

**КРИОСТРУКТУРИРОВАНИЕ ПОЛИМЕРНЫХ СИСТЕМ.  
71. КРИОГЕЛИ ПОЛИВИНИЛОВОГО СПИРТА,  
СФОРМИРОВАННЫЕ ЗАМОРАЖИВАНИЕМ–ОТТАИВАНИЕМ  
КОНЦЕНТРИРОВАННЫХ РАСТВОРОВ ПОЛИМЕРА В СМЕСИ  
ДИМЕТИЛСУЛЬФОКСИДА С ДИМЕТИЛФОРМАМИДОМ**

**© 2025 г. Д. А. Мичуров<sup>1,\*</sup>, В. Г. Васильев<sup>1</sup>, В. И. Лозинский<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> *Институт элементоорганических соединений им. А.Н. Несмеянова Российской  
Академии Наук, ул. Вавилова, д. 28, стр. 1, Москва, Россия, 119334*

*\*e-mail: [Dmitrii17.8@gmail.com](mailto:Dmitrii17.8@gmail.com) (М.Д.А.)*

Поступила в редакцию 12.11.2025 г.

После доработки 09.12.2025 г.

Принята к публикации 09.12.2025 г.

Криотропным гелеобразованием 100 г/л растворов поливинилового спирта (ПВС) в диметилсульфоксиде (ДМСО) и в его смеси с диметилформамидом (ДМФА) (объемное соотношение 75% : 25%) сформированы нековалентные криогели, физико-химические характеристики которых были определены как для свежеприготовленных («первичных») образцов, так и после замещения в них органической дисперсионной среды на воду, приводящего к образованию «вторичных» криогелей ПВС. Показано, что модуль упругости образцов, сформированных в среде ДМСО/ДМФА, существенно выше по сравнению с криогелями, сформированными в среде ДМСО. Также, первые из них претерпевают большую, чем вторые, объемную усадку в процессе замены органического растворителя на воду. Кроме того, для приготовленных в среде ДМСО/ДМФА криогелей характерна высокая прозрачность. Изучение кинетики высвобождения из вторичных криогелей модельного лекарственного вещества – натриевой соли ибупрофена – показало отсутствие значимых диффузионных затруднений для выхода этого биологически-активного соединения из гелевого носителя.

*Ключевые слова:* Поливиниловый спирт, диметилсульфоксид, диметилформамид, криогели, физико-механические свойства, оптические характеристики, высвобождение лекарственных веществ

# Cryostructuring of Polymeric Systems. 71. Poly(Vinyl Alcohol) Cryogels Formed by Freezing and Thawing of Concentrated Polymer Solutions in a Mixture of Dimethylsulfoxide and Dimethylformamide

©2025. D. A. Michurov, V. G. Vasilev, V. I. Lozinsky

Non-covalent cryogels were prepared via cryotropic gelation of 100 g/L poly(vinyl alcohol) (PVA) solutions in dimethylsulfoxide (DMSO) and its mixture with dimethylformamide (DMF) (75% : 25%, volume ratio). Physicochemical characteristics of such cryogels were determined for both the freshly prepared ("primary") samples and after replacing in them the organic dispersion medium with water, thus resulting in the hydrated ("secondary") PVA cryogels. It was shown that the modulus of elasticity of the samples formed in a DMSO/DMF medium was significantly higher compared to the cryogels formed in a DMSO medium. Also, the former gel matrices underwent greater volumetric shrinkage during hydration in comparison to the latter cryogels. In addition, cryogels prepared in a DMSO/DMF medium are characterized by high transparency. A study of the kinetics of release of a model drug, ibuprofen sodium salt, from the "secondary" cryogels showed the absence of significant diffusion barriers for the release of this biologically active compound from the gel carriers.

*Keywords:* Poly(vinyl alcohol), dimethyl sulfoxide, dimethylformamide, cryogels, physical and mechanical properties, optical characteristics, drug release

Специальные термины:

Криогель – cryogel

Криотропное гелеобразование – cryotropic gel-formation

КГПВС – PVACG

Компрессионный модуль упругости – compression modulus of elasticity

Температура плавления геля – gel's fusion temperature

## ВВЕДЕНИЕ

Физические (нековалентные) криогели поливинилового спирта (КГПВС) представляют собой макропористые гелевые материалы, образующиеся в результате замораживания, выдерживании в замороженном состоянии и последующего оттаивания концентрированных растворов данного полимера в воде или диметилсульфоксиде (ДМСО) [1–13]. Благодаря превосходным механическим, диффузионным и теплофизическим свойствам КГПВС, доступностью самого полимера, его нетоксичности и биосовместимости, а также возможностям достаточно простого варьирования характеристик таких криогелей (в том числе их форму и размер), они нашли широкое применение в различных прикладных областях [4–8, 10, 14–20], в частности, при разработке материалов биомедицинского назначения [5, 7, 11, 21–27]. Например, в отношении КГПВС получены положительные результаты тестирования таких материалов в качестве носителей для систем доставки лекарственных веществ [24–27], использования в протезах хрящевой ткани [11, 21, 28], в частности, пульпозного ядра межпозвоночных дисков [29, 30], применения при разработке искусственных клапанов сердца [32, 33], а также криогели ПВС успешно применялись в биотехнологии для иммобилизации ферментов и клеток [7, 33–38].

Физико-химические свойства и пористая структура КГПВС зависят от многих факторов, включая характеристики собственно поливинилового спирта [2, 6–8, 39–43], типа используемого растворителя [3, 4, 7, 43], концентрации полимера в исходном растворе [2, 3, 7, 39, 42], наличия различных добавок [7, 12, 44–48], а также в существенной степени от режимов криогенной обработки системы [2–8, 10, 39, 42, 49–51].

Применение различных растворителей для формирования криогелей ПВС может заметно влиять на свойства получаемых криогелей. Как известно [52], хорошими растворителями для высоко (99–100%) деацетилированного ПВС являются вода и диметилсульфоксид, причем, каждый из них по-своему влияет как на процессы

замерзания исходных растворов ПВС, так и на свойства образующихся КГПВС [3–7, 51, 53].

Криогели ПВС, приготовленные из водных растворов полимера, изучены достаточно подробно [1–3, 5–8, 10, 15, 39–42, 48–51, 53–57]. В случае использования ДМСО в качестве растворителя для ПВС закономерности криотропного гелеобразования во многом аналогичны системе ПВС–вода, однако морфология и физико-химические характеристики криогелей, сформированных в этих двух средах, существенно различаются [7, 58, 59]. Так, криогели, образованные из растворов ПВС в ДМСО, обладают меньшей упругостью и теплостойкостью по сравнению с КГПВС, сформированными из водных растворов при одинаковой концентрации полимера в исходных растворах [3, 51, 59]. Причина этих различий заключается в том, что ДМСО является более термодинамически выгодным растворителем по отношению к ПВС [52]. Это, в свою очередь, снижает эффективность гелеобразования в среде ДМСО из-за конкуренции взаимодействий полимер–растворитель и полимер–полимер. При формировании криогелей ПВС именно взаимодействия полимер-полимер (за счет замыкания большого количества водородных связей между цепями полимера) обеспечивают образование микрокристаллических доменов, выполняющих функцию физических узлов надмолекулярной сетки в криогелях ПВС [8, 55, 60, 61].

Для применения в медико-биологических целях сформированных в среде ДМСО криогелей ПВС требуется заменить в них органический растворитель на воду. Такая обработка приводит к резкому повышению модуля упругости и температуры плавления гелевых образцов, обусловленному образованием новых межцепных водородных связей в надмолекулярной сетке геля [59, 62] и, как следствие, уменьшением объема криогеля, т.е. его усадка.

Криогели ПВС также могут быть получены, помимо водных и ДМСО растворов полимера исходя из его растворов в смесях вода-диметилсульфоксид при условии, что объемное соотношение этих жидкостей лежит в областях фазовой диаграммы [63], позволяющих при умеренных отрицательных температурах заморозить, но не витрифицировать, соответствующий раствор [64].

В нашей же нынешней работе криогели ПВС были сформированы замораживанием-оттаиванием растворов полимера в смеси ДМСО с диметилформамидом (ДМФА). Использование ДМФА представляет интерес, поскольку это позволяет вводить определенные ДМФА-растворимые добавки в ДМСО раствор ПВС и далее в матрицу криогеля.

В целом, целью данного исследования являлось получение ранее неизвестных криогелей ПВС, формируемых в среде смеси ДМСО/ДМФА, а также изучение физико-химических свойств таких криогелей, как свежеприготовленных, так и после замены в них органической дисперсионной среды на воду. Кроме того, представляла интерес потенциальная возможность использования подобных криогелей в качестве полимерных носителей для систем доставки лекарственных веществ, чтобы сравнить полученные результаты с данными для криогелей ПВС, формируемых из водных растворов полимера [7, 10, 15, 23–27]. Наконец, мы хотели оценить оптические характеристики (в частности, степень прозрачности) полученных в этой работе образцов КГПВС, поскольку в литературе имелись сведения [4] о попытках разработки контактных линз, исходя из криогелей ПВС, сформированных из растворов полимера только в ДМСО без добавок других растворителей.

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

В работе без дополнительной очистки использовали следующие вещества: поливиниловый спирт (ММ 86 кДа, степень деацелирования 100%) («Acros Organics», Бельгия), натриевую соль ибупрофена («Sigma Aldrich», США), диметилсульфоксид (хч), диметилформамид (хч) и ацетон (хч) (все – Компонент Реактив, РФ), 50% водный раствор глутарового альдегида (Acros Organics, Бельгия).

Для приготовления растворов полимера навеску его сухого порошка диспергировали в расчетном объеме ДМСО или воды для достижения требуемой концентрации ПВС. Суспензию выдерживали 18 ч при комнатной температуре для набухания полимера, а затем нагревали 1 ч на кипящей водяной бане при перемешивании с помощью верхнеприводной мешалки RZR 1 (Heidolph, Германия) до полного растворения ПВС. Образец взвешивали до и после нагревания, количество испарившейся жидкости компенсировали после охлаждения раствора до комнатной температуры. В ДМСО-растворы ПВС добавляли ДМФА так, чтобы соотношение объемов растворителей было 75% ДМСО и 25% ДМФА, а концентрация полимера была 100 г/л. Систему перемешивали на водяной бане при 75°C до достижения гомогенного состояния. Для удаления пузырьков воздуха полученные растворы ПВС обрабатывали ультразвуком в течение 10 мин при комнатной температуре в ультразвуковой ванне UNITRA (Unitra, Польша).

ДСК исследования растворов состава ДМСО/ДМФА, ПВС/ДМСО и

ПВС/ДМСО/ДМФА проводили на приборе DSC 204 F1 (NETZSCH, Германия).

Измерительную систему калибровали согласно норме ISO 11357-1 по параметрам фазовых переходов стандартных веществ (циклогексан, Hg, бензойная кислота, Ga, KNO<sub>3</sub>, In, Sn, Bi, CsCl, чистота 99.99%). Систематическая ошибка температурной калибровки (определена по In) составляла 0.1°C. Образцы изучаемых растворов тестировали в стандартных алюминиевых ячейках ( $V = 56 \text{ мм}^3$ ,  $d = 6 \text{ мм}$ ), завальцованных крышкой с

отверстием (отношение площади дна ячейки к площади отверстия составляло порядка 40)

в потоке (40 мл/мин) азота в интервале температур от 20 до  $-35^{\circ}\text{C}$  при скорости нагревания  $10^{\circ}/\text{мин}$ . Экспериментальные данные обрабатывали с помощью пакета анализа NETZSCH Proteus Analysis согласно стандарту ISO/CD 11358. Взвешивание образцов проводили на аналитических весах AND GH 202 с точностью  $\pm 1 \cdot 10^{-2}$  мг.

Указанные термические измерения проводили совместно с лабораторией прогнозирования устойчивости наносистем ЦКП МГУ на оборудовании Центра Коллективного Пользования Химического факультета МГУ.

Для формирования цилиндрических криогелей ПВС растворы полимера заливали в разборные дуралюминовые литьевые формы (внутренний диаметр 15 мм, высота 10 мм) [25, 42, 56, 59], а для получения плоских гелевых дисков растворы полимера порциями по 1 г вносили в пластиковые чашки Петри (внутренний диаметр 40 мм). Литьевые формы и чашки Петри помещали в камеру прецизионного программируемого криостата Proline RP 1840 (Lauda, Германия), где образцы замораживали и инкубировали в течение 12 ч при  $-21.6^{\circ}\text{C}$ , что на 40 градусов ниже температуры замерзания (кристаллизации) чистого ДМСО ( $T_0 = 18.4^{\circ}\text{C}$ ) [65], а затем для оттаивания температуру повышали до  $20^{\circ}\text{C}$  со скоростью  $0.03^{\circ}\text{C}/\text{мин}$ , задаваемой микропроцессором криостата.

