

8. Рэнби Б., Рабэк Я. Фотодеструкция, фотоокисление, фотосенсибилизация полимеров. / Пер. с англ. Иванова В.Б. Под ред. Эмануэля Н.М. - М.: Мир, 1978, 675 с.

9. Патент РФ № 2049179. Линия для обработки текстильных материалов. / Побединский В.С. Оп. в БИ № 33, 27.11.95.

10. Побединский В.С., Рыжаков А.В. Устройство для обработки текстильных материалов. / Решение ВНИИГПЭ о выдаче патента по заявке № 95100429 от 11.10.95.

11. Побединский В.С., Рыжаков А.В. Новое УФ-оборудование для реализации фотохимической технологии крашения хлопкосодержащих тканей кубозолями // Изв. ВУЗов. Технол. текст. пром-ти. - 1996, № 3, с. 47-50.

12. Побединский В.С., Рыжаков А.В. Новое ультрафиолетовое термическое оборудование и его использование для обработки тканей. Текстильная химия, № 2 (11), 1997, с. 81-85.

13. Патент РФ № 2050426. Способ колорирования волокнистых материалов кубозолевыми красителями. Побединский В.С., Коломейцева Э.А. Оп. в БИ № 35, 20.12.95.

*Работа выполнена в Ивановском НИЭКМИ в 1991-93 гг.
и научно-технической фирме «ВПК ЛТД» в 1994-96 гг.,
г. Иваново*

Получено 3.02.98 г.

UPGRADING OF PHOTOCHEMICAL DYEING OF COTTON FABRICS WITH VAT DYES

V.S.Pobedinskij

Theoretical and applied aspects of UV application for development of cotton fabrics dyeing with leucoethers of vat dyes are discussed. Results of investigations on creation of an ambient friendly photochemical technology of dyeing as well as industrial equipment are presented.

УДК 577.152.34.042

ТЕКСТИЛЬНЫЕ МАТЕРИАЛЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ С КОМБИНИРОВАННЫМ БИОЛОГИЧЕСКИМ ДЕЙСТВИЕМ: ПОЛУЧЕНИЕ И СВОЙСТВА

И.Ф.Скокова, Т.Н.Юданова, М.В.Дронова, Л.С.Гальбрайх

Показана возможность получения текстильных материалов, обладающих пролонгированным биологическим действием, путем обработки одностадийным методом целлюлозного и полиэфирного материалов полимерной композицией, содержащей иммобилизованные в структуре полиэлектролитного комплекса протеолитический фермент коллагиназа и антимикробное вещество. Определен состав кинетически устойчивых полимерных композиций. Установлены факторы, влияющие на свойства иммобилизованного коллагина.

До настоящего времени текстильные материалы занимают важное место среди медицинских перевязочных средств, в частности, используемых

в гнойной хирургии. Поэтому задача создания нового поколения перевязочных материалов, обладающих пролонгированным комбинированным био-

логическим действием, весьма актуальна.

Современная медицина предъявляет к разрабатываемым материалам ряд специальных требований. Биоактивный перевязочный материал должен обладать высокой эффективностью на соответствующей стадии раневого процесса, пролонгированным лечебным действием, стабильностью к действию инактивирующих факторов, в том числе к стерилизации, а кроме того, легко накладываться на рану и удаляться с нее.

В последние десятилетия для лечения гнойных ран на стадии их очищения от некротических масс применяются протеолитические ферменты. В то же время в раневой среде происходит быстрая инактивация ферментов [1], что приводит к увеличению расхода ферментных препаратов на курс лечения. При этом значительное увеличение дозы вводимого в рану фермента невозможно из-за алергенного и антигенного действия [2].

Известно [2, 3], что иммобилизация протеолитических ферментов позволяет устранить эти недостатки. При использовании в качестве полимера-носителя модифицированных текстильных матриц были получены перевязочные материалы, одновременно содержащие ферменты и антимикробные вещества [4, 5]. Установлено, что материалы с комбинированным биологическим действием более эффективны, чем содержащие только протеолитический фермент [4, 5]. Значительная потребность в материалах с комбинированным биологическим действием делает весьма актуальной разработку получения таких материалов по экономически эффективным и экологически безопасным схемам. Одной из важных предпосылок решения этой задачи является использование немодифицированных волокнистых материалов (например, целлюлозных или полиэфирных), применяемых для изготовления традиционных перевязочных средств.

