

**ВЛИЯНИЕ УСЛОВИЙ УСКОРЕННОГО СТАРЕНИЯ  
НА СТАБИЛЬНОСТЬ ХИРУРГИЧЕСКИХ ШОВНЫХ МАТЕРИАЛОВ  
ИЗ СОПОЛИМЕРА ГЛИКОЛИДА И ЛАКТИДА**

**INFLUENCE OF ACCELERATED AGING CONDITIONS  
ON STABILITY OF SURGICAL SUTURE MATERIALS  
FROM A GLYCOLIDE-LACTIDE COPOLYMER**

*Т.И. ВИНОКУРОВА<sup>1</sup>, К.А. ЛЕНКОВА<sup>2</sup>, Е.С. ЖАВОРОНОК<sup>2</sup>, О.А. ЛЕГОНЬКОВА<sup>1</sup>, И.Н. СЕНЧИХИН<sup>3</sup>,  
А.А. ЗАВИТАЕВА<sup>1</sup>, С.А. КЕДИК<sup>2</sup>*

*T.I. VINOKUROVA<sup>1</sup>, K.A. LENKOVA<sup>2</sup>, E.S. ZHAVORONOK<sup>2</sup>, O.A. LEGONKOVA<sup>1</sup>, I.N. SENCHIKHIN<sup>3</sup>,  
A.A. ZAVITAEVA<sup>1</sup>, S.A. KEDIK<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Национальный медицинский исследовательский центр хирургии  
им. А.В. Вишневского Минздрава России,

<sup>2</sup>МИРЭА – Российский технологический университет,

<sup>3</sup>Институт физической химии и электрохимии им. А.Н. Фрумкина Российской академии наук)

<sup>1</sup>A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery,

<sup>2</sup>Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “MIREA –  
Russian Technological University”,

<sup>3</sup>A.N. Frumkin Institute of Physical Chemistry and Electrochemistry,  
Russian Academy of Sciences

E-mail: tivinok@mail.ru

*Предложены режимы ускоренных испытаний стабильности рассасывающихся шовных материалов среднего срока сохранения прочности из сополимера гликолида и лактида в соотношении 90:10 (ПГЛ). Нити на основе сополимера гликолида и лактида различных метрических размеров до и после ускоренного старения исследованы методами деформационно-прочностного анализа, дифференциальной сканирующей калориметрии, гель-проникающей хроматографии, ИК-фурье спектроскопии. Показано, что ускоренное старение при 60 и 70 °С стимулирует процессы термодеструкционного характера в полимерной основе нити, что приводит к ухудшению ее прочностных свойств и несоблюдению нормативов государственного стандарта на синтетические рассасывающиеся шовные материалы. Для проведения ускоренных испытаний нитей из сополимера гликолида и лактида на стабильность может быть использована температура не выше 50 °С.*

*Modes of accelerated testing of stability of absorbable suture materials with an average strength retention from a copolymer of glycolide and lactide in a ratio of 90:10 (PGL) have been proposed. Glycolide-lactide copolymer sutures of various metric sizes before and after accelerated aging have been studied by strain-strength analysis, differential scanning calorimetry, gel permeation chromatography, and FT-IR spectroscopy. It is shown that accelerated aging at 60 and 70 °C stimulates the processes of thermal destruction in the polymer base of the suture, which leads to deterioration of strength properties and non-compliance with the state standard for synthetic absorbable suture materials. A temperature not higher than 50 °C should be used for accelerated stability tests of glycolide-lactide copolymer sutures.*

**Ключевые слова:** медицинские полимеры, синтетические рассасывающиеся шовные материалы, хирургические нити, сополимер гликолида и

**лактида, ускоренное старение, температура стеклования, температура плавления, механические свойства.**

**Keywords: medical polymers, synthetic absorbable sutures, surgical suture, glycolide-lactide copolymer, accelerated aging, glass transition temperature, melting temperature, mechanical properties.**

Хирургическими шовными материалами называют материалы, предназначенные для наложения швов или лигатур при хирургических операциях [1, 2]. Наиболее часто в качестве шовных материалов используются специально изготовленные из различных полимеров текстильные нити различной структуры (мононити, крученые, плетеные) [3-5]. В зависимости от способности полимерной основы подвергаться деструкции в организме хирургические нити делятся на нерассасывающиеся и рассасывающиеся (абсорбируемые) [6-9].