Значения компрессионного модуля Юнга ( $E$ ) цилиндрических образцов криогелей измеряли с помощью автоматического анализатора текстуры TA-Plus (Lloyd Instruments, Великобритания) в режиме одноосного сжатия согласно ранее описанной методике [52, 56] по линейному участку зависимости напряжения от деформации. Скорость приложения нагрузки –  $0.2$  мм/мин; испытания проводили до степени деформации 30%. Модуль упругости при сдвиге ( $G'$ ) плоских образцов «вторичных» криогелей в режиме синусоидальных гармонических колебаний определяли с помощью реометра MCR 302

(AntonPaar GmbH, Австрия) при 1%-ной деформации в диапазоне частот от 1 до 10 рад/сек Измерительный узел плоскость-плоскость (диаметр 25 мм).

Измерения проводили как для сформированных в среде ДМСО/ДМФА или ДМСО, либо воды «первичных» криогелей W1, D1 и DD1 (Табл. 1), так и для «вторичных» образцов КГПВС W2, D2 и DD2 (Табл. 1), в которых органическая дисперсионная среда была замещена чистой водой. Для приготовления последних образцы «первичных» криогелей объемом инкубировали при комнатной температуре в стеклянных стаканах, содержащих 50-кратный объем деионизованной воды, которую каждый день в течение 7 суток заменяли на свежую порцию, предварительно измерив характеристики образцов.

**Таблица 1.** Аббревиатуры криогелей, исследованных в данной работе.

Исходный растворитель	Образцы «первичных» КГПВС	Образцы «вторичных» КГПВС
Вода	W1	W2
ДМСО	D1	D2
ДМСО/ДМФА (75%:25%)	DD1	DD2

Массу образцов криогелей определяли с помощью аналитических весов Adventurer AX224 (Ohaus Corporation, США). Объем криогелей оценивался измерением диаметра и высоты образцов с помощью штангенциркуля и далее рассчитывали по формуле объема цилиндра. Для измерения толщины сформированных в чашках Петри плоских КГПВС, образцы фотографировали со стороны ребра диска с помощью оптического стереомикроскопа SMZ1000 (Nikon, Япония), оснащенного системой цифровой регистрации изображений MMC-50C-M (MMCSOft, РФ), и далее с использованием программы Image J определяли толщину таких дисков.

Температуру плавления криогелей ( $T_f$ ) определяли известным методом [62], для чего плотно закрытую полиэтиленовую пробирку с образцом КГПВС, на поверхность которого был помещен металлический шарик, со скоростью  $0.4^{\circ}\text{C}/\text{мин}$  нагревали в водяной бане. За температуру плавления криогеля принимали температуру, при которой шарик падал на дно пробирки после прохождения через расплавленный гель.

Значения  $E$ ,  $G'$  и  $T_f$  измеряли для трех параллельных образцов; образцы готовили в 3–5 независимых экспериментах. Полученные результаты усредняли.

Препараты криогелей для электронно-микроскопических исследований готовили согласно схеме, описанной ранее [39]. С этой целью образцы сначала фиксировали 2.5%-ным раствором глутарового альдегида в 0.1 N HCl в течение суток, затем промывали водой, далее замещали воду на летучий растворитель последовательной обработкой образцов растворами с повышающейся концентрацией ацетона (10, 30, 50, 80, 100%), после чего препараты высушивали в критической точке. Далее каждый препарат погружали в жидкий азот и проводили скалывание, а затем на поверхность сколов с помощью ионного распылителя IB3 (Giko Engineering. Co., Япония) в среде аргона наносили проводящий слой золота. Структуру приготовленных таким образом препаратов изучали в сканирующем электронном микроскопе JSM-6380LA (JEOL Ltd., Япония) при ускоряющем напряжении 20 кВ. Исследования проводили совместно с общефакультетской лабораторией электронной микроскопии биологического факультета МГУ.

Для исследования оптических характеристик плоских образцов криогелей ПВС, сформированных в виде дисков в чашках Петри, из каждого диска вырезали параллелограмм шириной 1 см и высотой 4 см, который помещали на внутреннюю стенку кварцевой кюветы (1 x 1 см) и с помощью UV/VIS-спектрофотометра T70 (PG Instruments

Ltd., Великобритания) в диапазоне длин волн от 200 до 1000 нм измеряли пропускание света ( $T\%$ ) против воздуха.

Для насыщения «вторичных» криогелей ПВС W2, D2 и DD2 (Табл. 1) модельным лекарственным веществом соответствующий цилиндрический образец криогеля помещали во флакон с 5 мл водного раствора натриевой соли ибупрофена (На-ИБПФ) концентрацией 1 мг/мл. Далее с помощью UV/VIS-спектрофотометра T70 (PG Instruments Ltd., Великобритания) в течении 5 дней с интервалом в 24 ч записывали УФ-спектры жидкой фазы для определения достижения концентрационного равновесия распределения На-ИБПФ между КГПВС и внешней жидкостью, о чем свидетельствовало прекращение изменений спектра.

При исследовании кинетики высвобождения На-ИБПФ из криогелей ПВС, насыщенных этим веществом, соответствующий образец КГПВС погружали в 5 мл 0.05М На-фосфатного буферного раствора (рН 7.4) и инкубировали без перемешивания при комнатной температуре в течение определенных промежутков времени с периодической съемкой спектра оптического поглощения супернатанта с помощью UV/VIS-спектрофотометра T70 (PG Instruments Ltd., Великобритания), после чего образец криогеля помещали в свежую порцию (5 мл) буферного раствора. Эти операции повторяли необходимое количество циклов. Концентрацию На-ИБПФ в жидкой фазе определяли, используя предварительно построенный калибровочный график.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

### *Физико-механические свойства криогелей ПВС*

В предварительных экспериментах было найдено, что объемное соотношение ДМСО и ДМФА, равное 75% и 25%, оказалось оптимальным, поскольку в такой среде раствор ПВС был гомогенным, хотя ПВС хорошо растворяется в ДМСО, а в ДМФА этот

полимер не растворяется. Образцы КГПВС удавалось сформировать замораживанием исходных смешанных ДМСО/ДМФА растворов полимера при отрицательных температурах, обеспечиваемых возможностями имеющегося криостата (см. Экспериментальную часть).

Методом ДСК было определено, что сама смесь ДМСО/ДМФА, использованная для приготовления 100 г/л раствора ПВС, кристаллизуется при  $-10.12^{\circ}\text{C}$ , а раствор ПВС в данном смешанном растворителе замерзает уже при  $-19.34^{\circ}\text{C}$  (Рис. 1). Поэтому при температуре криогенной обработки  $-21.6^{\circ}\text{C}$  растворы ПВС в смешанном растворителе и, тем более, в чистом ДМСО или в воде замерзали, а после 12-часовой инкубации образцов в замороженном состоянии и последующего оттаивания формировались криогели ПВС либо цилиндрической геометрии, либо в виде плоских дисков в зависимости типа используемой литьевой формы (см. Экспериментальную часть). Цилиндрические образцы затем использовались для изучения их физико-механических свойств и теплостойкости, а также диффузионных свойств криогелей. Плоские же диски, прежде всего, требовались для оценки оптических характеристик КГПВС, хотя и их реология тоже представляла интерес.

**Рис. 1.** ДСК термограммы растворов состава: 1 – смесь ДМСО/ДМФА, 2 – 100 г/л раствор ПВС в смеси ДМСО/ДМФА (75 об. %/25 об. %).

Для цилиндрических образцов КГПВС был изучен характер изменения объема (Рис. 2), массы (Рис. 3) и модуля упругости (Рис. 4) криогелей в ходе их выдерживания в воде в течение 7 дней с ежедневной сменой воды на новую порцию. При этом, криогели, приготовленные из водных и ДМСО-растворов полимера, служили образцами сравнения по отношению к криогелям ПВС, сформированным в среде смеси ДМСО/ДМФА.

Было найдено, что объем полученных в водной среде криогелей W1 при их помещении в воду мало изменялся, по крайней мере, в течение недели (1, Рис. 2), что отвечало и литературным данным [66]. При этом изменения в относительной массе образцов W1 в течение первых трех циклов смены растворителя оказались более заметными – вплоть до ~110%, но затем, по-видимому, вследствие вымывания золь-фракции ПВС [66], наблюдалось снижение величины отношения  $m_i/m_0$  (1, Рис. 3). Значения же модуля упругости криогелей W1 изменялись лишь в незначительной степени (1, Рис. 4), тем самым подтверждая известную [7, 8, 15, 44, 66–68] хорошую осмотическую стабильность «водных» криогелей ПВС.

**Рис. 2.** Относительное изменение объема ( $V_i/V_0$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

Ранее уже было показано [59], что сформированные из ДМСО-растворов ПВС «первичные» криогели D1, при их помещении в воду и трансформации во «вторичные» КГПВС D2 претерпевают усадку с параллельным возрастанием упругости и теплостойкости гелевой матрицы в результате замены на воду более термодинамически хорошего для ПВС растворителя – ДМСО [52]. Данные настоящей работы тоже подтвердили эту тенденцию, а именно, во время замены органического растворителя на воду криогелей D1 происходила их усадка, объем образцов, также как и масса, уменьшались (2, Рис. 2 и 3), а модуль упругости возрастал (2, Рис. 4).

**Рис. 3.** Относительное изменение массы ( $m_i/m_0$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

Прежде всего, обращает на себя внимание тот факт, что еще до начала обработки водой криогели DD1, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА, имели существенно более высокую упругость по сравнению с образцами D1, полученными из раствора ПВС в чистом ДМСО (образцы при  $n = 0$ , Рис. 4). Такая разница обусловлена десольватирующим действием ДМФА по отношению ПВС в среде ДМСО, усиливает взаимодействия полимер-полимер. В частности, похожее воздействие на криогели ПВС, сформированные в среде ДМСО, оказывали добавки низкомолекулярных алифатических спиртов, не являющиеся растворителями для ПВС [69], также, как и ДМФА.

**Рис. 4.** Значения компрессионного модуля Юнга ( $E$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

В свою очередь, для образцов КГПВС DD1 при их трансформации во «вторичные» криогели DD2 наблюдалась значительно более выраженная усадка (3, Рис. 2) по сравнению с препаратами W1 и D1 (1 и 2, Рис. 2). Соответственно, масса криогелей DD

из-за отделения жидкости при усадке также снижалась в большей степени, чем у криогелей W и D (2, Рис. 3), а модуль упругости в результате возрастал в несколько раз (3, Рис. 3). Одним из следствий процесса такой существенной усадки должно являться дополнительное сближение полимерных цепей в надмолекулярной сетке КГПВС, тем самым промотируя образование новых водородных связей между ОН-группами соседних макромолекул и, как результат, способствуя повышению упругости материала в целом.

Как известно [67], для физических Н-связанных гелей индикатором для оценки на качественном уровне удельного (в единице объема) количества водородных связей в узлах полимерной сетки может служить теплостойкость гелевых образцов, т.к. чем больше там таких межцепных связей, тем выше температура плавления геля, поскольку больше энергии необходимо приложить, чтобы вызвать термодиссоциацию узлов сетки. Это относится и к криогелям ПВС тоже [68]. Поэтому мы определили температуру плавления ( $T_f$ ) соответствующих образцов КГПВС до и после трансформации «первичных» криогелей во «вторичные». Полученные результаты отображает диаграмма на Рис. 5.

**Рис. 5.** Температура плавления «первичных» и «вторичных» криогелей ПВС.

Поскольку в результате замены органических растворителей на воду в криогелях D1 и DD1 происходило заметное уменьшение их объемов (Рис. 2), т.е. усадка, способствовавшая сближению цепей ПВС и увеличивающая вероятность образования новых межмолекулярных водородных связей, то более высокие значения  $T_f$  у «вторичных» криогелей D2 и DD2 по сравнению с соответствующими «первичными» образцами КГПВС были вполне ожидаемыми.

Таким образом, если объем, масса, модуль Юнга и температура плавления «водных» криогелей ПВС при их инкубации в избытке воды с ее периодической заменой на свежую порцию слабо изменялись (W, Рис. 2–5), то в случае исходно «органических» образцов КГПВС D и DD, сформированных из растворов полимера, соответственно, в ДМСО и ДМСО/ДМФА, указанные физические параметры криогелей изменялись весьма значительно (D и DD, Рис. 2–5).

Поскольку важным фактором, существенным образом влияющим на свойства криогелей ПВС, является их макропористая морфология, то важно было оценить и структурные различия исследуемых гелевых систем.

