



## БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

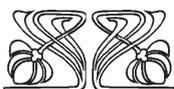
УДК 535.2:535.8

### Дегидратация биотканей в процессе их компрессии

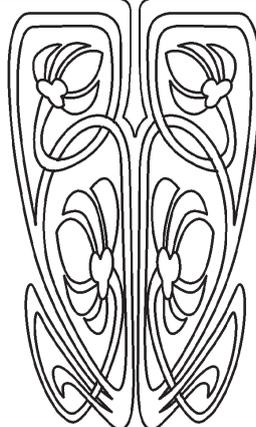
О. А. Зюрюкина, Ю. П. Синичкин

Зюрюкина Ольга Анатольевна, аспирант кафедры оптики и биофотоники, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, oazyuryukina@yandex.ru

Синичкин Юрий Петрович, доктор физико-математических наук, профессор кафедры оптики и биофотоники, заведующий лабораторией оптической медицинской диагностики Научно-образовательного института оптики и биофотоники, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, yusin49@gmail.com



НАУЧНЫЙ  
ОТДЕЛ



Представлены результаты мониторинга изменения оптических свойств и геометрических параметров образцов *ex vivo* мышечной ткани коровы в процессе дегидратации, вызванной их компрессией. Степень дегидратации образцов оценивалась по изменению их массы в процессе сушки или по массе вытесненной воды из образцов, подверженных компрессии. Приведены результаты сравнения динамики степени дегидратации образцов со спектральными изменениями в их диффузном отражении. Отмечено, что временное изменение коэффициентов диффузного отражения высушенных образцов и образцов, подверженных компрессии, носят противоположный характер: при наложении компрессии диффузное отражение уменьшается, а в процессе сушки увеличивается, что объясняется разными изменениями в физической структуре образцов. Рассматривается возможность оценки изменения дегидратации образцов ткани в условиях компрессии по спектрам их диффузного отражения.

**Ключевые слова:** мышечная ткань, дегидратация, компрессия, диффузное отражение, оптическое просветление.

Поступила в редакцию: 12.02.2020 / Принята: 05.03.2020 / Опубликовано: 01.06.2020

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-92-102>

#### Введение

«Оптическое просветление биотканей», основанное на уменьшении их рассеивающих и поглощающих свойств, увеличивает как глубину проникновения света в ткань, так и интенсивность света в более глубоких областях ткани, потенциально улучшая возможности различных оптических диагностических и терапевтических методик. В настоящее время широко используется метод иммерсионного просветления биотканей, когда в биоткань вводятся гиперосмотические иммерсионные агенты, вызывающие диффузию воды из внутритканевого пространства и частично замещающие собой внутритканевую жидкость. К потенциальным механизмам уменьшения рассеяния света в тканях относят водный транспорт из компонентов тканей, перемещения воды внутри ткани, замена



межклеточной воды химическим агентом с более высоким показателем преломления, структурная модификация или диссоциация коллагеновых волокон [1]. Альтернативным методом оптического просветления биотканей является компрессионный метод просветления [2–22], основными механизмами которого предполагаются дегидратация ткани из-за транспорта воды из области приложения внешней компрессии и структурные изменения ткани. Ключевыми процессами, определяющими механизмы иммерсионного и компрессионного просветления биоткани, являются осмотическая дегидратация ткани под действием иммерсионного агента или дегидратация биоткани из-за транспорта воды из области приложения внешней компрессии.

В публикациях по компрессионному методу просветления биотканей в основном рассматриваются: 1) влияние внешнего механического давления на спектры пропускания и диффузного отражения образцов тканей [3–10, 14, 15, 18–20]; 2) изменения в оптических параметрах (коэффициентах поглощения и рассеяния) тканей [3, 5, 11, 12, 15, 18]; 3) физические механизмы, приводящие к изменениям оптических параметров [2, 11–13, 16–19, 21, 22].

Вопросы влияния компрессии на оптические свойства мягких тканей и возможные механизмы изменений оптических свойств биотканей в условиях компрессии рассматривались в работах [3, 5]. В общем отмечается, что при компрессии уменьшается диффузное отражение, уменьшение отражения обусловлено уменьшением толщины образцов тканей (до 72%) и уменьшением веса образцов тканей (до 40%); коэффициенты поглощения и рассеяния увеличиваются с ростом давления; эффекты компрессии на оптические свойства тканей необратимы.

Возможные механизмы, отвечающие за изменение оптических свойств, связываются авторами с изменением толщины или веса тканей и непосредственно связаны с их дегидратацией. Компрессия уменьшает толщину образца и вызывает вытекание жидкости из образцов, при этом изменения в толщине тканей и содержании воды влияют на оптические свойства образцов разными путями.

В условиях компрессии увеличивается плотность поглощающих или рассеивающих центров, что является результатом уменьшения пространства между клеточными компонентами. Так как сечения рассеяния или поглощения остаются постоянными или слегка уменьшаются, то в

результате воздействия компрессии коэффициенты поглощения и рассеяния увеличиваются. Увеличение объемной концентрации воды из-за уменьшения толщины ткани может также быть причиной увеличения коэффициента поглощения при наложении компрессии.

Коэффициенты поглощения для сжатых образцов имеют большую величину, даже если они имеют схожие толщины с образцами без компрессии. Это является следствием того, что физические структуры несжатых образцов (даже если они дегидратированы) более рыхлые по сравнению со структурами сжатых образцов, которые более плотные и компактные [4].

Изменения в физической структуре мягкой ткани являются одной из причин изменения оптических свойств ткани под действием компрессии. Изменения будут необратимыми, если структура не возвращается в исходное состояние после компрессии. Если толщина ткани не возвращается в свое начальное состояние после снятия компрессии, то это может быть объяснением того, что изменения оптических свойств в результате компрессии необратимы.

Динамика объемной фракции воды в процессе компрессии образцов ткани анализировалась авторами работы [13] на основе экспериментов *ex vivo* кожей свиньи, проведенных методом ОКТ. Анализ проводился в предположении, что кожа может быть представлена как двухкомпонентная смесь воды и белка. Результаты сравнивались с результатами весовых измерений образцов в процессе компрессии и в процессе сушки образцов. Получено, что локализованная механическая компрессия образцов кожи уменьшает толщину ткани (более чем в два раза), уменьшает содержание воды в образцах (объемная доля уменьшалась более чем в три раза) и увеличивает величину показателя преломления образцов (от 1.39 до 1.50). При этом отмечается, что компрессия приводит к тем же эффектам, что и в случае дегидратации образцов при их воздушной иммерсии (сушке). Локальная механическая компрессия не только уменьшает рассеяние в коже благодаря уменьшению содержания в дермальной коллагеновой матрице не связанной воды, в результате чего белковая структура становится более плотно упакованной, что приводит к лучшему согласованию показателей преломления компонентов биоткани, но и уменьшает поглощение образцов.