С появлением на рынке шовных материалов рассасывающихся хирургических нитей к ним появился особый интерес, поскольку после выполнения своей основной функции (поддержания краев раны до ее заживления) потребность в сохранении шовного материала отпадает, а его дальнейшее нахождение в тканях пациента нежелательно, как любого инородного тела, способного вызвать воспалительную реакцию окружающих тканей или даже инфицирование.

Как известно, в процессе хранения и эксплуатации происходит старение полимеров, приводящее к ухудшению механических и изменению физических и химических свойств изделия [10-14].

Требованием, предъявляемым к любым изделиям, в том числе к шовным материалам, при регистрации их в качестве медицинского изделия является доказательство сохранения ими функциональных свойств в течение всего срока годности, указанного производителем. Для шовных материалов это время составляет, как правило, от 3 до 5 лет, что на многие годы задерживает внедрение новых видов этих изделий в практику здравоохранения.

Альтернативой «старения» полимерных материалов в реальном времени при установленной температуре хранения (обычно комнатной) является метод уско-

ренного старения, позволяющий в более короткие сроки доказать стабильность изделия в пределах его срока годности [15-18].

Стандартные методики ускоренных испытаний стабильности шовных материалов с учетом их специфики в настоящее время отсутствуют. При этом нерассасывающиеся шовные материалы, изготавливаемые из термостойких полимеров (полиэтилентерефталат, поливинилиденфторид, полипропилен, полиамид, политетрафторэтилен, сверхвысокомолекулярный полиэтилен), выдерживают достаточно высокие температуры ускоренного старения – до 70 °С. Это позволяет в относительно короткое время представить доказательства их стабильности, чего нельзя сказать о синтетических рассасывающихся шовных материалах, многие из которых неустойчивы к высоким температурам. Следует отметить, что, по-видимому, для рассасывающихся шовных материалов нельзя ожидать установления универсального режима ускоренных испытаний – он будет существенно зависеть от склонности полимера такого материала к деградации и скорости этого процесса. В данной работе выбраны для исследования шовные материалы на основе сополимера лактида с гликолидом (ПГЛ), характеризующиеся средним временем сохранения прочности в биологических тканях.

Технические требования, предъявляемые к шовным материалам, отражены в ГОСТ 31620-2012 [6], при этом основным требованием является прочность, характеризующаяся величиной разрывной нагрузки в простом узле. Прочность нити должна быть достаточной для обеспечения надежного соединения тканей и сохраняться в течение всего установленного изготовителем срока годности.

Таким образом, целью настоящей работы состояла в исследовании свойств синтетического рассасывающегося шовного мате-

риала из сополимера гликолида с лактидом после экспозиции при нескольких температурах (50, 60 и 70 °С) для определения допустимого температурного интервала проведения процедуры ускоренного старения.

#### Объекты исследования

В качестве объектов исследования использовали коммерческие стерильные хирургические нити из ПГЛ с соотношением мономерных звеньев 90:10 и покрытием из сополимера гликолида с лактидом в соотношении 70:30 и стеарата кальция, плетёной структуры, окрашенные в фиолетовый цвет, метрических размеров (МР) 2, 3 и 5 (диаметр нитей 0.24, 0.34 и 0.58 мм соответственно), с установленным сроком годности в естественных условиях хранения 3 года. Нити из этого сополимера относятся к шовным материалам среднего сохранения прочности [19], обеспечивая поддержание краев ушитой раны в течение не менее 2 недель. Полная потеря прочности составляет в среднем 28 суток. До эксперимента нити хранили в стерильных упаковках при комнатной температуре (23±2) °С; ускоренные испытания проводили, не извлекая нити из стерильной упаковки, после чего упаковку вскрывали и нити подвергали исследованиям.

#### Методы исследования

Определение времени изотермического выдерживания образцов при заданных

температурах в расчете на 3 года хранения в реальном времени рассчитывали с использованием уравнения Аррениуса по методике [15]:

$$F_{\text{уск}} = Q_{10}^{\frac{(T_{\text{уск}} - T_{\text{хр}})}{10}}, \quad (1)$$

где  $F_{\text{уск}}$  – фактор ускоренного старения;  $T_{\text{уск}}$  – температура ускоренного старения, °С;  $T_{\text{хр}}$  – температура хранения в реальном времени, °С;  $Q_{10}$  – температурный коэффициент скорости реакции, равный двум.