Перспективным путем получения материалов с комбинированным биологическим действием является совместная иммобилизация протеолитических ферментов и антимикробных веществ (АМВ) в структуре полиэлектролитных комплексов (ПЭК), создаваемых на немодифицированных текстильных матрицах. При этом необходимые свойства (активность, стабильность, скорость выделения и др.) могут быть достигнуты в результате использования принципов регулирования прочности связи полимерная матрица - биологически активное вещество и структуры полимерной системы. Фармакодинамические свойства иммобилизованных биологически активных веществ должны зависеть от типа полимерной матрицы, строения макромолекулярных компонентов, образующих ПЭК, и других модифицирующих добавок. К числу таких компонентов относятся белки и полисахариды, получившие наряду с протеолитическими ферментами и антимикробными препаратами

наибольшее распространение для лечения гнойных ран.

Целью настоящей работы являлось исследование закономерностей иммобилизации на немодифицированных целлюлозном (Цел) и полиэфирном (ПЭ) материалах протеолитического фермента с коллагенолитической активностью - коллагеназа (КОЛ) и антимикробного вещества путем включения их в фиксируемую на материале полимерную композицию. В полимерную композицию, кроме биологически активных веществ, вводили компоненты, обеспечивающие пролонгирование действия лекарственных веществ, - полисахариды и их производные, содержащие ионогенные группы: альгинат натрия (АЛГ), карбоксиметилхитозан (КМХЗ) или карбоксиметилхитин (КМХТ), а в ряде случаев также пленкообразующий полимер - поливиниловый спирт (ПВС), бифункциональный сшивающий реагент глюконат (ГК). В качестве водорастворимых антимикробных препаратов были использованы препараты с широким спектром действия и низкой токсичностью - гентамицина сульфат (ГМС), пefлоксацин (ПФ) и хлоргексидина биглюконат (ХГБГ).

Протеолитическую активность КОЛ определяли по методу [8] по отношению к высокомолекулярному субстрату казеину, коллагенолитическую - по методу [9]. Относительную активность (ОА) иммобилизованного КОЛ рассчитывали по формуле: $OA = A/A_0 \cdot 100\%$, где A - активность иммобилизованного фермента, ед/мг; A_0 - активность нативного фермента, ед/мг.

Предварительно была изучена интерполимерная реакция между ферментом и полиэлектролитом - полисахаридом, так как именно в процессе реакции между макромолекулярными компонентами происходит формирование структуры ПЭК, определяющей свойства иммобилизованного фермента (активность, устойчивость к действию инактивирующих факторов). При оценке закономерностей комплексообразования основное внимание было уделено изучению влияния состава полимерной композиции и условий формирования комплексов на свойства включенного в ПЭК фермента, а также стабильность полимерной композиции.

Процесс комплексообразования с участием КОЛ и АЛГ был изучен с использованием методов нефелометрии и вискозиметрии. ПЭК получали путем смешения водных растворов АЛГ и фермента. Результаты нефелометрии, указывающие на протекание интерполимерной реакции, представлены на рис.1. Установлено, что с увеличением количества введенного в полимерную композицию КОЛ при постоянной концентрации АЛГ мутность полученных систем увеличивается. При одинаковом соотношении компонентов повышение концентрации полисахарида в полимерной композиции приводит к увеличению ее мутности. Дальнейшее увеличение мутности приводит к появлению визуаль-

