

Эквивалент хрящевой ткани для моделирования температурных полей, индуцируемых лазерным излучением

А.В.Кондюрин, А.П.Свиридов

Методом лазерной ИК радиометрии исследованы теплофизические и оптические свойства полиакриламидных гидрогелей и хрящей. Для полиакриламидного геля с содержанием воды 70 % по массе и степенью сшивки 1:9 и хряща перегородки носа коэффициенты теплопроводности и теплоемкости, а также эффективные коэффициенты поглощения на длине волны 1.56 мкм оказались близкими. Это позволяет использовать полиакриламидные гидрогели в качестве эквивалентов хрящей при моделировании температурных полей, индуцируемых лазерным излучением.

Ключевые слова: лазерная радиометрия, температурное поле, теплофизические свойства, фантомы биотканей, полиакриламидный гель, хрящ.

1. Введение

Искусственные материалы, имитирующие конкретные физико-химические свойства биологических тканей, все чаще используются для моделирования эквивалентного отклика, вызванного различными типами физических воздействий. Эти материалы стабильны, удобны в применении, позволяют легко контролировать дозы и режимы воздействия, существенно упрощают разработку и испытания диагностической медицинской аппаратуры. В зависимости от типа воздействия необходимо воспроизводить различные физические свойства биологических тканей. В настоящее время разработано и используется на практике множество фантомов, имитирующих оптические [1–3], акустические [2–4], электрические [5–7] и теплофизические [6–8] свойства ряда биологических тканей.

Особый интерес представляют эквиваленты биологических тканей, позволяющие моделировать их нагрев лазерным излучением. В частности, умеренный нагрев биологических тканей лазерным излучением (до 70–80 °С) используется для коррекции формы хрящей [9–11], стимулирования регенеративных процессов, гипертермии злокачественных образований. Для достижения лечебного эффекта температурное поле должно находиться в строго заданных временных и пространственных пределах. Пространственно-временное распределение температуры в биологической ткани определяется параметрами лазерного излучения, а также коэффициентами поглощения и рассеяния, теплоемкостью и теплопроводностью ткани. Очевидно, что материалы, обладающие сходными с биологическими тканями оптическими и

теплофизическими свойствами, могут быть приняты в качестве их эквивалентов для моделирования лазерного нагрева. При этом важно, чтобы возможные теплофизические и химические процессы не искажали существенно температурное поле и сохранялась стабильность фазы.

Целью данной работы является создание эквивалента хрящевой ткани для моделирования температурных полей, индуцируемых лазерным излучением ближнего ИК диапазона. Основным компонентом хрящевой ткани, поглощающим излучение данного диапазона, является вода (70 % – 80 %). В связи с этим в качестве материала для изготовления требуемого эквивалента наиболее подходящими представляются различные гидрогели. Среди них можно отметить агаровый [12], агарозовый [13], желатиновый [14], а также полиакриламидный (ПАА) [5–7] гидрогели. Однако уже при незначительном нагреве большинство этих гидрогелей плавится и лишь ПАА гидрогель сохраняет эластичность, что позволяет изготавливать образцы разной формы и вводить в материал различные зонды и термодары. Синтезируя ПАА гели с разными концентрациями мономера и степенями сшивки, можно получить материал, имеющий сходные с хрящевой тканью теплофизические и оптические свойства.

В настоящей работе методом ИК радиометрии была исследована динамика температурного поля ряда ПАА гидрогелей и хрящевой ткани под действием лазерного излучения с длиной волны $\lambda = 1.56$ мкм. С использованием результатов радиометрического измерения температуры и теоретического расчета динамики температурного поля были оценены коэффициент теплопроводности, удельная теплоемкость и эффективный коэффициент поглощения. Это позволило выбрать состав ПАА гидрогеля, обладающего сходными с хрящевой тканью теплофизическими и оптическими свойствами.

2. Материалы и методы

В качестве образцов биологической ткани использовали гиалиновый хрящ перегородки носа теленка. Образцы хрящевой ткани готовили в день проведения эксперимента и хранили при температуре 4 °С в физиологиче-

А.В.Кондюрин. Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, химический факультет, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы; e-mail: andrey.kondyurin@gmail.com

А.П.Свиридов. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Святоозерская, 1; e-mail: sviridov@laser.ru

Поступила в редакцию 8 января 2008 г., после доработки – 13 марта 2008 г.

