

О причинах изменения механических свойств полимерных основ трикотажных повязок

Е. С. Жаворонок^{1, 2}, А. А. Корольчук^{1, 2}, Т. И. Винокурова³,
О. А. Легонькова³, К. А. Ленкова^{1, 2}, С. А. Кедик^{1, 2}, А. А. Ушаков³

¹ Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «МИРЭА — Российский технологический университет»

Россия, 119454, Москва, пр-т Вернадского, д. 78

² Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «ИТХТ им. М. В. Ломоносова»

Россия, 119571, Москва, пр-т Вернадского, д. 86

³ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России

Россия, 117997, Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27

Контакты: Ольга Александровна Легонькова, legonkova@ixv.ru

Трикотажные раневые повязки на основе синтетических полимеров (прежде всего лавсана) обладают рядом преимуществ перед повязками из природных материалов (хлопок и т. п.), вызывая меньшее раздражение раневых поверхностей за счет отсутствия микроворсинок. Однако при хранении свойства лавсановых повязок изменяются — материал становится более жестким. В рамках работы показано, что это происходит вследствие значительного повышения степени кристалличности лавсановых волокон при выдерживании в естественных условиях. Снизить степень кристалличности лавсана можно путем обработки смесями полиэтиленгликолей, которые представляют собой популярные мазевые основы. Термообработка такой системы усиливает эффект и позволяет вернуть трикотажной лавсановой повязке исходную степень мягкости.

Ключевые слова: трикотажная раневая повязка, лавсан, степень кристалличности, аморфная фаза, полиэтиленгликоль, мазевая основа, механические свойства, прочность на разрыв, модуль.

Для цитирования: Жаворонок Е. С., Корольчук А. А., Винокурова Т. И., Легонькова О. А., Ленкова К. А., Кедик С. А., Ушаков А. А. О причинах изменения механических свойств полимерных основ трикотажных повязок. Раны и раневые инфекции. Журнал им. проф. Б. М. Костюченка. 2022; 9 (1): 20-27.

DOI: 10.25199/2408-9613-2022-9-1-20-27

cc by 4.0

Factor causing changes in the mechanical properties of polymer bases of knitted bandages

E. S. Zhavoronok^{1, 2}, A. A. Korolchuk^{1, 2}, T. I. Vinokurova³,
O. A. Legonkova³, K. A. Lenkova^{1, 2}, S. A. Kedik^{1, 2}, A. A. Ushakov³

¹ Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “MIREA — Russian Technological University”
78 Vernadsky Ave., Moscow, 119454, Russia

² Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “M. V. Lomonosov ITHT”
86 Vernadsky Ave., Moscow, 119571, Russia

³ Federal State Budgetary Institution “A. V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery” Ministry of Health of Russia
27 Bolshaya Serpukhovskaya Str., Moscow, 117997, Russia

Knitted wound dressings based on synthetic polymers (primarily lavsan) have some advantages over dressings based on natural materials (cotton, etc.) — first of all, they cause less irritation of wound surfaces due to the absence of microvilli. However, during storage one can see changes in the properties of lavsan dressings, i. e. the material becomes more rigid. Under the present work, it has been shown that these changes are caused by the significantly increased crystallinity of lavsan fibers during exposure to natural environment. To reduce lavsan crystallinity, it is recommended to process the material with mixtures of polyethylene glycols which are popular ointment bases. Heat enhances the effect and returns the original degree of softness to knitted lavsan dressing materials.

Key words: knitted wound dressing, lavsan, degree of crystallinity, amorphous phase, polyethylene glycol, ointment base, mechanical properties, tensile strength, modulus.

For citation: Zhavoronok E. S., Korolchuk A. A., Vinokurova T. I., Legonkova O. A., Lenkova K. A., Kedik S. A., Ushakov A. A. Factors causing changes in the mechanical properties of polymer bases of knitted bandages. Wounds and wound infections. The Prof. B. M. Kostyuchenok Journal. 2022; 9 (1): 20-27.