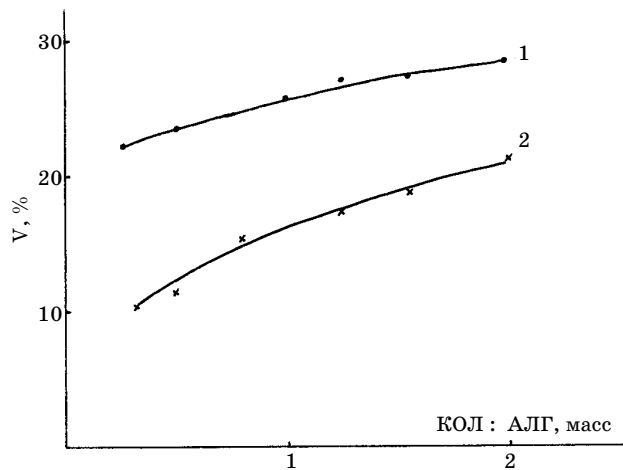


Рис. 1. Зависимость мутности полимерной композиции от содержания коллитина и альгината натрия. Содержание альгината: 1 - 0,2%, 2 - 0,1%

но наблюдаемых частиц нерастворимого комплекса КОЛ-АЛГ.

Комплексообразование в системе КОЛ-АЛГ сопровождается снижением вязкости, что свидетельствует о конформационных превращениях, в частности компактизации макромолекул, и отражается на свойствах фермента. Как видно из данных, представленных на рис.2, в результате образования комплекса КОЛ-АЛГ изменяются протеолитическая активность и стабильность фермента. В результате взаимодействия КОЛ с АЛГ происходит снижение протеолитической активности фермента. Аналогичное влияние оказывает дополнительное введение сшивающего реагента. Однако изменение порядка введения компонентов (если введение ПВС предшествует добавкам АЛГ и ГК) позво-

ляет получить композиции, активность КОЛ в которых не изменяется по сравнению с нативным.

Варьирование состава полимерной композиции оказывает существенное влияние и на стабильность фермента. По-видимому, введение АЛГ стабилизирует макромолекулы фермента за счет образования между карбоксильными группами полисахарида и основными группами белка системы ионных связей. При различных соотношениях КОЛ и АЛГ образуются ПЭК разного строения. Введение в ПК полисахарида приводит также к появлению двух форм фермента (стабильной и лабильной), на что указывает характер кинетических кривых зависимости протеолитической активности ферментсодержащей композиции от продолжительности выдерживания в модельных условиях, представленных в координатах $\lg A_t/A_0, \% - t$. Для каждой из этих форм иммобилизованного КОЛ процесс инактивации описывается уравнением реакции первого порядка. Увеличение количества АЛГ в полимерной композиции, введение ГК приводит к уменьшению количества лабильной формы КОЛ и константы ее инактивации (рис.2). Введение в полимерную композицию дополнительно антимикробного вещества практически не изменяет наблюдаемые закономерности (рис.3, табл.1), однако сопровождается уменьшением относительной активности и стабильности включенного в ПЭК коллитина. Очевидно, при введении антимикробных препаратов, содержащих группы основного характера, в полимерной композиции могут осуществляться разного рода взаимодействия между компонентами, что приводит к изменению состава и строения ПЭК. Молекулы антимикробного вещества могут образовывать ионные связи с кислотными группами одной или двух макромолекул