ском растворе. Указанный способ хранения сводит к минимуму разрушение ткани, вызванное естественными процессами разложения [15]. Непосредственно перед экспериментами хрящевую ткань очищали от надхрящницы и слизистой ткани и приготавливали из нее диски толщиной 1.5 мм и диаметром 10 мм.

Полиакриламидные гидрогели синтезировали радикальной сополимеризацией акриламида (Lancaster) и N,N' -метиленабисакриламида (Amresco) в присутствии каталитических количеств персульфата аммония (Amresco) и N,N,N',N' -тетраметилэтилендиамина (Lancaster) [16–18]. Акриламид и N,N' -метиленабисакриламид растворяли в дистиллированной воде, полученный раствор помещали в цилиндрический сосуд диаметром 10 мм. Далее добавляли каталитическое количество $(NH_4)_2S_2O_8$ и N,N,N',N' -тетраметилэтилендиамина. После окончания реакции сосуд охлаждали и герметично закрывали во избежание испарения воды.

По данной методике были синтезированы четыре группы ПАА гелей со степенями сшивки 1 : 9, 1 : 14, 1 : 19 и 1 : 24. Содержание воды в ПАА гелях каждой группы составляло 90 %, 85 %, 80 %, 75 % и 70 % по массе. Выбор интервала концентраций ПАА гелей был ограничен, с одной стороны, пределом растворимости исходных реагентов в воде, что не позволяло изготовить гель с меньшим содержанием воды, а с другой – предельной концентрацией исходных реагентов в воде, ниже которой гель не образовывался. Степень сшивки геля определялась соотношением исходных количеств N,N' -метиленабисакриламида и акриламида.

Термический анализ препаратов проводили методом дифференциальной сканирующей калориметрии с использованием сканирующего калориметра DSC 30 (Mettler TA 4000, Швейцария). Полученные данные позволяют сделать вывод об одинаковом термическом поведении ПАА гелей и хрящевой ткани в интервале температур 25–60 °С (до температуры начала денатурации коллагена гиалинового хряща) и об отсутствии существенных энергоемких процессов в гелях, которые могли бы исказить температурное поле при лазерном нагреве образцов.

Исследование температурного поля, индуцированного лазерным излучением ($\lambda = 1.56$ мкм) в ПАА гелях и хрящевой ткани, проводили методом ИК радиометрии. Образцы закрепляли вертикально в специальном держателе таким образом, что обе стороны образца, имеющего форму диска, контактировали с воздухом. Одну сторону образца облучали в течение 1 с излучением волоконного эрбиевого лазера ЛС-1,56-5 (НТО «ИРЭ-Полнос») мощностью 0.5 Вт. Доставка излучения осуществлялась с помощью кварцевого оптического волокна диаметром 0.6 мм. Расстояние от торца волокна до поверхности образца составляло 7 мм. Сканирование распределения интенсивности излучения лазера датчиком с малой апертурой показало, что оно хорошо описывается распределением Гаусса на различных расстояниях от торца волокна. Температурное поле регистрировали с неосвещаемой стороны образца вдоль линии, проходящей через центр лазерного пучка, с помощью тепловизионной камеры ИРТИС-200 (Россия) с погрешностью 0.05 °С и пространственным разрешением 0.1 мм. Частота следования кадров составляла 70 Гц. Индуцируемое лазерным излучением температурное поле регистрировали в течение 20 с как в процессе нагрева, так и при остывании образца.

Увеличение температуры при нагреве образца не превышало 6 °С.

Теплофизические свойства ПАА гелей определяли, сравнивая измеренное температурное поле с модельным. Варьированием значений искомых параметров, а именно: коэффициента температуропроводности, эффективного коэффициента ослабления лазерного излучения и теплоемкости образца по модифицированному алгоритму Левенберга – Марквардта [19] – достигалось минимальное расхождение рассчитанного и измеренного температурных полей, что являлось критерием выбора этих параметров.