Корреляция увеличения локального механического давления с уменьшением приведенного коэффициента преломления в течение времени



компрессии отмечается авторами работы [15]. Вдавливание источника освещения в биоткань увеличивало пропускание света через ткань, при этом величина относительного пропускания увеличивается как функция деформации сдавливания (относительного изменения толщины). Приведенный коэффициент рассеяния уменьшался на 12.0% при относительном уменьшении толщины на 0.44 и на 35.6% при деформации 0.71. Увеличение деформации до 0.45 уменьшало приведенный коэффициент рассеяния на ~15%.

Подробные исследования влияния давления волоконно-оптического датчика на оптические свойства биоткани приведены в [17], при этом акцент сделан на изменениях в содержании воды. Объектами исследований являлись образцы *in vitro* кожи свиньи и *in vivo* кожи человека. Результаты проведенных исследований показали, что контактное давление датчика при достижении определенного порога и длительности может значительно повлиять на спектр отражения. Так как биоткань с высоким содержанием воды в значительной степени не сжимаема, то авторами предлагается механизм изменения оптических характеристик биоткани при ее компрессии, связанный с деформацией биоткани и вытеснением воды из области сжатой ткани. Количество воды, вытесненной из области локализованного давления, является основным фактором вариаций спектров отражения. Моделирование таких вариаций проводилось на основе двухфазной модели кожи, согласно которой кожа представляет собой совокупность несжимаемой эластичной твердой матрицы, образованной главным образом из эластичных волокон и клеток, которые играют главную роль в нелинейном механическом отклике биоткани на внешние воздействия, и заполняющей твердую матрицу жидкости. Результаты показали, что изменения свободной и связанной воды в ткани связаны с давлением нелинейным образом. В случае кожи свиньи *in vitro* наложение компрессии ведет к вытеснению свободной воды из области компрессии, в то время как перемещение связанной воды затруднено. При давлении около 400 кПа содержание связанной воды уменьшается на 30%, что, по мнению авторов, связано с деформацией ткани. Показано, что временные изменения содержания свободной и связанной воды в коже свиньи *ex vivo* происходят в течение времени порядка 6 мин после наложения компрессии, после чего процесс стабилизируется, при этом время стабилизации зависело от величины прикладываемого давле-

ния. На ранних стадиях деформации ткани при определенном давлении основная вода выходит из области компрессии с высокой скоростью из-за большого напряжения внутри ткани. Из-за релаксации напряжения биотканей деформация и скорость миграции основной воды постепенно уменьшается. По истечении определенного времени, зависящего от величины компрессии, деформация ткани и транспорт основной воды становятся постоянными.

Несмотря на то, что деформация ткани под действием компрессии дает значительный вклад в эффект оптического просветления, этого вклада недостаточно для экспериментально отмеченного увеличения пропускания света сжатыми средами. В результате проведенных исследований [12] получено, что увеличение пропускания продолжается увеличиваться даже при условии, что толщина ткани сохраняется постоянной. Механическое просветление может быть функцией относительного изменения толщины ткани (деформации сдавливания), а не просто абсолютного уменьшения толщины ткани из-за приложенного давления.

Это говорит о том, что механизмов оптического просветления может быть больше, чем простое уменьшение толщины. Авторы [2] отмечают, что дегидратация является важным механизмом оптического просветления с использованием химических агентов, и проводят анализ, каким образом дегидратация может давать вклад в уменьшение рассеяния света. Объяснение механизма оптического просветления дает выражение, связывающее приведенный коэффициент рассеяния с объемной фракцией рассеивающих частиц. Параболическая зависимость приведенного коэффициента рассеяния от плотности упаковки рассеивающих частиц показывает, что эффекты дегидратации модифицируют плотность упаковки рассеивающих частиц. Связь показателей преломления и изменения в форме или структуре рассеивающих частиц влияют на поперечное сечение рассеяния. По мнению авторов, просветление биоткани обратно пропорционально ее состоянию гидратации. Эти результаты хорошо согласуются с отмеченной авторами [21, 22] корреляцией между водными потерями и просветляющей способностью химических агентов для образцов мышечной ткани и желудка свиньи.

Дегидратация может уменьшить рассеяние света путем увеличения объемной фракции рассеивающих частиц. Обезвоживание биоткани



делает коллагеновые фибриллы и органеллы более тесно упакованными, но не вызывает значительных изменений в их размерах. Так как естественная плотность коллагеновых фибрилл составляет величину порядка 65% и возрастает из-за дегидратации до 90%, то такие структурные изменения могут дать 60%-ное уменьшение приведенного коэффициента рассеяния в предположении, что показатель преломления базовой субстанции не меняется. Вклад в оптическое просветление может также дать уменьшение рассогласования показателей преломления между фибриллами и межфибрилярного пространства, вызванное увеличением концентрации протеогликанов (или экзогенных иммерсионных субстанций) [23].

Количественные измерения дегидратации биотканей в результате внешней компрессии весьма затруднительны, особенно если исследуется *in vivo* биоткань. Если дегидратацию *ex vivo* образцов биотканей можно оценить путем их весовых измерений в процессах высушивания или компрессии, то в условиях *in vivo* такие измерения невозможны, и единственным измеряемым параметром в спектральных экспериментах является коэффициент диффузного отражения биоткани. Вода вносит существенный вклад в формирование спектра диффузного отражения биологической ткани. Изменение содержания воды в биоткани отчетливо проявляется в спектрах диффузного отражения как результат изменения поглощающих и рассеивающих свойств ткани. Дегидратация ткани уменьшает ее поглощение в инфракрасной области и изменяет рассеяние ткани в видимом и инфракрасном диапазонах длин волн. Влияние внешней механической компрессии на содержание воды в кожной ткани человека *in vivo* рассматривается в работах [19, 20]. В данной работе представлены результаты исследования влияния дегидратации образцов *ex vivo* мышечной ткани коровы в процессе их высушивания и наложения компрессии на спектры их диффузного отражения с целью выявления корреляции между спектрами диффузного отражения биотканей и их дегидратацией.