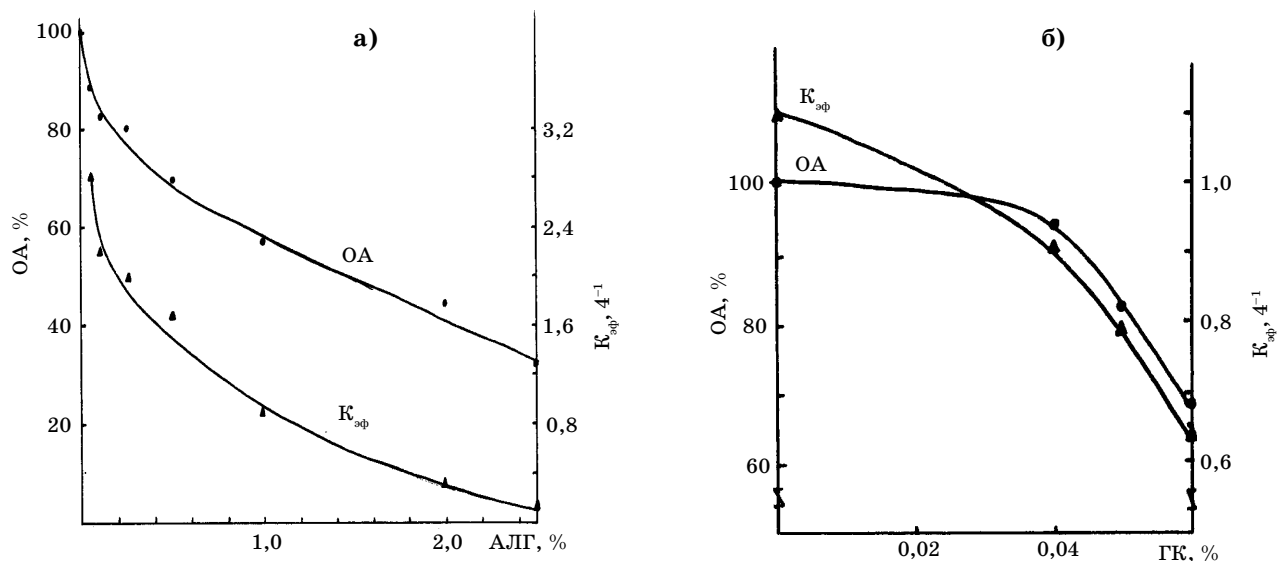


Рис. 2. Зависимость активности и стабильности иммобилизованного коллитина от содержания в полимерной композиции альгината натрия (а) и глюконата кальция (б):

а) содержание в полимерной композиции коллитина - 0,25 %;

б) содержание в полимерной композиции коллитина - 0,25 %, ПВС - 1,0 %

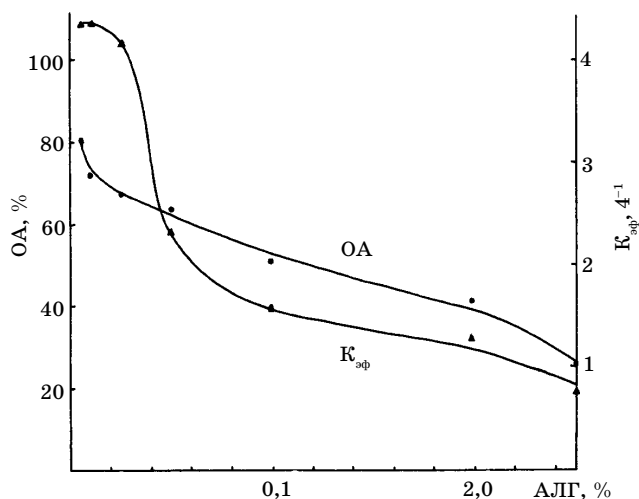


Рис. 3. Зависимость активности и стабильности коллитина, иммобилизованного совместно с пепфлоксацином, от содержания в полимерной композиции альгината натрия.

Содержание в полимерной композиции коллитина - 0,25 %, пепфлоксацина - 0,1 %

фермента или дополнительные ионные связи между макромолекулярными компонентами полимерной композиции, что приводит к искажению конформации макромолекул белка.

Для оценки влияния строения полисахарида, содержащего ионогенные группы, на свойства фермента в полимерной композиции в работе были использованы, кроме АЛГ, также КМХЗ и КМХТ. Различия в функциональном составе указанных полисахаридов обуславливают их принадлежность к разным классам - полиамфолит в случае КМХЗ и полиэлектролит в случае АЛГ и КМХТ. Указанное обстоятельство оказывает существенное влияние на строение ПЭК и их свойства. Сопоставление полученных данных (табл.2) позволяет сделать вывод о том, что активность и стабильность коллитина, включенного в структуру ПЭК, зависят от типа и концентрации как исследуемого полисахарида, так и антимикробного вещества, при этом наилучшие показатели достигаются при использовании КМХТ. Относительная активность увеличивается в ряду КМХЗ < АЛГ < КМХТ, а содержание лабильной формы и значение

$K_{эф}$ инактивации лабильной формы - в ряду КМХТ < АЛГ < КМХЗ.