#### *Изучение W, D и DD криогелей ПВС с помощью сканирующей электронной микроскопии*

Препараты для СЭМ исследования образцов КГПВС, сформированных из растворов полимера в воде, ДМСО и смеси ДМСО с ДМФА, были приготовлены на основе «вторичных» криогелей. Используемая нами техника электронной микроскопии предусматривает необходимость работы в вакууме с сухими препаратами, а высушивание гелевых материалов может сильно исказить их микро- и макроструктуру, если не предпринимать специальных приемов ее предварительной фиксации. Ранее было показано [39], что именно в случае «вторичных» криогелей ПВС удастся получить наиболее воспроизводимую структурную информацию при условии проведения сначала химической фиксации надмолекулярной полимерной сетки с последующим замещением водной дисперсионной среды на летучий органический растворитель и только потом его удалением сушкой в критической точке (см. Экспериментальную часть).

Электронные микрофотографии микроструктуры поверхности сколов сухих препаратов «вторичных» W2, D2 и DD2 криогелей ПВС приведены на Рис. 6.

**Рис. 6.** СЭМ-микрофотографии поверхности сколов сухих препаратов «вторичных» криогелей ПВС: W2 (а), D2 (б) и DD2 (в).

Анализ полученных СЭМ изображений показывает значительные структурные различия этих полимерных материалов. Во-первых, это – качественно иная морфология препарата на основе криогеля W2 (Рис. 6а), сформированного из водного раствора ПВС, и образцов на основе криогелей D2 и DD2, изначально приготовленных из растворов полимера в среде органических растворителей, соответственно ДМСО (рис.6б) и смеси ДМСО/ДМФА (Рис. 6в). Так, гетерогенная морфология поверхности скола образца W2 характерна для подобных макропористых матриц состава вода/ПВС [58, 70], где некоторая ориентация элементов микроструктуры обусловлена ростом кристаллов льда вдоль градиента температуры при замораживании исходного водного раствора полимера [71]. В свою очередь, на микрофотографиях сколов сухих препаратов КГПВС D2 и DD2, сформированных в органической среде и затем подверженных процедуре замены растворителя, что вызывало усадку полимерной сетки и существенную объемную усадку образцов (Рис. 2), видны поры заметно меньшего размера (Рис. 6б и 6в) по сравнению с препаратом W2 (Рис. 6а). При этом, различия в диаметре таких пор в матрицах D2 и DD2, конечно, определяются как составом замораживаемого исходного растворителя (т.е., ДМСО или ДМСО/ДМФА), так и осмотическим «откликом» надмолекулярной сетки образовавшихся в результате криогелей D1 и DD1 на замещение в них органической дисперсионной среды на воду. Поэтому выяснение более точных причин и механизмов соответствующих процессов, приводящих к наблюдаемым различиям в морфологии препаратов D2 и DD2, является предметом наших дальнейших исследований, что в задачи данной работы не входило.

### *Физико-механические свойства плоских образцов криогелей ПВС*

Что касается W, D и DD криогелей ПВС, приготовленных в виде тонких плоских дисков (см. Экспериментальную часть), то для них тоже были определены значения диаметра и массы образцов до и после выдерживания в водной среде (Рис. 7), а также измерен модуль  $G'$  (Рис. 8).

**Рис. 7.** Относительное изменение диаметра (а) и массы (б) плоских образцов КГПВС после замены органического растворителя на воду: □ W1, D1 и DD1 – «первичные» образцы криогелей; ▨ W2, D2 и DD2 – «вторичные» образцы криогелей.

Как и в случае цилиндрических криогелей W, при обработке водой соответствующих плоских образцов наблюдались небольшая усадка (W, Рис. 7а) и снижение их массы (W, Рис. 7б), связанные, что уже отмечалось выше, с вымыванием золь-фракции [68]. В свою очередь, как и для цилиндрических образцов (D и DD, Рис. 2 и 3), усадка плоских криогелей, сформированных из растворов полимера в среде ДМСО и ДМСО/ДМФА, была выражена значительно в большей степени (D и DD, Рис. 7) по сравнению с образцами КГПВС W, приготовленными из водного раствора полимера. При этом некоторые различия между криогелями D и DD, по-видимому, могли быть связаны с неодинаковой кинетикой усадки в воде образцов D1 и DD1, в качестве дисперсионной среды содержащих, соответственно, чистый ДМСО и смешанный растворитель ДМСО/ДМФА. Вполне очевидно, что такая разница между осмотическим поведением плоских образцов D и DD должна была в какой-то мере отражаться и на характеристиках этих криогелей после замены в них органической среды на воду, т.е. в результате трансформации «первичных» дисков D1 и DD1 во «вторичные» тоже плоские образцы D2

и DD2. Для выявления указанных различий было проведено измерение значений модуля  $G'$  [72] дисков D2 и DD2, а для сравнения с ними, также дисков, но «водных» криогелей W2 (Рис. 8).

**Рис. 8.** Частотные зависимости значений  $G'$  для W2, D2 и DD2 образцов плоских криогелей ПВС.

Было показано, что величина модуля  $G'$  практически не зависела от круговой частоты, а, как известно [72], подобное поведение характерно для гелей вообще. В свою очередь, в ряду W2, D2, DD2 наблюдалось возрастание значений такого модуля упругости при приложении сдвиговой нагрузки, что свидетельствовало о повышении частоты сетки геля. Причиной указанного эффекта может быть увеличение числа межмолекулярных специфических взаимодействий различной природы, что для криогелей ПВС в первую очередь относят [68] к дополнительно образующимся водородным связям между гидроксильными группами соседних цепей.

#### *Оптические характеристики W, D и DD криогелей ПВС*

Криогели ПВС, сформированные в виде тонких дисков, заметно отличались друг от друга по своей прозрачности, что показано на фотографиях Рис. 9.

**Рис. 9.** Внешний вид тонких дисков W, D и DD криогелей ПВС до и после замены органического растворителя на воду.

Приготовленные в водной среде криогели W1 и затем дополнительно выдержанные в водной среде образцы W2 были мутными, в то время как криогели D1,

сформированные из раствора ПВС в ДМСО, были почти прозрачными, но в результате замены органического растворителя на воду мутнели (D2, Рис. 9). В свою очередь, «первичные» криогели DD1, сформированные из раствора ПВС в смешанном органическом растворителе (75% ДМСО : 25% ДМФА), и изначально были прозрачными, и практически не мутнели после их трансформации во «вторичные» образцы DD2 (Рис. 9).

Во введении к этой статье отмечалось, что криогели ПВС, полученные в среде ДМСО, могут, по мнению авторов работы [4], представлять интерес для изготовления глазных контактных линз. Согласно этим данным, слой водного криогеля ПВС (ММ 74.8 кДа, СД 99.5%) толщиной 0.6 мм пропускал около 40% света с длиной волны 570 нм, а такой же слой криогеля, сформированного из ДМСО-раствора того же полимера, после замещения органической среды на воду пропускал уже 76% света. В сравнения с этими литературными данными для приготовленных нами в настоящей работе плоских образцов W2, D2 и DD2 было измерено пропускание ими света в диапазоне длин волн от 200 нм до 1000 нм (см. Экспериментальную часть). Толщина всех образцов была  $0.50 \pm 0.02$  мм. Результаты спектральных опытов приведены на рисунке 10 в виде зависимости коэффициента пропускания ( $T\%$ ) света от длины его волны.

**Рис. 10.** Пропускание видимого света дисками тонких «вторичных» W2, D2 и DD2 криогелей ПВС.

Было найдено, что при 400–700 нм водные криогели W2 пропускали наименьшее количество света по сравнению с другими образцами. D2 образцы КГПВС по мере перехода от красной к фиолетовой части спектра пропускали все меньше света (от ~45% до ~25%), что связано с его рассеянием вследствие помутнения сформированного в среде ДМСО криогеля D1 в результате замены органического растворителя на воду и

трансформации во «вторичный» криогель (Рис. 9). В свою очередь, наилучшие показатели оптической прозрачности были свойственны криогелям DD2, которые пропускали около 92% света во всем диапазоне видимого спектра. Учитывая хорошую биосовместимость и нетоксичность как самого ПВС, так и водных криогелей на его основе [5, 7, 8, 16, 25], именно DD2 вариант КГПВС может, как мы полагаем, представлять интерес для разработки уже упоминавшихся выше глазных контактных линз.

#### *Диффузионные характеристики «вторичных» криогелей ПВС W2, D2 и DD2*

В свою очередь, для криогелей ПВС также известно их биомедицинское применение в качестве носителей для систем доставки лекарственных веществ [23–25, 74], что, в принципе, может быть полезным для случая лечебных контактных линз. Поэтому для полученных нами криогелей DD2, обладавших оптической прозрачностью, также представляла интерес оценка их диффузионных характеристик в отношении лекарственных веществ, по крайней мере, модельных. В качестве такового была использована натриевая соль ибупрофена (Na-ИБПФ), поскольку это вещество хорошо растворимо в воде и его легко детектировать спектрофотометрически (см. Экспериментальную часть). При этом, помимо DD2 криогелей в аналогичных опытах были с целью сравнения протестированы также W2 и D2 образцы «вторичных» КГПВС.

Показано, что при насыщении натриевой солью ибупрофена всех этих «вторичных» криогелей ПВС примерно через сутки достигалось равновесие в содержании лекарственного вещества в соответствующем гелевом образце и окружающем его растворе. Количество Na-ИБПФ, включенного в гелевую матрицу, определяли на основании результатов измерения концентрации вещества по оптическому поглощению при 264 нм растворов Na-ИБПФ, в которых насыщали образцы. Далее, зная исходную концентрацию растворов и их концентрацию после насыщения соответствующих гелевых

материалов, можно определить количество Na-ИБПФ, находящегося в образцах КГПВС. Если между водными криогелями W1 и W2, насыщенными модельным лекарственным веществом, достоверных различий в его содержании не обнаруживалось, то масса Na-ИБПФ, включенного в матрицу криогеля DD2 (0.89 мг в цилиндрическом образце объемом  $0.82 \text{ см}^3$ ), было несколько меньше по сравнению с криогелем D2 (0.94 мг в цилиндрическом образце объемом  $1.51 \text{ см}^3$ ). Вероятно, этот результат объясняется разницей в объемах данных «вторичных» образцов КГПВС из-за их неодинаковой усадки после замены органической дисперсионной фазы на воду в криогелях D1 и DD1 (Рис. 2).

В этом контексте также было важно выяснить – будут ли вышеприведенные отличия отражаться на динамике релиза Na-ИБПФ из нагруженных им криогелевых матриц. Результаты соответствующих спектрофотометрических опытов (см. Экспериментальную часть) приведены на рисунке 11 в виде графиков в координатах функции Вейбулла [74] для профилей высвобождения Na-ИБПФ из образцов цилиндрических криогелей W2, D2 и DD2, содержащих данное модельное лекарственное вещество.

**Рисунок 11.** Экспоненциальные кривые в координатах уравнения Вейбулла кинетических профилей высвобождения Na-ИБПФ из нагруженных лекарственным веществом цилиндрических образцов «вторичных» криогелей ПВС.

Как оказалось, быстрее всего высвобождение Na-ИБПФ происходило из D2 криогелей, несколько медленнее из DD2 образцов КГПВС и еще медленнее релиз натриевой соли ибупрофена имел место в случае нагруженных лекарством W2 криогелей. Для анализа кинетики релиза так же, как и для построения графика Рис. 11, было использовано уравнение Вейбулла (1):

$$M_t / M_\infty = 1 - \exp(-a \times t^b), \quad (1)$$

где  $M_t/M_\infty$  – доля растворенного вещества, выделившаяся из матрицы за время  $t$ ; параметры “ $a$ ” и “ $b$ ” являются константами, численные значения которых (Табл. 2) были определены с помощью программы ORIGIN PRO внесением в нее формулы (1) и экспериментальных данных.

**Таблица 2.** Значения параметров “ $a$ ” и “ $b$ ” по модели Вейбулла, а также коэффициента корреляции ( $R^2$ ), для кривых высвобождения На-ИБПФ из нагруженных им «вторичных» криогелей ПВС.