Используемый нами метод, по сути, аналогичен методу, который был предложен в [20, 21]. В данных работах для создания температурного поля использовали излучение импульсного (~ 1 мкс) CO_2 -лазера, которое поглощается в тонком поверхностном слое (~ 20 мкм) биологических тканей и фантомов, содержащих воду. Это позволило разделить пространственные переменные и найти аналитическое решение уравнения теплопроводности, описывающее динамику температуры приповерхностного слоя на этапе охлаждения. В нашем случае подход, используемый в работах [20, 21], неприменим, поскольку поглощение излучения происходит в достаточно толстом слое ($\sim 1.5 - 2$ мм) в течение достаточно длительного времени (1 с). Поэтому аналитическое решение уравнения теплопроводности было заменено нами его численным решением методом конечных разностей. Кроме того, мы использовали численное решение уравнения теплопроводности, включающее в себя как этап охлаждения, так и этап нагрева. Это позволило оценить не только коэффициент температуропроводности, как в работах [20, 21], но и удельную теплоемкость, и эффективный коэффициент ослабления лазерного излучения.

В основу расчета трехмерного температурного поля, индуцированного ИК лазерным излучением, положено классическое уравнение теплопроводности в цилиндрических координатах:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\chi r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\chi \frac{\partial T}{\partial z} \right) + f(r, z, t), \quad (1)$$

где $\chi(r, z)$ – коэффициент температуропроводности (в mm^2/c); $T(r, z, t)$ – температура в точке с координатами r, z в момент времени t ; $f(r, z, t)$ – скорость нагрева среды, обусловленная поглощением лазерного излучения (в K/c). Предполагалось, что интенсивность излучения внутри образца описывается законом Бэра. Тогда для гауссовых пучков света

$$f(r, z, t) = (1 - R_d) \frac{\alpha E_0}{C_p \rho} \exp \left[-2 \left(\frac{r}{w_L} \right)^2 \right] \exp(-\alpha z) \theta(t), \quad (2)$$

$$\theta(t) = \begin{cases} 1 & \text{при } 0 < t < t_p, \\ 0 & \text{при } t > t_p, \end{cases}$$

где α – эффективный коэффициент ослабления лазерного излучения (в cm^{-1}); $C_p \rho$ – удельная теплоемкость единицы объема (в $Dж \cdot cm^{-3} \cdot K^{-1}$), в дальнейшем для краткости будем называть ее удельной теплоемкостью; ρ – плотность (в $г/cm^3$); t_p – длительность лазерного импульса (в секундах); E_0 – интенсивность лазерного излучения (в $Вт/cm^2$); w_L – радиус лазерного пучка (в мм); R_d – коэффициент диффузного отражения, который был ранее измерен с

помощью интегрирующей сферы и составил 0.10. В действительности пространственно-временное распределение плотности мощности лазерного излучения зависит от коэффициентов поглощения и рассеяния, а также от анизотропии рассеяния оптически неоднородной среды и, говоря строго, не описывается законом Бэра. Чтобы найти это распределение, требуется решить задачу распространения света в такой среде, например методом Монте-Карло. Тем не менее использование экспоненциального закона с некоторым обобщенным коэффициентом α для описания распределения мощности источников тепла в оптически неоднородной поглощающей среде представляется вполне оправданным [22]. В дальнейшем мы будем называть этот коэффициент эффективным коэффициентом поглощения.

Распределение температуры по образцу в начальный момент времени однородно и его температура равна температуре окружающей среды T_0 :

$$T(r, z, t = 0) = T_0. \quad (3)$$

На границе образца задавались условия, представленные в табл.1. Значение h было выбрано в соответствии с литературными данными [23]. Отметим, что влияние этого параметра на искомые величины незначительно. Так, двукратное увеличение или уменьшение h приводит к изменению искомых величин лишь на 2 % – 3 %.

Формулировка задачи предполагает независимость коэффициента температуропроводности, эффективного коэффициента поглощения и удельной теплоемкости от температуры, координат и времени.

Искомые величины $\chi, \alpha, C_p\rho$ находили минимизацией функционала

$$F(\chi, \alpha, C_p\rho) = \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N [R_{\text{exp}}(r = r_j, t_i) - R_{\text{calc}}(r = r_j, t_i)]^2 \quad (4)$$

с помощью модифицированного алгоритма Левенберга – Марквардта [19]. Величина $R_{\text{exp}}(r = r_j, t_i)$ – радиометрическая температура в точке r_j в момент времени t_i , а $R_{\text{calc}}(r = r_j, t_i)$ – радиометрическая температура в точке r_j , рассчитанная в соответствии с численным решением уравнения теплопроводности. Измерение динамики температурного поля каждого образца проводили пять раз,

что позволило рассчитать пять статистически независимых групп теплофизических параметров $\chi, \alpha, C_p\rho$, их средние значения и стандартные отклонения. Относительная погрешность измерения χ, α и $C_p\rho$ составляла не более 3 %, 5 % и 5 % соответственно.