Введение

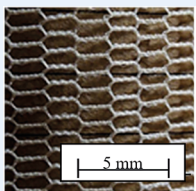
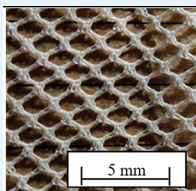
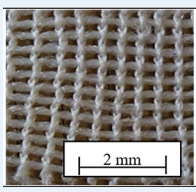
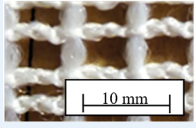
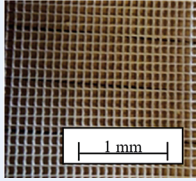
Лечение ран и ожогов под повязками является одним из наиболее часто используемых способов, обеспечивающих заживление [1–4]. При этом раневая повязка должна обладать следующими функциями: поддерживать влажную среду, газообмен между поврежденной тканью и внешней средой, оптимальную температуру в тканях раны для улучшения кровотока и усиления миграции эпидермальных клеток, защищать от бактериальной инфекции, удалять из полости раны излишний экссудат, не травмировать рану и легко из нее удаляться [5–7]. Всем этим требованиям

в полной мере соответствуют так называемые мазевые повязки, состоящие из основы (тканевой, трикотажной, нетканой и др.), на которую нанесена мазь, интактная или содержащая те или иные лекарственные средства. К таким мазовым повязкам относятся и повязки, в многокомпонентный состав которых входят полиэтиленгликоли.

В качестве основы для нанесения мази могут быть использованы материалы природного происхождения, например полимеры класса целлюлозы (хлопок и др.), которые мягки и удобны для применения, а также хорошо удерживают мазевую составляющую.

Таблица 1. Тип вязания, время хранения и термофизические показатели образцов повязок

Table 1. Type of knitting, storage time and thermophysical parameters of dressing samples

Образец Sample	Структура сетки на микроснимке Micrograph grid structure	τ_{ag} , лет years	T_g , °C	T_{cryst} , °C	T_m , °C		$ \Delta Sm $, Дж/г J/g		α , %
					1-й скан 1 st scan	2-й скан 2 nd scan	1-й скан 1 st scan	2-й скан 2 nd scan	
ПЭТФ-204 PETF-204		16	82	142 (2-й скан)	261	258	72	58	81
ПЭТФ-205 PETF-205		16	83	-	262	258	74	51	69
ПЭТФ-206 PETF-206		3	80	148 (2-й скан)	260	257	115	90	78
ПЭТФ-207 PETF-207		3	80	-	262	257	79	54	68
ПЭТФ-208 PETF-208		2	80	145 (2-й скан)	261	256	62	44	71

Однако волокна хлопка могут вызвать раздражение поврежденных тканей. Поэтому все большее распространение приобретают материалы из синтетических полимеров — прежде всего из полиэтилентерефталата (лавсана) [8, 9]. Однако при практическом применении таких мажевых повязок отмечено, что при хранении они изменяют свои механические свойства, становясь более жесткими и способными раздражать область раны.

Цель работы — выявление причины возникающих изменений свойств трикотажных сетчатых повязок путем установления корреляционных зависимостей между их механическими и теплофизическими показателями.

Экспериментальная часть

Для решения поставленной задачи в работе использовали образцы трикотажных сетчатых повязок с различной структурой вязания на основе нитей лавсана (полиэтилентерефталата) — сложного полиэфира линейного строения со средней молекулярной массой 30 кДа. Образцы трикотажных повязок были состарены в естественных условиях в течение 2, 3 и 16 лет (табл. 1), после чего на них наносили полиэтиленгликоли ПЭГ-400 и ПЭГ-1500, а также их смеси в разных соотношениях. Смешение ПЭГ проводили при комнатной температуре с последующим прогревом при 80 °С в течение 10 мин до получения однородного прозрачного вязкого состава. Сетки замачивали на 1, 7, 14, 21 и 28 сут в ПЭГ-400 или смеси ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч. с последующим выдерживанием в камере постоянных условий KMF 115 (Binder) при 22 ± 2 °С, после чего с повязки удаляли излишки ПЭГ и подвергали ее исследованиям.

Исследования проводили методами дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) и деформационно-прочностного анализа (ДПА). Исследования методом ДСК выполняли на приборе Netzsch DSK 204 F1 в динамическом режиме при скорости нагрева $w^+ = 10$ К/мин. Деформационно-прочностные свойства стандартных образцов в виде полосок по ГОСТ 5981-2017 изучали на разрывной машине РТ-205М в режиме растяжения при постоянной скорости деформации 150 мм/мин и температуре окружающей среды 25 °С [10]. По результатам эксперимента определяли разрушающее напряжение σ_p и относительное удлинение при разрушении ϵ_p . Результаты усредняли не менее чем по 5–6 образцам.