#### Экспериментальная установка, материалы и методы

Измерения спектров диффузного отражения образцов биоткани осуществлялись с помощью установки, состоящей из осветительного устройства HL-2000 (Ocean Optics, США), волоконно-оптического датчика и двух волоконно-опти-

ческих спектрометров USB4000 (Ocean Optics, США) и NIRQuest512-2.2 (Ocean Optics, США), сопряженных с персональными компьютерами. Установка обеспечивала регистрацию спектров в диапазоне от 400 до 2000 нм и подробно описана в работе [20].

В работе использовался волоконно-оптический датчик R400-7-VIS/NIR (Ocean Optics, США). Для исследования поведения жидкостей в образцах мышечной ткани под влиянием внешнего механического давления была изготовлена специальная насадка на датчик с кюветой цилиндрической формы (рис. 1). Прорези в дне и стенках кюветы служили для отведения жидкости, выдавливаемой из ткани под действием внешней механической компрессии. Насадка и кювета были смоделированы с помощью программы Autodesk Fusion 360 и распечатаны на 3D-принтере из черного пластика PLA.

Используемые в экспериментах образцы мышечной ткани коровы вырезались из одного объема биоткани, при этом в измерениях с высушиванием образцы имели прямоугольную

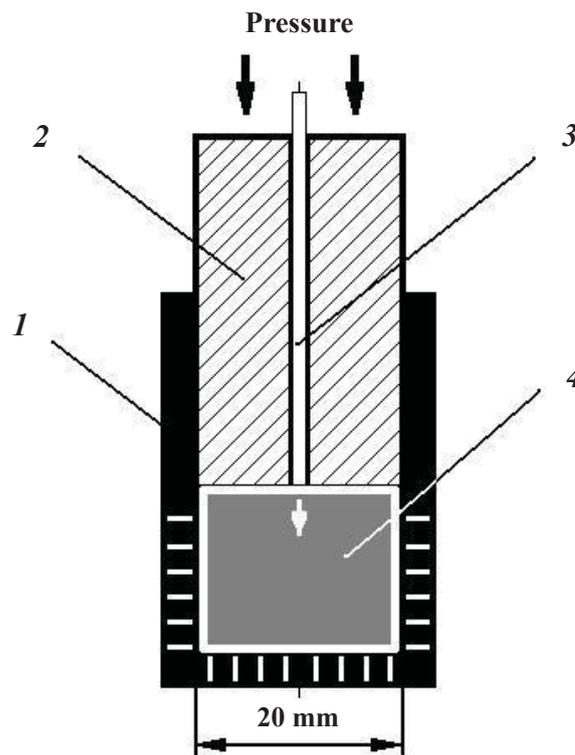


Рис. 1. Схема насадки для выдавливания жидкости из образцов мышечной ткани: 1 – кювета, 2 – насадка, 3 – волоконно-оптический датчик, 4 – образец биоткани

Fig. 1. Scheme of nozzles for squeezing fluid from muscle tissue samples: 1 – cuvette, 2 – nozzle, 3 – fiber-optic sensor, 4 – tissue sample



форму размером  $20 \times 20 \times 25$  мм<sup>3</sup>. Были проведены шесть экспериментов, в которых 8 образцов высушивались в течение нескольких часов при температуре порядка  $60^\circ$ , при этом каждый час образцы взвешивались и регистрировались их спектры диффузного отражения. Результаты усреднялись.

В случае экспериментов с компрессией образцы мышечной ткани вырезались в форме цилиндров диаметром  $\sim 20$  мм и толщиной  $\sim 25$  мм, которые помещались в кювету и подвергались внешнему давлению с помощью насадки. После приложения давления в течение времени порядка 6 мин регистрировались спектры отражения с временным шагом, равным 2 с, по истечении которого внешний цилиндр с образцом биоткани взвешивался. В результате сдавливания образца из него (и из внешнего цилиндра, соответственно) выходила вода, которая в весовых измерениях участия не принимала. Результаты измерений усреднялись.

### Результаты и их обсуждение

Динамика содержания воды в образцах ткани в процессе их высушивания может быть определена с помощью временных измерений веса образца,  $W(t)$ . Образцы взвешивались каждый час. В предположении, что уменьшение веса образца происходит благодаря только испарению воды, можно считать, что весом полностью

обезвоженного образца может служить вес полностью сухого образца,  $W_0$ . Для оценки степени дегидратации биоткани в процессе высушивания можно рассмотреть схожий процесс дегидратации кожи под действием осмотических оптических просветляющих агентов [24]. Следуя авторам [24], степень дегидратации биоткани можно определить как

$$H_D(t) = \frac{W(t=0) - W_0}{W(t=0)} (1 - \exp(-t/\tau_D)), \quad (1)$$

где  $W(t=0)$  – начальный вес образца, разность  $W(t=0) - W_0$  показывает количество воды, покинувшее биоткань в результате дегидратации, при этом временную зависимость степени дегидратации  $H_D$  можно записать в следующем виде:

$$H_D(t) = A_D (1 - \exp(-t/\tau_D)), \quad (2)$$

где  $A_D$  – безразмерный параметр, характеризует максимальную степень дегидратации,  $\tau_D$  – постоянная времени дегидратации, характеризующая скорость процесса.

Зависимость веса образцов от времени сушки представлена на рис. 2. Видно, что по истечении 17 ч сушки вес образцов уменьшился в среднем на 70%, т.е. масса ушедшей воды составляла около 70%. Эта цифра соответствует степени гидратации образцов перед экспериментами. По мере высушивания образцов степень гидратации уменьшалась, что отмечено на рис. 2.

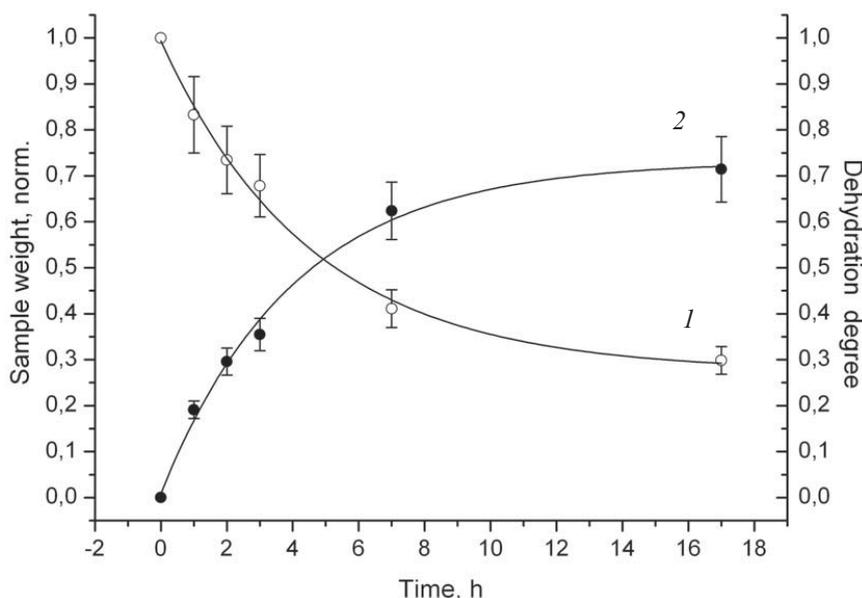


Рис. 2. Временные изменения нормированного веса (1) и степени дегидратации (2) образцов мышечной ткани в процессе их сушки