	$a$	$b$	$R^2$
W2	0.66	0.59	0.99
D2	1.28	0.57	0.99
DD2	0.95	0.60	0.99

Как известно [76], константа “ $a$ ” – кинетическая константа скорости процесса, значения которой (Табл. 2) хорошо коррелируют с данными Рис. 11, т.е. что На-ИБПФ быстрее высвобождался из образца D2, несколько медленнее из криогеля DD2 и еще медленнее из объема нагруженного лекарственным веществом цилиндра W2. В свою очередь, значения параметра “ $b$ ”, характеризующего микроструктурой среды, где происходит диффузия высвобождаемого из носителя вещества, для W2, D2 и DD2 образцов находились в диапазоне 0.59–0.69 (Табл. 2), тем самым свидетельствуя, что во всех рассматриваемых случаях диффузия На-ИБПФ протекала во фрактальном или неупорядоченном пространстве [74, 75]. Некоторые же различия в значениях этого параметра для криогелей W2, D2 и DD2, скорее всего, могли быть обусловлены различиями в микроструктуре этих образцов КППВС (Рис. 6), в частности, неодинаковой плотностью и толщиной стенок их макропор, что влияет на возможное взаимодействие

между ПВС и натриевой солью ибупрофена за счет образования водородных связей как показано на Рис. 12. Согласно классическим представлениям, отражённым в монографии по водородным связям Дж. Пиментела и О. Мак-Клеллана [76], поляризованная водородная связь образуется между гидроксильной группой и карбоксилатным анионом, что примерено отражает данная схема.

**Рисунок 12.** Схематичное изображение взаимодействия между ПВС и натриевой солью ибупрофена на счет водородных связей.

Для определения эффективности диффузии веществ при высвобождении Na-ИБПФ из нагруженных им криогелей W2, D2 и DD2 нами была использовано Ур. (2), отвечающее модели Хигучи [78]:

$$M_t / M_{\infty} = k_h \sqrt{t}, \quad (2)$$

где  $t$  – время,  $M_t$  – количество вещества, высвободившегося за время  $t$ ,  $M_{\infty}$  – исходное количество вещества в растворе,  $k_h$  – константа высвобождения Хигучи.

Данная модель описывает высвобождение растворимых веществ из матричных систем как процесс диффузии, основанный на законе Фика и зависящий от квадратного корня времени [77]. Высокие значения коэффициента детерминации в рамках модели Хигучи (Таблица 3) свидетельствуют о том, что процесс высвобождения Na-ИБПФ носит диффузионный характер, описываемый законом Фика.

**Таблица 3.** Значения коэффициентов для модели Хигучи

	$k_h$	$R^2$
W2	0.44	0.99
D2	0.62	0.98

DD2	0.55	0.99
-----	------	------

Далее для определения коэффициентов диффузии Na-ИБПФ в матрице носителя использовали выведенное из второго закона Фика Ур. (3) для цилиндрических образцов [80]:

$$M_t / M_\infty = \sqrt{\frac{4D}{\pi R^2}} \sqrt{t}, \quad (3)$$

где  $M_t$  — количество высвободившегося растворимого вещества в момент времени  $t$ ,  $M_\infty$  — количество первоначально загруженного вещества,  $D$  — коэффициент диффузии растворимого вещества в матрице носителя,  $R$  — радиус образца криогеля.

Учитывая, что модель Хигучи основана на законе Фика, то:

$$k_h = \sqrt{\frac{4D}{\pi R^2}}. \quad (4)$$

Отсюда были вычислены приведенные в таблице 4 коэффициенты диффузии натриевой соли ибупрофена из нагруженных ею образцов криогелей ПВС.

**Таблица 4.** Вычисленные по Ур. (4) значения коэффициентов диффузии Na-ИБПФ при высвобождении этого вещества из нагруженных им «вторичных» криогелей ПВС.

	$R$ (см)	$D$ (см <sup>2</sup> /с)
W2	0.75	$2.37 \times 10^{-5}$
D2	0.65	$3.54 \times 10^{-5}$
DD2	0.60	$2.38 \times 10^{-5}$

Из результатов этих расчетов следует, что меньшие диффузионные затруднения для Na-ИБПФ свойственны высвобождению этого вещества из нагруженного им криогеля D2 по сравнению с релизом из образцов КГПВС W2 и DD2. В любом случае, приведенные в Табл. 4 значения коэффициентов диффузии довольно близки по порядку

величин и благодаря макропористой структуре криогелей ПВС [79, 80] отвечают таким же коэффициентам для практически свободной диффузии низкомолекулярных веществ в водном растворе.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Физические (нековалентные) криогели ПВС, образующиеся в результате криогенной обработки (замораживание – выдерживание в замороженном состоянии – оттаивание) растворов этого полимера, представляют значительный интерес и с научной точки зрения, и в прикладной плане, в частности, как материалы биомедицинского назначения. При этом, известно клиническое применение основанных на КГПВС гелевых матриц, обладающих самым разнообразным набором физико-химических свойств, начиная от очень мягких покрытий на раны и вплоть до хорошо сохраняющих свою форму протезов хрящевой ткани. В свою очередь, для офтальмологии перспективны оптически-прозрачные криогели ПВС благодаря их безвредности и хорошей биосовместимости. Вполне очевидно, что при разработке таких материалов обязательно необходимо знать какие факторы и как влияют на весь комплекс физических, химических и биологических свойств соответствующих криогелей, а также с помощью каких приемов эти свойства можно адаптировать для конкретного применения такого биомедицинского материала.

Имея в виду эти соображения, в данной работе были получены и исследованы криогели ПВС, сформированные из растворов полимера в смеси диметилсульфоксид/диметилформами при их объемном соотношении 75 : 25. Было установлено, что такие криогели обладали более высокой упругостью по сравнению с эквиконцентрированными по полимеру криогелями, приготовленными из растворов ПВС в воде или чистом диметилсульфоксиде. Последующая замена смеси органических

растворителей на воду, сформированных в органической среде гелевых образцов приводила к существенному уменьшению их объема, т.е. к усадке, и к еще большему повышению их упругости. Наиболее важным с нашей точки зрения результатом выполненных экспериментов была демонстрация высокой оптической прозрачности криогелей ПВС, сформированных криогенной обработкой растворов полимера в смешанном органическом растворителе. Также было показано, что материал подобных гелевых матриц не препятствует диффузии водорастворимых веществ, в частности, модельного лекарственного агента – натриевой соли ибупрофена. В итоге, проведенные физико-химические исследования показали, как мы полагаем, возможность использования таких полимерных криогелей для разработки новых материалов определенной области биомедицинского назначения.

#### ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках Государственного задания № 075-00276-25-00 Министерства науки и высшего образования Российской Федерации.

#### СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

В данной работе отсутствуют исследования человека или животных.

#### КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кухарчик М.М., Барамбойм Н.К. Изменение свойств водных растворов поливинилового спирта при криолитическом воздействии // Высокомолекулярные соединения, Серия Б. 1972. Т. 14. С. 843–846.

2. Watase M., Nishinari K. Thermal and rheological properties of poly(vinyl alcohol) hydrogels prepared by repeated cycles of freezing and thawing // Makromolekulare Chemie. 1988. V. 189. № 4. P. 871–880.

<https://doi.org/10.1002/macp.1988.021890419>

3. Рогожин С.В., Лозинский В.И., Вайнерман Е.С., Домотенко Л.В., Мамцис А.М., Иванова С.А., Штильман М.И., Коршак В.В. Нековалентное криоструктурирование в полимерных системах // Доклады АН СССР. 1984. Т. 278. № 1. С. 129–133. [Rogozhin S.V., Lozinsky V.I., Vainerman E.S., Domotenko L.V., Mamtsis A.M., Ivanova S.A., Shtil'man M.I., Korshak V.V. Noncovalent cryostructurization in polymer systems // Doklady Akademii nauk SSSR 1984. V. 278. № 1. P. 129–133 (in Russian)].

4. Hyon S.H., Cha W.I., Ikada Y. Preparation of transparent poly(vinyl alcohol) hydrogel // Polymer Bulletin. 1989. V. 22. P. 119–122.

<https://doi.org/10.1007/BF00255200>

5. Nambu M. Rubber-like poly(vinyl alcohol) gel // Kobunshi Ronbunshu 1990. V. 47. № 9. P. 695–703 (In Japanese).

<https://doi.org/10.1295/koron.47.695>

6. Yamaura K., Karasawa K.-i., Tanigami T., Matsuzawa S. Gelation of poly(vinyl alcohol) solutions at low temperatures (20 to –78°C) and properties of gels // Journal of Applied Polymer Science. 1994. V. 51. № 12. P. 2041–2046.

<https://doi.org/10.1002/app.1994.070511209>

7. Лозинский В.И. Криотропное гелеобразование растворов поливинилового спирта // Успехи химии 1998. Т. 67. № 7. С. 641–655.  
<https://doi.org/10.1070/RC1998V067N07ABEH000399> [Lozinsky V.I. Cryotropic gelation of poly(vinyl alcohol) solutions // Russian Chemical Reviews. 1998. V. 67. № 7. P. 573–586.  
<https://doi.org/10.1070/RC1998V067N07ABEH000399>]

8. Hassan, C.M., Peppas N.A. Structure and applications of poly(vinyl alcohol) hydrogels produced by conventional crosslinking or by freezing/thawing methods // Advances in Polymer Science. 2000. V. 153. P. 37–65.

[https://doi.org/10.1007/3-540-46414-X\\_2](https://doi.org/10.1007/3-540-46414-X_2)

9. Lozinsky V.I. A brief history of polymeric cryogels // Advances in Polymer Science. 2014. V. 263. P. 1–48.

[https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7_1)

10. Adelnia H., Ensandoost R., Moonshi S.S., Gavgani J.N., Vasafi E.I., Ta H.T. Freeze/thawed polyvinyl alcohol hydrogels: Present, past and future // European Polymer Journal. 2022. V. 164. P. 110974.

<https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2021.110974>

11. Gu Z., Xiao J., Zhang X. The development of artificial articular cartilage-PVA-hydrogel // Biomedical Materials. 1998. V. 8. P. 75–81.

12. Holkar K., Zhang K., Tiwari R.M., Jain E. Emerging trends in cryogelation: key factors influencing cryotropic gelation processes // Journal of Polymer Engineering. 2025. V. 45. № 7. P. 576–596.

<https://doi.org/10.1515/polyeng-2025-0046>

13. Manzhai V.N. Preparation of cryogels from aqueous solutions of polyvinyl alcohol and their physicochemical and rheological properties // Solid Fuel Chemistry. 2025. V. 59. P. 182–187.

<https://doi.org/10.3103/S0361521925700028>

**14.** *Altunina L.K., Fufaeva M.S., Filatov D.A., Svarovskaya L.I., Rozhdestvenskii E.A., Gan-Erdene T.* Effect of cryogel on soil properties // *Eurasian Soil Science*. 2014. V. 47. P.425–431.

<https://doi.org/10.1134/S1064229314010025>

**15.** *Liang X., Zhong H.-J., Ding H., Yu B., Ma X., Liu X., Chong C.-M., He J.* Polyvinyl alcohol (PVA)-based hydrogels: Recent progress in fabrication, properties, and multifunctional applications // *Polymers*. 2024. V. 16. № 19. P. 2755.

<https://doi.org/10.3390/polym16192755>

**16.** *Wan W., Bannerman A.D., Yang L., Mak H.* Poly(vinyl alcohol) cryogels for biomedical applications // *Advances in Polymer Science*. 2014. V. 263. P. 283–321.

[https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7_8)

**17.** *Khan M.M.R., Rumon M.H.* Synthesis of PVA-based hydrogels for biomedical applications: Recent trends and advances // *Gels*. 2025. V. 11. № 2. P. 88.

<https://doi.org/10.3390/gels11020088>

**18.** *Baimenov A., Berillo D.A., Poulopoulos S.G., Inglezakis V.J.* A review of cryogels synthesis, characterization and applications on the removal of heavy metals from aqueous solutions // *Advances in Colloid and Interface Science*. 2020. V. 276. P. 102088.

<https://doi.org/10.1016/j.cis.2019.102088>

**19.** *Vasiliev N.K., Pronk A.D.C., Shatalina I.N., Janssen F.H.M.E., Houben R.W.G.* A review on the development of reinforced ice for use as a building material in cold regions // *Cold Regions Science and Technology*. 2015. V. 115. P. 56–63.

<https://doi.org/10.1016/j.coldregions.2015.03.006>

**20.** *Mastrangelo R., Montis C., Bonelli N., Tempesti P., Baglioni P.* Surface cleaning of artworks: structure and dynamics of nanostructured fluids confined in a polymeric hydrogel networks // *Physical Chemistry Chemical Physics*. 2017. V. 19. № 35. P. 23762–23772.

<https://doi.org/10.1039/C7CP02662E>

**21.** *Swieszkowski W., Ku D., Bersee H., Kurzydowski K.* An elastic material for cartilage replacement in an arthritic shoulder joint // *Biomaterials*. 2006. V. 27. № 8. P. 1534–1541.

<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.08.032>

**22.** *Teodorescu M., Bercea M., Morariu S.* Biomaterials of poly(vinyl alcohol) and natural polymers // *Polymer Reviews*. 2018. V. 58. № 2. P. 247–287.