Была изучена кинетическая стабильность полимерных композиций, отличающихся по составу и соотношению компонентов, и установлено, что характер полисахарида определяет количество антимикробного вещества, которое может быть введено в ферментсодержащую полимерную композицию. Известно [3], что для обеспечения терапевтической дозы биологически активного вещества текстильный материал должен содержать определенное количество антимикробного вещества. В полимерные композиции, содержащие КОЛ и АЛГ, может быть введено лишь ограниченное количество ГМС (до 0,1%) и ХГБГ (до 0,1%) (табл.2). Получение полимерных композиций, содержащих КОЛ, КМХЗ или КМХТ и ХГБГ, не представляется возможным: уже при введении 0,01% ХГБГ происходит образование нерастворимых частиц поликомплекса. С повышением концентрации полисахарида область гомогенности полимерных систем сужается. Поэтому для одностадийного способа получения перевязочного материала, содержащего биологически активные вещества (КОЛ и антимикробное), могут быть использованы полимерные композиции на основе АЛГ, содержащие в качестве антимикробного вещества только ПФ,

Таблица 1

Влияние состава полимерной композиции* на активность и стабильность иммобилизованного КОЛ

Состав полимерной композиции, %				ОА, %	Содержание лабильной формы, %	$K_{эф}$ инактивации лабильной формы, $ч^{-1}$
АЛГ	ПВС	ГК	АМВ			
0,10	0,4	0,02	ХГБГ 0,2	88,2	30	0,71
0,25	0,8	0,03	ГМС 0,1	85,3	31	0,68
0,25	1,0	0,05	ПФ 0,1	80,9	50	2,70

* Содержание КОЛ в полимерной композиции - 0,25%.

Таблица 2

Влияние состава полимерной композиции* на активность и стабильность иммобилизованного КОЛ

Состав полимерной композиции, %			ОА, %	Содержание лабильной формы, %	$K_{эф}$ инактивации лабильной формы, $ч^{-1}$
полисахарид		АМВ			
КМХТ	0,10	-	74,2	37	1,38
КМХТ	1,00	-	66,2	18	0,60
КМХЗ	0,10	-	66,2	52	2,01
КМХЗ	1,00	-	52,5	30	1,00
КМХТ	0,10	ПФ 0,1	66,1	55	1,84
КМХТ	0,10	ГМС 0,5	43,8	25	0,57
КМХТ	1,00	ПФ 0,1	59,1	22	0,90
КМХТ	1,00	ГМС 0,5	37,2	20	0,49
КМХЗ	0,10	ПФ 0,1	63,7	65	2,40
КМХЗ	0,10	ГМС 0,5	37,2	35	0,92
КМХЗ	1,00	ПФ 0,1	48,6	66	1,67
КМХЗ	1,00	ГМС 0,5	30,6	30	0,70

* Содержание КОЛ в полимерной композиции - 0,25%.

а на основе КМХТ или КМХЗ - ПФ или ГМС.

Водные полимерные композиции, содержащие биологически активные вещества и модифицирующие добавки, были использованы для обработки немодифицированных текстильных материалов плюсовочным методом. В предварительных экспериментах было установлено, что увеличение температуры последующей сушки ферментсодержа-

щего материала с 20 до 80 °С практически не влияет на активность иммобилизованного КОЛ. Поэтому при получении перевязочных материалов сушка проводилась при 80 °С.

Данные о влиянии состава полимерной композиции и типа волокнистого материала на свойства иммобилизованного совместно с антимикробным веществом коллитина приведены в табл.3, 4. При

Таблица 3

Влияние состава полимерной композиции*, используемой для обработки текстильного материала, на свойства иммобилизованного КОЛ