Продолжительность ускоренного старения ( $t_{\text{уск}}$ , сут.) рассчитывали по формуле:

$$t_{\text{уск}} = \frac{t_{\text{хр}}}{F_{\text{уск}}}, \quad (2)$$

где  $t_{\text{хр}}$  – продолжительность хранения или срок годности, сут.

С учетом того, что температура плавления ПГЛ, определенная на основании предварительных результатов ДСК исходных образцов (рис. 1) и литературных данных [20, 21], составляет около 200 °С, а температура размягчения (на основании предварительных экспериментов) 100 °С, для проведения испытаний по ускоренному старению выбраны температуры 50, 60 и 70 °С в течение соответственно 168, 84 и 42 суток.

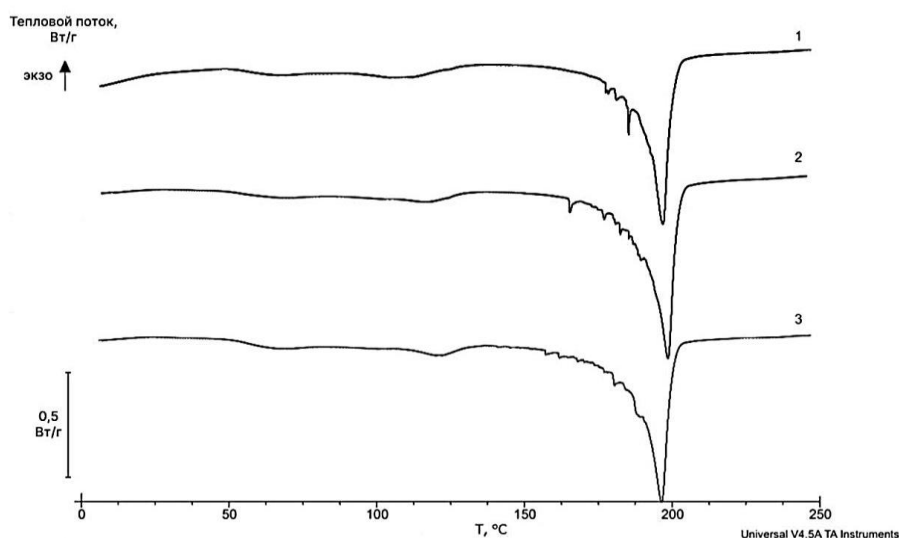


Рис. 1

Ускоренное старение образцов проводили в термостате KBF 115 (Binder, Германия). Исходные нити, а также нити после ускоренного старения исследовали методами:

- гель-проникающей хроматографии (ГПХ) при 25 °С в тетрагидрофуране на хроматографе Gilson с колонкой PLgel 3 µm MIXED Agilent, откалиброванной по узким фракциям полистирола;

- ИК-фурье спектроскопии на приборе IRSpirit с приставкой однократного нарушенного полного внутреннего отражения QATR-S с алмазной призмой;

- дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) на приборе DSC Q-100 (TA Instruments, США) в динамическом режиме со скоростью нагрева  $w^+=10$  К/мин в диапазоне температур от 0 до 250 °С. Для исследования образец нити помещали в тигель и плотно прижимали крышкой тигля ко дну с последующим запрессовыванием, при этом дно тигля не деформировалось и было плоским. После первого сканирования образец охлаждали и подвергали повторному нагреву, получая таким образом два прогона;

- деформационно-прочностного анализа на испытательной машине EZTest модификации EZ-LX-0.5 (Shimadzu, Япония) в соответствии с ГОСТ 31620-2012 [6].

Прочностные свойства нитей оценивали в соответствии с ГОСТ 31620-2012 по показателю разрывной нагрузки в простом узле ( $P_{уз}$ ) и относительному удлинению при разрыве в простом узле ( $\epsilon_{уз}$ ) не менее десяти образцов.

Статистическую обработку результатов осуществляли с помощью программы STATISTICA, версия 10.

#### *Результаты и обсуждение*

Типичные термограммы представлены на рис. 1 и 2. Основным эффектом на первичных термограммах всех образцов является эндотермический пик в области от 150 до 210 °С, который соответствует плавлению кристаллической фазы полимера, составляющего основу нити. Других значимых эффектов на этих термограммах нет, то есть доля аморфной фазы в нативных образцах крайне мала, и при первичном выборе режима ускоренных испытаний в качестве верхнего предела следует использовать температуры ниже 150 °С.