<https://doi.org/10.1080/15583724.2017.1403928>

**23.** *Memic A., Colombani T., Eggermont L.J., Rezaeeyazdi M., Steingold J., Rogers Z.J., Navare K.J., Mohammed H.S., Bencherif S.A.* Latest advances in cryogel technology for biomedical applications // *Advanced Therapeutics*. 2019. V. 2. № 4. P. 1800114.

<https://doi.org/10.1002/adtp.201800114>

**24.** *Rivera-Hernández G., Antunes-Ricardo M., Martínez-Morales P., Sánchez L.* Polyvinyl alcohol based-drug delivery systems for cancer treatment // *International Journal of Pharmaceutics*. 2021. V. 600. P. 120478.

<https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2021.120478>

**25.** *Kolosova O.Yu., Shaikhaliev A.I., Krasnov M.S., Bondar I.M., Sidorskii E.V., Sorokina E.V., Lozinsky V.I.* Cryostructuring of polymeric systems. 64. Preparation and properties of poly(vinyl alcohol)-based cryogels loaded with antimicrobial drugs and assessment of the potential of such gel materials to perform as the gel implants for treatment of infected wounds // *Gels*. 2023. V. 9. № 2. P. 113.

<https://doi.org/10.3390/gels9020113>

**26.**     *Górska A., Baran E., Knapik-Kowalczyk J., Szafraniec-Szczesny J., Paluch M., Kulinowski P., Mendyk A.* Physically cross-linked PVA hydrogels as potential wound dressings: How freezing conditions and formulation composition define cryogel structure and performance // *Pharmaceutics* 2024. V. 16. № 11. P. 388.

<https://doi.org/10.3390/pharmaceutics16111388>

**27.**     *Li M., Wei X., You J., Feng J., Liu X., Zhou J., Wu Q., Zhang Y., Zhou Y.* Cryogels with controllable physico-chemical properties as advanced delivery systems for biomedical applications // *Materials Today Bio.* 2025. V. 32. P. 101815.

<https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2025.101815>

**28.**     *Pan Y., Xiong D., Ma R.* A study on the friction properties of poly(vinyl alcohol) hydrogel as articular cartilage against titanium alloy // *Wear.* 2007. V. 262. № 7–8. P. 1021–1025.

<https://doi.org/10.1016/j.wear.2006.10.005>

**29.**     *Wang B.H., Campbell G.* Formulations of polyvinyl alcohol cryogel that mimic the biomechanical properties of soft tissues in the natural lumbar intervertebral disc // *Spine.* 2009. V. 34. № 25. P. 2745–2753.

<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b4abf5>

**30.**     *Joshi A., Fussell G., Thomas J., Hsuan A., Lowman A., Karduna A., Vresilovic E., Marcolongo M.* Functional compressive mechanics of a PVA/PVP nucleus pulposus replacement // *Biomaterials.* 2006. V. 27. № 2. P. 176–184.

<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.06.003>

**31.**     *Wan W., Campbell G., Zhang Z., Hui A., Boughner D.* Optimizing the tensile properties of polyvinyl alcohol hydrogel for the construction of a bioprosthetic heart valve stent // *Journal of Biomedical Materials Research.* 2002. V. 63. № 6. P. 854–861.

<https://doi.org/10.1002/jbm.10333>

**32.** Jiang H., Campbell G., Boughner D., Wan W., Quantz M. Design and manufacture of a polyvinyl alcohol (PVA) cryogel tri-leaflet heart valve prosthesis // Medical Engineering & Physics. 2004. V. 26. P. 269–277.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2003.10.007>

**33.** Лозинский В.И., Вакула А.С., Зубов А.Л. Применение криогелей поливинилового спирта в биотехнологии. IV. Обзор литературных данных // Биотехнология 1992. № 4. С. 5–14. [Lozinsky V.I., Vakula A.V., Zubov A.L. Application of poly(vinyl alcohol) cryogels in biotechnology. IV. Literature data overview // Soviet Biotechnology 1992. № 4. P. 1–11].

**34.** Varfolomeev S.D., Rainina E.I.; Lozinsky V.I. Cryoimmobilized enzymes and cells in organic synthesis // Pure and Applied Chemistry. 1992. V. 64. № 8. P. 1193–1196.

<https://doi.org/10.1351/pac199264081193>

**35.** Stanescu M.D., Fogorasi M., Gavrilas S., Shaskolskiy B.L., Lozinsky V.I. New potential biocatalysts by laccase immobilization in PVA cryogel type carrier // Applied Biochemistry and Biotechnology. 2010. V. 160. P. 1947–1954.

<https://doi.org/10.1007/s12010-009-8755-0>

**36.** Lozinsky V.I., Plieva F.M. Poly(vinyl alcohol) cryogels employed as matrices for cell immobilization. 3. Overview of recent research and developments // Enzyme and Microbial Technology. 1998. V. 23. № 3–4. P. 227–242.

[https://doi.org/10.1016/S0141-0229\(98\)00036-2](https://doi.org/10.1016/S0141-0229(98)00036-2)

**37.** Mattiasson B. Cryogels for biotechnological applications // Advanced Polymer Science. 2014. V. 263. P. 245–282.

[https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-319-05846-7_7)

**38.** Berillo D., Al-Jwaid A., Caplin J. Polymeric materials used for immobilization of bacteria for the bioremediation of contaminants in water // Polymers. 2021. V. 13. № 7. P. 1073.

<https://doi.org/10.3390/polym13071073>

**39.** *Lozinsky V.I., Domotenko L.V., Vainerman E.S., Titova E.F., Mamtsis A.M., Belavtseva E.M., Rogozhin S.V.* Study of cryostructurization of polymer systems. VII. Structure formation under freezing of poly(vinyl alcohol) aqueous solutions // *Colloid & Polymer Science*. 1986. V. 264. P. 19–24.

<https://doi.org/10.1007/BF01410304>

**40.** *Yamaura K., Katoh H., Tanigami T., Matsuzawa S.* Gels of syndiotacticity-rich poly(vinyl alcohol)-water/dimethyl sulfoxide or -water/ethylene glycol solutions // *Journal of Applied Polymer Science*. 1987. V. 34. № 7. P. 2347–2354.

<https://doi.org/10.1002/app.1987.070340701>

**41.** *Watase M., Nishinari K.* Effect of the degree of saponification on the rheological and thermal properties of poly(vinyl alcohol) gels // *Makromolekular Chemie*. 1989. V. 190. № 1. P. 155–163.

<https://doi.org/10.1002/macp.1989.021900117>

**42.** *Лозинский В.И., Дамшкальн Л.Г., Шаскольский Б.Л., Бабушкина Т.А., Курочкин И.Н., Курочкин И.И.* Изучение криоструктурирования полимерных систем. 27. Физико-химические свойства криогелей поливинилового спирта и особенности их макропористой морфологии // *Колоидный журнал*. 2007. Т. 69. № 6. С. 798–816. [*Lozinsky V.I., Damshkaln L.G., Shaskol'skii B.L., Babushkina T.A., Kurochkin I.N., Kurochkin I.I.* Study of cryostructuring of polymer systems. Physicochemical properties of poly(vinyl alcohol) cryogels and features of their macroporous morphology // *Colloid Journal*. 2007. V. 69. № 6. P. 747–764. <https://doi.org/10.1134/S1061933X07060117>]

**43.** *Paťachia S., Friedrich C., Florea C., Croitoru C.* Study of the PVA hydrogel behaviour in 1-butyl-3-methylimidazolium tetrafluoroborate ionic liquid // *Express Polymer Letters*. 2011. V. 5. № 2. P. 197–207.

<https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2011.18>

44. *Yamaura K., Mitsuishi M., Fukuda M., Tanikami T., Hoei Y., Matsuzawa S.* Effect of addition of saccharose on gelation of aqueous poly(vinyl alcohol) solutions // *Journal Applied Polymer Science*. 1995. V. 56. № 6. P. 653–659.

<https://doi.org/10.1002/app.1995.070560602>

45. *Dai L.X., Ukai K., Shaheen S.M., Yamaura K.* Gelation of a new hydrogel system of poly(vinyl alcohol)/NaCl/H<sub>2</sub>O // *Polymer International*. 2002. V. 51. № 8. P. 715–720.

<https://doi.org/10.1002/pi.951>

46. *Лозинский В.И., Сахно Н.Г., Дамшкaлн Л.Г., Бакеева И.В., Зубов В.П., Курочкин И.Н., Курочкин И.И.* Изучение криоструктурирования полимерных систем. 31. Влияние добавок хлоридов щелочных металлов на физико-химические свойства и морфологию криогелей поливинилового спирта // *Коллоидный журнал*. 2011. Т. 73. № 2. С. 225–234 [*Lozinsky V. I., Sakhno N.G., Damshkaln L.G., Bakeeva I.V., Zubov V.P., Kurochkin I.N., Kurochkin I.I.* Study of cryostructuring of polymer systems: 31. Effect of additives of alkali metal chlorides on physicochemical properties and morphology of poly(vinyl alcohol) cryogels // *Colloid Journal*. 2011. V. 73. № 2. P. 234–243.

<https://doi.org/10.1134/S1061933X11020086>

47. *Kolosova O.Yu., Kurochkin I.N., Kurochkin I.I., Lozinsky V.I.* Cryostructuring of polymeric systems. 48. Influence of organic non-ionic and ionic chaotropes or kosmotropes on the cryotropic gel-formation of aqueous poly(vinyl alcohol) solutions, as well as on the properties and microstructure of the resultant cryogels // *European Polymer Journal*. 2018. V. 102. P. 169–177.

<https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2018.03.010>

48. *Kolosova O.Yu., Vasil'ev V.G., Novikov I.A., Sorokina E.V., Lozinsky V.I.* Cryostructuring of polymeric systems: 67. Properties and microstructure of poly(vinyl alcohol)

cryogels formed in the presence of phenol or bis-phenols introduced in the aqueous polymeric solutions prior to their freeze-thaw processing // *Polymers*. 2024. V. 16. № 5. P. 675.

<https://doi.org/10.3390/polym16050675>

**49.** *Yokoyama F., Masada I., Shimamura K., Ikawa T., Monobe K.* Morphology and structure of highly elastic poly(vinyl alcohol) hydrogel prepared by repeated freezing-and-melting // *Colloid & Polymer Sci.* 1986. V. 264. P. 595–601.

<https://doi.org/10.1007/BF01412597>

**50.** *Домотенко Л.В., Лозинский В.И., Вайнерман Е.С., Рогожин С.В.* Влияние режимов замораживания водных растворов поливинилового спирта и условий размораживания образцов на свойства получающихся при этом криогелей // *Высокомолекулярные соединения*. 1988. Т. 30А. № 8. С. 1661–1666. [*Domotenko L.V., Lozinsky V.I., Vainerman E.S., Rogozhin S.V.* Effect of freezing conditions of dilute solutions of polyvinyl alcohol and conditions of defreezing samples on properties of cryogels obtained. *Polymer Science of USSR*. 1988. V. 30. № 8. P. 1758–1764.

[https://doi.org/10.1016/0032-3950\(88\)90400-5](https://doi.org/10.1016/0032-3950(88)90400-5)

**51.** *Trieu H., Qutubuddin S.* Poly(vinyl alcohol) hydrogels. 2. Effects of processing parameters on structure and properties // *Polymer* 1995. V. 36. № 13. P. 2531–2539.

[https://doi.org/10.1016/0032-3861\(95\)91198-G](https://doi.org/10.1016/0032-3861(95)91198-G)

**52.** Pritchard J.G. *Poly(vinyl alcohol): Basic Properties and Uses*. London: Gordon & Breach Science Publish. 1970.

**53.** *Masri C., Chagnon G., Favier D.* Influence of processing parameters on the macroscopic mechanical behavior of PVA hydrogels // *Materials Science and Engineering. Part C*. 2017. V. 75. P. 769–776.

<https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.045>

**54.** *Watase M.* Rheological properties of hydrogels of poly(vinyl-alcohol) prepared by repeated freezing and melting // *Nippon Kagaku Kaishi*. 1983. V. 7. P. 973–977.

**55.** *Hassan C.M., Peppas N.A.* Structure and morphology of freeze/thawed PVA hydrogels // *Macromolecules*. 2000. V. 33. № 7. P. 2472–2479.

<https://doi.org/10.1021/ma9907587>

**56.** *Лозинский В.И., Дамшкalin Л.Г., Курочкин И.Н., Курочкин И.И.* Изучение криоструктурирования полимерных систем. 28. Физико-химические свойства и морфология криогелей поливинилового спирта, сформированных многократным замораживанием – оттаиванием // *Коллоидный журнал*. 2008. Т. 70. № 2. С. 212–222.

