

На правах рукописи

Фомина Елена Викторовна

**ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ  
ЛЕЧЕБНЫХ ТЕКСТИЛЬНЫХ МАТЕРИАЛОВ  
ДЛЯ ФИЗИОТЕРАПИИ**

05.19.02 – технология и первичная обработка  
текстильных материалов и сырья

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Москва – 2014

Работа выполнена на кафедре «Химические технологии» института текстильной и легкой промышленности федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Московский государственный университет технологий и управления имени К.Г. Разумовского» и в ООО «Колетекс», г. Москва.

**Научный руководитель:**

доктор технических наук,  
профессор

**Олтаржевская Наталия Дмитриевна**

**Официальные оппоненты:**

Заслуженный деятель науки РФ,  
доктор технических наук,  
профессор

**Кисилев Александр Михайлович**  
Заведующий кафедрой «Химические  
технологии и дизайн текстиля»  
Санкт-Петербургского государственного  
университета технологий и дизайна

кандидат технических наук

**Левакова Наталия Марковна**  
Генеральный директор ООО «Текс-Центр»

**Ведущая организация:**

Научно-исследовательский институт нетканых материалов (НИИНМ)

Защита состоится «01» июля 2014 г. в \_\_\_ ч. на заседании диссертационного совета Д 212.144.06 при федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Московский государственный университет дизайна и технологий» по адресу: 117997, г. Москва, Садовническая ул., д 33., стр.1, к.156.

Тел.: +7(495) 951-41-07 ,e-mail: [asp.mgudt@yandex.ru](mailto:asp.mgudt@yandex.ru)

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Московский государственный университет дизайна и технологий».

Автореферат разослан «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2014г.

Ученый секретарь совета  
Д 212.144.06  
доктор технических наук,  
профессор

**Кирсанова Елена Александровна**

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

### **АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

Технический текстиль – наиболее динамично развивающаяся отрасль текстильной промышленности (35% в мире). Одну из ведущих позиций в этой области занимают текстильные материалы (ТМ) для использования в медицине – медицинский текстиль (25% от технического). Хорошо известно его применение для создания специальной одежды медперсонала, белья для лечебных учреждений, имплантатов, в качестве перевязочных и аппликационных материалов для закрытия и лечения ран, ожогов, в т.ч. – в качестве депо-материалов для направленного подведения к очагу поражения введенных в них лекарственных препаратов (ЛП), что позволяет использовать текстильные перевязочные материалы не только для закрытия ран, но и для их лечения.

Диссертационная работа направлена на разработку технологии получения специальных лечебных материалов, используемых при лечении больных с помощью физиотерапевтических методов. Если ранее физиотерапия применялась для лечения и профилактики как безмедикаментозный способ лечения, способствующий скорейшему прекращению воспалительных процессов, заживлению ран, укреплению иммунитета и т.д., то сегодня физиотерапия дополняется медикаментозным воздействием, что позволяет с ее помощью в 1,5-2 раза сократить время лечения. Положительной особенностью физиотерапии является также отсутствие в большинстве случаев у пациентов аллергических реакций, потенцирование (усиление) воздействия многих лекарств при физиотерапевтическом введении, меньшие побочные эффекты при их использовании, т.к. при направленном подведении ЛП (в т.ч. с помощью ТМ), усиленном физиотерапевтическим воздействием, ЛП, минуя желудочно-кишечный тракт, накапливаются преимущественно в пораженных тканях организма и не накапливаются в здоровых. С каждым годом количество используемых физиотерапевтических методов и специализированного современного оборудования возрастает, но практически отсутствуют специальные лечебные вспомогательные материалы, в т.ч. на текстильной основе, необходимые для эффективного осуществления физиотерапии, в т.ч. с ЛП, используемыми для лечения физиотерапевтическими методами, с соответствующими этим методам концентрациями лекарств, с достижением пролонгации их действия.

Поэтому актуальной сегодня является разработка специальных лечебных материалов на текстильной основе для физиотерапии с учетом специфики этих методов лечения, с возможностью пролонгированности направленной доставки введенных в них ЛП в очаг поражения, что позволяет повысить эффективность физиотерапевтического лечения, усилить воздействие того или другого физического фактора, облегчить для пациентов и медицинского персонала проведение физиотерапевтических процедур.