Волокнистый материал	Состав полимерной композиции, %		ОА, %	Содержание лабильной формы, %	K _{эф} инактивации лабильной формы, ч ⁻¹
	АЛГ	АМВ			
Цел	0,05	ГМС 0,1	63,7	95	0,35
ПЭ	0,05	ГМС 0,1	84,9	97	0,39
Цел	0,05	ПФ 0,1	81,7	92	0,29
ПЭ	0,05	ПФ 0,1	100	95	0,32
Цел	0,10	ПФ 0,1	80,2	82	0,27
ПЭ	0,10	ПФ 0,1	100	85	0,30
Цел	1,00	ПФ 0,1	66,1	78	0,21
ПЭ	1,00	ПФ 0,1	87,5	80	0,22
Цел	2,50	ПФ 0,1	58,7	75	0,19
ПЭ	2,50	ПФ 0,1	74,1	78	0,21
Цел	3,00	ПФ 0,2	47,3	-	-
ПЭ	3,00	ПФ 0,2	73,1	-	-

*Содержание КОЛ в полимерной композиции - 0,25%.

Таблица 4

Влияние состава полимерной композиции*, используемой для обработки текстильного материала, на свойства иммобилизованного КОЛ

Волокнистый материал	Состав полимерной композиции, %				ОА, %	Содержание лабильной формы, %	K _{эф} инактивации лабильной формы, ч ⁻¹
	полисахарид	ГК	ПВС	АМВ			
Цел	-	-	1,0	ГМС 0,5	49,0	-	-
Цел	-	-	1,0	ХГБГ 1,0	42,6	-	-
ПЭ	-	-	1,0	ГМС 0,5	94,0	-	-
ПЭ	-	-	1,0	ХГБГ 1,0	80,3	-	-
Цел	АЛГ 3,00	-	-	ПФ 0,2	47,3	83	0,85
Цел	АЛГ 1,00	-	1,0	ПФ 0,2	36,6	88	0,46
Цел	АЛГ 0,25	0,04	-	ПФ 0,2	47,9	83	0,72
Цел	АЛГ 0,25	0,04	1,0	ПФ 0,2	49,7	86	0,86
ПЭ	АЛГ 3,00	-	-	ПФ 0,2	73,2	82	1,38
ПЭ	АЛГ 1,00	-	1,0	ПФ 0,2	60,6	81	0,86
ПЭ	АЛГ 0,25	0,04	-	ПФ 0,2	54,5	75	0,69
ПЭ	АЛГ 0,25	0,04	1,0	ПФ 0,2	53,5	70	0,69
Цел	КМХТ 0,1	-	-	ГМС 0,5	43,0	27	0,37
Цел	КМХТ 0,1	-	-	ПФ 0,1	87,2	70	0,23
ПЭ	КМХТ 0,1	-	-	ГМС 0,5	42,8	31	0,44
ПЭ	КМХТ 0,1	-	-	ПФ 0,1	100	75	0,26
Цел	КМХЗ 0,1	-	-	ГМС 0,5	31,5	28	0,39
Цел	КМХЗ 0,1	-	-	ПФ 0,1	72,5	84	0,30
ПЭ	КМХЗ 0,1	-	-	ГМС 0,5	30,4	33	0,47
ПЭ	КМХЗ 0,1	-	-	ПФ 0,1	89,4	87	0,33

*Содержание КОЛ в полимерной композиции - 0,25%.

совместной иммобилизации КОЛ с ПФ в присутствии АЛГ относительная протеолитическая активность иммобилизованного на целлюлозном и полиэфирном материалах фермента составляет 60-100 %, в присутствии КМХЗ - 90 %, КМХТ - 70-90 %. С увеличением количества альгината в полимерной композиции относительная активность включенного в ПЭК коллитина и содержание лабильной формы, а также $K_{эф}$ инактивации лабильной формы уменьшаются. Введение в полимерную композицию, содержащую альгинат, глюконат кальция и ПФ, ПВС не оказывает существенного влияния на свойства иммобилизованного КОЛ. Замена ПФ на ГМС приводит к снижению как относительной активности иммобилизованного КОЛ, так и количества стабильной формы КОЛ. При прочих равных условиях относительная активность КОЛ, иммобилизованного на полиэфирном материале, выше, чем на целлюлозном.

