac{1}{c} \frac{\partial I(\vec{r}, \vec{s}, t)}{\partial t} = -(\vec{s} \nabla I(\vec{r}, \vec{s}, t)) - (\mu_a + \mu_s) I(\vec{r}, \vec{s}, t) + \mu_s \int_{4\pi} p(\vec{s}, \vec{s}') I(\vec{r}, \vec{s}, t) d\omega' + \varepsilon(\vec{r}, \vec{s}, t) \quad (1)$$

где $I(\vec{r}, \vec{s}, t)$ – лучевая интенсивность [$\text{Вт м}^{-2} \text{ср}^{-1}$] в точке, соответствующей радиус-вектору $\vec{r}$, μ_a – коэффициент поглощения, μ_s – коэффициент рассеяния, $p(\vec{s}, \vec{s}')$ – фазовая функция рассеяния, $\varepsilon(\vec{r}, \vec{s}, t)$ – функция описывающая распределение источников света, $d\omega'$ – телесный угол в направлении $\vec{s}'$. Фазовая функция $p(\vec{s}, \vec{s}')$ описывает рассеивающие свойства среды и представляет собой функцию плотности вероятности для рассеяния в направлении $\vec{s}'$ фотона, изначально движущегося в направлении $\vec{s}$, т.е. характеризует элементарный акт рассеяния. Если рассеяние симметрично относительно направления распространения падающей волны, тогда фазовая функция зависит только от угла θ между направлениями $\vec{s}$ и $\vec{s}'$, т.е. $p(\vec{s}, \vec{s}') = p(\theta)$.

Предположение о случайном распределении рассеивателей в среде означает отсутствие в структуре биоткани пространственной корреляции, что приводит к нормировке:

$$\int_0^\pi p(\theta) 2\pi \sin\theta d\theta = 1 \quad (2)$$

Во многих случаях фазовая функция хорошо аппроксимируется функцией Хенли-Гринштейна [27]:

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}} \quad (3)$$

$$g = \langle \cos\theta \rangle = \int_0^\pi p(\theta) \cdot 2\pi \sin\theta d\theta$$

g изменяется от 0 до 1: соответствует случаю изотропного (рэлеевского) рассеяния, $g=1$ – полному рассеянию вперед (рассеянию Ми на крупных частицах).

Стандартный набор измеренных значений состоит из полного пропускания T_c^m , диффузного отражения и коэффициента коллимированного пропускания T_c^m . Верхний индекс m (измеренный) указывает на эмпирическое происхождение используемых значений. Первые два измерения проводятся при помощи установки содержащей одну или две интегрирующие сферы. Конфигурация установки схематично показана на рис. 1а. Измеренные значения T_c^m и R_d^m преобразуются в действительные значения полного пропускания T_c и диффузного отражения R_d с учетом полученных для интегрирующей сферы коррекций [24].

После получения экспериментальных данных и их коррекции решается система уравнений [24]:

$$\begin{aligned} T_c^c(c, g, \tau) - T_c^m &= 0 \\ T_c^c(c, g, \tau) - T_t &= 0 \\ R_d^c(c, g, \tau) - R_d &= 0 \end{aligned} \quad (4)$$

где $\tau = \mu_t d_s$ это оптическая толщина образца, d_s – геометрическая толщина образца, $c = \mu_s / \mu_t$ – альбеда (характеристика диффуз-

ной отражательной способности поверхности), и $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – полный (интегральный) коэффициент ослабления. Индекс c (вычисленный, прогнозируемый, аналитический) указывает на то, что значения вычисляются в соответствии с моделью распространения света в среде. Эта система нелинейна относительно оптических свойств τ , c и g . Обозначим левую часть системы (4) за $\vec{F} = (F_1, F_2, F_3)$. Если вклада рассеянного света в измеряемое коллимированное пропускание нет, оптическая толщина τ может быть оценена в соответствии с законом Бера и система уравнений (4) уменьшится до двух уравнений для c и g . Если, однако, этот вклад значителен, все 3 уравнения решаются совместно.