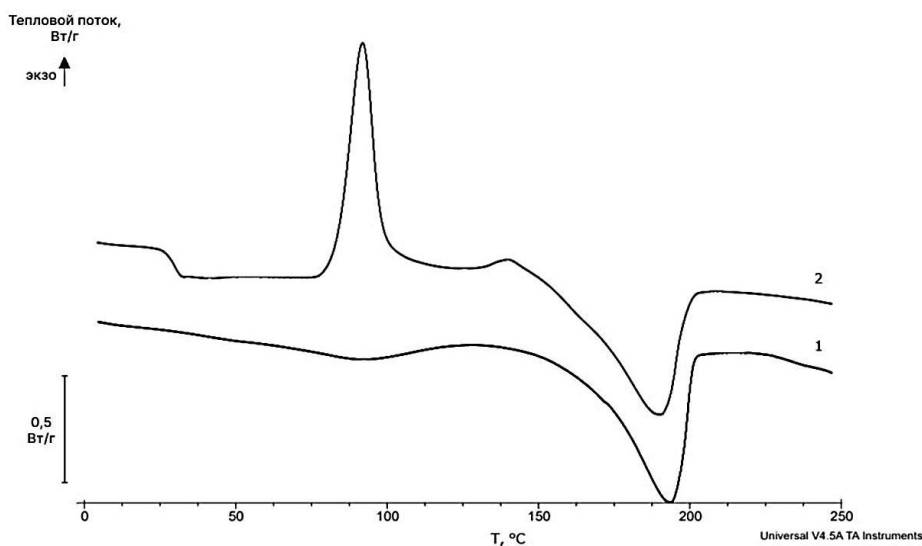


Рис. 2

На термограммах вторых прогонов ДСК (рис. 2) наблюдается серия переходов, которые можно идентифицировать как стеклование (характерная “ступенька” в области от 40 до 60 °С), кристаллизация аморфной фа-

зы (узкий экзотермический пик в области от 80 до 100 °С) и плавление кристаллической фазы (эндотермический пик в области от 150 до 200 °С). Данные переходы характеризуются соответствующими температурами –

стеклования ( $T_g$ ), кристаллизации ( $T_{cryst}$ ) и плавления ( $T_m$ ), значения которых сведены в табл. 1. Из нее видно, что с повышением температуры ускоренных испытаний наблюдается тенденция к уменьшению  $T_g$

и  $T_m$  ПГЛ. Это указывает на протекание термохимических процессов деструкции, сопровождающихся уменьшением молекулярной массы полимера.

Таблица 1

Время, сутки	прогон	$T_g, ^\circ\text{C}$	$T_{cryst}, ^\circ\text{C}$		$T_m, ^\circ\text{C}$	
			начало	пик	начало	пик
ПГЛ, МР 2						
Исходные образцы	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		184	197
	2	42	83	90	176	197
168 сут. при 50 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		183	199
	2	41	83	89	177	199
84 сут. при 60 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		151	187
	2	33	70	78	155	187
42 сут. при 70 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		149	184
	2	19	105	119	158	185
ПГЛ, МР 3						
Исходные образцы	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		191	199
	2	41	83	89	179	198
168 сут. при 50 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		180	198
	2	41	84	90	175	197
84 сут. при 60 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		170	194
	2	31	91	102	160	190
42 сут. при 70 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		156	186
	2	21.8	74	83	145.5	183
ПГЛ, МР 5						
Исходные образцы	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		189	196
	2	41	83	89	176	196
168 сут. при 50 °С	1	<i>отсутствует</i>	<i>отсутствует</i>		146	187
	2	20	65	72	157	187

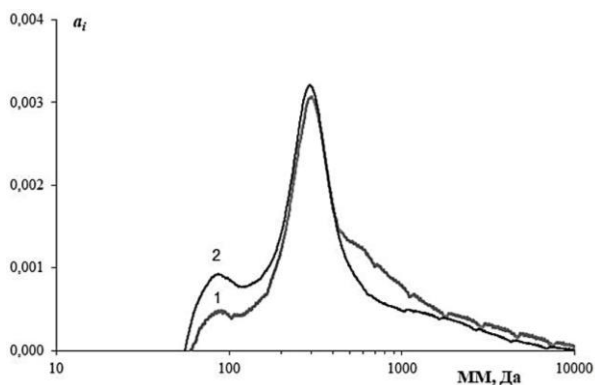


Рис. 3

Полимерная основа нити плохо растворима в обычных органических растворителях, что затрудняет анализ молекулярно-массовых характеристик полимера. Однако оболочка нитей хорошо растворяется в тетрагидрофуране, что дало возможность ее исследования методом гель-проникающей

хроматографии. Типичные дифференциальные кривые молекулярно-массового распределения полимера оболочки ПГЛ нитей представлены на рис. 3, из которого видно, что материал оболочки имеет весьма невысокую молекулярную массу (до 10 кДа) и является смесью мономерных и олигомерных соединений.

