

Оптомеханические испытания гидратированных биотканей при лазерном изменении их размеров и формы

А.И.Омельченко, Э.Н.Соболь

Изучалось механическое поведение матрикса при изменении размеров и формы биологических тканей в процессе дегидратации, вызванной слабым лазерным нагревом. Измерены деформации, динамика дегидратации и гидравлическая проводимость хрящевой ткани при лазерном нагреве. С помощью компьютерной обработки изображения ткани в поляризованном свете осуществлялся контроль гидратированного состояния и формы образцов выделенных фасций и хрящевых тканей.

Ключевые слова: оптомеханика, лазер, хрящевая ткань, фасции, пластическая хирургия.

1. Введение

Многие болезни суставов вызываются патологическими изменениями суставной соединительной ткани. Ее физиологическое состояние, размеры и механические свойства зависят, в основном, от состояния внутритканевой жидкости во внеклеточном матриксе [1, 2].

Из всех соединительных тканей наиболее гидратированный внеклеточный матрикс имеет хрящ. Известно также [2], что эта ткань плохо поддается лечению из-за плохой репарации хрящевой поверхности. В настоящее время разрабатываются процедуры [3], способные улучшить восстановление хряща. Это введение гормональных препаратов в область дефекта хряща, а также замещение поврежденных участков имплантатами искусственной суставной ткани, выращенной из аутологических хондроцитов [4]. Однако, как правило, эти имплантаты имеют прямоугольную форму [5]. Механическое изменение формы хряща приводит к внутренним напряжениям, которые возвращают его к исходной форме.

Изменение формы ткани с помощью лазера [6] может быть использовано в качестве окончательной фазы термообработки при производстве имплантов заданной формы. Кроме того, в некоторых новых медицинских технологиях локальная лазерная обработка используется для изменения размеров и формы поверхности. Так, лазерная гипертермия кожных покровов [7] связана с изменением механики волокон ткани. А для неабляционной кератокоррекции существенны макроскопические изменения механических напряжений глаза при лазерном облучении склеры и роговицы [8]. Механические свойства таких тканей (упругость, гидравлическая проницаемость и изменение формы), подвергнутых лазерной модификации, на сегодняшний день изучены недостаточно [9].

Цель настоящей работы – исследование механических

свойств гидратированных биологических тканей, подвергнутых лазерному нагреву а также оценка степени влияния термической дегидратации на их форму и размеры.

2. Материалы и методы

С помощью оптических методов в работе изучались динамика изменения формы и геометрических размеров, механическая жесткость, сжимаемость и гидравлическая проводимость биологических тканей, подвергнутых нагреву непрерывным излучением волоконного Ег-лазера ($\lambda = 1.56$ мкм). В качестве материалов для исследования использовались свежие и лиофилизированные суставные хрящи, а также обезжиренные фасции скуловой части свиной двухлетнего возраста.

Для проведения эксперимента из субхондральной области кости вырезался хрящевой диск диаметром 3 мм и толщиной 0.7–0.9 мм. Из плоских хрящей с помощью пробоботборника приготавливались дискообразные образцы диаметром 2–4 мм и толщиной 0.5–1 мм. Из фасций вырезались образцы ткани длиной 2 см, шириной 1 см и толщиной 0.5 мм. До начала испытаний образцы хранились в физрастворе при температуре 2–4 °С.

Испытание хряща на деформационный изгиб проводилось с использованием установки (рис.1), снабженной полусферическим оптически прозрачным индентором, посредством которого в процессе испытаний осуществлялось лазерное облучение образцов и измерение деформаций прогиба.

В результате механических (статических) испытаний были получены зависимости прогиба S от заданного перепада Δp давления в необлученных хрящах и в хрящах в процессе облучения (рис.2). Статические деформации дисков создавались за счет перепада гидростатического давления на ткани исследуемого образца при создании заданного разрежения под образцом при откачке. Откачка осуществлялась с помощью шприца (20 мл), присоединенного к полости под образцом жесткой трубкой диаметром d . Динамические механические характеристики исследуемых материалов – модули упругости и внутреннее трение – изучались методами свободных и вынуж-

А.И.Омельченко, Э.Н.Соболь. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 142092 Троицк, ул. Пионерская, 2; e-mail: omelch@laser.ru

Поступила в редакцию 17 ноября 2006 г., после доработки – 16 июля 2007 г.

