

УДК 538.95

## ПРОЦЕССЫ ТЕПЛОВОЙ РЕЛАКСАЦИИ В ВЯЗКОУПРУГИХ СРЕДАХ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН

© 2020 г. А. Н. Рыбьянец<sup>1</sup>, \*, С. А. Щербинин<sup>1</sup>, И. А. Швецов<sup>1</sup>, Д. И. Макарьев<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования “Южный федеральный университет”, Ростов-на-Дону, Россия

\*E-mail: arybyanets@gmail.com

Поступила в редакцию 15.07.2020 г.

После доработки 10.08.2020 г.

Принята к публикации 26.08.2020 г.

Представлены результаты экспериментального исследования процессов нагрева и тепловой релаксации в вязкоупругих средах при воздействии ультразвуковых волн. В качестве модельного образца вязкоупругой среды был выбран полиуретан Силагерм 5020 1/3. Для нагрева образца использовался плоский ультразвуковой преобразователь с охлаждаемой поверхностью. Получены и интерпретированы временные зависимости распределения температуры на различной глубине полиуретанового образца.

DOI: 10.31857/S0367676520120315

Основные механизмы ультразвукового воздействия на биологические ткани включают в себя нагрев, кавитацию и механические эффекты [1]. Тепловые механизмы обусловлены поглощением ультразвука биологической тканью. Исследование процессов нагрева биологических тканей *in vivo* на животных и пациентах крайне затруднительно. Поэтому использование акустических фантомов (модельных образцов) с параметрами близкими к свойствам биологических тканей является одним из общепринятых методов исследования различных процессов при распространении ультразвука [2, 3].

В настоящей работе выполнено экспериментальное исследование процессов нагрева и тепловой релаксации в образцах полиуретана при воздействии ультразвуковых волн различной частоты и интенсивности.

Для возбуждения ультразвуковых волн использовался плоский ультразвуковой преобразователь с охлаждаемой поверхностью, обеспечивающий эффективную генерацию ультразвуковых волн в диапазоне частот от 2 до 7 МГц и излучаемой акустической мощностью до 20 Вт при контролируемой температуре поверхности пьезоэлемента и исследуемого образца в диапазоне от 20 до 36°C. Ультразвуковой преобразователь представлял собой пьезокерамическую пластину прямоугольной формы размером 23 × 25 мм и толщиной 1 мм, изготовленную из сегнетожесткой пьезо-

зокерамики ПКР-8. Пьезоэлемент возбуждался на антирезонансных частотах, соответствующих 1-ой и 3-ей гармоникам толщинной моды колебаний пьезокерамической пластины (~2.3 и 6.9 МГц). Охлаждение ультразвукового преобразователя осуществлялось с помощью элемента Пельтье (Critec ТВ-71-1.0-1.3), наклеенного на тыльную поверхность пьезоэлемента с помощью теплопроводящей пасты.

В качестве модельного образца вязкоупругой среды использовался полиуретан Силагерм 5020 1/3 со следующими параметрами: твердость по Шору – 20, плотность – 1.1 г/см<sup>3</sup>, скорость звука – 1390 м/с, затухание – 11 дБ/см на частоте 1 МГц, коэффициент теплопроводности –  $2 \cdot 10^{-2}$  Вт/(см · °С).

Полиуретановой фантом (рис. 1) представлял собой полиэтиленовую чашку с вмонтированными терморезисторами, заполненную полиуретаном. Измерения распределения температуры по глубине и процессов тепловой релаксации в фантоме выполнялись с помощью терморезисторов Epcos S861 (10 кОм, 1%, NTC), залитых в полиуретан на разной глубине. Расстояние между терморезисторами составляло 5 мм, верхний терморезистор находился на поверхности полиуретана.

Уравнение, определяющее мощность тепловыделения в единице объема имеет вид:  $Q = \alpha I$ , где  $I$  – интенсивность ультразвука,  $\alpha$  – коэффициент поглощения [2, 4]. При отсутствии потерь

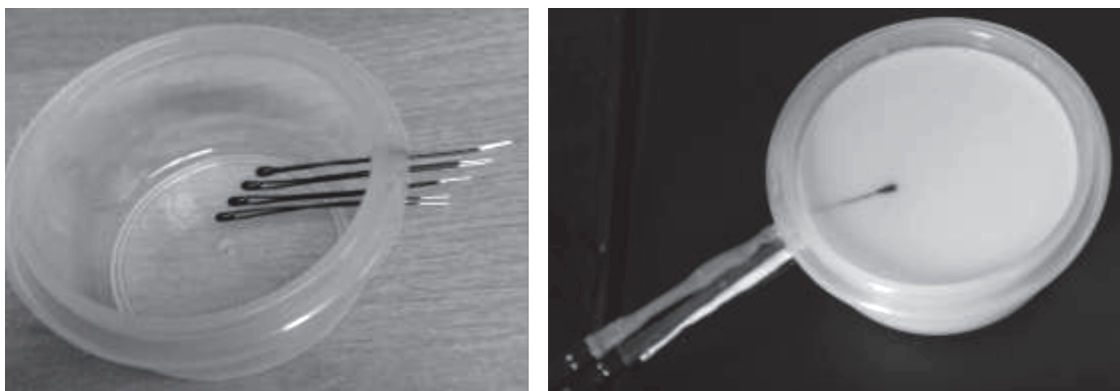


Рис. 1. Полиуретановый фантом с вмонтированными терморезисторами до (а) и после (б) заливки полиуретаном.