Принципиальных изменений молекулярно-массовых распределений нет даже в наиболее жестких условиях ускоренного старения. Тем не менее можно отметить слабо выраженную тенденцию к уменьшению доли высокомолекулярных фракций (в области 1.0 кДа), что также указывает на процессы деструкции олигомерной основы оболочки. Учитывая схожесть природы шовной нити и ее оболочки (согласно составу, заявленному производителем), следует ожидать, что подобные процессы будут протекать в условиях ускоренного старения и с полимерной основой нитей.

Процесс ускоренного старения образцов нитей исследован методом ИК-фурье

спектроскопии. Типичные ИК-фурье спектры образцов приведены на рис. 4.

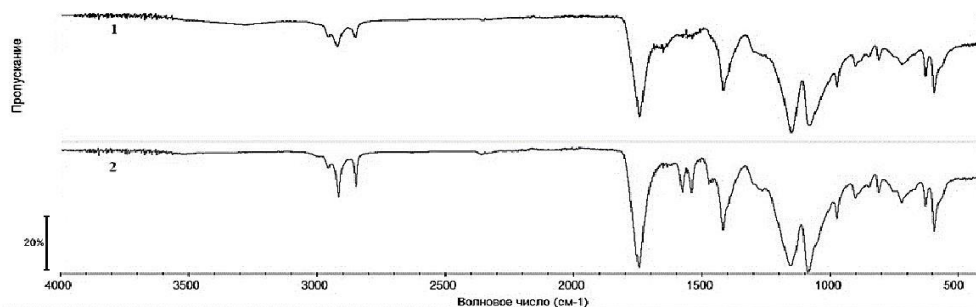


Рис. 4

При анализе этих спектров прежде всего обращает на себя внимание наличие характерной полосы в области  $1720\text{ см}^{-1}$ , свидетельствующей о наличии кетогруппы ( $\text{C}=\text{O}$ ), а также двух полос в областях  $1000\text{-}1200\text{ см}^{-1}$ , характерных для валентных колебаний эфирной связи  $\text{-C-O-C-}$ . ИК-спектры ПГЛ нитей, состаренных в течение 84 суток при  $60\text{ }^\circ\text{C}$ , практически идентичны исходным образцам нитей.

Различие заключается в появлении полосы поглощения в области  $1500\text{-}1600\text{ см}^{-1}$ , связанной с наличием карбоксилатов ( $\text{-COO}^-$ ), что подтверждает протекание процессов деструкции по сложноэфирной группе.

Результаты проведенных физико-механических испытаний нитей ПГЛ до и после ускоренного старения, приведённые на рис. 5 и в табл. 2, показали, что после воздействия температуры  $50\text{ }^\circ\text{C}$  и прочностные, и деформационные характеристики нитей ПГЛ МР 5 сохранили ( $92 \pm 2$ ) % исходных значений, нитей МР 3 ( $82 \pm 2$ ) %, а нитей МР 2 ( $74 \pm 7$ ) %. При этом все нити после ускоренного старения удовлетворяли требованиям стандарта. Следует, однако, отметить, что нити малого диаметра (МР 2) находились на пределе этих требований (см. рис. 5).

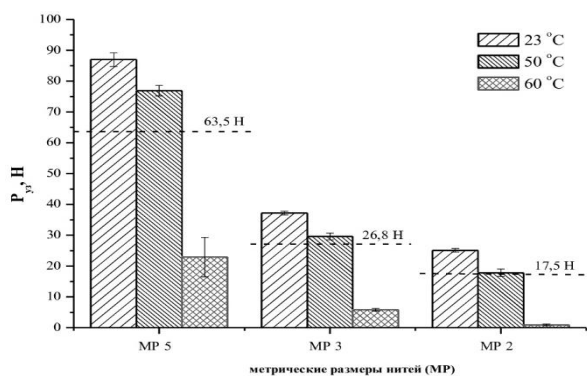


Рис. 5

Таблица 2

МР	Удлинение при разрыве нити в простом узле ( $\epsilon_{уз}$ ), %		
	исходные	$50\text{ }^\circ\text{C}$ , 168 сут.	$60\text{ }^\circ\text{C}$ , 84 сут.
2	$16,7 \pm 0,5$	$12,2 \pm 0,8$	$1,4 \pm 0,3$
3	$15,3 \pm 0,4$	$12,5 \pm 0,5$	$2,6 \pm 0,2$
5	$16,8 \pm 0,5$	$15,4 \pm 0,3$	$4,6 \pm 1,6$