3. Результаты и их обсуждение

Результатом радиометрического измерения являлась последовательность одномерных распределений температуры на неосвещаемой поверхности образца вдоль линии, проходящей через максимум температурного поля (рис.1,а). Положение этого максимума фактически совпадает с центром сечения лазерного пучка поверхностью образца. В течение лазерного импульса наблюдалось повышение температуры, которое продолжалось и после выключения лазера. При этом время нарастания температуры зависело от расстояния до центра лазерного пучка. На начальном этапе пространственное распределение температурного поля задается функцией $f(r, z, t)$ и определяется главным образом параметрами α и $C_p\rho$. Влияние коэффициента температуропроводности χ на этом этапе оказывается незначительным.

После окончания облучения происходит постепенное перераспределение температурного поля за счет потока тепла, направленного в глубь образца и вдоль его поверхности, а также за счет конвективного теплообмена с окружающей средой. В данном случае динамика температурного поля определялась в основном коэффициентом температуропроводности χ .

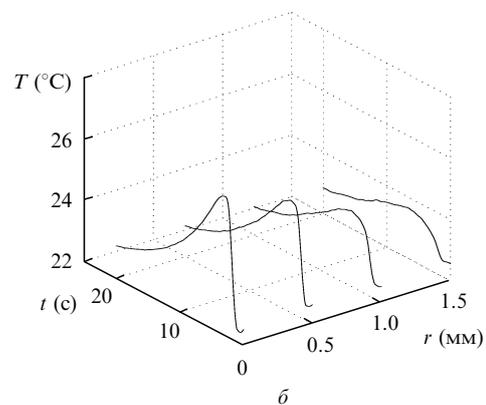
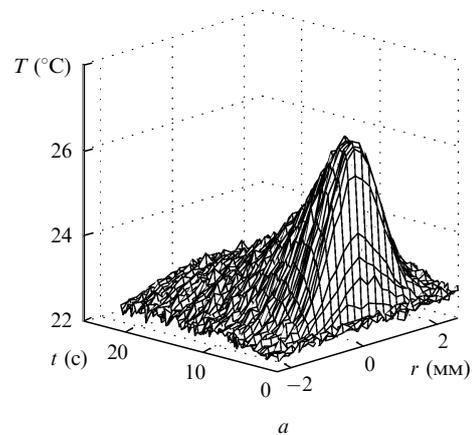


Рис.1. Динамика температурного поля на поверхности образца (а) и примеры зависимостей температуры от времени, использованных для расчета коэффициента температуропроводности, удельной теплоемкости и эффективного коэффициента поглощения (б).

Табл.1. Граничные условия, используемые при формулировке задачи.

Граница	Граничное условие
$r = 0$	$\lim_{r \rightarrow 0} \left(r\chi \frac{\partial T}{\partial r} \right) = 0$
$r = R$	$-\chi \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} \Big _{r=R} = \beta T(R, z, t) - \mu$
$z = 0$	$-\chi \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial z} \Big _{z=0} = \beta T(r, 0, t) - \mu$
$z = Z$	$-\chi \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial z} \Big _{z=Z} = \beta T(r, Z, t) - \mu$

Примечания: $\beta = h/C_p \geq 0$; $\mu = \beta T_0$; h – коэффициент потерь при теплообмене с окружающей средой (в Вт·мм⁻²·К⁻¹); R и Z – радиус и толщина образца соответственно.

Таким образом, для расчета параметров χ , α и $C_p\rho$ целесообразно использовать пространственно-временное распределение температуры, включающее в себя как этап охлаждения, так и этап нагрева образца. При расчете было достаточно использовать зависимости температуры от времени лишь для 10 точек с разными координатами, характеризующихся малой относительной погрешностью измерения в них температуры (рис.1,б) за время $t = 7$ с с начала лазерного импульса. Увеличение числа координатных точек не приводило к сколько-нибудь заметному повышению точности получаемого результата, а при $t > 7$ с становилось значительным влияние шумов при измерении температуры охлаждающегося образца.