Fig. 2. Temporary changes in weight (1) and dehydration degree (2) of muscle samples during their drying



Дегидратация образцов в процессе их сушки сопровождалась увеличением их диффузного отражения. Динамика коэффициента отражения образцов в процессе их сушки на отдельных длинах волн показана на рис. 3. После 3 ч сушки образцов

их шероховатость затвердевших поверхностей приводила к значительным ошибкам при регистрации отраженного света, величина которого, как известно [25], сильно зависит от промежутка между торцом датчика и поверхностью образца.

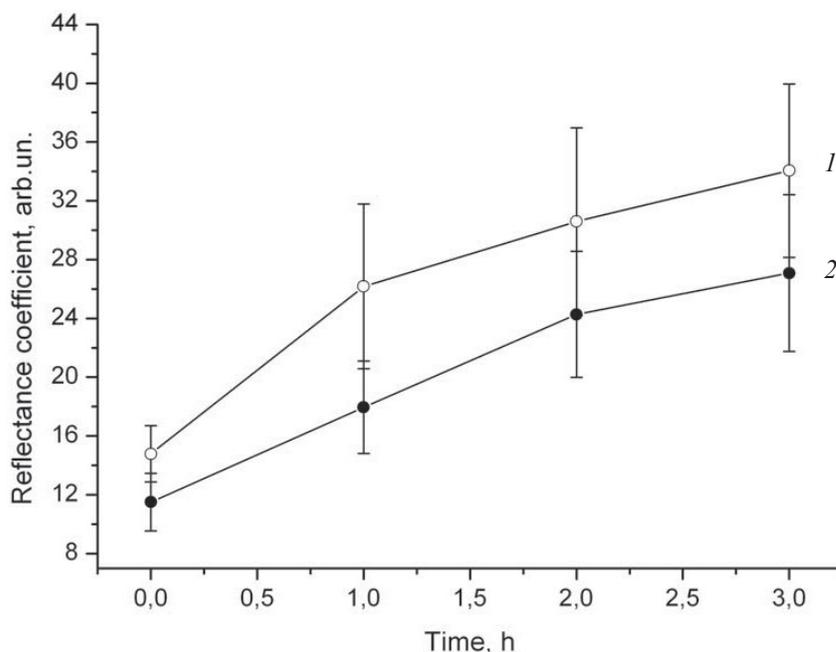


Рис. 3. Временные изменения диффузного отражения образцов в процессе их сушки: 1 –  $\lambda = 800$  нм, 2 –  $\lambda = 1070$  нм

Fig. 3. Temporary changes in diffuse reflectance of samples during their drying: 1 –  $\lambda = 800$  nm, 2 –  $\lambda = 1070$  nm

Сдавливание образцов биоткани должно приводить к изменению их физических, в том числе оптических, параметров, которые обусловлены рядом причин, среди которых деформация образцов, изменение их плотности, количество содержащейся в них воды. Информация о весе образцов и степени их дегидратации в результате компрессии, полученная с учетом соотношений (1) и (2), приведена на рис. 4.

Из рис. 4 видно, что при давлении на образцы порядка 110 кПа вес образцов уменьшается на 45%. Это уменьшение веса образцов обусловлено вытеснением воды из образцов и их дегидратацией. Максимальная степень дегидратации образцов при их компрессии, как видно из рис. 4, составляла величину порядка 50%.

Отличительной особенностью поведения спектра диффузного отражения образцов после наложения компрессии является его монотонное уменьшение по двухэкспоненциальному закону [20]. В первоначальный момент приложения

давления происходит резкая деформация и сжатие коллагеновой матрицы ткани (согласно двухфазной модели). Этот процесс происходит в течение нескольких секунд. В дальнейшем на спектр диффузного отражения начинает влиять дегидратация биоткани в области приложения внешнего давления, что в эксперименте отражается в появлении воды, вытекающей из кюветы датчика. Характерные времена экспоненциального уменьшения коэффициентов отражения в спектральной области 600–900 нм после наложения компрессии являются не чем иными, как временами дегидратации образца ткани.

На рис. 5 приведены временные изменения коэффициента диффузного отражения образца ткани на длине волны  $\lambda = 900$  нм при последовательном увеличении приложенной компрессии (времена изменения компрессии показаны стрелками), которая хорошо аппроксимируется экспоненциальной зависимостью (рис. 6). На рис. 6 приведена также информация о состоянии

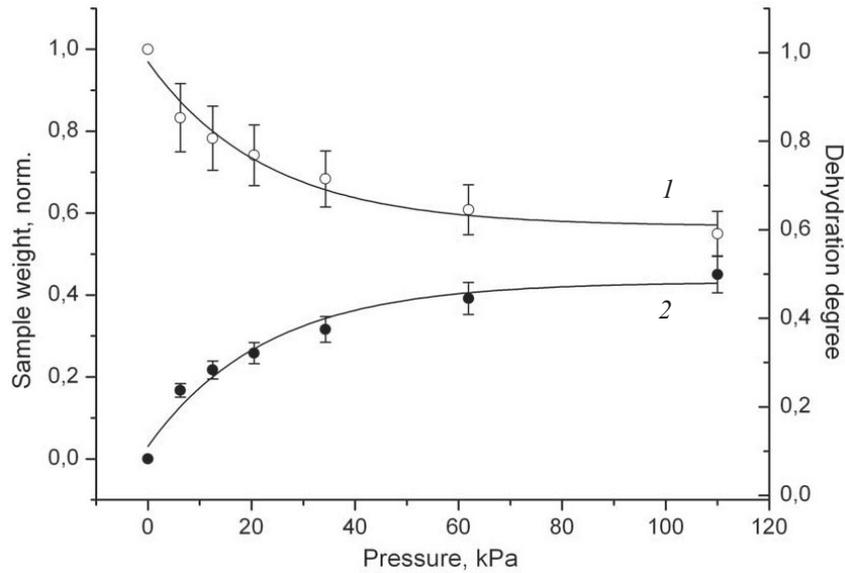


Рис. 4. Временные изменения веса (1) и степени дегидратации (2) образцов мышечной ткани в процессе их сжатия  
Fig. 4. Temporary changes in weight (1) and dehydration degree (2) of muscle samples during their compression