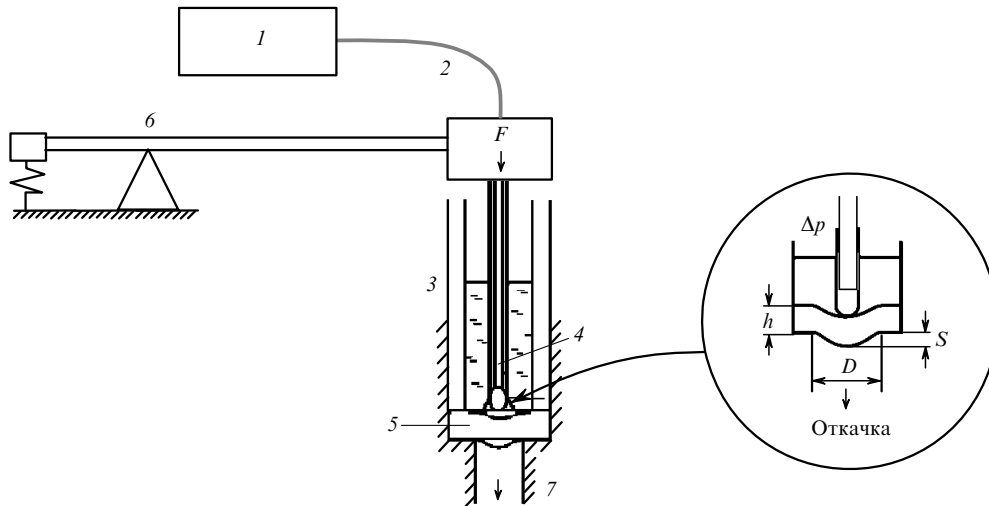


Рис.1. Схема устройства для формирования ткани и измерения статических деформаций хрящевых дисков при облучении волоконным Ег-лазером (1 – лазер, 2 – волоконный световод, 3 – сосуд с физиологическим раствором, 4 – прозрачный индентор со световодом, 5 – хрящ, 6 – регулируемая нагрузка, 7 – откачка); на вставке – схема измерения деформаций (h – толщина хрящевого диска, D – диаметр диска, S – прогиб образца, Δp – перепад давления).

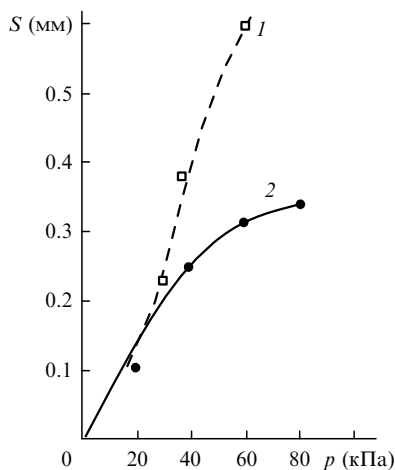


Рис.2. Зависимости деформации хряща от давления, полученные при испытании на деформационный изгиб при облучении (1) и в его отсутствие (2).

денных колебаний. Изменения динамических механических характеристик тканей в процессе лазерного нагрева контролировались оптоакустическим методом [10].

На рис.3 показано поперечное сечение образцов хрящевой ткани до и после механической нагрузки и лазерного облучения.

Гидравлическая проводимость и упругость хрящевых тканей при лазерном облучении изучались в квазистатических условиях проникновения физиологической жидкости сквозь слой ткани при постоянном перепаде гидростатического давления и постоянной мощности излучения лазера $P = 2.5$ Вт.

Механическое растяжение фасций осуществлялось под действием постоянной силы 0.2–0.4 Н. Деформации растяжения фасций при лазерном облучении контролировались с помощью видеосистемы, позволяющей записывать последовательность кадров в память компьютера. Динамика изменения размеров тканей изучалась путем компьютерной обработки изображений облучаемых образцов.

Измерялась степень деполаризации источника исходя от линейно-поляризованного полихроматического излу-



Рис.3. Вид образца хряща до (а) и после (б) лазерного воздействия.