С целью исключения случайных и инструментальных погрешностей и повышения точности моделирования использовался комбинированный подход, включавший в себя как стандартные измерения при помощи интегрирующих сфер, так и гониометрические измерения [25].

Измерения для излучения с $\lambda=0,97$ мкм проводились на 3 образцах толщиной 100 мкм и одного образца толщиной 200 мкм.

Измерения для излучения с $\lambda=1,55$ мкм проводились на 2 образцах толщиной 100 мкм и 200 мкм соответственно.

Результаты:

Измерения оптических параметров с источником 0,97 мкм

Графики зависимостей нормированных мощностей, регистрируемых верхней (пропускание) и нижней (отражение) сферами от положения образцов представлены на рис. 2 и 3.

На графике коэффициента пропускания для образцов 100 мкм наблюдается разброс ~10%, который, как мы полагаем, связан с неоднородностью свойств образцов, и наличием в препарате пузырей.

Из рис. 2 видно, что для образцов ткани толщиной 100 мкм зависимости коэффициента полного пропускания от положения образца между сферами близки к линейным.

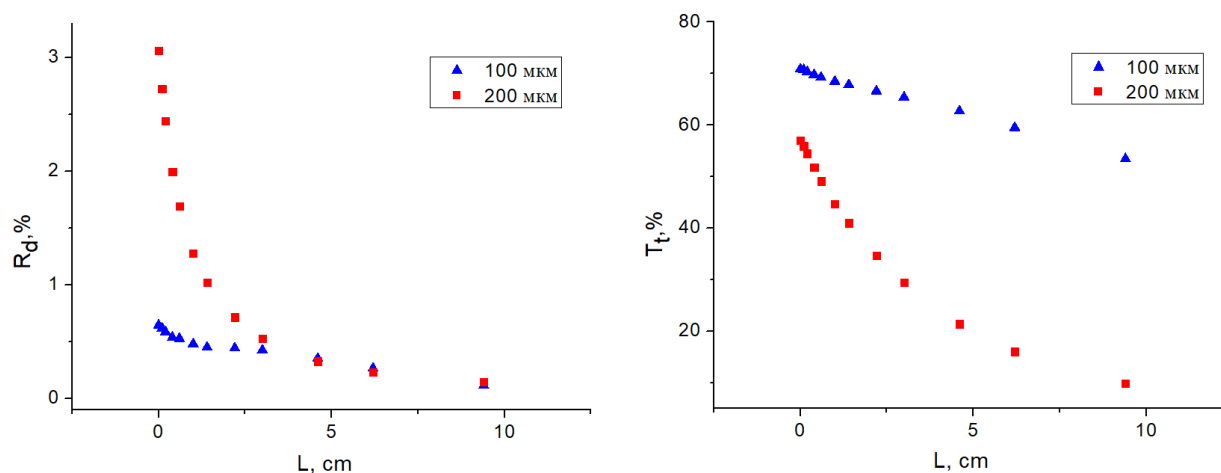


Рисунок 2. Зависимости нормированных мощностей для пропускания и диффузного отражения для срезов хрящевой ткани толщиной 100 и 200 мкм в зависимости от положения образца между сферами.

На графике коэффициента пропускания для образцов 100 мкм наблюдается разброс $\sim 10\%$, который, как мы полагаем, связан с неоднородностью свойств образцов, и наличием в препарате пузырей.

Из рис. 2 видно, что для образцов ткани толщиной 100 мкм зависимости коэффициента полного пропускания от положения образца между сферами близки к линейным.

Измерения оптических параметров с источником 1,55 мкм

Данные зависимостей нормированных мощностей, регистрируемых верхней (пропускание) и нижней (отражение) сферами от положения образца представлены на рис. 3.