При сочетании действия ЛП, доставляемого к очагу поражения с помощью текстильных депо-материалов, с физиотерапевтическим воздействием различной природы, а также с усилением количественного проникновения ЛП через кожу за

счет возможностей физиотерапии возникает синергизм лечебного воздействия и, как следствие, – возрастание эффективности лечения.

## **ЦЕЛИ И ЗАДАЧИ**

Цель работы – разработка технологии и на ее основе лечебных материалов на текстильной основе для использования в такой области медицины как физиотерапия.

Для достижения указанной цели необходимо было решить следующие задачи:

- проанализировать способы получения и свойства различных ТМ, используемых в медицинской практике, с точки зрения возможности их применения в физиотерапии;
- рассмотреть существующие и предложить новые варианты введения ЛП в ТМ и подведения ЛП к очагу поражения с помощью ТМ и полимерных композиций для создания эффективно действующего лечебного депо-материала;
- выбрать текстильный носитель, обеспечивающий доставку иммобилизованного в нем ЛП в эффективной концентрации к патологическому очагу в зависимости от используемого метода физиотерапии и объекта лечения;
- проанализировать свойства созданной полимерной композиции и медицинского изделия, получаемого при нанесении композиции на ТМ, и оценить возможность и целесообразность использования ее в качестве носителя ЛП для применения в физиотерапии;
- выбрать объективные критерии для оценки эффективности применения выбранных ТМ, полимерных композиций и ЛП для производства лечебных депо-материалов;
- изучить влияние свойств полимерной композиции на доставку ЛП к патологическому очагу с помощью физиотерапевтических факторов;
- создать на основе выбранного текстильного носителя, разработанной композиции и предложенного способа ее нанесения на ТМ технологию получения и на ее основе – ассортимент лечебных текстильных депо-материалов, обладающих высоким лечебным действием;
- разработать технологический регламент получения текстильных лечебных депо-материалов, используемых в физиотерапии;
- провести испытания созданных лечебных материалов (технические, клинические и т.д.).

## **НАУЧНАЯ НОВИЗНА**

- На основании изучения санитарно-гигиенических и физико-механических свойств нетканых и трикотажных полотен, разрешенных для применения в медицинской практике, определены волоконный состав и вид ТМ, которые целесообразно применять для создания лечебных материалов по технологии текстильной печати и используемых при физиотерапевтическом лечении – нетканые полотна: хлопко-вискозные (60% хлопкового волокна, 40%-вискозного, развес 160 г/м<sup>2</sup>), льно-вискозные (льняное волокно 50%, вискозное – 50%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>) – для

наложения изделий на кожу и вискозно-полиэфирное (70% вискозного волокна, 30%-полиэфирного, развес 60 г/м<sup>2</sup>) – для расположения в полостях (носовых пазухах, ушных раковинах).

- Проведено изучение печатно-технических характеристик композиций на основе природных полимеров (альгинат натрия, натриевая соль сукцината хитозана, гиалуроновая кислота, коллаген), а также их влияния на скорость и полноту доставки введенных в них ЛП во внешнюю среду, что позволило научно обосновать выбор полимеров-загустителей для создания лечебных депо-материалов, получаемых по технологии текстильной печати и используемых в физиотерапии; показано преимущество применения альгината натрия и смеси альгината натрия и гиалуроновой кислоты при создании лечебных текстильных депо-материалов (салфеток, турнд) с целью пролонгации массопереноса ЛП в полости.

- Изучено влияние электрического поля на состояние водного раствора альгината натрия и показано, что при пропускании электрического тока происходит перераспределение концентрации альгината натрия в имеющемся объеме полимерной композиции, что влияет на массоперенос через кожу введенного в композицию ЛП; установлено, что величина напряжения при использовании в физиотерапии создаваемых материалов (для альгината натрия) не должна превышать 30В

- Проведены исследования по определению влияния различных видов физиотерапевтического воздействия (электорофорез, фонофорез, лазерофорез, магнитофорез) на массоперенос ЛП из текстильных лечебных депо-материалов, получаемых по технологии текстильной печати, к очагу поражения у больных; показано, что наилучшие результаты по глубине проникновения и достижению высокой концентрации используемых лекарств обеспечивается при электрофоретическом и ультразвуковом способе их подведения.