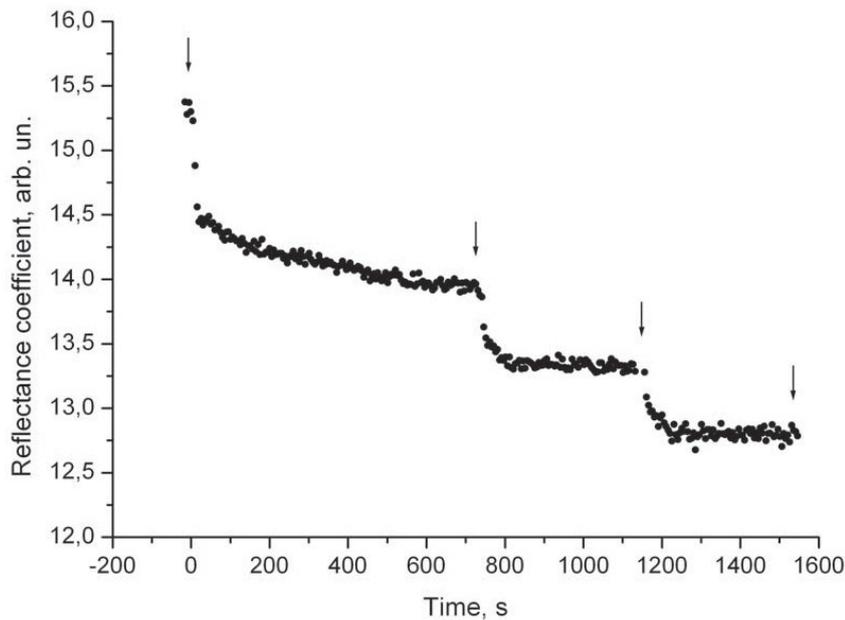


Рис. 5. Временные изменения коэффициента диффузного отражения образца ткани при наложении компрессии разной величины.  $\lambda = 900$  нм. Стрелками показаны времена изменения компрессии  
Fig. 5. Temporary changes in diffuse reflectance of a tissue sample under compression of different values.  $\lambda = 900$  nm. The arrows indicate the times of compression changes

дегидратации образцов ткани в условиях компрессии в виде зависимости веса образцов от величины приложенной компрессии.

Нужно отметить различие во временном поведении спектров диффузного отражения

образцов ткани в процессе ее дегидратации в результате сушки и компрессии. В отличие от дегидратации образцов биоткани в процессе сушки при сжатии образцов коэффициент диффузного отражения уменьшается. Этот факт можно объ-

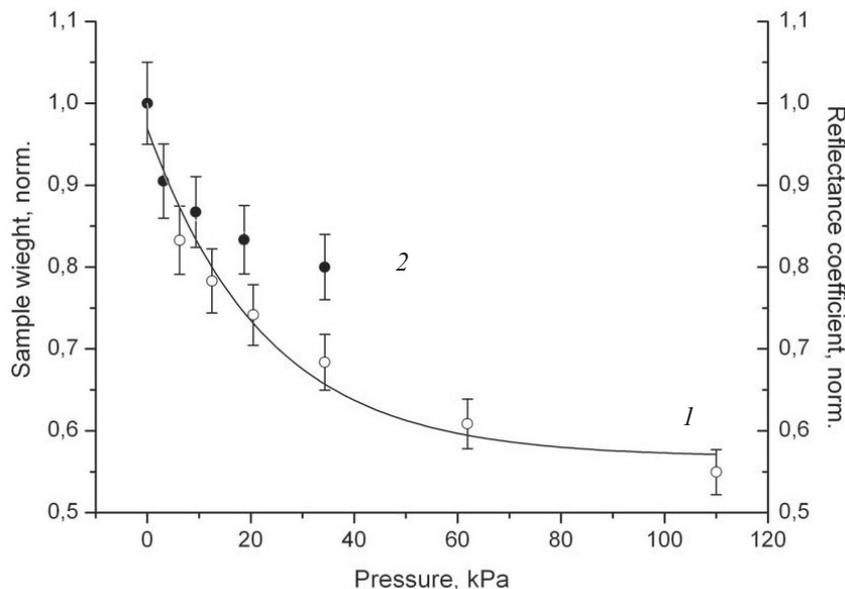


Рис. 6. Временные изменения веса (1) и коэффициента диффузного отражения (2) образцов мышечной ткани в зависимости от приложенной компрессии.  $\lambda = 900$  нм  
 Fig. 6. Temporal changes in weight (1) and diffuse reflectance coefficient (2) of muscle tissue samples depending on applied compression.  $\lambda = 900$  nm

яснить отличием в физических структурах образцов при дегидратации [2]. Сжатые образцы очень плотные и компактные, при этом уплотнение рассеивающих частиц приводит к изменению объемной фракции рассеивающих частиц  $\varphi_S$  и, как следствие, к изменению приведенного коэффициента рассеяния  $\mu'_S$ , которые связаны между собой соотношением [2, 23]:

$$\mu'_S = \frac{\varphi_S(1-\varphi_S)}{V_p} \sigma'_S, \quad (3)$$

где  $V_p$  – объем рассеивающей частицы,  $\sigma'_S$  – поперечное сечение приведенного рассеяния, зависящее от длины волны света, радиуса рассеивающей частицы и показателей преломления рассеивающей частицы и окружающей среды. Эта зависимость имеет вид параболы с максимумом  $\mu'_S$  при  $\varphi_S = 0.5$  и обращением в ноль при  $\varphi_S = 0$  и  $\varphi_S = 1$ , т.е. когда среда становится однофазной.