Обсуждение результатов

Повышение жесткости лавсановых раневых повязок при хранении может быть связано с протеканием процессов старения в полимере и изменением его надмолекулярной структуры. Эксперименты ДСК (рис. 1) показали, что при первом сканировании для

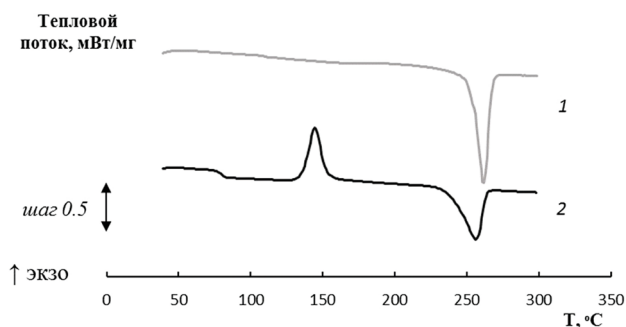


Рис. 1. Типичные ДСК-термограммы лавсановых сеток на примере ПЭТФ-207, полученные при первом (1) и втором (2) сканировании
Fig. 1. Typical DSC-thermograms of lavsan meshes in PETF-207, taken as an example, obtained during the first (1) and second (2) scanning

всех исследованных образцов на термограммах фиксируется узкий эндотермический пик в интервале температур 230–270 °С. В соответствии с данными Э. М. Айзенштейна, его можно отнести к плавлению кристаллической фазы полиэтилентерефталата, составляющего повязку [11]. Иных переходов в исследованной области температур не выявлено. Таким образом, длительно выдержанные образцы представляют собой полимеры с весьма высоким содержанием кристаллической фазы.

Однако после охлаждения и повторного сканирования образцов их термическое поведение изменилось. На термограммах при повторном сканировании видны 3 четко выраженных перехода: стеклование в области 70–90 °С, узкий экзотермический пик кристаллизации в области 140–160 °С и узкий эндотермический пик плавления в области температур 250–270 °С. Значения температур стеклования (T_g), кристаллизации (T_{cryst}) и плавления (T_m), определенные из термограмм для всех образцов, представлены в табл. 1. Площадь пика плавления ΔS_m при повторном сканировании заметно меньше, чем при первом, что обусловлено переходом части кристаллической фазы в аморфное состояние. Это дает возможность оценить степень кристалличности прогретых лавсановых сеток, приняв площадь пика плавления образца при первом сканировании за 100,0 % [12]:

$$\alpha = \frac{\Delta S_{m2}}{\Delta S_{m1}} \cdot 100\% \quad (1)$$

где α — доля кристаллической фазы в образце после прогрева, S_{m1} и S_{m2} — площади пика плавления при первом и втором сканировании соответственно.

Рассчитанные значения степени кристалличности также приведены в табл. 1. Очевидно, что вследствие прогрева доля кристаллической фазы снижается, а доля аморфной фазы возрастает.

Таким образом, результаты ДСК свидетельствуют: при длительном хранении в лавсановых волокнах заметно увеличивается содержание кристаллической фазы, что стимулирует повышение жесткости. Одним из способов устранения этого эффекта является прогрев лавсановой ткани или сетки перед употреблением при температурах, близких к температуре плавления кристаллической фазы (250–270 °С). Однако, как видно из рис. 1 и табл. 1, это не приводит к полному исчезновению кристаллитов — степень кристалличности всех прогретых образцов выше 68,0 %. С другой стороны, возможным вариантом снижения кристалличности может быть действие пластификатора, которым могут являться компоненты мази (и/или лекарственного средства).

Одна из популярных основ мазей — смеси полиэтиленгликолей с молекулярной массой 400 и 1500, где первый компонент представляет собой жидкость и выступает в роли растворителя для второго — порошкообразного. Приготовленные нами смеси ПЭГ можно охарактеризовать как прозрачные текучие гомогенные жидкости, причем одним из наиболее удобных и употребляемых составов является соотношение ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч. Термограммы полиэтиленгликолей, а также лавсановых сеток, выдержанных в смеси ПЭГ, представлены на рис. 2. Из них видно, что в низкотемпературной области для полиэтиленгликолей наблюдаются узкие эндотермические пики плавления с температурой 52 °С для ПЭГ-400 и 105 °С для ПЭГ-1500. Однако на термограммах образцов лавсана, выдержанных в смесях ПЭГ, эти пики не отмечены, что свидетельствует об отсутствии кристаллов ПЭГ в выдержанных лавсановых образцах, с которых удалили излишки полиэтиленгликолей.

Анализ высокотемпературного диапазона термограмм (см. рис. 2) показывает, что при первом сканировании образцов лавсана, выдержанных в ПЭГ, эндотермический пик в области 240–260 °С сохраняется.

