Влияние неразрушающего лазерного излучения на гидропроницаемость тканей глаза минисвиньи.

М.В. Монахова[1], О.И. Баум[2], М.В. Обрезкова[1],
А.И. Омельченко[2], Э.Н. Соболь[2].
[1]Химический факультет Московского Государственного Университета им. М.В. Ломоносова; [2]Институт Проблем Лазерных и Информационных Технологий РАН.
baumolga@gmail.com

Лазерные технологии открывают возможность лечения заболеваний, которые до настоящего времени тяжело поддавались лечению [3]. К таким заболеваниям относится глаукома, одним из проявлений которой является увеличение внутриглазного давления. Известно, что неоднородный лазерный нагрев влияет на пористую систему биологических тканей. Образование новых пор может способствовать улучшению протекания жидкости через ткань глаза в трабекулярной области и, тем самым, способствовать нормализации внутриглазного давления [4, 5] и улучшению питания клеток роговицы глаза, которая не имеет кровеносных сосудов. Целью данной работы является изучение влияния лазерного излучения на гидропроницаемость трабекулярной области глаза минисвиньи, которая схожа с трабекулярной областью глаза человека [1].

В данной работе в качестве объекта исследования использовали образцы трабекулярной области глаза минисвиньи, интактные и облученные эрбиевым волоконным лазером с длиной волны 1,56 мкм. Для выбора режима облучения, при котором отсутствует коагуляция ткани, образцы облучали при различных мощностях (от 0,3 до 0,8 Вт) и визуально определяли порог коагуляции. Время от начала облучения до коагуляции при различных мощностях составляло от 4 с (для 0,8 Вт) до 11 с (для 0,3 Вт).

Для проведения эксперимента использовали установку (Рис.1) для определения величины гидропроницаемости образца по показаниям давления и величины столбика прошедшей сквозь ткань жидкости (Рис.2).

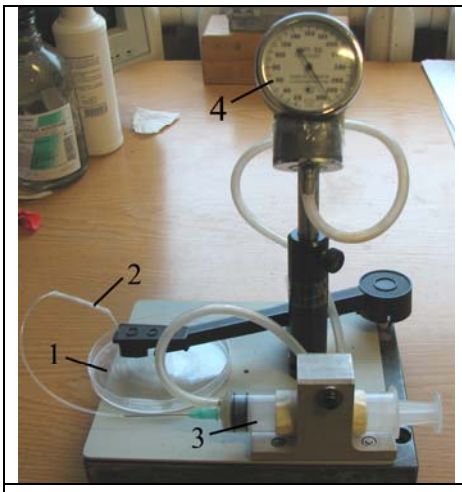

Рис. 1. Установка для измерения гидропроницаемости образца. 1 – кювета; 2 – капилляр; 3 – шприц; 4 – манометр.

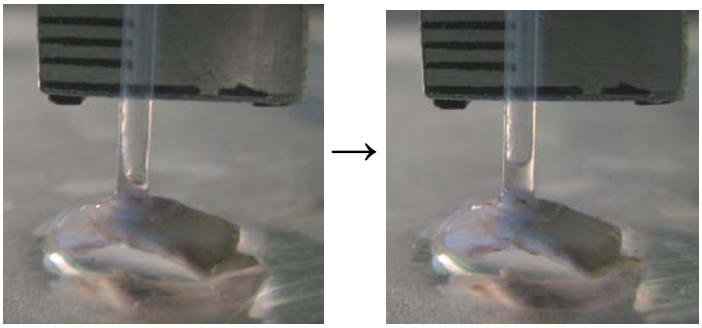

Рис. 2. Изменение высоты столбика жидкости за 15 минут в режиме с плотностью мощности 6,8 Вт/см^2

Было показано, что существует оптимальный режим облучения (На Рис. 3 – режим 1), при котором достигается улучшение гидропроницаемости трабекулярной области глаза.