Для хряща перегородки носа были получены следующие значения коэффициента температуропроводности, удельной теплоемкости и эффективного коэффициента поглощения соответственно: 0.130 ± 0.006 мм²/с, 3.5 ± 0.2 Дж·см⁻³·К⁻¹ и 10.7 ± 0.7 см⁻¹. Отметим, что полученные значения коэффициента температуропроводности и удельной теплоемкости хорошо согласуются с литературными данными: $\chi = 0.128 \pm 0.003$ мм²/с и $C_p\rho = 3.7 \pm 0.3$ Дж·см⁻³·К⁻¹ [24]. Значение эффективного коэффициента поглощения также представляется весьма разумным, поскольку коэффициент поглощения воды на $\lambda = 1.56$ мкм равен ~ 10.5 см⁻¹ [25]. Прямой расчет динамики температурного поля с использованием приведенных параметров хряща показал хорошее совпадение его результатов с измеренной динамикой температуры как в центре, так и на периферии зоны облучения (рис.2).

Результаты измерений коэффициента температуропроводности, удельной теплоемкости и эффективного коэффициента поглощения ПАА гидрогелей с различными концентрациями и степенями сшивки представлены в табл.2. Отметим, что значения χ , $C_p\rho$ и α варьируются в интервалах примерно 0.12–0.19 мм²/с, 2.5–5.5 Дж·см⁻³·К⁻¹ и 9–17 см⁻¹ соответственно. Видно, что аналогичные параметры хряща находятся в этих же пределах. ПАА гидрогель с содержанием воды 70% и степенью сшивки 1:9 имеет параметры $\chi = 0.139 \pm 0.004$ мм²/с, $C_p\rho = 3.6 \pm 0.1$ Дж·см⁻³·К⁻¹, $\alpha = 10.8 \pm 0.5$ см⁻¹, наиболее близкие к параметрам хряща перегородки носа. Практически идентичными у гидрогеля и хряща оказались и пространственно-временные распределения температуры на поверхности образцов.

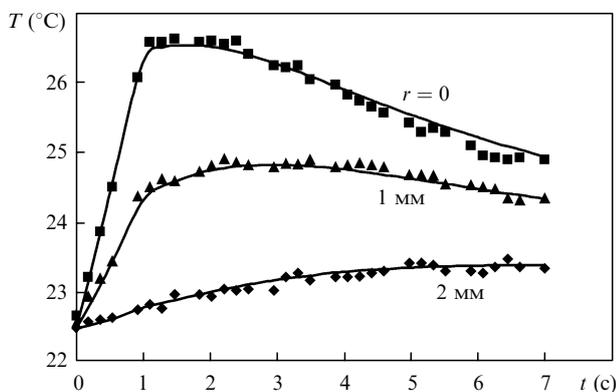


Рис.2. Динамика температурного поля, индуцированного лазерным излучением (мощность 0.5 Вт, длительность импульса 1 с), на поверхности гиалинового хряща для разных расстояний r от центра лазерного пучка. Точки – эксперимент, кривые – расчет.

Табл.2. Измеренные с погрешностью $\pm 5\%$ коэффициенты температуропроводности, удельные теплоемкости и эффективные коэффициенты поглощения на $\lambda = 1.56$ мкм для ПАА гидрогелей при различных степенях сшивки и разном содержании воды.

Степень сшивки	Содержание воды (%)	χ (мм ² /с)	$C_p\rho$ (Дж·см ⁻³ ·К ⁻¹)	α (см ⁻¹)
1:9	90	0.134	4.5	12.7
	85	0.124	4.9	16.1
	80	0.118	5.1	17.4
	75	0.158	3.9	12.2
	70	0.139	3.6	10.8
1:14	90	0.193	2.6	11.6
	85	0.152	3.7	12.4
	80	0.150	3.9	13.7
	75	0.142	4.8	13.3
	70	0.149	3.0	9.1
1:19	90	0.165	3.6	13.0
	85	0.151	3.7	12.4
	80	0.149	3.8	12.0
	75	0.159	3.4	10.8
	70	0.155	3.6	11.4
1:24	90	0.151	4.0	12.8
	85	0.156	3.4	11.2
	80	0.122	5.5	12.8
	75	0.149	3.8	11.5
	70	0.162	3.1	10.4