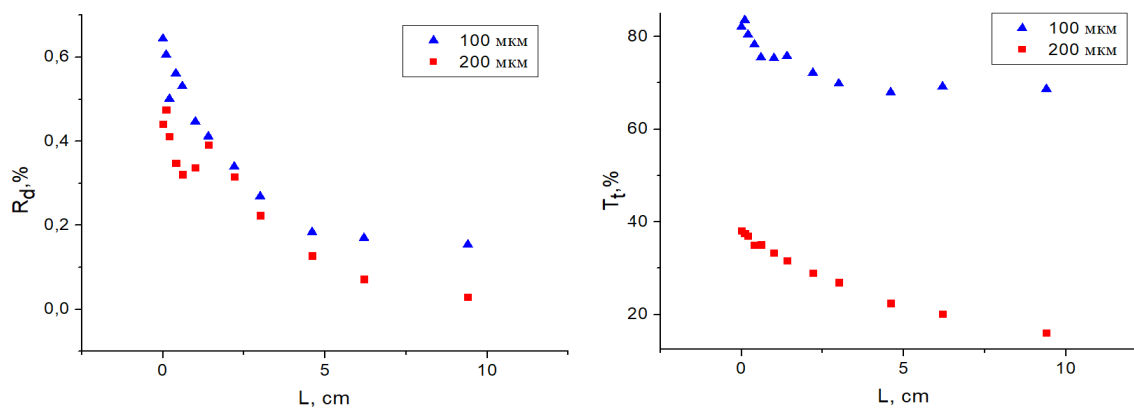


Рисунок 3. Зависимости нормированных мощностей для пропускания () и диффузного отражения () для срезов хрящевой ткани толщиной 100 и 200 мкм в зависимости от положения образца между сферами

Следует отметить, что при измерении на длине волны 1550 нм ввиду меньшей чувствительности используемых фотодетекторов значительно возрастает погрешность.

Для зависимостей коэффициента полного пропускания наблюдается хорошая повторяемость, что свидетельствует о корректности получаемых данных. Для зависимостей коэффициента диффузного отражения (обратного рассеяния) ошибки измерения становятся довольно значительными, т.к. уровень

обратного рассеяния довольно низкий. Следует отметить, что в регистрируемый сигнал вклад вносит также засветка и шум фотодетектора.

Обсуждение:

Ниже, на рисунке 4, приведены графики зависимостей для излучения с $\lambda=0,97$ мкм, рассчитанных методом Монте-Карло, с

использованием оптических параметров, приведенных в табл. 1 для образца толщиной 200 мкм. Расчет параметров проводился

обратным методом Монте-Карло, в качестве функции, описывающей акт рассеяния, использовалась функция Хеньи-Гринштейна.

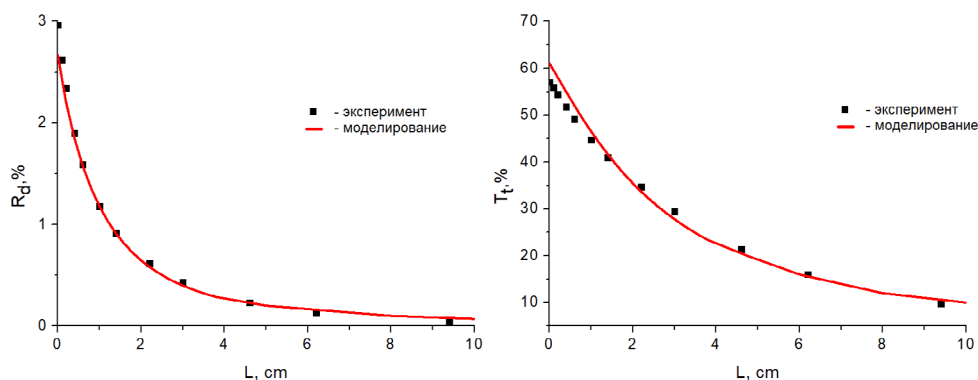


Рисунок 4. Зависимость нормированного сигнала регистрируемой мощности излучения с $\lambda=0,97$ мкм от положения образца ($d = 200$ мкм) слева - отражение, справа - пропускание.