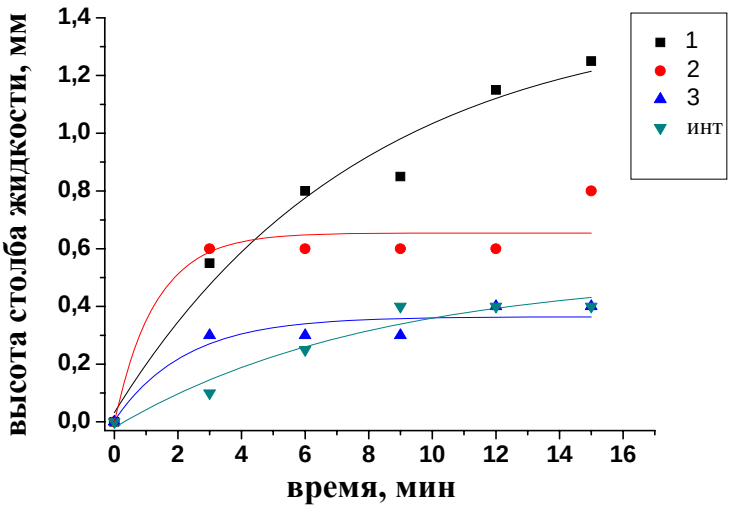

Рис. 3. Усредненные по образцам зависимости изменения высоты столбика жидкости от времени для интактной и облученной в трех разных режимах ткани. Плотность мощности для каждого режима равна 6,8, 5,5 и 8,2 Вт/см^2 соответственно.

Образцы, облученные в этом режиме, исследовали с помощью дифференциальной сканирующей калориметрии [2, 6]. Для этого готовили по 2 образца интактной и облученной ткани; запись кривых ДСК проводили в температурном интервале 25–100°С. Было показано, что в данном режиме облучения не происходит никаких фазовых переходов, связанных с коагуляцией коллагена, а происходят только структурные изменения ткани.

Данные ДСК:

Образцы	Q, мДж	Q/m, Дж/г
Интактный 1	107	10,55
Интактный 2	81	8,65
Облученный 1	122	11,88
Облученный 2	136	14,00

Чтобы убедиться в отсутствии коагуляции ткани, использовали действие специфичного фермента – трипсина, который действует только на денатурированную форму коллагена, так как тройные спирали нативного белка очень устойчивы.

Для проведения гидролиза навеску трипсина (25 мг) растворили в 25 мл водного раствора, содержащего 0,15 М NaCl и 0,02% (по массе) NaN_3 (все реактивы производства «Sigma», США). В полученный раствор с концентрацией белка 1 мг/мл поместили заранее взвешенные образцы интактной и облученной ткани. После этого образцы оставили в растворе на 2 дня при температуре

37ºС. Затем образцы вынимали, сушили при комнатной температуре и взвешивали. Уменьшение массы образцов составило 3,3 мг для интактной ткани и 4,0 мг для облученной. Из этих данных был сделан вывод, что при облучении в оптимальном режиме в ткани не происходит частичная коагуляция.

Экспериментально подобранные условия облучения трабекулярной области глаза, при которых не наблюдается коагуляция и улучшается гидропроницаемость могут быть положены в основу дальнейших исследований по нахождению эффективного метода лечения глаукомы.

Благодарности: Работа выполнена при поддержке РФФИ (Гранты 10-02-90045-Бел_а, 09-02-00763а).

1. С.Г.Агафонов, С.Р.Гасанова, А.В.Шацких. Сборник статей IV Всероссийской научной конференции молодых ученых с участием иностранных специалистов «Актуальные проблемы офтальмологии». Москва, 2009.
2. А.Л.Амелина. Дифференциальная сканирующая калориметрия. М.: Издательство МГУ им. М.В. Ломоносова, 2009.
3. В.Н.Баграташвили, Э.Н.Соболь, А.Б.Шехтер. Лазерная инженерия хрящей. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006.
4. О.И.Баум, А.В.Большунов, А.И.Омельченко и соавт. «Коррекция рефракции глаза под действием неразрушающего лазерного излучения на склеру и роговицу с учетом внутриглазного давления». Альманах клинической медицины, Том XVII, часть I, с.32-34, Москва, 2008.
5. Э.Н.Соболь, А.В.Большунов, В.И.Сипливый и соавт. «Перспективы применения неразрушающего лазерного излучения в офтальмологии для коррекции рефракции и лечения глаукомы». Сборник трудов научно-практической конференции «Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра», с.489-493, Москва, 24-25 сентября 2009,
6. P.E.McLain, E.R.Wieley. Differential Scanning Calorimeter Studies of the Thermal Transitions of Collagen. The Journal of Biological Chemistry V247, № 3, p.G92−G97, 1972.