чения, проходящего через образец помещенной в жидкость хрящевой ткани, нагреваемой лазером (рис.4). Изображение хрящевых тканей в плоскости CCD-камеры создавалось с помощью оптической системы, формирующей оптический пучок, а управление его поляризацией осуществлялось с помощью поляризаторов. В процессе нагрева хрящевой ткани измерялась температура и проводилась видеозапись в память компьютера изображений образцов в поляризованном свете при скрещенных поляризаторах.

3. Результаты экспериментов

В наших экспериментах коэффициент гидравлической проводимости составил для необлученных образцов $(1.3 - 1.5) \times 10^{-15}$ м⁴/Н·с, что согласуется с результатами работы [2] (1.5×10^{-15} м⁴/Н·с), для облученных – 20×10^{-15} м⁴/Н·с. Согласно уравнению Дарси, коэффициент гидравлической проводимости $K = hL/(\Delta p t)$ определялся по измерению столба жидкости высотой L , прокачиваемой через образец диаметром D под давлением Δp (рис.1,а) в течение времени t .

Механические испытания образцов хрящевых тканей на деформационный изгиб позволили получить зависи-

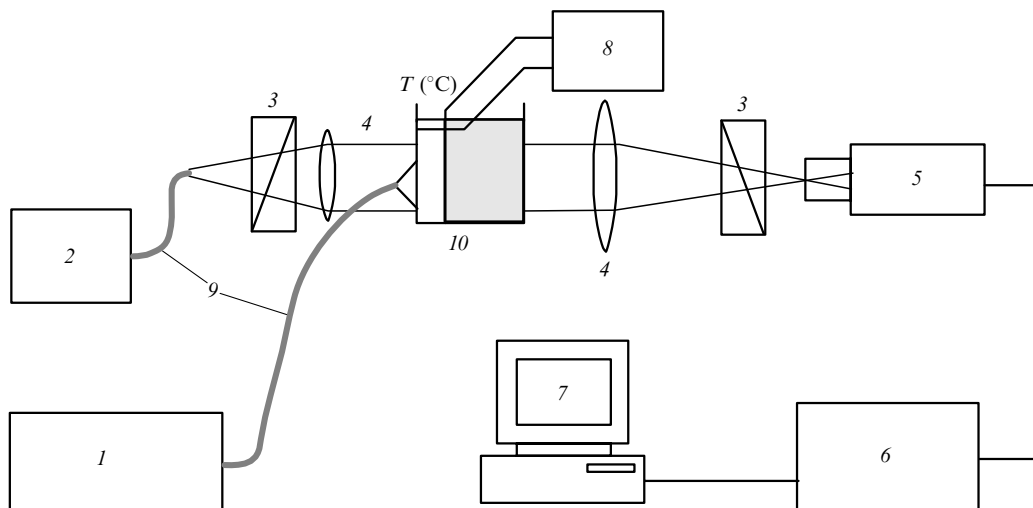


Рис.4. Схема оптической установки для исследования двулучепреломления в образцах гидратированных биотканей, нагреваемых лазерным излучением:

1 – лазер; 2 – источник излучения; 3 – поляризаторы; 4 – оптическая система; 5 – CCD-камера; 6 – АЦП; 7 – компьютер; 8 – термопара; 9 – световоды; 10 – образец хрящевой ткани, помещенной в жидкость.

мости деформаций от величины нагружения до 100 кПа (рис.2) для облученных и необлученных образцов. При $\Delta p = 25$ кПа максимальный прогиб $S = 0.24$ мм.