[*Lozinsky V.I., Damshkaln L.G., Kurochkin I.N., Kurochkin I.I.* Study of cryostructuring of polymer systems: 28. Physicochemical properties and morphology of poly(vinyl alcohol) cryogels formed by multiple freezing-thawing // *Colloid Journal*. 2008. V. 70. № 2. P. 189–198.

<https://doi.org/10.1134/S1061933X08020117>

**57.** *Bercea M.* Recent advances in poly(vinyl alcohol)-based hydrogels // *Polymers*. 2024. V. 16. № 14. P. 2921.

<https://doi.org/10.3390/polym16142021>

**58.** *Trieu H.H., Qutubuddin S.* Polyvinyl alcohol hydrogels. I. Microscopic structure by freeze-etching and critical point drying techniques // *Colloid & Polymer Science*. 1994. V. 272. P. 301–309.

<https://doi.org/10.1007/BF00655501>

**59.** *Мичуров Д.А., Колосова О.Ю., Лозинский В.И.* Изучение криоструктурирования полимерных систем. 66. Свойства и микроструктура криогелей поливинилового спирта, сформированных в замороженном диметилсульфоксиде с добавками мочевины и далее гидратированных замещением органической среды на воду // *Коллоидный журнал*. 2023. Т. 85. № 6. С. 768–780. <https://doi.org/10.31857/S0023291223600669> [*Michurov D.A.,*

*Kolosova O.Y., Lozinsky V.I.* Study of cryostructuring of polymer system. 66. Properties and microstructure of poly(vinyl alcohol) cryogels formed in frozen dimethylsulfoxide with additives of urea and then hydrated by replacing organic medium with water // *Colloid Journal*. 2023. V. 85. № 6. P. 949–960.

<https://doi.org/10.1134/S1061933X23600665>

**60.** *Masuda K., Horii F.* CP/MAS <sup>13</sup>C NMR analyses of the chain conformation and hydrogen bonding for frozen poly(vinyl alcohol) solutions // *Macromolecules*. 1998. V. 31. № 17. P. 5810–5817.

<https://doi.org/10.1021/ma9801265>

**61.** *Ricciardi R., Auriemma F., Gaillet C., Rosa C.D., Laupretre F.* Investigation of the crystallinity of freeze/thaw poly(vinyl alcohol) hydrogels by different techniques // *Macromolecules*. 2004. V. 37. № 25. P. 9510–9516.

<https://doi.org/10.1021/ma048418v>

**62.** *Lozinsky V.I., Kolosova O.Yu., Michurov D.A., Dubovik A.S., Vasil'ev V.G., Grinberg V.Ya.* Cryostructuring of polymeric systems. 49. Unexpected “kosmotropic-like” impact of organic chaotropes on freeze–thaw-induced gelation of PVA in DMSO // *Gels*. 2018. V. 4. № 4. P. 81

<https://doi.org/10.3390/gels4040081>

**63.** *Fortes A.D., Ponsonby J., Kirichek O., García-Sakai V.* On the crystal structures and phase transitions of hydrates in the binary dimethylsulfoxide–water system // *Acta Crystallographica, Section B*. 2020. V. 76. P. 733–748.

<https://doi.org/10.1107/s2052520620008999>

**64.** *Dai L., Hijioka S., Tanaka T., Yamaura K.* a-PVA gelation affected by different ratio of DMSO/H<sub>2</sub>O in wide range of standing temperature // *Journal of Polymer Engineering*. 2008. V. 28. № 8. P. 485–500.

<https://doi.org/10.1515/polyeng-2008-280804>

**65.** *Gordon A., Ford R.* The Chemist's Companion. A Handbook of Practical Data, Techniques and References. New York: John Wiley and Sons, 1973. ISBN 978-0-471-31590-2.

**66.** *Lozinsky V.I., Zubov A.L., Titova E.F.* Swelling behavior of poly(vinyl alcohol) cryogels employed as matrices for cell immobilization // Enzyme Microbial Technology. 1996. V. 18. № 8. P. 561–569.

[https://doi.org/10.1016/0141-0229\(95\)00148-4](https://doi.org/10.1016/0141-0229(95)00148-4)

**67.** *Eldridge J.E., Ferry J.D.* Studies of the cross-linking process in gelatin gels. III. Dependence of melting point on concentration and molecular weight // Journal of Physical Chemistry. 1954. V. 58. № 11. P. 992–995.

<https://doi.org/10.1021/j150521a013>

**68.** *Nishinari K., Watase M., Tanaka F.* Structure of junction zones in poly (vinyl alcohol) gels by rheological and thermal studies // Journal de Chimie Physique. 1996. V. 93. P. 880–886.

<https://doi.org/10.1051/jcp/1996930880>

**69.** *Лозинский В.И., Леонова И.М., Иванов Р.В., Бакеева И.В.* Изучение криоструктурирования полимерных систем. 46. Физико-химические свойства и микроструктура криогелей поливинилового спирта, сформированных из растворов полимера в смесях диметилсульфоксида с низкомолекулярными спиртами // Коллоидный журнал. 2017. Т. 79. № 6. С. 756–765. <https://doi.org/10.7868/S0023291217060088> [*Lozinsky V.I., Leonova I.M., Ivanov R.V., Bakeeva I.V.* A study of cryostructuring of polymer systems. 46. Physicochemical properties and microstructure of poly(vinyl alcohol) cryogels formed from polymer solutions in mixtures of dimethyl sulfoxide with low-molecular-mass alcohols // Colloid Journal. 2017. V. 79. № 6. P. 788–796.

<https://doi.org/10.1134/S1061933X17060114>

**70.** Willcox P.J., Howie D.W., Schmidt-Rohr K., Hoagland D.A., Gido S.P., Pudjijanto S., Kleiner L.W., Venkatraman S. Microstructure of poly(vinyl alcohol) hydrogels produced by freeze/thaw cycling // *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*. 1999. V. 37. № 24. P. 3438–3454.

[https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-0488\(19991215\)37:24<3438::AID-POLB6>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0488(19991215)37:24<3438::AID-POLB6>3.0.CO;2-9)

**71.** Подорожко Е.А., Васильев В.Г., Васильев Н.К., Лозинский В.И. Изучение криоструктурирования полимерных систем. 51. Совместное влияние пористых целлюлозосодержащих дисперсных наполнителей и высаливающих электролитов на физико-химические свойства композитных криогелей поливинилового спирта // *Коллоидный журнал*. 2019. Т. 81. № 3. С. 326–337. <https://doi.org/10.1134/S0023291219020125> [*Podorozhko E.A., Vasil'ev V.G., Vasiliev N.K., Lozinsky V.I.* A Study of Cryostructuring of polymer systems. 51. The combined influence of porous cellulose-containing dispersed fillers and salting-out electrolytes on the physicochemical properties of composite poly(vinyl alcohol) cryogels // *Colloid Journal*. 2019. V. 81. № 3. P. 261–271. <https://doi.org/10.1134/S1061933X19020121>]

**72.** Howard A., Barnes A. *Handbook of Elementary Rheology*. University of Wales, Institute of Non-Newtonian Fluid Mechanics. 2000. 200 p.

**73.** Gajra B., Pandya S.S., Vidyasagar G., Rabari H., Dedania R.R., Rao S. Poly(vinyl alcohol) hydrogel and its pharmaceutical and biomedical applications: A review // *International Journal of Pharmaceutical Research*. 2012. V. 4. P. 20–26.

**74.** Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability // *Journal of Applied Mechanics*. 1951. V. 18. № 3. P. 293–297.

<https://doi.org/10.1115/1.4010337>

**75.** *Papadopoulou V., Kosmidis K., Vlachou M., Macheras P.* On the use of the Weibull function for the discernment of drug release mechanisms // International Journal of Pharmaceutics. 2006. V. 309. № 1–2. P. 44–50.

<https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2005.10.044>

**76.** Pimentel G.C, McClellan A.L. The Hydrogen Bond. London: W. H. Freeman And Company, 1960.

**77.** *Siepmann J., Peppas N.A.* Higuchi equation: Derivation, applications, use and misuse // International Journal of Pharmaceutics. 2011. V. 418. № 1. P. 6–12.

<https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2011.03.051>

**78.** *Fu Y., Kao W.J.* Drug release kinetics and transport mechanisms of non-degradable and degradable polymeric delivery systems // Expert Opin Drug Deliv. 2010. V. 7. № 4. P. 429–444.

<https://doi.org/10.1517/17425241003602259>

**79.** *Ariga O., Kubo T., Sano Y.* Effective diffusion of glucose in PVA hydrogel // Journal of Fermentation and Bioengineering. 1994, V. 78. № 2. P. 200–201.

[https://doi.org/10.1016/0922-338X\(94\)90267-4](https://doi.org/10.1016/0922-338X(94)90267-4)

**80.** *Gordon M.J., Chu K.C., Margaritis, A.; Martin A.J., Ethier C.R., Rutt B.K.* Measurement of Gd-DTPA diffusion through PVA hydrogel using a novel magnetic resonance imaging method // Biotechnology and Bioengineering. 1999. V. 65. № 4. P. 459–467.

[https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0290\(19991120\)65:4<459::aid-bit10>3.0.co;2-o](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0290(19991120)65:4<459::aid-bit10>3.0.co;2-o)

## ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

**Рис. 1.** ДСК термограммы растворов состава: 1 – смесь ДМСО/ДМФА, 2 – 100 г/л раствор ПВС в смеси ДМСО/ДМФА (75 об. %/25 об. %).

**Рис. 2.** Относительное изменение объема ( $V_i/V_0$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

**Рис. 3.** Относительное изменение массы ( $m_i/m_0$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

**Рис. 4.** Значения компрессионного модуля Юнга ( $E$ ) цилиндрических образцов криогелей ПВС в ходе замены органического растворителя на воду: W – криогели, сформированные в водной среде; D – криогели, приготовленные из ДМСО-растворов полимера; DD – криогели, сформированные из растворов полимера в смеси ДМСО/ДМФА;  $n$  – число циклов смены воды.

**Рис. 5.** Температура плавления «первичных» и «вторичных» криогелей ПВС.

**Рис. 6.** СЭМ-микрофотографии поверхности сколов сухих препаратов «вторичных» криогелей ПВС: W2 (а), D2 (б) и DD2 (в).

**Рис. 7.** Относительное изменение диаметра (а) и массы (б) плоских образцов КГПВС после замены органического растворителя на воду: □ W1, D1 и DD1 – «первичные» образцы криогелей; ▨ W2, D2 и DD2 – «вторичные» образцы криогелей.

**Рис. 8.** Частотные зависимости значений  $G'$  для W2, D2 и DD2 образцов плоских криогелей ПВС.

**Рис. 9.** Внешний вид тонких дисков W, D и DD криогелей ПВС до и после замены органического растворителя на воду.

**Рис. 10.** Пропускание видимого света дисками тонких «вторичных» W2, D2 и DD2 криогелей ПВС.

**Рисунок 11.** Экспоненциальные кривые в координатах уравнения Вейбулла кинетических профилей высвобождения Na-ИБПФ из нагруженных лекарственным веществом цилиндрических образцов «вторичных» криогелей ПВС.

**Рисунок 12.** Схематичное изображение взаимодействия между ПВС и натриевой солью ибупрофена на счет водородных связей.

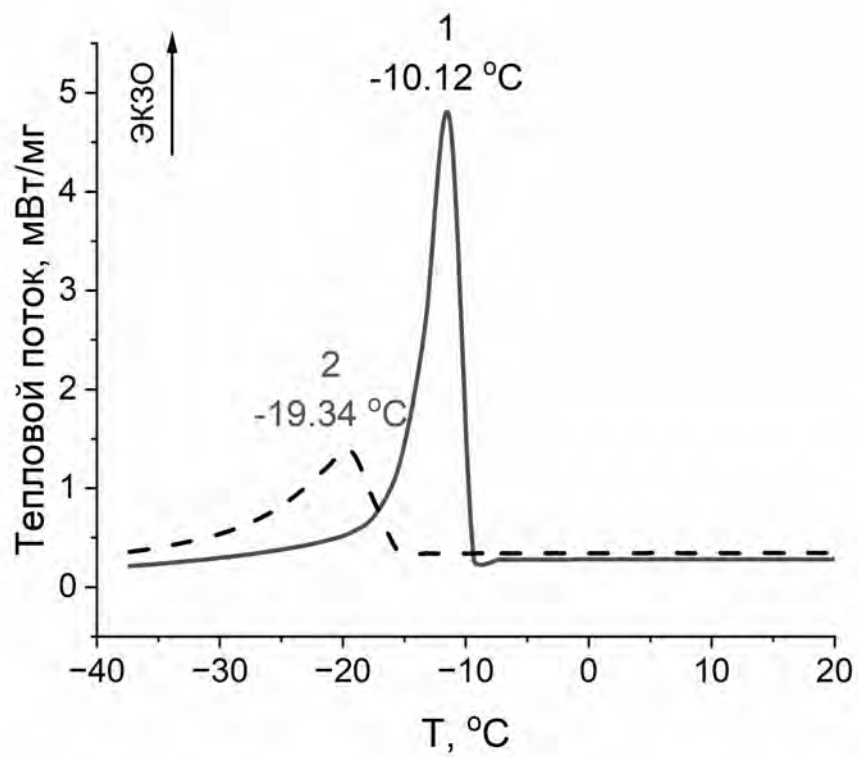


Рисунок 1.