На рисунке 5 приведены графики зависимостей для излучения с $\lambda=1,55$ мкм, рассчитанных методом Монте-Карло, с использованием оптических параметров, приведенных в таблице 2. Расчет параметров проводился обратным методом Монте-Карло, в качестве функции, описывающей акт рассеяния, использовалась функция Хеньи-Гринштейна

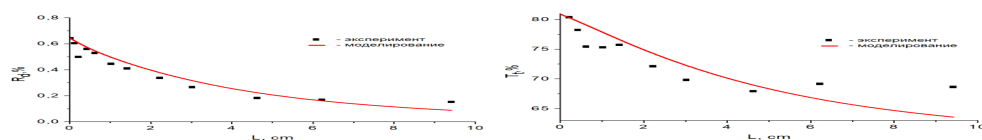


Рисунок 5. Зависимость нормированного сигнала регистрируемой мощности излучения с $\lambda=1,55$ мкм от положения образца ($d = 100$ мкм) слева - отражение, справа - пропускание.

Таблица 1

Оптические характеристики хрящевой ткани для длины волны 0,97 мкм и 1,55 мкм.

Параметр \ Длина волны	$\lambda=0,97$ мкм	$\lambda=1,55$ мкм
Коэффициент поглощения ($\mu_a, \text{ мм}^{-1}$)	$0,14 \pm 0,02$	$0,8 \pm 0,1$
Коэффициент рассеяния ($\mu_s, \text{ мм}^{-1}$)	19 ± 2	$3,7 \pm 0,4$
Фактор анизотропии рассеяния (g)	$0,95 \pm 0,01$	$0,9 \pm 0,01$

Используя данные, представленные в таблице 1, легко оценить, как изменяется интенсивность падающего излучения с глуби-

ной при проникновении в хрящевую ткань. Хорошо известно, что интенсивность света в ткани уменьшается с увеличением расстояния x от источника по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-\frac{x}{\delta}}, \quad \text{где } \delta = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}} \text{ и } \mu'_s = \mu_s(1 - g). \quad (5)$$

На рисунке 6 показаны зависимости интенсивности лазерных излучений с $\lambda=0,97$ мкм и $\lambda=1,55$ мкм с глубиной, полученные из соотношения (5). Видно, что интенсивность более длинноволнового излучения спадает значительно быстрее. Для $\lambda=1,55$ мкм интенсивность уменьшается в два раза по сравнению с начальной уже на глубине ~ 0.4 мм, а для $\lambda=0,97$ мкм – на глубине ~ 1 мм. При этом на глубине 1

мм интенсивность излучения с $\lambda = 1,55$ мкм составляет менее 20% от исходной.

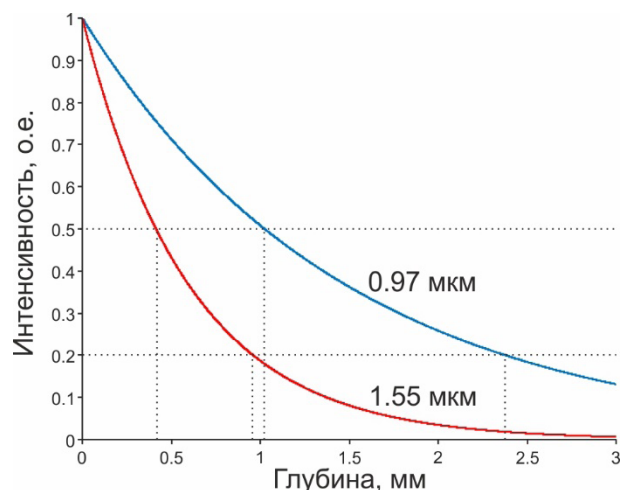


Рисунок 6. Рассчитанные по (5) зависимости интенсивности лазерных излучений с $\lambda = 0,97$ мкм и $\lambda = 1,55$ мкм с глубиной проникновения в хрящевую ткань.