- Проведено исследование электрофоретического массопереноса модельных органических соединений с различной растворимостью, импрегнированных в загустителе – альгинате натрия, из ТМ во внешнюю среду и показано положительное влияние альгината натрия на массоперенос ЛП, особенно труднорастворимых, с точки зрения полноты и глубины проникновения во внешнюю среду (кожу), моделируемую коллагеновыми мембранами.

- Показано, что использование технологии плоско-шаблонной печати для получения лечебных текстильных депо-материалов позволяет одновременно вводить несколько ЛП, что связано с отсутствием их взаимодействия при применении загустки из альгината натрия; введение в печатную композицию диметилсульфоксида существенно увеличивает полноту и глубину проникновения ЛП (лидокаин, гидрокортизона ацетат) в модель кожи – коллагеновые мембраны.

## **ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ И ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ**

Теоретическая значимость работы заключается в:

- на основании изучения печатно-технических и реологических свойств печатных композиций, свойств нетканых материалов различного волоконного состава предложена модифицированная технология плоско-шаблонной печати, позволившая получить специальные лечебные депо-материалы с ЛП на текстильной основе для

эффективного применения при различных методах физиотерапевтического лечения (электрофорез, ультрафонофорез, магнитофорез, лазерофорез);

- изучении влияния электрического поля на состояние водного раствора альгината натрия; показано, что присутствие альгината натрия при пропускании электрического тока через гидрогель обуславливает изменение величины рН в анодном и катодном пространстве;

- исследовании закономерности электрофоретического массопереноса модельных органических соединений с различной растворимостью из текстильных депо-материалов с нанесенным слоем полимера-загустителя альгината натрия во внешнюю среду;

- определении влияния различных видов физиотерапевтических воздействий (электрофорез, фонофорез, лазерофорез, магнитофорез) на массоперенос ЛП из лечебных депо-материалов с нанесенными по технологии текстильной печати полимерными композициями с ЛП (лидокаина гидрохлорид, мексидол, гидрокортизона ацетат) во внешнюю среду.

Практическая значимость работы заключается в:

- разработке технологии получения текстильных депо-материалов с различными ЛП для использования в физиотерапии (электрофорез, ультрафонофорез, магнитофорез, лазерофорез);

- в выборе текстильной основы (нетканое полотно хлопко-вискозное, льно-вискозное, вискозно-полиэфирное), полимеров-загустителей (альгинат натрия, гиалуроновая кислота) для создания композиции, наносимой методом текстильной печати на ТМ с целью получения лечебных изделий, применяемых при физиотерапевтическом лечении в отоларингологии, ревматологии и дерматологии. Разработанные материалы прошли успешные токсикологические, медико-технические и клинические испытания;

- в разработке образцов медицинских изделий (бахилы, рукавицы) для применения при физиотерапевтическом лечении больных в ревматологии и дерматологии, салфеток и турунд – в оториноларингологии;

- в разработке и утверждении технологических регламентов производства депо-материалов для физиотерапии.

## **МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

Методологической основой исследования являлись общенаучные и специальные методы. Использованы методы спектрофотометрии, вискозиметрии, рН-метрии, оригинальные методики определения диффузионной проницаемости ЛП при физиотерапевтическом воздействии через мембраны, имитирующие кожу человека, стандартные и специально разработанные методики испытаний. Токсикологические исследования проводили с использованием стандартизированных методик. Для обработки экспериментальных данных использованы общепринятые методы математической статистики, стандартные программы (доверительная вероятность 95%).

## ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ

1 Научное обоснование ассортимента ТМ для создания лечебных изделий для физиотерапии; показано, что в качестве основы лечебных депо-материалов эффективно использование нетканых полотен: полотна холстопрощивного гигроскопичного (вискозное волокно 60%, хлопковое волокно 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>), каландрированного льно-вискозного (льняное волокно 50%, вискозное волокно 50%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>) – для наложения на кожу и полотна вискозно-полиэфирного гидроструйного (вискозное волокно 70%, полиэфирное волокно 30%, развес 60 г/м<sup>2</sup>) – для расположения в полостях (носовых пазухах и ушных раковинах).