В случае компрессии образцов увеличение фракции рассеивателей происходит в области  $\varphi_S < 0.5$  и ведет к уменьшению приведенного коэффициента рассеяния и, как следствие, к уменьшению коэффициента диффузного отражения. В отличие от сжатых образцов физические структуры несжатых образцов под микроскопом выглядят как «рыхлые» [2]. Удаление воды путем

выпаривания (сушки) уплотняет ткань в меньшей степени, компоненты ткани могут оставаться рыхлыми даже после дегидратации, так что сухой образец остается менее плотный по сравнению с сжатым. Увеличение фракции рассеивателей происходит в области  $\varphi_S > 0.5$  и ведет к увеличению приведенного коэффициента рассеяния и, соответственно, диффузного отражения [23, 26]. Более того, в объеме сухого образца могут образовываться воздушные полости, что в результате может привести к увеличению рассогласования показателей преломления компонентов биоткани (путем замены показателя преломления воды на меньший по величине показатель преломления воздуха), увеличению рассеяния и коэффициента диффузного отражения [2, 27].

Данные, приведенные на рис. 6, показывают, что поведение коэффициента диффузного отражения образца ткани коррелирует с процессом уменьшения веса образца при его компрессии. Оба процесса носят экспоненциальный характер, при этом уменьшение коэффициента отражения обусловлено дегидратацией образца. Относительное уменьшение коэффициента отражения по величине отличается от относительного уменьшения веса образца, что связано с тем, что диффузное отражение образца зависит от его рассеивающих и поглощающих свойств [28], т.е. зависит от длины волны зондирующего света. Увеличение



поглощения образца приводит к увеличению относительного уменьшения коэффициента отражения по величине, поэтому выбор длины волны зондирующего света (где поглощение больше) может дать и количественно совпадение между зависимостями, приведенными на рис. 6.

### Заключение

Дегидратация *ex vivo* образцов мышечной ткани коровы в процессе их сушки или компрессии сопровождается разным характером временного поведения диффузного отражения образцов: в первом случае диффузное отражение увеличивается, а во втором – уменьшается. Этот результат обусловлен разными физическими структурами высушенного и сдавленного образца, которые приводят к разной плотности рассеивателей в образце и, как следствие, двухкомпонентной модели, к разной величине фракции рассеивателей в среде и разному поведению приведенного коэффициента рассеяния.

Оценить степень дегидратации образцов ткани в результате их компрессии можно на основе анализа изменений диффузного отражения образцов. Процессы уменьшения диффузного отражения образца ткани и уменьшения их веса в результате компрессии коррелируют. Оба процесса носят экспоненциальный характер, при этом уменьшение коэффициента отражения обусловлено дегидратацией образца. Выбор длины волны зондирующего света может дать не только качественное, но и количественное совпадение между двумя процессами.

### Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 19-32-90177).

### Список литературы

1. Tuchin V. V. Optical clearing of tissues and blood. Bellingham, WA, USA : SPIE Press, 2005. Vol. PM 154. 254 p.
2. Rylander C. G., Stumpp O. F., Milner T. E., Kemp N. J., Mendenhall J. M., Diller K. R., Welch A. J. Dehydration mechanism of optical clearing in tissue // J. Biomed. Opt. 2006. Vol. 11, № 4. P. 041117.
3. Chan E. K., Sorg B., Protsenko D., O'Neil M., Motamedi M., Welch A. J. Effects of compression on soft tissue optical properties // IEEE J. Select. Top. Quant. Electron. 1996. Vol. 2, № 4. P. 943–950.
4. Синичкин Ю. П., Утц С. Р., Пилипенко Е. А. Спектроскопия кожи человека *in vivo*: 1. Спектры отражения // Опт. и спектр. 1996. Т. 80, № 2. С. 260–267.
5. Shangguan H., Prah S. A., Jacques S. L., Casperson L. W., Gregory K. W. Pressure effects on soft tissues monitored by changes in tissue optical properties // Proc. SPIE. 1998. Vol. 3254. P. 366–371.
6. Chen W., Liu R., Xu K., Wang R. K. Influence of contact state on NIR diffuse reflectance spectroscopy *in vivo* // J. Phys. D. 2005. Vol. 38. P. 26913695.
7. Reif R., Amoroso M. S., Calabro K. W., A'Amar O., Singh K. S., Bigio I. J. Analysis of change in reflectance measurements on biological tissues subjected to different probe pressures // J. Biomed. Opt. 2008. Vol. 13, № 1. P. 010502.
8. Ti Y., Lin W. C. Effects of probe contact pressure on *in vivo* optical spectroscopy // Opt. Express. 2008. Vol. 16, № 6. P. 4250–4262.
9. Rylander C. G., Milner T. E., Baranov S. A., Nelson J. S. Mechanical tissue optical clearing devices: Enhancement of light penetration in *ex vivo* porcine skin and adipose tissue // Laser Surg. Med. 2008. Vol. 40, № 10. P. 688–694.
10. Delgado Atencio J. A., Orozco Guillen E. E., Vazquez Montiel S., Cunill Rodríguez M., Castro Ramos J., Gutiérrez J. L., Martínez F. Influence of probe pressure on human skin diffuse reflectance spectroscopy measurements // Opt. Mem. Neur. Networks (Information Optics). 2009. Vol. 18, № 1. P. 6–14.
11. Vogt W. C., Shen H., Wang G., Rylander C. G. Parametric study of tissue optical clearing by localized mechanical compression using combined finite element and Monte Carlo simulation // J. Innov. Opt. Health Sci. 2010. Vol. 3, № 3. P. 203–211.
12. Izquierdo Roman A., Vogt W. C., Hyacinth L., Rylander C. G. Mechanical tissue optical clearing technique increases imaging resolution and contrast through *ex vivo* porcine skin // Laser Surg. Med. 2011. Vol. 43. P. 814–823.
13. Gurjarpadhye A., Vogt W. C., Liu Y., Rylander C. G. Effect of localized mechanical indentation on skin water content evaluated using OCT // Int. J. Biomed. Imaging. 2011. Vol. 2011. P. 817250.
14. Lim L. A., Nichols B., Rajaram N., Tunnell J. W. Probe pressure effects on human skin diffuse reflectance and fluorescence spectroscopy measurements // J. Biomed. Opt. 2011. Vol. 16, № 1. P. 011012.
15. Vogt W. C., Izquierdo-Roman A., Nichols B., Lim L., Tunnell J. W., Rylander C. G. Effects of mechanical indentation on diffuse reflectance spectra, light transmission, and intrinsic optical properties in *ex vivo* porcine skin // Laser Surg. Med. 2012. Vol. 44. P. 303–309.
16. Cugmas B., Bürmena M., Bregar V., Pernuša F., Likar B. Pressure-induced near infrared spectra response as a valuable source of information for soft tissue classification // J. Biomed. Opt. 2013. Vol. 18, № 4. P. 047002.
17. Li C., Jiang J., Xu K. The variations of water in human tissue under certain compression : studied with diffuse reflectance spectroscopy // J. Innov. Opt. Health Sci. 2013. Vol. 6, № 1. P. 1350005.
18. Нахаева И. А., Мохаммед М. Р., Зюрюкина О. А., Синичкин Ю. П. Влияние внешней механической компрессии на оптические свойства кожной ткани *in vivo* // Опт. и спектр. 2014. Т. 117, № 3. С. 522.