Таким образом при прохождении через толщу хрящевой ткани излучение с длиной волны 0,97 мкм преимущественно не поглощается, и, рассеиваясь, проникает вглубь хряща. При этом мощность постепенно понижается до параметров низкоинтенсивного лазерного излучения, которое, мы полагаем, способно индуцировать регенераторные процессы в хряще и субхондральной кости (куда также проникает) по механизму фотобиомодуляции [30, 31]. В свою очередь, излучение с длиной волны 1,55 мкм при прохождении через толщу хрящевой ткани преимущественно поглощается в поверхностных отделах, лишь незначительно рассеиваясь и незначительно проникая вглубь хряща.

Подобная закономерность наблюдается также и в работах других авторов [32, 33, 34, 35], хотя числовые значения μ_a и μ_s расходятся в отдельных работах, что можно объяснить различиями в условиях экспериментов, качестве образцов, а также методах измерения.

Выводы:

Данный эксперимент позволил нам ответить на возникшие ранее в рамках более крупного исследования [22] вопросы. Были определены коэффициенты поглощения и рассеяния лазерных излучений с длинами волн $\lambda = 1,55$ мкм и $\lambda = 0,97$ мкм и на основании полученных данных сделаны следующие выводы:

1) При прохождении через толщу суставного хряща коэффициент поглощения (μ_a) у лазерного излучения с $\lambda = 0,97$ мкм значительно ниже чем у лазерного излучения с $\lambda = 1,55$ мкм.

2) При прохождении через толщу суставного хряща коэффициент рассеяния (μ_s) у лазерного излучения с $\lambda = 0,97$ мкм значительно выше чем у лазерного излучения с $\lambda = 1,55$ мкм.

3) При лазерной обработке очага хондропатии сочетанным излучением $\lambda = 0,97$ мкм + $\lambda = 1,55$ мкм, излучение $\lambda = 1,55$ мкм «сглаживает» поверхность суставного хряща в очаге хондромалиции позволяя достигать восстановления структурности суставной поверхности, а параметры излучения $\lambda = 0,97$ мкм в толще суставного хряща позволяют запустить механизмы фотобиомодуляции в суставном хряще и подлежащей субхондральной кости.

Список литературы / References:

- Glyn-Jones S., Palmer A. J. R. Agricola, AJ Price, TL Vincent, H. Weinans . AJ Carr, Osteoarthritis. *Lance.*, 2015; 386(9991): 376-87 Doi: 10.1016/S0140-6736(14)60802-3
- Madry H., Kon E., Condello V., Peretti G.M., Steinwachs M., Seil R., Berruto M., Engebretsen L., Filardo G., Angele P. (2016) Early osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016;24:1753-1762 Doi: 10.1007/s00167-016-4068-3
- Корнилов Н. Н., Денисов А. А. Парадигма раннего гонартроза: обзор современных возможностей диагностики и лечения (часть 1) //Терапевтический архив // 2017; 12-2(89):238-243. [Kornilov N. N., Denisov A. A. Paradigma rannego gonartroza: obzor sovremennyh vozmozhnostej diagnostiki i lecheniya (chast' 1) Terapevticheskij arhiv 2017; 12-2(89):238-243]
- Иванников С. В Лазерная артроскопическая хирургия (Дегенеративно-дистрофические поражения коленного сустава). Москва, 2001; 19 с. [Ivannikov S. V. Lazernaya artroskopicheskaya hirurgiya (Degenerativno-distroficheskie porazheniya kolennogo sustava) Moscow, 2001; pp. 19]
- Перспективы лечения дискогенных компрессионных форм пояснично-крестцовых радикулитов с помощью пункционных неэндовидеоскопических лазерных операций // Сандлер Б. И. [и др.]. Владивосток. 2004. 181 с. [Sandler B. I. et al. Perspektivy lecheniya diskogennyh kompressionnyh form poyasnichno-krestcovykh radikulitov s pomoshch'yu punkcionnyh neendoskopicheskikh lazernyh operacij Vladivostok 2004; 181p.]
- Лазерная инженерия хрящей / Баграташвили В. Н. [и др.]. Москва. 2006. 448 с. [Bagratashvili V. N. et al. Lazernaya inzheneriya hryashchej Moscow, 2006. 448 p.]
- Sobol E. et al. Laser regeneration of spine discs cartilage: mechanism, in-vivo study and clinical applications. *Proceedings of Light-Activated Tissue Regeneration and Therapy Conference*. Springer, Boston, MA, 2008. Pp. 259-266. Doi: 10.1007/978-0-387-71809-5_24
- Holden P. K. et al. The effects of laser irradiation of cartilage on chondrocyte gene expression and the collagen matrix. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 2009; 7(41):487-491 Doi: <https://doi.org/10.1002/lsm.20795>
- Wong B. J. F. et al. Identification of chondrocyte proliferation following laser irradiation, thermal injury, and mechanical trauma. *Lasers in*

Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery, 2005; 1(37):89-96 Doi: <https://doi.org/10.1002/lsm.20180>

10. Yusupov V. I., Chudnovskii V. M., Bagratashvili V. N. Laser-induced hydrodynamics in water-saturated biotissues. 1. Generation of bubbles in liquid. *Laser physics* 2010; 7(20):1641-1646 Doi:10.1134/S1054660X1014001X

11. Yusupov V. I., Chudnovskii V. M., Bagratashvili V. N. Laser-induced hydrodynamics in water-saturated biotissues: 2. Effect on delivery fiber. *Laser Physics*, 2011; 7(21): 1230-1234 Doi:10.1134/S1054660X11140015

12. Yusupov V. I. et al. Laser-induced hydrodynamics in water-saturated tissue: III. Optoacoustic effects. *Laser Physics*, 2013; 1(24): 015601 Doi:10.1088/1054-660X/24/1/015601

13. Yusupov V. I. et al. Generation of acoustic waves by cw laser radiation at the tip of an optical fiber in water. *Acoustical Physics*, 2016; 5(62): 537-544. Doi:10.1134/S1063771016050183

14. O'Connor C. J., Case N., Guilak F. Mechanical regulation of chondrogenesis. *Stem cell research & therapy*, 2013; 4(4): 1-13 Doi:10.1186/scrt211

15. Fahy N., Alini M., Stoddart M. J. Mechanical stimulation of mesenchymal stem cells: Implications for cartilage tissue engineering. *Journal of Orthopaedic Research*, 2018; 1(36): 52-63 Doi:10.1002/jor.23670

16. Juang Y. M. et al. Proteomic analysis of chondrocytes exposed to pressure. *Biomedical Chromatography*, 2010;12(24): 1273-1282 Doi:10.1002/bmc.1436

17. Mizuno S., Ogawa R. Using changes in hydrostatic and osmotic pressure to manipulate metabolic function in chondrocytes. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 2011;6(300): 1234-1245 Doi:10.1152/ajpcell.00309.2010

18. Karameinis K. et al. Continuous hydrostatic pressure induces differentiation phenomena in chondrocytes mediated by changes in polycistins, SOX9, and RUNX2. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2017;1(78):21-31 Doi:10.1007/s00056-016-0061-1

19. Sobol E. N. et al. Laser-induced regeneration of cartilage. *Journal of Biomedical Optics*, 2011; 8(6): 080902. Doi:10.1117/1.3614565

20. Alexandrovskaya Y. M. et al. Mechanisms of laser activation of chondrocytes in osteoarthritis healing. *Laser Physics Letters*, 2018;8(15): 085601 Doi:10.1088/1612-202X/aac746

21. Баум О. И. Механизмы модификации хрящевой ткани и тканей глаза под действием лазерного излучения. Москва. 2016. 22 с. [Baum O. I. Mekhanizmy modifikatsii hryashchevoj tkani i tkanej glaza pod dejstviem lazernogo izlucheniya Moscow 2016; 22 p.]