Механические испытания на деформационный изгиб хрящевых тканей, облучаемых лазером, выявили увели-

чение деформаций прогиба хрящевых дисков при одновременном вдавливании индентора и облучении (рис.2). Это свидетельствует о размягчении ткани в области лазерного воздействия. В соответствии с оценками, проведенными по формулам для прогиба мембраны согласно

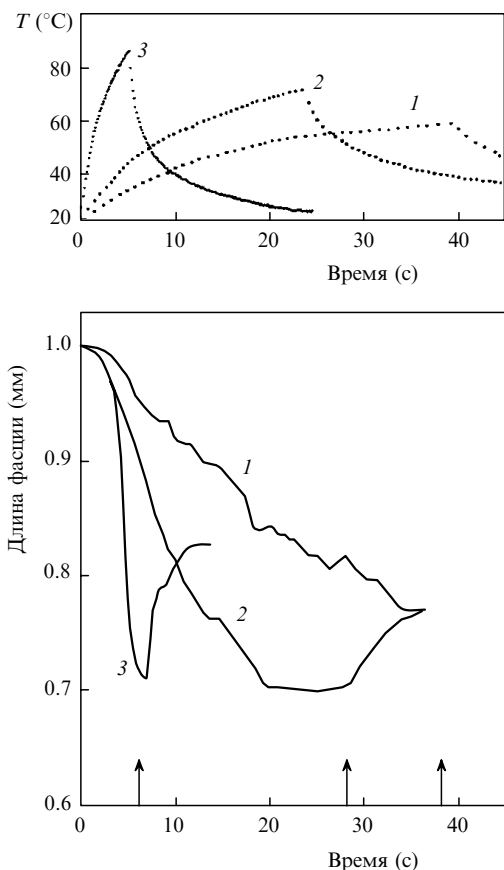


Рис.5. Изменение длины и ход температуры фасциальной ткани при ее нагреве излучением волоконного Eг-лазера в случае медленного нагрева (интенсивность $I = 2$ Вт/см²) (1), умеренного нагрева (5 Вт/см²) (2) и быстрого нагрева (10 Вт/см²) (3) (стрелками показаны моменты максимального сокращения фасции и выключения лазера).

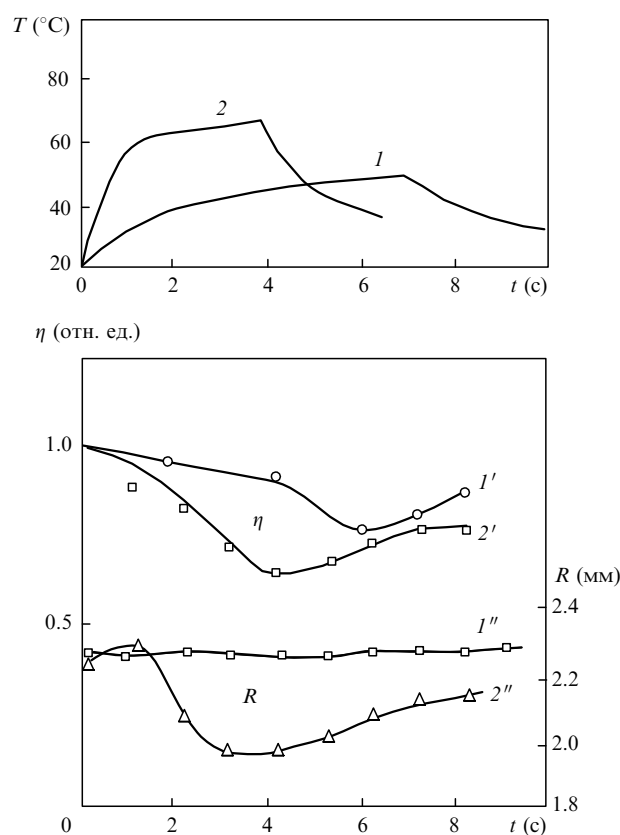


Рис.6. Изменение температуры T (1, 2), степени деполаризации η (I' , $2'$) и размеров хряща R (I'' , $2''$) после прохождения исходно линейно поляризованного полихроматического света через тонкий образец хрящевой ткани (диск толщиной 0.7 мм и диаметром 1.25 мм), при его нагреве в физрастворе излучением волоконного Eг-лазера с интенсивностью 100 (1) и 250 Вт/см² (2).

[11], модуль упругости облученной ткани изменяется на порядок по сравнению с необлученной (модуль упругости до облучения равен 0.2 МПа, после облучения – 0.021 МПа).

Обработка видеоизображений фасций, полученных при лазерном нагреве, показала, что максимальное сокращение длины (до 30 %) достигается при наибольших интенсивностях лазерного излучения (рис.5), причем после выключения лазера происходит некоторый возврат к исходной длине, величина которого составляет ~ 10 % от достигнутой при нагреве деформации.