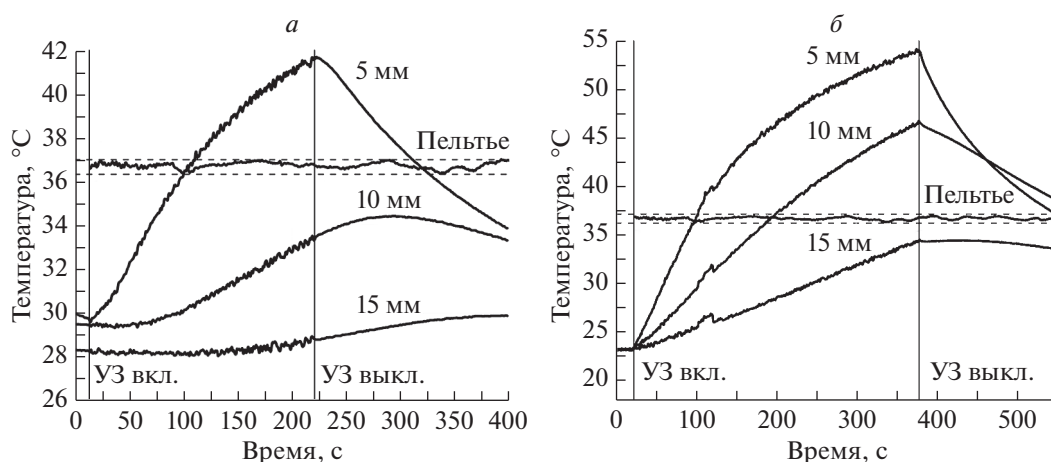


Рис. 2. Временные зависимости температуры ультразвукового нагрева и тепловой релаксации полиуретана (частота 2.35 МГц, относительная акустическая мощность 0.5 (а) и 0.75 Вт/см<sup>2</sup> (б)) на различной глубине при постоянной температуре поверхности 36°C.

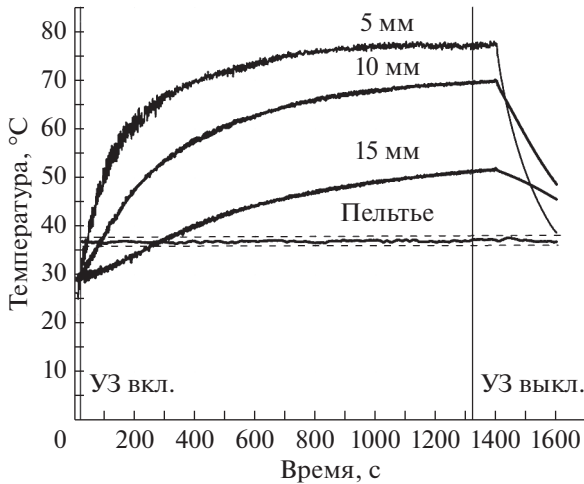
тепла из-за теплопроводности, излучения и конвекции  $Q = \rho C (dT/dt)$ , где  $\rho$  – плотность,  $C$  – теплоемкость среды,  $dT/dt$  – скорость роста температуры.

Таким образом, мощность тепловыделения на различных частотах в однородной поглощающей среде зависит от глубины, а скорость увеличения температуры, определяется свойствами среды и интенсивностью ультразвукового излучения [5].

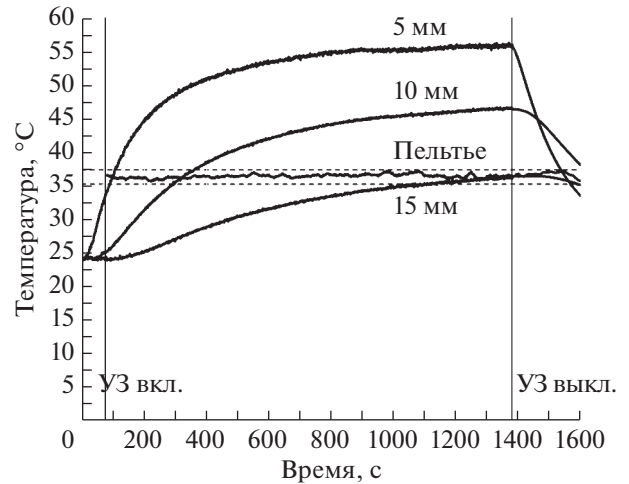
Временные зависимости температуры полиуретанового фантома на начальных стадиях нагрева, измеренные на различных глубинах при воздействии ультразвука различной мощности, приведены на рис. 2. Из рисунка видно, что скорость нагрева существенно зависит от акустической мощности ультразвукового излучения и имеет вы-

раженное распределение по глубине полиуретанового фантома при постоянной температуре поверхности образца.