19. Нахаева И. А., Зюрюкина О. А., Мохаммед М. Р., Синичкин Ю. П. Влияние внешней механической компрессии на содержание воды в кожной ткани человека *in vivo* // Опт. и спектр. 2015. Т. 118, № 5. С. 152–159.
20. Зюрюкина О. А., Синичкин Ю. П. Динамика оптических и физиологических свойств кожи человека *in vivo* в процессе ее компрессии // Опт. и спектр. 2019. Т. 127, № 3. С. 498–506.
21. Xu X., Wang R. K. The role of water desorption on optical clearing of biotissue: Studied with near infrared reflectance spectroscopy // Med. Phys. 2003. Vol. 30, № 6. P. 1246–1253.
22. Xu X., Wang R. K. Synergistic effect of hyperosmotic agents of dimethyl sulfoxide and glycerol on optical clearing of gastric tissue studied with near infrared spectroscopy // Phys. Med. Biol. 2004. Vol. 49. P. 457–468.
23. Hardisty M. R., Kienle D. F., Kuhl T. L., Stover S. M., Fyhrrie D. P. Strain-induced optical changes in demineralized bone // J. Biomed. Opt. 2014. Vol. 19, № 3. P. 035001.
24. Genina E. A., Bashkatov A. N., Korobko A. A., Zubkova E. A., Tuchin V. V., Yaroslavsky L., Altshuler G. B. Optical clearing of human skin: comparative study of permeability and dehydration of intact and photothermally perforated skin // J. Biomed. Opt. 2008. Vol. 13, № 2. P. 021102.
25. Долотов Л. Е., Синичкин Ю. П. Особенности применения волоконно-оптических датчиков в спектральных измерениях биологических тканей // Опт. и спектр. 2013. Т. 15, № 2. С. 40–46.
26. Schmitt J. M., Kumar G. Optical scattering properties of soft tissue : a discrete particle model // Appl. Opt. 1998. Vol. 37, № 13. P. 2788–2797.
27. Швачкина М. Е., Яковлев Д. Д., Лазарева Е. Н., Правдин А. Б., Яковлев Д. А. Мониторинг процесса иммерсионного оптического просветления коллагеновых волокон с помощью оптической когерентной томографии // Опт. и спектр. 2019. Т. 127, № 2. С. 337–346.
28. Farrell T. J., Patterson M. S., Wilson B. A diffuse theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo* // Med. Phys. 1992. Vol. 19. P. 879–888.

#### Образец для цитирования:

Зюрюкина О. А., Синичкин Ю. П. Дегидратация биотканей в процессе их компрессии // Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика. 2020. Т. 20, вып. 2. С. 92–102. DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-92-102>

#### Dehydration of Biotissues During Their Compression

O. A. Zyuryukina, Yu. P. Sinichkin

Ol'ga A. Zyuryukina, <https://orcid.org/0000-0003-0780-555X>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, oazyuryukina@yandex.ru

Yury P. Sinichkin, <https://orcid.org/0000-0001-7554-5038>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, yusin49@gmail.com

**Background and Objectives:** Dehydration of tissue is one of the possible mechanisms of mechanical tissue optical clearing. In this study we investigated the effects of dehydration of *ex vivo* cow muscle tissue samples during their compression on diffuse reflectance spectra of the tissue. The purpose of research was to identify the correlation between the diffuse reflectance of the tissue and its dehydration.

**Materials and Methods:** The dehydration of tissue samples of 20×20×20 mm<sup>3</sup> in size was carried out by drying the samples for 17 hours and the dehydration of cylindrical tissue samples with diameter 20 mm and thickness of 25 mm was carried by compressing the samples in a specially designed cell with a nozzle on a fiber optic sensor. In the first case the samples were weighed every hour and the diffuse reflectance spectrum was recorded. In the second case the compression value changed every 6 minutes, before which the samples were weighed and the diffuse reflectance spectrum was also recorded. **Results:** The dynamics of the reduced weight of the samples both in the drying process and in the compression process were determined. At the end of the drying process, the weights of the samples decreased by 70%. This value corresponded to the degree of hydration of the samples before the experiments. When the pressure on the sample was about 110 kPa, the weights of the samples

decreased by 45%. The maximum degree of dehydration of the samples during compression was about 50%. The dehydration of the samples during their drying was accompanied by an increase in their diffuse reflectance. On the contrary, the application of compression led to a decrease in the diffuse reflectance according to a two-exponential law, which is may be explained by the difference in the physical structures of the dehydrated samples. **Conclusion:** The processes of reducing the diffuse reflectance of the sample and its weight during compression correlate well. As a result, the analysis of changes in the diffuse reflectance of the tissue sample as a result of its compression allows us to evaluate changes in the hydration of the sample. The choice of the wavelength of the probe light can give not only a qualitative, but also quantitative agreement between the two processes.

**Keywords:** muscular tissue, dehydration, compression, diffuse reflection, optical clearing.

Received: 12.02.2020 / Accepted: 05.03.2020 / Published: 01.06.2020

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0)

**Acknowledgements:** This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research (project No. 19-32-90177).

#### References

1. Tuchin V. V. *Optical clearing of tissues and blood*. Bellingham, WA, USA, SPIE Press, 2005, vol. PM 154. 254 p.
2. Rylander C. G., Stumpp O. F., Milner T. E., Kemp N. J., Mendenhall J. M., Diller K. R., Welch A. J. Dehydration mechanism of optical clearing in tissue. *J. Biomed. Opt.*, 2006, vol. 11, no. 4, pp. 041117.