В процессе экспозиции при  $60\text{ }^\circ\text{C}$  нити сохраняли от 4 до 27 % исходных значений прочности в зависимости от МР нити и ни один из образцов не соответствовал требованиям стандарта, а после старения при  $70\text{ }^\circ\text{C}$  испытания всех образцов были невозможны из-за их разрушения.

Таким образом, результаты исследований показали, что испытания по ускоренному старению с целью подтверждения срока годности хирургических нитей на основе сополимера гликолида и лактида допустимо проводить при температурах не выше  $50\text{ }^\circ\text{C}$ .

## ВЫВОДЫ

В результате проведенных деформационно-прочностных и физико-химических исследований свойств нитей ПГЛ, подвергшихся ускоренному старению при разных температурах, превышающих температуру их хранения, с использованием методов дифференциальной сканирующей калориметрии, ИК-фурье спектроскопии и гель-проникающей хроматографии показано, что определение срока годности хирургических нитей из сополимера гликолида и лактида методом ускоренного старения допустимо проводить при температурах, не превышающих 50°C, из-за протекающих в нитях при более высоких температурах процессов термодеструкционного характера.

Учитывая тот факт, что выдержка даже при температуре 50°C нитей ПГЛ малого диаметра приводит к критическому снижению прочности, следует в дальнейшем рассмотреть иные варианты ускоренных испытаний стабильности таких изделий.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Третьяк С.И., Маркевич Е.В., Буравский А.В. Хирургический шовный материал: методические рекомендации. М.: БГМУ, 2011. 56с.
2. Петров С. В. Общая хирургия: учеб. пособие. 4 изд., перераб. и доп. М.: ГЭОТАР Медиа, 2014. 43 с.
3. Бонцевич Д.Н. Хирургический шовный материал. М.: Интеграция, 2005. 118 с.
4. Семенов Г.М., Петришин В.Л., Ковшова М.В. Хирургический шов. СПб.: Питер, 2001. 32 с
5. Геллер Л.Н., Беда Н.П., Гравченко Л.А. Медицинское товароведение: Товароведческий анализ шовного материала: методическое пособие к лабораторным занятиям. Иркутск, 2014. С. 10...12.
6. ГОСТ 31620-2012. Материалы хирургические шовные. Общие технические требования. Методы испытаний.
7. Егиев В.Н., Буюнов В.М., Удотов О.А. Хирургический шов. М.: Медпрактика-М., 2001. С.8.
8. Бонцевич Д.Н. Хирургический шовный материал // Проблемы здоровья и экологии. 2005. №3. С. 3...6.
9. Латышнина Л.С., Васильев Ю.С., Финадеев А.П., Кузьмина Е.В., Пономарев К.П. Техника хирургических швов: учеб. пособие. Челябинск, 2017.
10. Энциклопедия полимеров. М.: Советская энциклопедия, 1977. Т. 3. С. 479.
11. Zhavoronok E.S., Senchikhin I.N. A new approach to estimate the curing mode of thermosetting

polymer films with regard to physical aging and slow chemical processes // Journal of Applied Polymer Science. 2020; e49373. doi:10.1002/app.49373

12. Заиков Г.Е. Почему стареют полимеры // Соросовский образовательный журнал. 2000. Т.6. № 12. С. 48...50.

13. Богданов Д.А., Субботин Е.В., Ершов С.В., Казаков А.В. Исследование теплового старения полимеров // Вестник ПНИПУ. Электротехника, информационные технологии, системы управления. 2014. №9. С. 57.

14. Козлов Н.А., Митрофанов А.Д. Физика полимеров: учеб. пособие. Владимир: Владимир. гос. ун-т, 2001. 345 с.

15. ASTM F 1980-16 Standard Guide for Accelerated Aging of Sterile Medical Device Packages.

16. ГОСТ 9.707-81. Материалы полимерные. Методы ускоренных испытаний на климатическое старение.