При использовании для обработки волокнистого материала полимерной композиции, содержащей КМХТ, количество стабильной формы КОЛ, иммобилизованного на целлюлозном и полиэфирном материалах, выше, чем при использовании КМХЗ и АЛГ. Увеличение количества полисахарида в составе полимерной композиции повышает количество стабильной формы фермента. В случае иммобилизации на целлюлозном волокнистом материале при прочих равных условиях содержание лабильной формы и $K_{эф}$ ее инактивации меньше, чем при использовании полиэфирного волокнистого материала. Относительная активность иммобилизованного на текстильных материалах совместно с антимикробным веществом коллитина возрастает, а $K_{эф}$ инактивации лабильной формы снижается по сравнению со свойствами фермента в полимерной композиции, используемой для получения ферментсодержащих материалов.

Оценка коллагенолитической активности материалов показала, что при совместной иммобилизации КОЛ и ПФ с использованием АЛГ в качестве полимера-модификатора относительная активность составляет 60-80 % от исходной.

Кинетика десорбции КОЛ из ферментсодержащего текстильного материала в условиях, моделирующих раневую среду, была изучена по изменению протеолитической активности в растворе при контакте материала с физиологическим раствором (0,85 % NaCl, модуль 10, 37 °C). Десорбция белка в модельную жидкую среду из ферментсодержащего материала, полученного с использованием содержащей ПВС и КОЛ композиции, происходит практически полностью за 10 мин. Введение в полимерную композицию полисахарида, содержащего ионогенные группы, приводит к замедлению скорости десорбции белка. Тип полисахарида и характер антимикробного вещества влияют на кинетику десорбции КОЛ, по-видимому, из-за различия в строении ферментсодержащих комплексов,

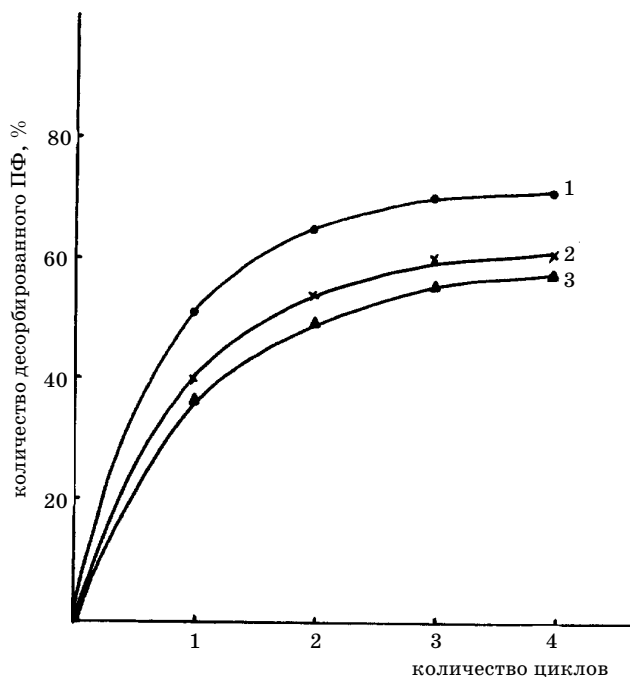


Рис. 4. Кинетика десорбции пefлоксацина из биологически активных материалов:

1 - ПЭ; 2, 3 - Цел.

Состав полимерной композиции, используемой для обработки: 1, 2 - 0,25 % коллитина, 0,1 % альгината натрия; 3 - 0,25 % коллитина, 0,1 % карбоксиметилхитина

формируемых на текстильной матрице.

Для оценки скорости десорбции антимикробного вещества была использована методика ускоренных испытаний [10]. Как видно из данных, представленных на рис.4, скорость десорбции ПФ из полиэфирного материала выше, чем из целлюлозного, при этом отсутствует существенное влияние на десорбцию изменения состава полимерной композиции.