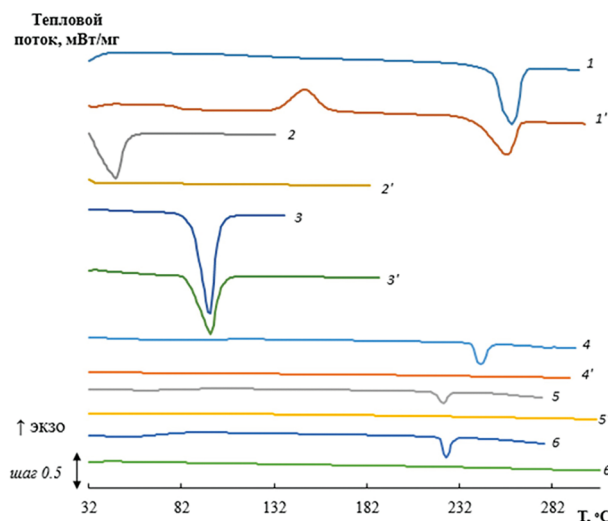


Рис. 2. Типичные ДСК-термограммы лавсановых образцов на примере ПЭТФ-208 и мазевой основы: исходные полимер (1, 1'), ПЭГ-400 (2, 2') и ПЭГ-1500 (3, 3'), образец ПЭТФ-208, выдержанный в смеси ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч. в течение 1 (4, 4'), 7 (5, 5') и 28 сут (6, 6'). Приведены результаты первого (1–6) и второго (1'–6') сканирования

Fig. 2. Typical DSC thermograms of lavsan samples in PETF-208 and ointment base: initial polymer (1, 1'), PEG-400 (2, 2') and PEG-1500 (3, 3'), as well as a PETF-208 sample, aged in a mixture of PEG-400 : PEG-1500 = 80 : 20 wt. pt. within 1 (4, 4'), 7 (5, 5') and 28 days (6, 6'). The results of the first (1–6) and second (1'–6') scans are given

С увеличением времени выдерживания наблюдается тенденция к уменьшению площади этого эндотермического пика и, соответственно, снижению степени кристалличности, рассчитанной по уравнению (1) (табл. 2). Однако при выдерживании в течение 28 сут этот пик все еще заметен. Таким образом, кристаллическая фаза в ПЭТФ сохраняется даже после длительного выдерживания в среде ПЭГ.

Однако при повторном сканировании образцов, выдержанных в ПЭГ-400 и его смеси с ПЭГ-1500, указанный эндотермический пик не наблюдается

Таблица 2. Термофизические показатели образцов ПЭТФ-207, выдержанных в ПЭГ-400 и его смеси с ПЭГ-1500 (первое сканирование)

Table 2. Thermophysical parameters of PETF-207 samples aged in PEG-400 and its mixture with PEG-1500 (first scan)

Время выдерживания, сут Holding time, days	ПЭГ-400 PEG-400		ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч. PEG-400 : PEG-1500 = 80 : 20 wt. pt.	
	$ \Delta S_m $, Дж/г	α , %	$ \Delta S_m $, Дж/г	α , %
1	46	58	25	32
7	11	22	11	14
28	17	14	11	14

(см. рис. 2). Это свидетельствует об отсутствии кристаллической фазы в прогретых образцах, очевидно, вследствие их пластификации ПЭГ. Таким образом, в результате кратковременного прогрева лавсановых сеток в ПЭГ и их смесях при температуре не ниже 250 °С можно ожидать повышения эластичности этих сеток и снижения болевых ощущений пациента.

Количественную оценку эластичности и жесткости обработанных образцов мы проводили методом ДПА при испытаниях на растяжение. Разрыв образцов осуществляли в 2 направлениях — долевом (вдоль петельных столбиков) и поперечном (вдоль петельных рядов). Основными обсуждаемыми показателями являются среднестатистическая прочность $\sigma_{\text{разр}}$ и относительное удлинение $\epsilon_{\text{разр}}$ образца, зафиксированные при разрушении в результате его растяжения. Типичные зависимости средних значений этих величин от времени выдержки в смеси ПЭГ представлены на рис. 3. Доверительный интервал значений $\sigma_{\text{разр}}$ и $\epsilon_{\text{разр}}$ не превышал 0,5 Н и 4,0 % соответственно. Средние значения, полученные для образцов, выдержанных определенное время в модельной смеси ПЭГ, аппроксимировали зависимостями различных типов, отражающими тенденции изменения механических свойств. В дальнейшем для упрощения на обобщенных рисунках приведены только эти зависимости.

Влияние времени выдерживания в ПЭГ лавсановых тканевых сеток на их деформационно-прочностные показатели проиллюстрировано на рис. 4 и 5, а также в табл. 3. Из них видно, что в целом с увеличением времени выдерживания прочность на разрыв несколько уменьшается, а предельное относительное удлинение, наоборот, имеет тенденцию к повышению. Такие зависимости в большей или меньшей степени соблюдаются для всех исследованных образцов и связаны с пластификацией полиэтилентерефталата полиэтиленгликолями.