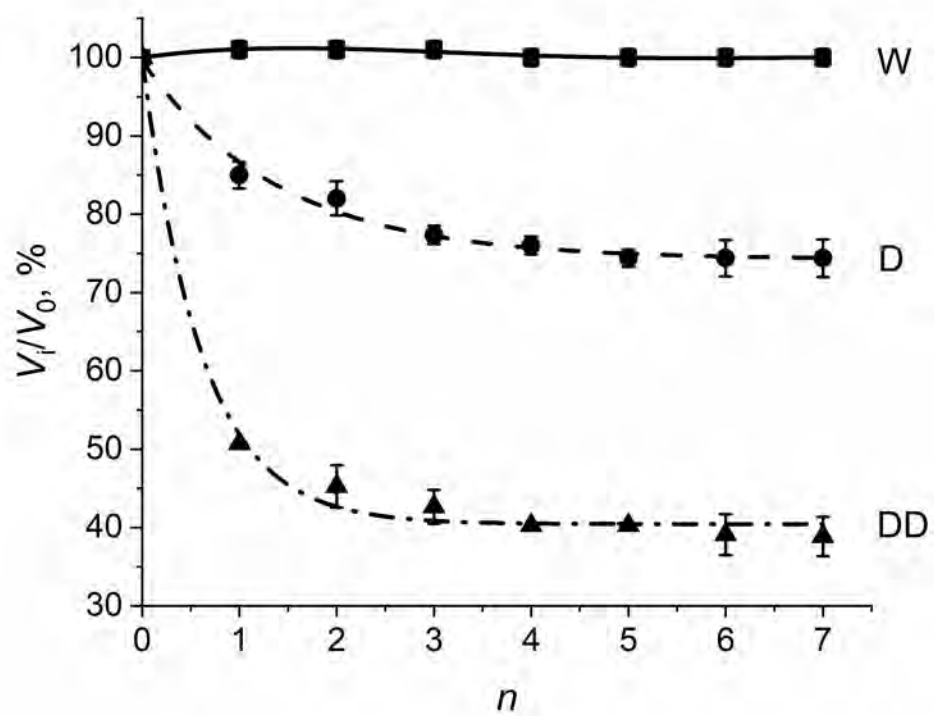


Рисунок 2.

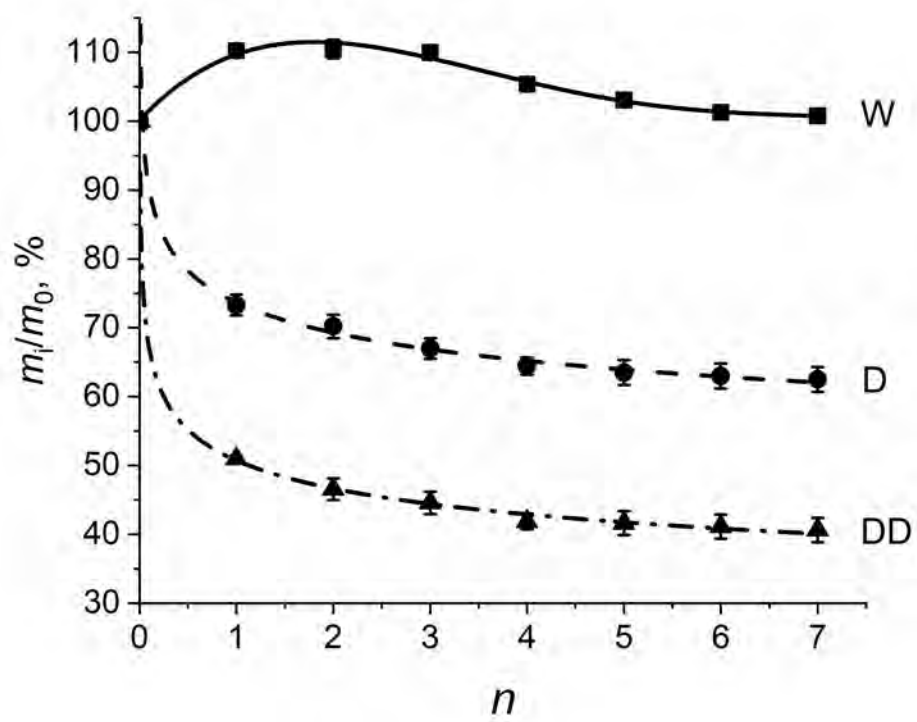


Рисунок 3.

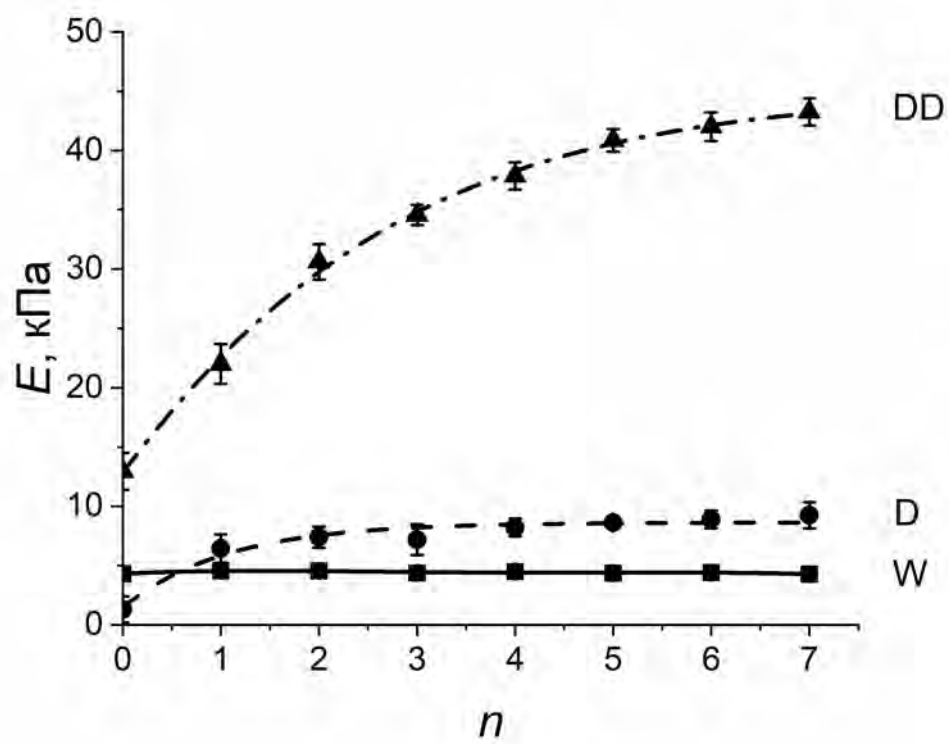


Рисунок 4.

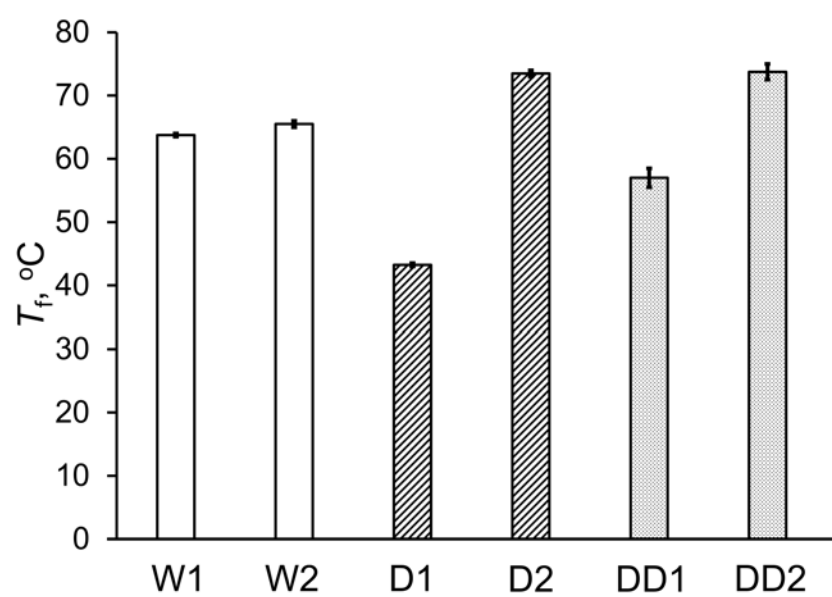


Рисунок 5.

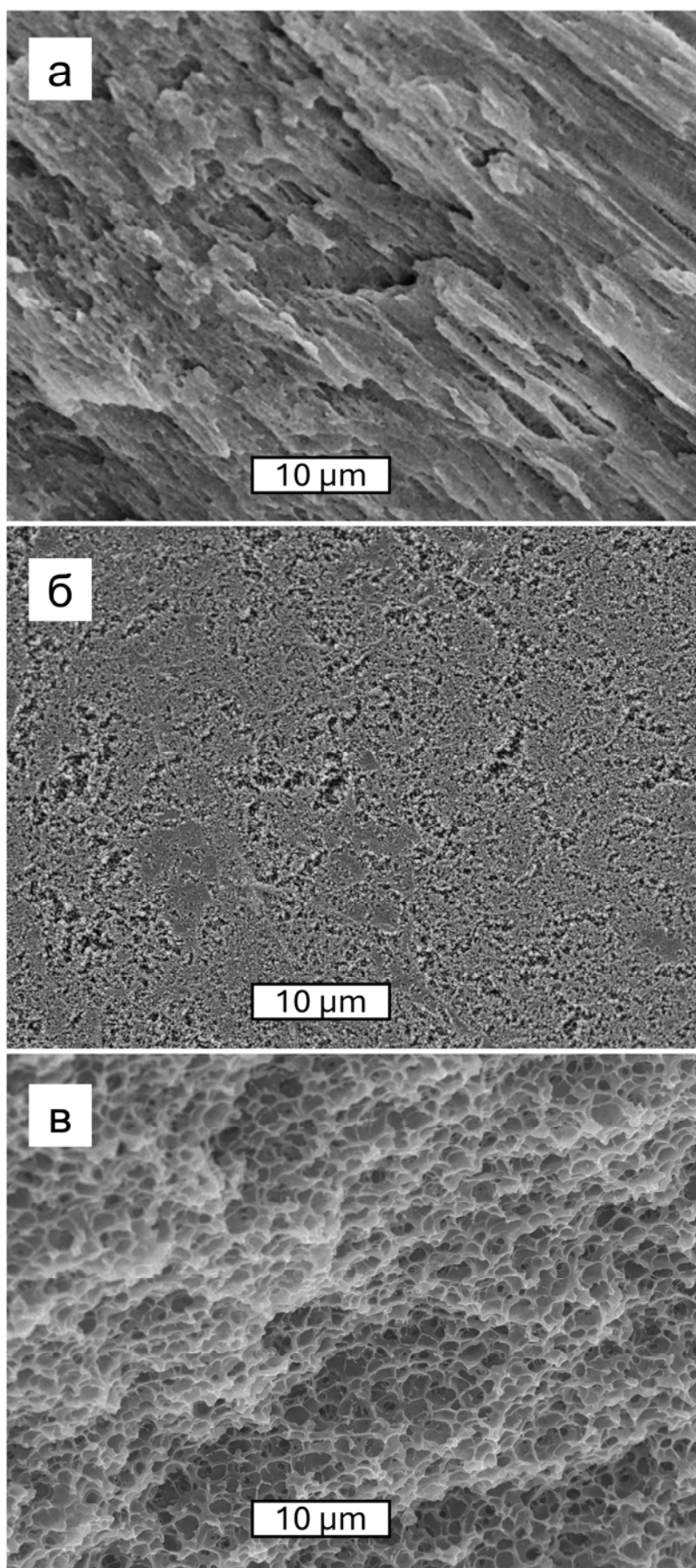


Рисунок 6.