2 Обоснованный выбор полимеров-загустителей для получения лечебных материалов для физиотерапии по технологии текстильной печати; показано, что целесообразно и эффективно использование альгината натрия или смеси альгината натрия и гиалуриновой кислоты.

3 Разработанный научно-обоснованный состав композиции, наносимой на ТМ по технологии текстильной печати, с различными ЛП для получения лечебных депо-материалов, используемых в физиотерапевтическом лечении; показана целесообразность введения в печатную композицию диметилсульфоксида (ДМСО) для увеличения глубины и полноты проникновения ЛП.

4 Научное обоснование методик применения создаваемых материалов; показано, что пропускание электрического тока через гидрогель обуславливает изменение величины рН в анодном и катодном пространстве, что следует использовать при определении условий введения (полюса) ЛП. Установлено, что величина напряжения при проведении физиотерапевтических процедур с использованием разрабатываемых материалов не должна превышать 30В.

5 Доказано, что наилучшие результаты по глубине проникновения и концентрации ЛП в очаге поражения в случае использования разработанных для физиотерапии лечебных материалов достигаются при электрофорезе и ультрафонофорезе.

6 Разработанная техническая документация для реализации в промышленных условиях созданной технологии производства лечебных депо-материалов на текстильной основе для физиотерапии, а именно – в виде салфеток, турунд (для расположения на поверхности кожи и в различных полостях: носовые пазухи, ушные раковины), рукавиц (для покрытия кистей рук), бахил (для покрытия ступней ног).

## СТЕПЕНЬ ДОСТОВЕРНОСТИ И АПРОБАЦИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ

Достоверность результатов исследования подтверждена использованием современных методик исследования, использованием сертифицированного оборудования, воспроизводимостью результатов, апробацией в производственных и клинических условиях. Материалы работы доложены на международных научных конференциях: «Текстильная химия-2011», «Медтекстиль-2012», «Современные проблемы развития текстильной и легкой промышленности-2012»; Российском национальном конгрессе «Человек и лекарство-2013»; Международных конгрес-

сах: «Реабилитация и санаторно-курортное лечение-2012», «Реабилитация и санаторно-курортное лечение-2013»; XXIII International Congress International Federation of associations of textile chemists and colourists, г. Будапешт, 2013г. Опубликовано 17 научных работ, в т.ч. 5 научных статей в рецензируемых журналах из Перечня ВАК, 1 статья в сборнике научных трудов, 9 материалов конференций. Получено 2 патента на изобретения. Диссертационная работа изложена на 208 страницах, содержит 20 таблиц, 64 рисунка, 171 источник литературы, в 6 приложениях представлены методические материалы, разработанная техническая документация.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность, социальная значимость диссертационного исследования, сформулирована степень разработанности рассматриваемой проблемы. Определены цели работы и решаемые для ее достижения задачи. Отмечены научная новизна, теоретическая и практическая значимость работы. Освещены методология и методы исследования, положения, выносимые на защиту. Приведены сведения о степени достоверности и апробации результатов исследования исходя из направленности диссертации и области ее применения (создание технологии получения и ассортимента лечебных ТМ для их использования в физиотерапии).

**В первой главе** рассмотрены и проанализированы методы физиотерапии с применением ЛП (электрофорез, фонофорез, магнитофорез, лазерофорез) при различных вариантах лечения и показано влияние физических факторов на проникновение ЛП в кожу. Представлены литературные данные по применению ТМ в медицине, отмечено отсутствие специально разработанных ТМ для физиотерапии, показана особенность применения ТМ для физиотерапии, используемой в различных областях медицины (ревматология, оториноларингология и т.д.). Исходя из аргументированного выбора на основании литературных данных и практического опыта применения технологии печати как метода нанесения ЛП на ТМ, дана оценка используемых для получения лечебных материалов, в т.ч. для физиотерапии, полимеров-загустителей печатных композиций, особенностей применения ЛП с учетом использования физических факторов. Представлен анализ существующих систем для трансдермального (через кожу) подведения ЛП к очагу поражения при использовании методов физиотерапии. Показано, что в настоящее время отсутствуют специально разработанные для применения в физиотерапии лечебные ТМ с оптимизированной по медицинским показаниям концентрацией ЛП, с их контролируемым, пролонгированным трансдермальным физиотерапевтическим введением через кожу.