Из табл.2 видно, что, варьируя степень сшивки и содержание воды в ПАА гелях в указанных пределах, можно реализовать множество различных сочетаний параметров χ , $C_p\rho$ и α . Однако поведение этих параметров в зависимости от степени сшивки и содержания воды в ряде случаев имеет немонотонный характер. Так, для фиксированной степени сшивки 1:9 гель с содержанием воды 80% имеет минимальный коэффициент температуропроводности (рис.3). Следовательно, некоторые гели, различающиеся степенью сшивки и/или содержанием воды, могут характеризоваться одинаковыми значениями какого-либо из параметров χ , $C_p\rho$ и α . При этом не всякие сочетания этих параметров в приведенных пределах можно реализовать, поскольку совпадать должны три параметра, а варьируются лишь два (степень сшивки и содержание воды). Важным критерием при выборе теплофизического оптического эквивалента биологической ткани является соотношение содержаний воды и органического компонента ПАА геля, которое по возможности должно быть близким к аналогичному соотношению для биологической ткани. По всем перечисленным призна-

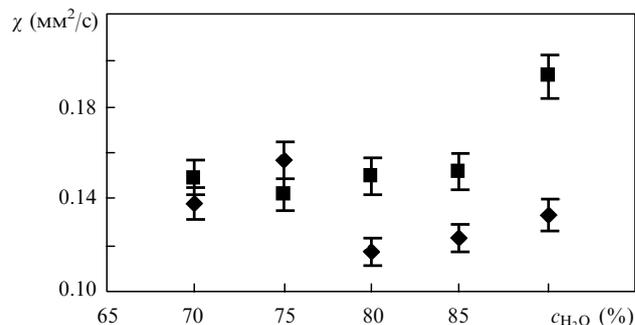


Рис.3. Зависимость коэффициента температуропроводности ПАА гелей χ от содержания воды c_{H_2O} при степенях сшивки 1:9 (◆) и 1:14 (■).

кам ПАА гель со степенью сшивки 1 : 9 и содержанием воды 70 % представляется наиболее подходящим для моделирования температурных полей, индуцируемых лазерным излучением.

На рис.3 представлены зависимости коэффициента температуропроводности ряда ПАА гидрогелей, различающихся содержанием воды и степенью сшивки. Следует отметить, что зависимость теплопроводных свойств ПАА гидрогеля от содержания воды оказалась немонотонной, а также что теплопроводные свойства ПАА гидрогелей с содержанием воды 70 % и 75 % практически не зависят от степени сшивки полимерной сети. Для ПАА гидрогелей с большим содержанием воды уменьшение степени сшивки приводит к значительному повышению коэффициента температуропроводности.

Зависимость эффективного коэффициента поглощения лазерного излучения ПАА гидрогелями со степенями сшивки 1 : 9 и 1 : 14 от содержания воды (рис.4,а) имеет максимум. Наиболее выражен он для ПАА гидрогелей с максимальной степенью сшивки (1 : 9). Для ПАА гидрогелей со степенями сшивки 1 : 19 и 1 : 24 зависимость α от содержания воды становится монотонной (рис.4,б). Эффективный коэффициент поглощения ($\lambda = 1.56$ мкм) неоднородных сред зависит от коэффициента поглощения μ_a , коэффициента рассеяния μ_s и фактора анизотропии g , и, согласно диффузионной модели распространения света, выражение для него имеет вид

$$\alpha \approx \sqrt{3\mu_a[\mu_a + \mu_s(1 - g)]}. \quad (5)$$

Основным хромофором, поглощающим ИК излучение с $\lambda = 1.56$ мкм в данных системах, является вода, и можно утверждать, что увеличение ее содержания в ПАА гидрогеле приводит к линейному росту коэффициента μ_a .

Значительно сложнее зависимость μ_s от концентрации гидрогеля. Известно, что при сополимеризации образуются многочисленные статистические клубки гидрогеля, в которых ПАА цепи неупорядочены [18]. Эти клубки в ходе полимеризации растут, сближаются и образуют