На рис.6 представлены результаты обработки данных видеосъемки – изображений образцов в поляризованном свете. Степень деполяризации $(I_{\parallel} - I_{\perp}) / (I_{\parallel} + I_{\perp})$ вычислялась исходя из измеренных интегральных интенсивностей кросс- и ко-поляризованной компонент (I_{\perp} и I_{\parallel} соответственно) проходящего через образец света. Обнаружено, что изменения степени деполяризации максимальны при температуре нагрева хрящевой ткани около 65 °С; при этом достигается наибольшее сокращение размеров образца. Изменение интенсивности лазерного излучения более чем в два раза приводит к уменьшению интервала времени от начала нагрева до момента максимального сокращения размеров образца.

4. Обсуждение результатов

Изучение гидравлической проводимости плоских хрящевых дисков показало, что их облучение волоконным Er-лазером приводит к увеличению коэффициента гидравлической проводимости ткани в 20–30 раз по сравнению с необлученными образцами. Известно, что механические свойства хрящевой ткани определяются, в основном, состоянием воды в межклеточном матриксе [1]. Релаксация напряжений зависит от гидравлической проводимости ткани [2], и ее изменение под действием лазерного нагрева свидетельствует об изменении структуры ткани. Наличие микроскопических пор в ткани, подвергнутой лазерному облучению, подтверждено результатами атомно-силовой микроскопии [12]. Таким образом, наблюдаемое изменение гидравлической проводимости ткани может быть вызвано образованием каналов

в ткани при возникновении открытой пористости в процессе лазерно-индуцированной дегидратации. Сокращение размеров ткани, по-видимому, вызывается частичной денатурацией коллагена и/или усадкой пор при дегидратации, происходящей в случае продолжительного нагрева ткани.

5. Выводы

Эксперименты показали, что лазерное облучение гидратированных биотканей приводит к дегидратации матрикса и кратковременному изменению ряда механических характеристик: снижению модуля упругости ткани в 10 раз, увеличению гидропроницаемости в 20–30 раз; при этом изменяются форма и размеры ткани. Сокращение размеров ткани зависит от интенсивности облучения, и при $I \sim 10$ Вт/см² оно достигает ~20 % для фасций и ~10 % для хрящей.

Авторы выражают благодарность В.Н.Баграташвили за обсуждение постановки эксперимента и А.П.Свиридову за предоставление тканей фасций.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты № 01-02-17743, 05-02-17129, 05-02-16902 и 02-02-16246), а также АФГИР (грант RUP2-2660-МО-05).

1. Torzilli P.A., Mow V.C., et al. *J. Biomechanics*, **9**, 587 (1976).
2. Cohen N.P., Foster R.J., Mow V.C. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **28** (4), 203 (1998).
3. Hunziker E.B. *Osteoarthritis and Cartilage*, **10** (6), 432 (2002).
4. Minas T., Peterson L. *Clinics in Sports Medicine*, **18** (1), 13 (1999).
5. Caplan A.I. *Cartilage. Scientific American*, **251**, 84 (1984).
6. Helidonis E., Sobol E.N., et al. *American J. Otorhinolaryngology*, **14**, 410 (1993).
7. Шах Г.Ш., Свиридов А.П., Шехтер А.Б. *Анналы пласт., реконб. и эст. хирургии*, № 2, 25 (2003).
8. Соболь Э.Н., Большунов А.В. и др. *Квантовая электроника*, **32** (10), 909 (2002).
9. Омельченко А.И., Соболь Э.Н., Баграташвили В.Н., Свиридов А.П. и др. *Перспективные материалы*, **7** (3), 56 (1999).
10. Омельченко А.И., Соболь Э.Н., Свиридов А.П. и др. *Квантовая электроника*, **30** (11), 1031 (2000).
11. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. *Теория упругости* (М.: Наука, 1968, с. 237).
12. Соболь Э.Н., Омельченко А.И., Мертиг М., Помпе В. *Изв. РАН. Сер. физич.*, **63** (10), 2072 (1999).