Сильное влияние на значения деформационно-прочностных показателей оказывает направление разрыва. Из рис. 4 видно, что при разрыве в долевом направлении значение $\sigma_{\text{разр}}$ в 2–3 раза выше, а $\epsilon_{\text{разр}}$ в целом ниже, чем при разрыве в поперечном направлении. Однако общие тенденции изменения деформационно-прочностных показателей при выдерживании в смеси ПЭГ сохраняются.

При анализе влияния температуры выдерживания лавсановых сеток в модельной смеси ПЭГ на их механические свойства можно видеть (см. рис. 5), что чем выше температура выдерживания, тем сильнее тенденция к уменьшению разрывной прочности и, по-видимому, относительного удлинения. Это указывает на более выраженный эффект пластификации.

В силу того, что исследуемые образцы находятся при температуре деформационно-прочностных испытаний (25 °С) в твердом состоянии и в достаточной

степени удалены от температуры стеклования (см. табл. 1), их деформацию при растяжении можно считать гуковской [13]. Количественным показателем жесткости лавсановых сеток может служить модуль, рассчитываемый по отношению:

$$E = \sigma / \epsilon \quad (2)$$

Представляет интерес сравнение этого значения со степенью кристалличности исследованных образцов. Соответствующие корреляции приведены на рис. 6.

Рис. 6 иллюстрирует, что чем выше степень кристалличности, тем больше модуль сетки. При степени кристалличности ~70,0 % (для образцов многолетней выдержки) модуль составляет примерно 0,78 ГПа для ПЭТФ-207 и 0,80 ГПа — для ПЭТФ-208. В то же время

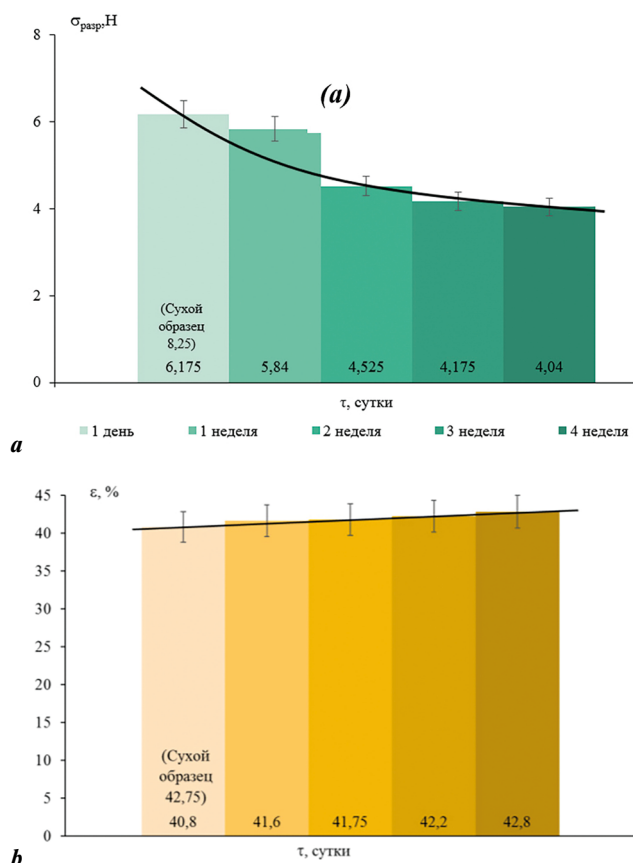


Рис. 3. Типичные зависимости разрывного усилия (a) и относительного удлинения (b) от времени выдержки лавсановой тканевой сетки в смеси ПЭГ при 25 °С при разрыве в поперечном направлении на примере образца ПЭТФ-207. В скобках указаны соответствующие значения для исходного (невыдержанного) сухого материала

Fig. 3. Typical dependences of breaking force (a) and relative elongation (b) on the holding time of a lavsan woven mesh in a PEG mixture at 25 °C at a break in the transverse direction using the example of a PETF-207 sample. In parentheses are the corresponding values for the original (unaged) dry material