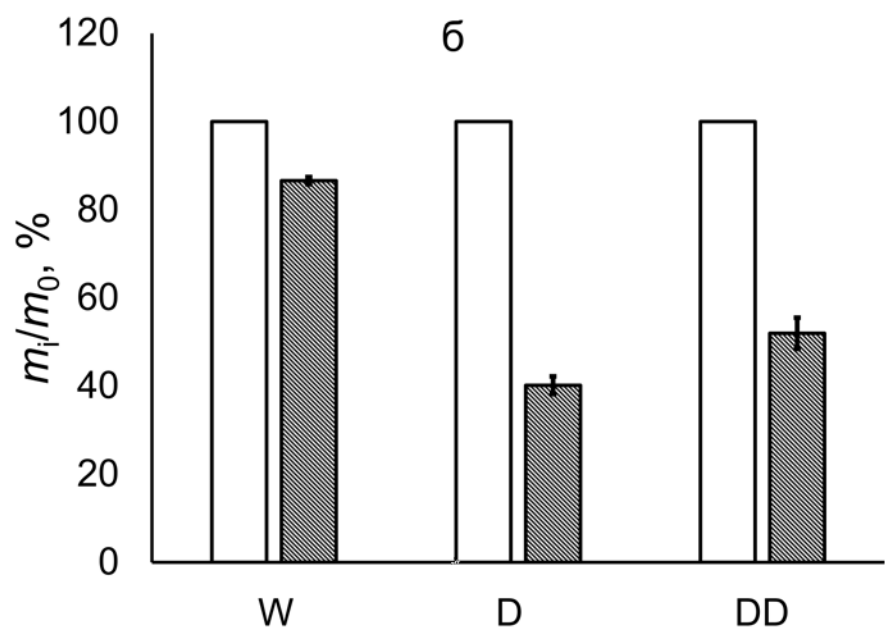
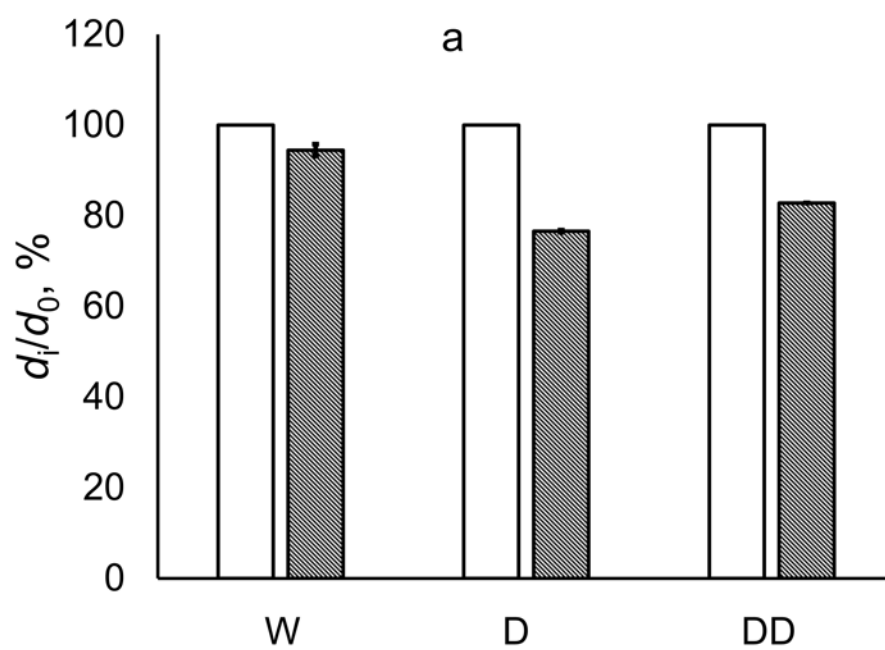


Рисунок 7.

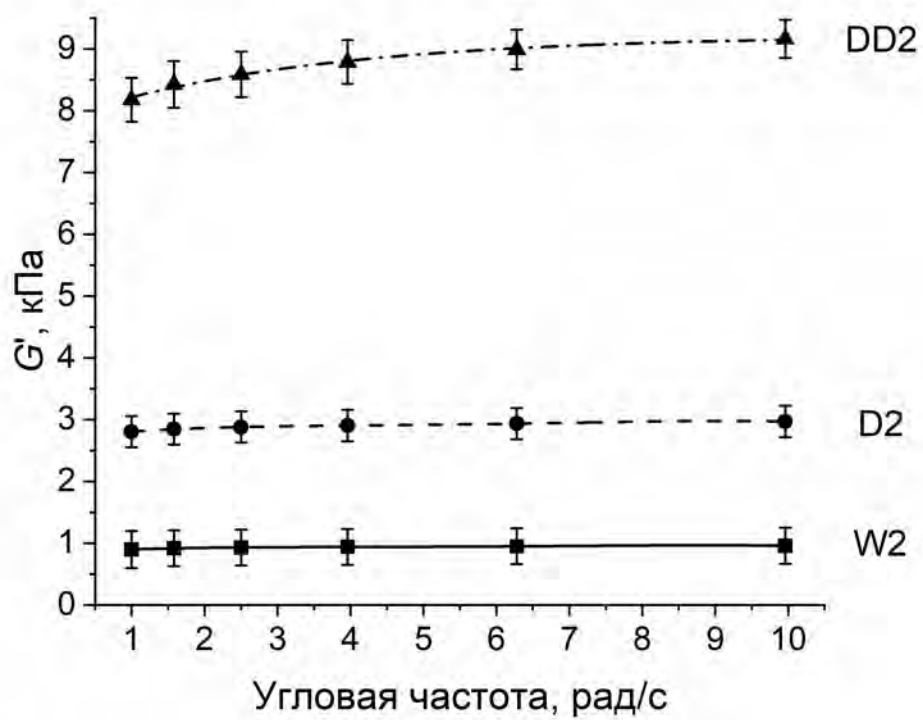


Рисунок 8.

**W1**



**D1**



**DD1**



**W2**



**D2**



**DD2**



Рисунок 9.

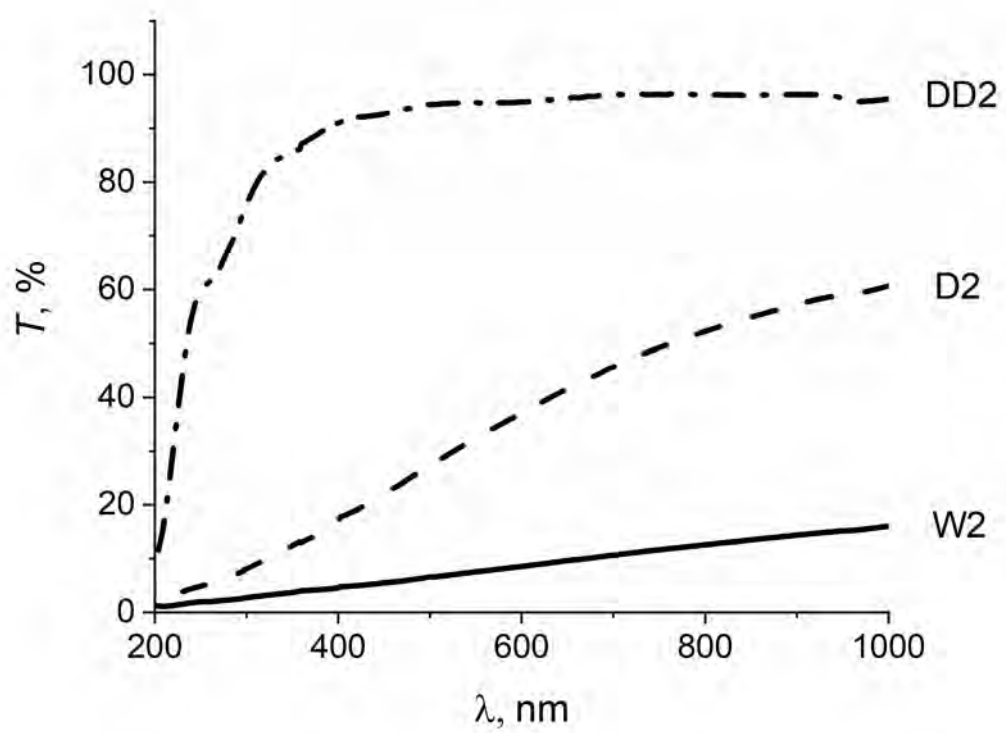


Рисунок 10.

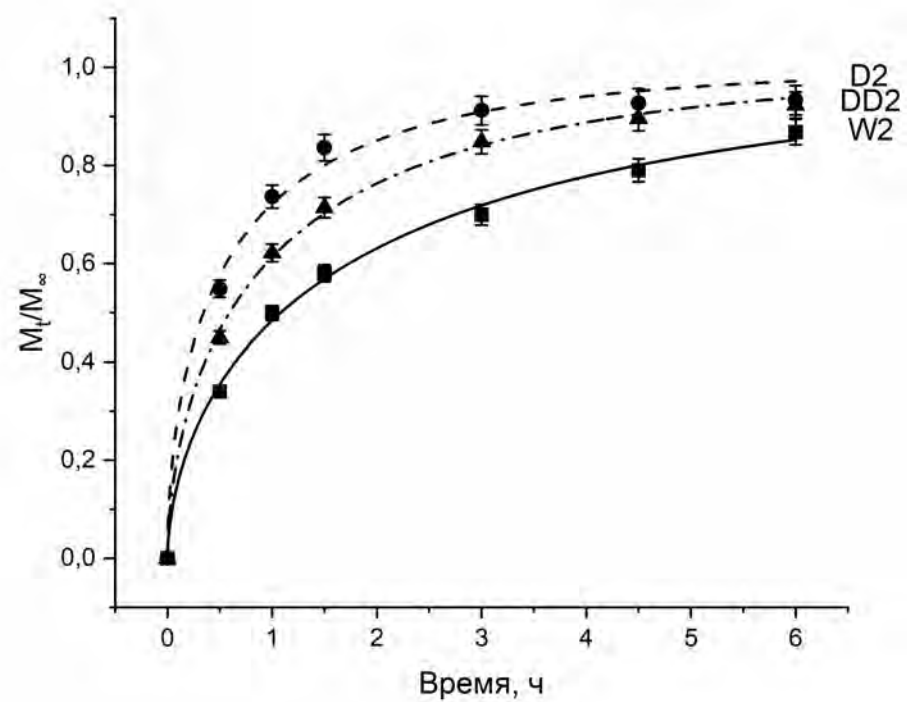


Рисунок 11

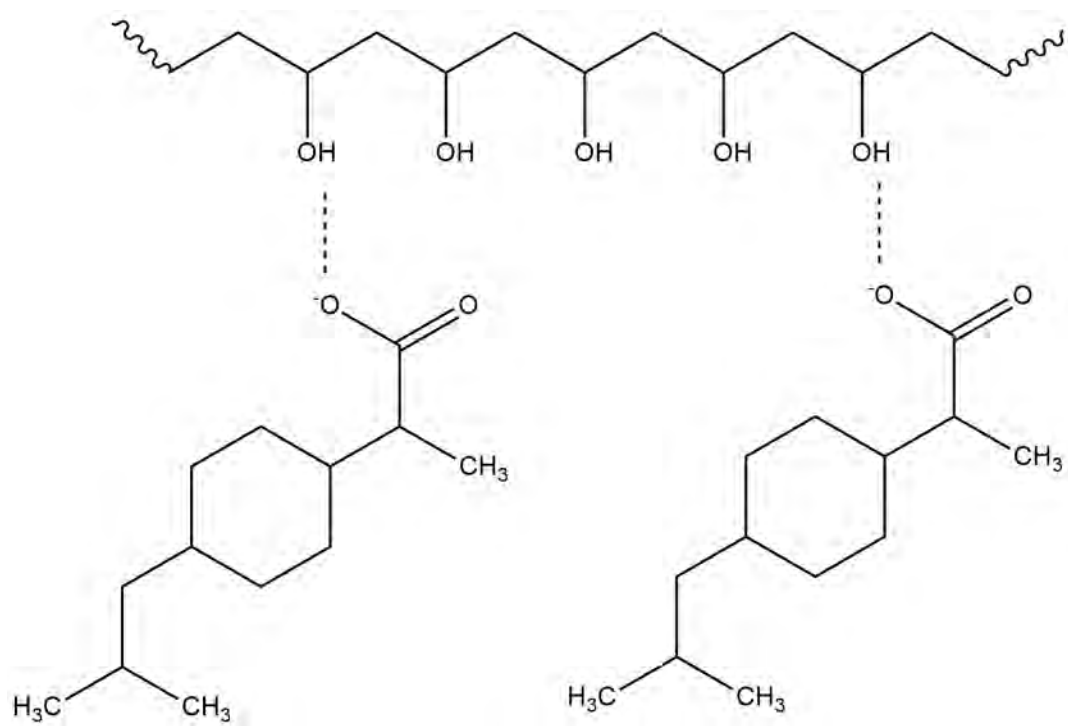


Рисунок 12.