17. ГОСТ 9.715-86. Материалы полимерные. Методы испытаний на стойкость к воздействию температуры.

18. ГОСТ Р 51372-99. Методы ускоренных испытаний на долговечность и сохраняемость при воздействии агрессивных и других специальных сред для технических изделий, материалов и систем материалов.

19. ГОСТ Р 59675-2021. Материалы хирургические имплантируемые синтетические рассасывающиеся. Метод деградации *invitro*.

20. Singh A., Guedes R.M. Investigation Mechanical Properties of PGLA Fibers as a Function of Degradation Time // Procedia Structural Integrity. 2020. V. 28. P. 2218...2227. DOI:10.1016/prostr.2020.11.050

21. Легонькова О.А., Асанова Л.Ю. Линейные полиэфиры в современной медицине // Высокотехнологическая медицина. 2017. № 1. С. 16...31.

## REFERENCES

1. Tretyak S.I., Markevich E.V., Buravsky A.V. Surgical suture material: Guidelines. M.: BSMU, 2011. 56 с.
2. Petrov S.V. General surgery: Textbook. 4th ed., revised. and additional. M.: GEOTAR Media, 2014. 43 с.
3. Bontsevich D.N. Surgical suture M.: Integration, 2005. 118 с.
4. Semenov G.M., Petrishin V.L., Kovshova M.V. Surgical suture. St. Petersburg: Peter, 2001. 32 с.
5. Geller L.N., Beda N.P., Gravchenko L.A. Medical merchandising: Commodity analysis of suture material // Methodical manual for laboratory studies. Irkutsk, 2014. С. 10...12.
6. GOST 31620-2012. Surgical suture materials. General technical requirements. Test methods.
7. Egiev V.N., Buyanov V.M., Udotov O.A. Surgical suture. M.: Medpraktika-M., 2001. P. 8.
8. Bontsevich D.N. Surgical suture material // Problems of health and ecology. 2005. No. 3. P. 3...6.
9. Latyushina L.S., Vasiliev Yu.S., Finadeev A.P., Kuzmina E.V., Ponomarev K.P. Technique of surgical sutures: Textbook. Chelyabinsk, 2017.

10. Encyclopedia of polymers. Moscow: Soviet Encyclopedia, 1977. T. 3. C. 479.
11. *Zhavoronok E.S., Senchikhin I.N.* A new approach to estimate the curing mode of thermosetting polymer films with regard to physical aging and slow chemical processes // Journal of Applied Polymer Science. 2020; e49373. doi:10.1002/app.49373
12. *Zaikov G.E.* Why polymers age // Soros Educational Journal. 2000. T.6. No. 12. P. 48 ... 50.
13. *Bogdanov D.A., Subbotin E.V., Ershov S.V., Kazakov A.V.* Study of thermal aging of polymers // Bulletin of PNRPU. Electrical engineering, information technologies, control systems. 2014. No. 9. P. 57.
14. *Kozlov N.A., Mitrofanov A.D.* Physics of polymers // Proc. Benefit. Vladimir: Vladimir state un-t, 2001. 345 p.
15. ASTM F 1980-16 Standard Guide for Accelerated Aging of Sterile Medical Device Packages.
16. GOST 9.707-81. Polymeric materials. Methods for accelerated testing for climatic aging.
17. GOST 9.715-86. Polymeric materials. Test methods for resistance to temperature.
18. GOST R 51372-99. Methods of accelerated tests for durability and storage under the influence of aggressive and other special environments for technical products, materials and systems of materials.
19. GOST R 59675-2021 Surgical implantable synthetic absorbable materials. In vitro degradation method.
20. *Singh A., Guedes R.M.* Investigation Mechanical Properties of PGLA Fibers as a Function of Degradation Time // Procedia Structural Integrity. 2020. V. 28. P. 2218 ... 2227. DOI:10.1016/prostr.2020.11.050
21. *Legonkova O.A., Asanova L.Yu.* Linear polyesters in modern medicine // High-tech medicine. 2017. No. 1. P. 16...31.

Рекомендована отделом перевязочных, шовных и полимерных материалов в хирургии НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневого Минздрава России и кафедрой биотехнологии и промышленной фармации Института тонких химических технологий им. М.В. Ломоносова МИРЭА – Российского технологического университета (РТУ МИРЭА). Поступила 09.06.23.