3. Chan E. K., Sorg B., Protsenko D., O'Neil M., Motamedi M., Welch A. J. Effects of compression on soft tissue optical properties. *IEEE J. Select. Top. Quant. Electron.*, 1996, vol. 2, no. 4, pp. 943–950.
4. Sinichkin Yu. P., Utz S. R., Pilipenko H. A. Spectroscopy of the human skin *in vivo*: 1. Reflectance spectra. *Opt. and Spectr.*, 1996, vol. 80, no. 2, pp. 260–267.
5. Shangguan H., Prael S. A., Jacques S. L., Casperson L. W., Gregory K. W. Pressure effects on soft tissues monitored by changes in tissue optical properties. *Proc. SPIE.*, 1998, vol. 3254, pp. 366–371.
6. Chen W., Liu R., Xu K., Wang R. K Influence of contact state on NIR diffuse reflectance spectroscopy *in vivo*. *J. Phys. D*, 2005, vol. 38, pp. 26913695.
7. Reif R., Amoroso M. S., Calabro K. W., A' Amar O., Singh K. S., Bigio I. J. Analysis of change in reflectance measurements on biological tissues subjected to different probe pressures. *J. Biomed. Opt.*, 2008, vol. 13, no. 1, pp. 010502.
8. Ti Y., Lin W. C. Effects of probe contact pressure on *in vivo* optical spectroscopy. *Opt. Express*, 2008, vol. 16, no. 6, pp. 4250–4262.
9. Rylander C. G., Milner T. E., Baranov S. A., Nelson J. S. Mechanical tissue optical clearing devices: Enhancement of light penetration in *ex vivo* porcine skin and adipose tissue. *Laser Surg. Med.*, 2008, vol. 40, no. 10, pp. 688–694.
10. Delgado Atencio J. A., Orozco Guillen E. E., Vazquez Montiel S., Cunill Rodríguez M., Castro Ramos J., Gutiérrez J. L., Martínez F. Influence of probe pressure on human skin diffuse reflectance spectroscopy measurements. *Opt. Mem. Neur. Networks (Information Optics)*, 2009, vol. 18, no. 1, pp. 6–14.
11. Vogt W. C., Shen H., Wang G., Rylander C. G. Parametric study of tissue optical clearing by localized mechanical compression using combined finite element and Monte Carlo simulation. *J. Innov. Opt. Health Sci.*, 2010, vol. 3, no. 3, pp. 203–211.
12. Izquierdo Roman A., Vogt W. C., Hyacinth L., Rylander C. G. Mechanical tissue optical clearing technique increases imaging resolution and contrast through *ex vivo* porcine skin. *Laser Surg. Med.*, 2011, vol. 43, pp. 814–823.
13. Gurjarpadhye A., Vogt W. C., Liu Y., Rylander C. G. Effect of localized mechanical indentation on skin water content evaluated using OCT. *Int. J. Biomed. Imaging*, 2011, vol. 2011, pp. 817250.
14. Lim L. A., Nichols B., Rajaram N., Tunnell J. W. Probe pressure effects on human skin diffuse reflectance and fluorescence spectroscopy measurements. *J. Biomed. Opt.*, 2011, vol. 16, no. 1, pp. 011012.
15. Vogt W. C., Izquierdo-Roman A., Nichols B., Lim L., Tunnell J. W., Rylander C. G. Effects of mechanical indentation on diffuse reflectance spectra, light transmission, and intrinsic optical properties in *ex vivo* porcine skin. *Laser Surg. Med.*, 2012, vol. 44, pp. 303–309.
16. Cugmas B., Bürmena M., Bregar V., Pernuša F., Likar B. Pressure-induced near infrared spectra response as a valuable source of information for soft tissue classification. *J. Biomed. Opt.*, 2013, vol. 18, no. 4, pp. 047002.
17. Li C., Jiang J., Xu K. The variations of water in human tissue under certain compression: studied with diffuse reflectance spectroscopy. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 2013, vol. 6, no. 1, pp. 1350005.
18. Nakhaeva I. A., Mohammed R. M., Zyuryukina O. A., Sinichkin Yu. P. Effect of external mechanical pressure on optical properties of the human skin *in vivo*. *Opt. and Spectrosc.*, 2014, vol. 117, no. 3, pp. 506–512.
19. Nakhaeva I. A., Zyuryukina O. A., Mohammed R. M., Sinichkin Yu. P. The effect of external mechanical compression on *in vivo* water content in human skin. *Opt. and Spectr.*, 2015, vol. 118, no. 5, pp. 834–840.
20. Zyuryukina O. A., Sinichkin Yu. P. The dynamics of optical and physiological characteristics of human skin *in vivo* during its compression. *Opt. and Spectr.*, 2019, vol. 127, no. 3, pp. 555–561.
21. Xu X., Wang R. K. The role of water desorption on optical clearing of biotissue: Studied with near infrared reflectance spectroscopy. *Med. Phys.*, 2003, vol. 30, no. 6, pp. 1246–1253.
22. Xu X., Wang R. K. Synergistic effect of hyperosmotic agents of dimethyl sulfoxide and glycerol on optical clearing of gastric tissue studied with near infrared spectroscopy. *Phys. Med. Biol.*, 2004, vol. 49, pp. 457–468.
23. Hardisty M. R., Kienle D. F., Kuhl T. L., Stover S. M., Fyhrle D. P. Strain-induced optical changes in demineralized bone. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, vol. 19, no. 3, pp. 035001.
24. Genina E. A., Bashkatov A. N., Korobko A. A., Zubkova E. A., Tuchin V. V., Yaroslavsky I., Altshuler G. B. Optical clearing of human skin: comparative study of permeability and dehydration of intact and photothermally perforated skin. *J. Biomed. Opt.*, 2008, vol. 13, no. 2, pp. 021102.
25. Dolotov L. E., Sinichkin Yu. P. Features of fiber optic probes applications in tissues spectral measurements. *Optics and Spectroscopy*, 2013, vol. 115, no. 2, pp. 40–46.
26. Schmitt J. M., Kumar G. Optical scattering properties of soft tissue: a discrete particle model. *Appl. Opt.*, 1998, vol. 37, no. 13, pp. 2788–2797.
27. Shvachkina M. E., Yakovlev D. D., Lazareva E. N., Pravlin A. B., Yakovlev D. A. Monitoring of the process of immersion optical clearing of collagen bundles using optical coherence tomography. *Opt. and Spectr.*, 2019, vol. 127, no. 2, pp. 359–367.
28. Farrell T. J., Patterson M. S., Wilson B. A diffuse theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo*. *Med. Phys.*, 1992, vol. 19, pp. 879–888.

---

**Cite this article as:**

Zyuryukina O. A., Sinichkin Yu. P. Dehydration of Biotissues During Their Compression. *Izv. Saratov Univ. (N. S.), Ser. Physics*, 2020, vol. 20, iss. 2, pp. 92–102 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-92-102>

---