22. Лазерная обработка хондромалиции суставного хряща / А. В. Лычагин и [др.]. //Лазерная медицина. 2022;4(25): 9-15 Doi: <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2021-25-4-9-15> [A. V. Lychagin et al. Lazernaya obrabotka hondromalyatsii sustavnogo hryashcha Lazernaya 2022;4(25): 9-15. Doi: <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2021-25-4-9-15>]

23. Welch A. J., Van Gemert M. J. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue *New York: Springer*, 2011; 2:47 doi: 10.1007/978-90-481-8831-4

24. Yaroslavsky I. V. et al. Inverse hybrid technique for determining the optical properties of turbid media from integrating-sphere measurements. *Applied Optics*, 1996;34(35): 6797-6809 doi: 10.1364/AO.35.006797

25. Kovalenko N. V. et al. Optical properties of biological tissues evaluation with a hybrid goniometer and integrating-sphere technique and Monte Carlo mathematical modelling. *Journal of Physics: Conference Series*, 2019;1(1391):012025 Doi: 10.1088/1742-6596/1391/1/012025

26. Jacques S. L., Wang L. Monte Carlo modeling of light transport in tissues. *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*, Springer, Boston, MA, 1995; pp. 73-100 Doi: 10.1007/978-1-4757-6092-7_4

27. Юсупов В.И., Минаев Н.Б., Свиридов А.П. Установка для определения оптических характеристик тонких образцов // Приборы и техника эксперимента //2019;6:130-131 doi: 10.1134/S0032816219050276

28. Sviridov, A. P., Zhigarkov, V. S., Shubnyi, A. G. E., Yusupov, V. I. Optical fields in porous polylactide matrices. *Quantum Electronics*, 2020;1(50):81 doi: 10.1070/QEL17236

29. Karpova TK, Kovalenko NV, Aloian GA, Ryabushkin OA. Mathematical modelling of optical radiation transport in biological tissues under the conditions of moveable integrating spheres registration. In *Journal of Physics: Conference Series*, 2021;1(209):012026 doi: 10.1088/1742-6596/2090/1/012026

30. Amaroli A. et al. An 808-nm diode laser with a flat-top hand-piece positively photobiomodulates mitochondria activities. *Photomedicine and Laser Surgery*, 2016;11(34): 564-571 <https://doi.org/10.1089/pho.2015.4035>

31. Fekrazad R. et al. Effect of photobiomodulation on mesenchymal stem cells. *Photomedicine and laser surgery*, 2016;11(34):533-542 <https://doi.org/10.1089/pho.2015.4029>

32. Bagratashvili, V. N., Bagratashvili, N. V., Gapontsev, V. P., Makhmutova, G. S., Minaev, V. P., Omelchenko, A. I., ... & Tsypina, S. I. Change in the optical properties of hyaline cartilage heated by the near-IR laser radiation. *Quantum Electronics*, 2001;6(31):534 Doi: 10.1070/QE2001v-031n06ABEH001996

33. Ebert, D. W., Roberts, C. J., Farrar, S. K., Johnston, W. M., Litsky, A. S., & Bertone, A. L. (1998). Articular cartilage optical properties in the spectral range 300--850 nm. *Journal of Biomedical Optics*, 1998;3(3):326-333 Doi: 10.1117/1.429893