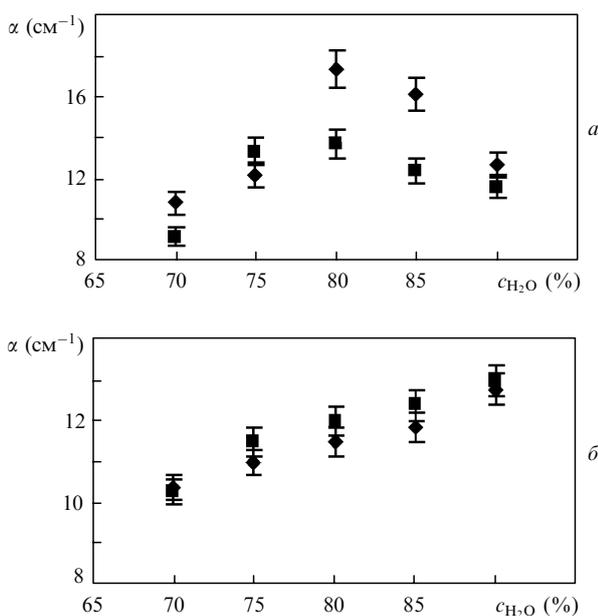


Рис.4. Зависимости эффективного коэффициента поглощения α ИК излучения ($\lambda = 1.56$ мкм) ПАА гидрогелей от содержания воды c_{H_2O} при степенях сшивки 1 : 9 (◆), 1 : 14 (■) (а) и 1 : 19 (◆), 1 : 24 (■) (б).

между собой поперечные сшивки при условии, что в полимерную цепь встроено достаточное число полифункциональных мономеров типа N,N'-метиленабисакриламида, способных реагировать со свободными концевыми функциональными группами других цепей. Концентрация полимера и число поперечных сшивок в ПАА гидрогеле определяют число рассеивающих центров. Если структура, форма и размеры этих центров постоянны, а расстояние между ними достаточно велико, то коэффициент рассеяния среды будет пропорционален их концентрации. В случае ПАА гидрогелей подобные условия, по-видимому, не всегда выполняются, и μ_s сложным образом зависит от содержания воды и числа сшивок. К сожалению, в настоящее время отсутствуют адекватные модели, которые описывают светорассеивающие свойства ПАА гидрогелей.

Предложенный нами эквивалент хрящевой ткани нашел практическое применение при калибровке системы контроля лазерных операций по изменению формы перегородки носа [26]. В операции используется лазерный инструмент с сапфировым окном, через которое к перегородке носа подводится излучение лазера ($\lambda = 1.56$ мкм). Сапфировое окно инструмента прижимают к поверхности перегородки носа, при этом две термопары, симметрично расположенные по краям сапфирового окна, позволяют контролировать температуру слизистой оболочки. Однако сначала для каждого инструмента необходимо было сопоставить показания термодатчиков, измеряющих температуру на периферии сапфирового окна, с температурой во внутренней области перегородки носа, при которой достигается лечебный эффект. Для этого мы использовали синтезированный нами ПАА гидрогель со степенью сшивки 1 : 9 и содержанием воды 70 %. Полимеризацию геля проводили в специальных кюветках цилиндрической формы из оргстекла, внутри которых находились термопары (рис.5). Сапфировое окно наконечника лазерного инструмента прижимали к поверхности ПАА геля, при этом окно оказывалось точно под термопарой на расстоянии 0.5 мм. При включении лазера регистрировали одновременно сигнал термодатчиков, смонтированных в кювету с гелем, и сигналы термодатчиков инструмента. Полагая, что температурные поля в хрящевой ткани и его ПАА эквиваленте идентичны, нам удалось реализовать требуемое сопоставление показаний датчиков инструмента с реальной температурой внутри перегородки носа во время проведения операций.

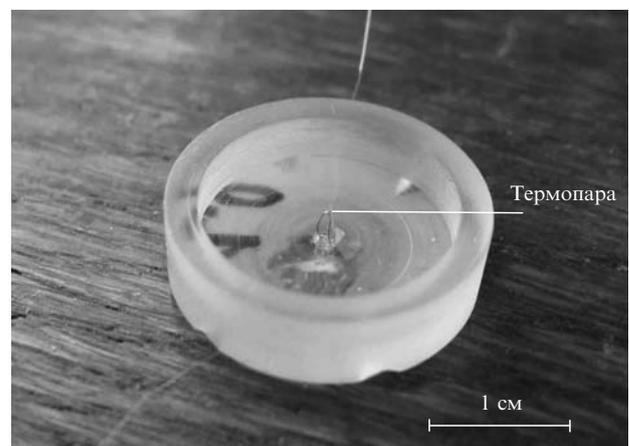


Рис.5. Кювета для калибровки лазерного инструмента.