Сравнение свойств полученных биологически активных целлюлозных и полиэфирных волокнистых материалов позволяет сделать вывод, что в случае полиэфирного материала в модельных условиях, как правило, протеолитическая и коллагенолитическая активности, а также количество десорбированного антимикробного вещества выше, чем в случае целлюлозного. Этот факт можно объяснить сильно отличающимися значениями коэффициентов внешнего и внутреннего массопереноса для целлюлозного (в данном случае хлопкового) и полиэфирного волокон [11]. При обработке целлюлозных волокнистых материалов раствором полимерной композиции компоненты композиции фиксируются как внутри волокна, так и на его поверхности. Кроме того, следует иметь в виду возможность участия гидроксильных групп целлюлозы в образовании системы связей с ПЭК. Поэтому суммарная активность волокна определяется как активностью, проявляемой ферментом, находящимся в наружных слоях, так и активностью

фермента, десорбирующегося из его внутренних слоев. Для ПЭ, по-видимому, в основном происходит поверхностная фиксация компонентов полимерной композиции на материале. Поскольку коэффициент внутреннего массопереноса в полиэфирных волокнах выше [11], чем в хлопковых, десорбция комплекса фермент - антимикробное вещество из полиэфирного волокнистого материала происходит быстрее, и проявляемая этим волокном биологическая активность превышает активность целлюлозного.

Таким образом, проведенные исследования позволили установить различные факторы,

влияющие на свойства протеолитического фермента КОЛ, иммобилизованного в структуре ПЭЖ, определить состав кинетически устойчивых полимерных композиций, которые могут быть использованы для обработки одностадийным методом целлюлозных и полиэфирных волокнистых материалов, содержащих совместно иммобилизованные биологически активные вещества. Показано, что полученные материалы обладают пролонгированным ферментативным и антимикробным действием, биологическая активность их сохраняется при стерилизации гамма-облучением.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Глянцев С.П.* Разработка современных ферментсодержащих перевязочных средств и совершенствование методов их применения в комплексном лечении гнойных ран. Дисс. ... докт. мед. наук: - М., Институт хирургии им. Вишневского, 1993. - 41 с.
2. Введение в прикладную энзимологию / Под ред. *Березина И.В., Мартиника К.* - М.: МГУ. - 1982. - 382 с.
3. *Толстых П.И., Гостищев В.К., Арутюнян Б.Н., Вирник А.Д., Берченко Г.Н.* Протеолитические ферменты, иммобилизованные на волокнистых материалах, в хирургии. - Ереван, Айстан, 1990. - 136 с.
4. *Вирник А.Д., Скокова И.Ф., Юданова Т.Н. и др.* // Прикл. биохимия и микробиология. - 1996. - Т.32. - № 5. - С. 519-524.
5. *Вирник А.Д., Скокова И.Ф., Юданова Т.Н.* // Хим. волокна. - 1995. - № 5. - С. 10-21.
6. *Лучевич Э.В. и др.* Современные раневые покрытия. - Смоленск, 1996. - 88 с.
7. *Васильева Т.С., Кричевский Г.Е., Олтаржевская Н.Д. и др.* // Известия вузов. Технология текстильной промышленности, 1990. - № 1. - С. 63-67.
8. *Каверзнева Е.Д.* // Прикл. биохимия и микробиология. - 1971. - Т.7. - Вып.2. - С. 225-227.
9. *Mandl J., M'Clennan J.D., Howes E.L.* // J. Clin. Invest. - 1953. - V. 32. - P. 1323-1329.
10. *Васильева Т.С., Григорьева И.А., Субботко О.А.* Сб. науч. тр. ВНИИТГП. - М.: ЦНИИТЭИЛегпром. - 1989. - С. 30-35.
11. *Перепелкин К.Е., Теплоухова М.В., Кынин А.Т., Койтова Ж.Ю.* // Химические волокна, 1995. - № 4. - С. 23-26.

Московская государственная текстильная академия

Получено 25.11.97 г.

MEDICAL TEXTILE MATERIALS WITH COMBINED BIOEFFECT: PREPARATION AND PROPERTIES

I.F.Skokova, T.N.Yudanova, M.V.Dronova and L.S.Galbraikh

Medical textile materials with controlled bioeffect have been prepared through one-step method by treatment of cellulose and polyester materials with a polymer composition containing collitine (proteolytic enzyme) and antibacterial agent immobilized in the structure of a polyelectrolyte complex. The compositions have been analyzed and their kinetic stability is confirmed. Factors influencing properties of the immobilized enzyme are characterized.