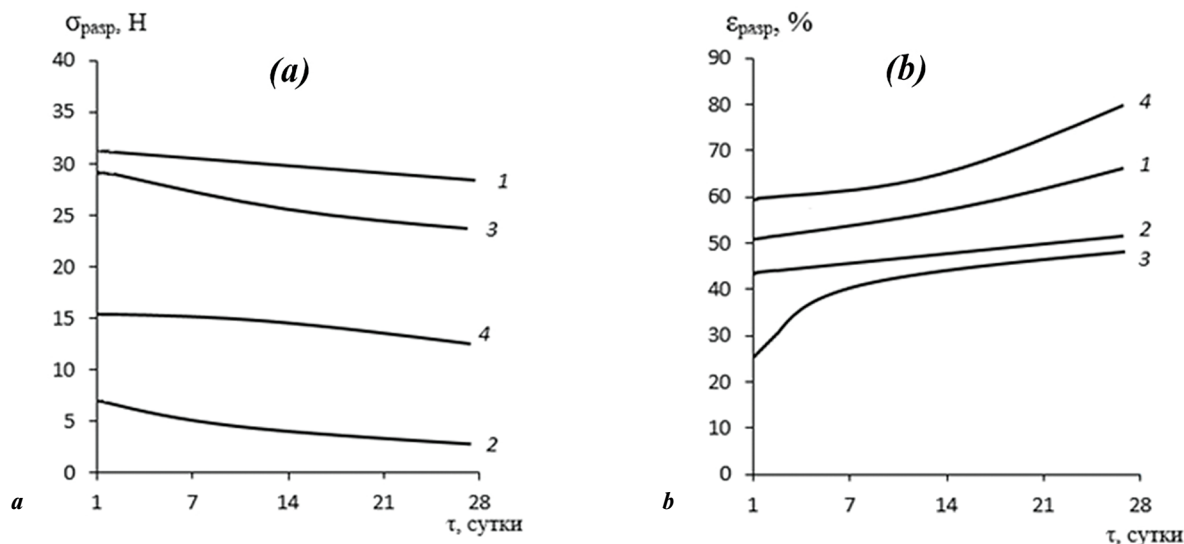


Рис. 4. Зависимости разрывного усилия (а) и относительного удлинения (б) от времени выдерживания в смеси ПЭГ при разрыве вдоль (1, 3) и поперек (2, 4) на примере образца ПЭТФ-207 (1, 2) и ПЭТФ-208 (3, 4) при 25 °С
Fig. 4. Dependences of the breaking force (a) and relative elongation (b) on the exposure time in PEG mixture at break along (1, 3) and across (2, 4) in samples PETF-207 (1, 2) and PETF-208 (3, 4) at 25 °C taken as an example

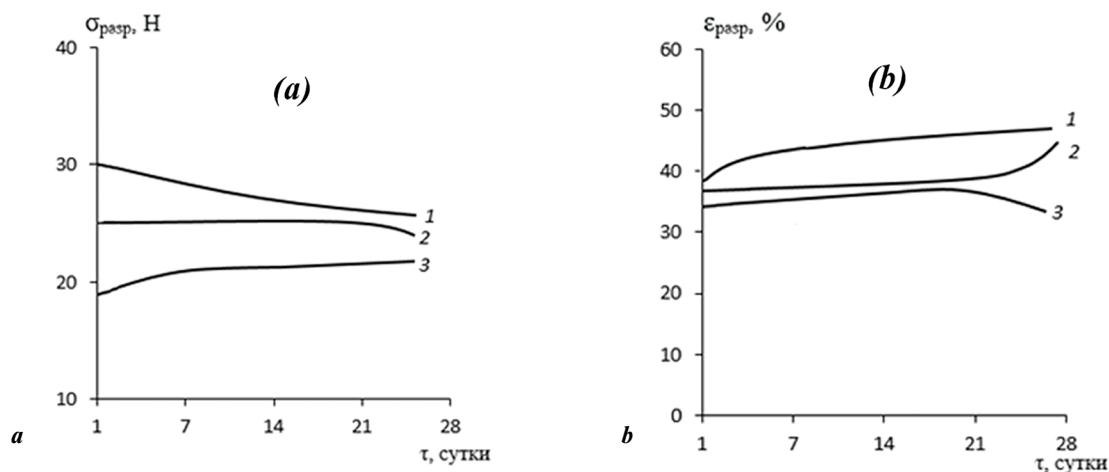


Рис. 5. Зависимости разрывного усилия (а) и относительного удлинения (б) от времени выдерживания в смеси ПЭГ при 25 (1), 37 (2) и 60 °C (3) при разрыве в долевом направлении на примере образца ПЭТФ-208
Fig. 5. Dependences of the breaking force (a) and relative elongation (b) on the exposure time in the PEG mixture at 25 (1), 37 (2) and 60 °C (3) at rupture in the longitudinal direction on the example of the PETF-208 sample

для полностью аморфных образцов ($\alpha = 0$) E равен примерно 0,45 ГПа для ПЭТФ-207 и 0,53 ГПа — для ПЭТФ-208. Другими словами, выдерживание в смеси ПЭГ снижает модуль (следовательно, и жесткость) в 1,7 и 1,5 раза соответственно.