34. Sviridov, A. P., & Kondyurin, A. V. Optical characteristics of cartilage at a wavelength of 1560 nm and their dynamic behavior under laser heating conditions. *Journal of Biomedical Optics*, 2010;5(15):055003 Doi: 10.1117/1.3484749

35. Khan, B., Kafian-Attari, I., Nippolainen, E., Shaikh, R., Semenov, D., Hauta-Kasari, M., ... & Afara, I. O. Articular cartilage optical properties in the near-infrared (NIR) spectral range vary with depth and tissue integrity. *Biomedical optics express*, 2021;10(12):6066-6080 Doi: 10.1364/BOE.430053

Информация об авторах:

Лычагин Алексей Владимирович – доктор медицинских наук, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и хирургии ка-

тастроф ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), e-mail: dr.lychagin@mail.ru

Юсупов Владимир Исаакович – кандидат технических наук, старший научный сотрудник Института фотонных технологий Федерального научно-исследовательского центра “Кристаллография и фотоника”, Россия, e-mail: iouss@yandex.ru

Сурин Владимир Владимирович – аспирант кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), Россия, e-mail: rassvet_1612@mail.ru

Иванников Сергей Викторович – доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф первого ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), Россия, e-mail: s.ivannikov@icloud.com

Петров Павел Игоревич – ассистент кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), Россия, e-mail: drpavelpetrov@gmail.com

Байцаева Ольга Игоревна научный сотрудник кафедры лазерной физики Национального исследовательского ядерного университета “МИФИ”, Россия e-mail: baitsaevaioi@yandex.ru

Маликова Татьяна Кирилловна – научный сотрудник НТО ИРЭ Полус , 117852, Россия e-mail: tatkirkar@gmail.com

Коваленко Никита Валерьевич – научный сотрудник НТО ИРЭ Полус , Россия e-mail: nikomsol94@gmail.com

Шевелкина Екатерина Дмитриевна – научный сотрудник НТО ИРЭ, Россия e-mail: eShevelkina@ntoire-polus.ru

Заров Алексей Юрьевич – ассистент кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), e-mail: zarow@mail.ru

Information about authors:

Lychagin Alexey Vladimirovich – MD, Head of the Department of Traumatology, Orthopedics and Surgery of Catastrophes of the I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Russia, e-mail: dr.lychagin@mail.ru

Yusupov Vladimir Isaakovich – Candidate of Technical Sciences, Senior Researcher at the Institute of Photonic Technologies of the Federal Research Center “Crystallography and Photonics”, Russia, e-mail: iouss@yandex.ru

Surin Vladimir Vladimirovich – Postgraduate Student of the Department of Traumatology, Orthopedics and Surgery of Catastrophes of the I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Russia, e-mail: rassvet_1612@mail.ru

Ivannikov Sergey Viktorovich – Doctor of Medical Sciences, Professor, Professor of the Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery of the First Sechenov First Moscow State Medical

University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Russia, e-mail: s.ivannikov@icloud.com

Petrov Pavel Igorevich – Assistant of the Department of Traumatology, Orthopedics and Surgery of Catastrophes of the I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Russia, e-mail: drpavelpetrov@gmail.com

Batsayeva Olga Igorevna – Research Associate of the Department of Laser Physics of the National Research Nuclear University “MEPhI”, Russia, e-mail: baitsaevaioi@yandex.ru

Malikova Tatiana Kirillovna – researcher at NTO IRE Polyus, Russia, e-mail: tatkirkar@gmail.com

Kovalenko Nikita Valeryevich – Researcher at NTO IRE Polyus, Russia, e-mail: nikomsol94@gmail.com

Shevelkina Ekaterina Dmitrievna – Researcher at NTO IRE Polyus, Russia, e-mail: eShevelkina@ntoire-polus.ru

Zarov Alexey Yurievich – Assistant of the Department of Traumatology, Orthopedics and Disaster Surgery of the I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), e-mail: zarow@mail.ru