Характер тепловой релаксации после выключения ультразвукового преобразователя определяется рядом конкурирующих факторов: температурой нагрева, расстоянием от поверхности, теплопроводностью полиуретана и комнатной температурой (24°C в эксперименте). Поверхностные слои полиуретана охлаждаются быстрее, а релаксация к комнатной температуре носит экспоненциальный характер. При малых температурах нагрева (рис. 2а) объем полиуретана продолжает прогреваться некоторое время после выключения ультразвукового нагрева за счет теплопроводности. При более сильном нагреве (рис. 2б) скорость охлаждения поверхностных слоев суще-



**Рис. 3.** Временные зависимости температуры ультразвукового нагрева полиуретана в режиме теплового равновесия (частота 2.35 МГц, относительная акустическая мощность  $1.25 \text{ Вт/см}^2$ ) на различной глубине при постоянной температуре поверхности  $36^\circ\text{C}$ .



**Рис. 4.** Временные зависимости температуры ультразвукового нагрева полиуретана в режиме теплового равновесия (частота – 6.9 МГц, относительная акустическая мощность –  $1 \text{ Вт/см}^2$ ) на различной глубине при постоянной температуре поверхности  $36^\circ\text{C}$ .

ственно выше и объем полиуретана начинает охлаждаться одновременно с поверхностью. Время охлаждения до комнатной температуры приблизительно равно времени нагрева.

Теплопроводность среды оказывает существенное влияние на конечную температуру, достигаемую при установлении теплового равновесия [1, 6]. Разность температур между поверхностью и плоскостью, расположенной в поглощающей среде на глубине  $R$ , в состоянии равновесия равна  $\Delta T = \alpha IR^2/2k$ , где  $k$  – коэффициент теплопроводности среды. Характерное время, необходимое для достижения системой состояния теплового равновесия  $\tau \sim R^2/D$ , где  $D$  – коэффициент температуропроводности ( $D = k/\rho C$ ) [2, 7].

На рис. 3 и 4 представлены зависимости температуры нагрева и охлаждения полиуретана от времени на различной глубине в режиме установившегося теплового равновесия для двух различных частот ультразвукового излучения. Видно, что установившиеся значения температуры на глубине 5, 10 и 15 мм для частоты ультразвука 2.35 МГц в условиях эксперимента составляют  $75$ ,  $70$  и  $50^\circ\text{C}$ , а для частоты 6.9 МГц –  $55$ ,  $45$  и  $35^\circ\text{C}$  соответственно при постоянной температуре поверхности равной  $36^\circ\text{C}$ . Отличия в установившихся значениях температуры для частот 2.35 и 6.9 МГц обусловлены высоким затуханием ультразвука в исследованном полиуретане (11 дБ/см на частоте 1 МГц), препятствующем распространению ультразвука и нагреву среды на глубине. Ха-

рактер тепловой релаксации в режиме теплового насыщения обусловлен отмеченными выше причинами, основными из которых являются температура нагрева и теплопроводность полиуретана.

Таким образом, выбранные режимы ультразвукового нагрева и охлаждения поверхности позволяют достичь пространственной локализации области нагрева, причем времена выхода на насыщение составляют приблизительно 20 мин и определяются конкурирующим влиянием ультразвукового нагрева, теплопроводности и охлаждения поверхности образца.

Экспериментальные результаты исследования процессов нагрева и тепловой релаксации в вязкоупругих средах при воздействии ультразвуковых волн показали принципиальную возможность пространственной локализации области ультразвукового нагрева в результате суперпозиции тепловых полей плоских ультразвуковых преобразователей с охлаждаемой поверхностью.

Полученные результаты, а также модельные образцы, измерительные стенды и методики, разработанные в настоящей работе, могут быть использованы при конструировании и калибровке ультразвуковой медицинской косметической и терапевтической аппаратуры.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования РФ (государственное задание в сфере научной деятельности, Южный федеральный университет, 2020).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Хилл К., Бамбер Дж., тер Хаар Г. Ультразвук в медицине. Физические основы применения. М.: Физматлит, 2008, 544 с.
2. ter Haar G.R. // Prog. Biophys. Mol. Biol. 2007. V. 93. P. 111.
3. Sapozhnikov O., Annenkova E., Kreider W., Simon J.C. // J. Acoust. Soc. Amer. 2017. V. 141. № 5. P. 3506.
4. Rybyanets A.N., Lugovaya M.A., Rybyanets A.A. // AIP Conf. Proc. 2010. V. 1215. P. 291.
5. Rybyanets A.N. Piezoelectrics and related materials: investigations and applications. Ch. 5. N.Y.: Nova Science Publ. Inc., 2012. P. 143.
6. Sekins K.M., Barnes S.R., Fan L. et al. // J. Ther. Ultrasound. 2015. V. 3. № 17. P. 2.
7. Shvetsov I.A., Shvetsova N.A., Reznitchenko A.N., Rybyanets A.N. // Springer Proc. Phys. 2017. V. 193. Ch. 46. P. 545.