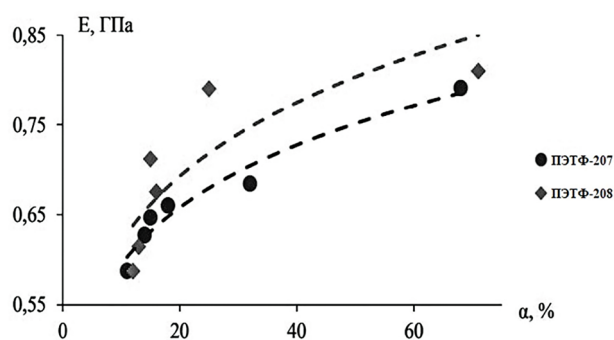
Закключение

При хранении жесткость лавсановых трикотажных сеток возрастает из-за медленной кристаллизации

аморфной части полиэтилентерефталата. Исходные сетки характеризуются высокой степенью кристалличности (68,0–81,0 %), а в процессе хранения при естественных условиях она возрастает вплоть до 100,0 %. Степень кристалличности лавсановых трикотажных сеток заметно снижается при обработке их смесью полиэтиленгликолей ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч., а дополнительный прогрев приводит к полному исчезновению кристаллической фазы, что

Таблица 3. Тенденции изменений механических свойств образцов ПЭТФ-207 и ПЭТФ-208 в зависимости от времени и температуры выдерживания в смеси ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 в соотношении 80 : 20 мас. ч., а также от направления разрыва**Table 3.** Trends of changes in the mechanical properties of PETF-207 and PETF-208 samples depending on the time and temperature of exposure in mixture of PEG-400 : PEG-1500 in ratio of 80 : 20 wt. pt., and also on the direction of the gap

Образец Sample	τ , сут days	T , °C	α , %	Диапазон значений показателей и тенденция их изменения The range of indicators values and the trend of their change			
				$\sigma_{\text{разр}}$, Н		$\epsilon_{\text{разр}}$, %	
				Вдоль Along	Поперек Across	Вдоль Along	Поперек Across
ПЭТФ-207 PETF-207	28	25	68	не изменилось no changes	↓ 8,3–4,0	↑ 38,5–50,6	↑ 40,8–42,8
		37		↓ 30,1–28,7	↓ 9,3–4,9	↑ 39,2–45,2	↑ 37,4–43,4
		60		не изменилось no changes	↓ 9,3–4,3	↑ 39,8–60,8	↑ 44,2–39,0
ПЭТФ-208 PETF-208	28	25	71	↓ 27,2–24,7	↓ 13,5–10,9	↑ 33,6–40,2	↑ 72,8–79,0
		37		↓ 27,2–24,1	↓ 12,8–8,2	↑ 34,0–36,1	↑ 87,4–94,4
		60		↑ 26,2–27,5	↓ 10,5–8,3	↓ 36,4–34,2	↓ 95,4–94,6

**Рис. 6.** Корреляция между модулем и степенью кристалличности для образцов ПЭТФ-207 и ПЭТФ-208, выдержанных в смеси ПЭГ-400 : ПЭГ-1500 = 80 : 20 мас. ч.**Fig. 6.** Correlation between the modulus and the degree of crystallinity for PETF-207 and PETF-208 samples aged in PEG-400 : PEG-1500 = 80 : 20 wt. pt. mixture