4. Заключение

Таким образом, в настоящей работе методом лазерной ИК радиометрии измерены коэффициент температуропроводности, теплоемкость и эффективный коэффициент поглощения на $\lambda = 1.56$ мкм для хрящей и ряда ПАА гелей, различающихся содержанием воды и степенью сшивки. Для ПАА геля с содержанием воды 70 % и степенью сшивки 1:9 и хряща перегородки носа эти параметры оказались близкими. Полученный эквивалент хрящей может быть использован при моделировании температурных полей, индуцируемых лазерным излучением.

Авторы благодарят М.В.Обрезкову за полезные обсуждения результатов работы.

Настоящая работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 07-08-00448) и CRDF (грант № RUP2-586-MO-05).

- Gibson A.P., Hebden J.C., Riley J., Everdell N., Schweiger M., Arridge S.R., Delpy D.T. *Appl. Opt.*, **44** (19), 3925 (2005).
- Spirou G.M., Oraevsky A.A., Vitkin I.A., Whelan W.M. *Phys. Med. Biol.*, **50**, 141 (2005).
- Devi C.U., Sood A.K. *J. Biomed. Opt.*, **10** (4), 044020 (2005).
- De Korte C.L., Cespedes E.I., van der Steen A.F.W., Norder B., te Nijenhuis K. *Ultrasonic Imaging*, **19**, 112 (1997).
- Surowiec A., Shrivastava P., Astrahan M., Petrovich Z. *Int. J. Hyperthermia*, **8**, 795 (1992).
- Bini M., Ignesti A., Millanta L., Olmi R., Rubino N., Vanni R. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **31**, 317 (1984).
- Andreuccetti D., Bini M., Ignesti A., Olmi R., Rubino N., Vanni R. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **35**, 275 (1988).
- Arora D., Cooley D., Perry T., Skliar M., Roemer R.B. *Phys. Med. Biol.*, **50**, 1919 (2005).
- Wang Z., Pankratov M.M., Perrault D.F., Shapshay S.M. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2395**, 296 (1995).
- Sobol E.N., Bagratashvili V.N., Sviridov A.P., Omelchenko A.I., Ovchinnikov A.B., Shechter A.B., Helidonis E. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2128**, 43 (1994).
- Sobol E.N., Bagratashvili V.N., Sviridov A.P., Omelchenko A.I., Shechter A.B., Jones N., Howdle S., Helidonis E. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **2623**, 548 (1996).
- Beck G., Akgun N., Ruck A., Stainer R. *Lasers Med. Sci.*, **13**, 160 (1998).
- Saidi I., Jacques S., Tittel F. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **1201**, 569 (1990).
- Hielscher A., Liu H., Chance B., Tittel F., Jacques S. *Appl. Opt.*, **35** (4), 719 (1996).
- Youn J.-I., Telenkov S.A., Kim E., Bhavaraju N.C., Wong B.J.F., Valvano J.W., Milner T.E. *Lasers Surg. Med.*, **27**, 119 (2000).
- Lopatin V.V., Askadskii A.A., Peregodov A.S., Vasil'ev V.G. *J. Appl. Polym.*, **96**, 1043 (2005).
- Маурер Р. *Диск-электрофорез. Теория и практика электрофореза в полиакриламидном геле* (М.: Мир, 1971).
- Tanaka T. *Sci. Amer.*, **244** (1), 110 (1981).
- Moré J.J., in *Numerical Analysis. Ser. Lecture Notes in Mathematics* (New York: Springer-Verlag, 1978, Vol. 630, p. 105).
- Milner T.E., Goodman D.M., Tanenbaum B.S., Anvari B., Nelson J.S. *J. Biomed. Opt.*, **1** (1), 92 (1996).
- Telenkov S.A., Youn J.-I., Goodman D.M., Welch A.J., Milner T.E. *Phys. Med. Biol.*, **46**, 551 (2001).
- Jacques S. *Photochem. Photobiol.*, **67** (1), 23 (1998).
- Welch A.J., van Gemert M.J.C. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (New York: Plenum Press, 1995).
- Youn J.-I., Telenkov S.A., Kim E., Bhavaraju N.C., Wong B.J.F., Valvano J.W., Milner T.E. *Lasers Surg. Med.*, **27**, 119 (2000).
- Kou L., Labrie D., Chylek P. *Appl. Opt.*, **32**, 3531 (1993).
- Ovchinnikov Y.M., Sobol E.M., Svistushkin V.M., Bagratashvili V.N., Sviridov A.P. *Arch. Facial Plast. Surg.*, **4**, 180 (2002).