принципиально снижает жесткость и, как следствие, травматичность сеток. Таким образом, хранение лавсановых трикотажных сеток с мазью целесообразно, при этом сроки хранения в конечном итоге определяются составом и сроком годности мазей.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interest.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Funding. The study had no sponsorship.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Кузин М. И., Костюченко Б. М. Раны и раневая инфекция: руководство для врачей. М.: Медицина, 1990. 592 с. [Kuzin M. I., Kostyuchenok B. M. Wounds and wound infection: a guide for doctors = Kuzin M. I., Kostyuchenok B. M. Rany i ranevaya infektsiya: rukovodstvo dlya vrachev. M.: Meditsina, 1990. 592 s. (In Russ.)]
2. Миронов В. И. Фролов А. П., Гилева И. И. Учение о ранах. История, развитие, перспектива. Сибирский медицинский журнал. 2010; (4): 118–122. [Mironov V. I., Frolov A. P., Gileva I. I. Teaching about wounds. History, development, perspective = Mironov V. I. Frolov A. P., Gileva I. I. Ucheniye o ranakh. Istoriya, razvitiye, perspektiva. Sibirskiy meditsinskiy zhurnal. 2010; (4): 118–122. (In Russ.)]
3. Куринова М. А., Гальбрайх Л. С., Скибина Д. Э. Современные раневые покрытия (обзор). Современная медицина: актуальные вопросы. 2015; (48–49): 137–145. [Kurina M. A., Galbraikh L. S., Skibina D. E. Modern wound dressings (review) = Kurinova M. A., Gal'braykh L. S., Skibina D. E. Sovremennyye ranevyye pokrytiya (obzor). Sovremennaya meditsina: aktual'nyye voprosy. 2015; (48–49): 137–145. (In Russ.)]
4. Назаренко Г. И., Сугурова И. Ю., Глянцев С. П. Рана. Повязка. Больной. М.: Медицина, 2002. 472 с. (Современные медицинские технологии). [Nazarenko G. I., Sugurova I. Yu., Glyantsev S. P. Rana. Bandage. Sick = Nazarenko G. I., Sugurova I. Yu., Glyantsev S. P. Rana. Povyazka. Bol'noy. Sovremennyye meditsinskiye tekhnologii. M.: Meditsina, 2002. 472 s. (In Russ.)]
5. Кричевский Г. Е. Нано-, био-, химические технологии и производство нового поколения волокон, текстиля и одежды. М.: Известия, 2011. 526 с. [Krichevsky G. E. Nano-, bio-, chemical technologies and production of a new generation of fibers, textiles and clothing = Krichevskiy G. E. Nano-, bio-, khimicheskiye tekhnologii i proizvodstvo novogo pokoleniya volokon, tekstilya i odezhdy. M.: Izvestiya, 2011. 526 s. (In Russ.)]
6. Петров С. В. Общая хирургия. СПб.: Лань, 1999. 672 с. [Petrov S. V. General surgery = Petrov S. V. Obshchaya khirurgiya. SPb.: Lan', 1999. 672 s. (In Russ.)]
7. Струков А. И., Серов В. В. Патологическая анатомия. М.: Литтерра, 2010. 880 с. [Strukov A. I., Serov V. V. Pathological anatomy = Strukov A. I., Serov V. V. Patologicheskaya anatomiya. M.: Litterra, 2010. 880 s. (In Russ.)]
8. Марычев С. Н., Калинин Б. А. Полимеры в медицине. Владимир: Владимирский государственный университет, 2001. 68 с. [Marychev S. N., Kalinin B. A. Polymers in medicine = Marychev S. N., Kalinin B. A. Polimery v meditsine. Vladimir: Vladimirskiy gosudarstvennyy universitet, 2001. 68 s. (In Russ.)]
9. Легонькова О. А., Асанова Л. Ю. Линейные полиэфиры в современной медицине. Высотехнологическая медицина. 2017; 4 (1): 16–31. [Legonkova O. A., Asanova L. Yu. Linear polyesters in modern medicine = Legon'kova O. A., Asanova L. Yu. Lineynyye poliefiry v sovremennoy meditsine. Vysokotekhnologichnaya meditsina. 2017; 4 (1): 16–31. (In Russ.)]
10. ГОСТ 5981-2017. Ткани с резиновым или полимерным покрытием. Методы определения устойчивости к комбинированному воздействию изгиба и трения. [GOST 5981-2017. Fabrics with rubber or polymer coating. Methods for determining resistance to the combined effects of bending and friction = GOST 5981-2017. Tkani s rezinovym ili polimernym pokrytiyem. Metody opredeleniya ustoychivosti k kombinirovannomu vozdeystviyu izgiba i treniya. (In Russ.)]
11. Айзенштейн Э. М. Полиэтилентерефталат. Энциклопедия полимеров. Ч. 3. М.: Советская энциклопедия, 1977. С. 110. [Aizenstein E. M. Polyethylene terephthalate = Ayzenshteyn E. M. Polietilentereftalat. Entsiklopediya polimerov. Ch. 3. M.: Sovetskaya entsiklopediya, 1977. S. 110. (In Russ.)]
12. Thermal Analysis of Polymers. Fundamentals and Application. Menczel J.D., Prime R.B., eds. Hoboken (New Jersey): Wiley, 2009. 698 p.
13. Тарер А. А. Физико-химия полимеров. М.: Научный мир, 2007. 576 с. [Tager A. A. Physico-chemistry of polymers = Tager A. A. Fiziko-khimiya polimerov. M.: Nauchnyy mir, 2007. 576 s. (In Russ.)]