**Вторая глава** посвящена описанию объектов и методов исследования, используемых в работе, методик испытаний, разработанных, в т.ч. с участием автора.

**В третьей главе** изложены результаты экспериментальной работы.

Основываясь на литературных данных, экспериментах и практическом опыте при получении лечебных материалов для физиотерапии использована модифи-



цированная технология плоско-шаблонной печати, позволяющая получать лечебные текстильные депо-материалы пролонгированного действия. Для осуществления этой технологии следует: выбрать из существующего ассортимента разрешенных для применения в медицине ТМ, обеспечивающий физико-механические характеристики, необходимые для текстильной печати, и гигиенические свойства (исходя из области применения и специфики использования) создаваемого изделия; разработать печатную композицию для нанесения ЛП через сетчатый шаблон, определить ее реологические параметры исходя как из способа нанесения, так и применения, выбрав для нее полимеры-загустители, обладающие дополнительно лечебными свойствами, ЛП, с учетом рекомендаций врачей, порядок введения компонентов в композицию исходя из их свойств; определить привес композиции на ТМ и технологические способы его достижения; отработать технологию вырубki изделий из полотен после печати и сушки, чтобы создать наиболее удобные для применения выпускные формы. На рисунке 1 показана схема получения лечебных текстильных изделий для физиотерапии по технологии печати.

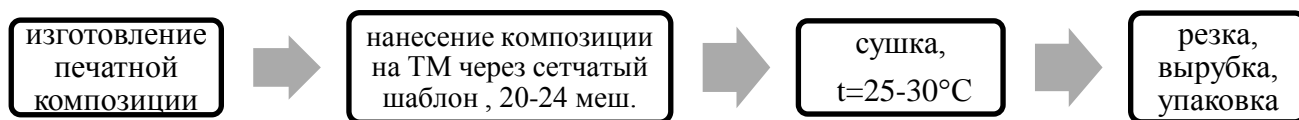


Рисунок 1 – Схема получения текстильных изделий для физиотерапии по технологии печати

В разделе 3.1 обоснован выбор ТМ для создания лечебных депо-материалов, используемых в для физиотерапии, основанный на анализе литературных данных, специфике использования технологии текстильной печати для нанесения полимерных композиций на ТМ, исследованиях санитарно-гигиенических свойств и физико-механических характеристик ТМ, а также рекомендаций медиков. Наибольшее влияние на использование создаваемых депо-материалов оказывают такие санитарно-гигиенические показатели как гигроскопичность и влагоотдача, а из технологических – привес композиции, разрывная нагрузка, относительное удлинение. Показано, что для лечения заболеваний с использованием физиотерапевтических факторов целесообразно использовать нетканые полотна: в ревматологии, хирургии, оториноларингологии, дерматологии – гигроскопическое (вискозное волокно 60%, хлопковое – 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>), льно-вискозное (льняное волокно 50%, вискозное – 50%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>), в ревматологии и оториноларингологии – льно-вискозное (льняное волокно 70%, вискозное – 30%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>), для косметологии и дерматологии - льно-полипропиленовое (льняное волокно 30%, полипропиленовое – 70%, развес 92 г/м<sup>2</sup>), в оториноларингологии для изготовления турунд - вискозно-полиэфирное (вискозное волокно 70%, полиэфирное – 30%, развес 60 г/м<sup>2</sup>).

Раздел 3.2 посвящен выбору полимеров-загустителей для осуществления технологии текстильной печати (Рисунок 1). В качестве загустителей изучались биополимеры-полисахариды альгинат натрия, гиалуроновая кислота, натриевая соль сукцината хитозана и белок коллаген. Исходя их литературных данных, в соответствии с которыми при осуществлении технологии печати массоперенос ЛП из

полимеров-загустителей и ТМ связан со скоростью набухания и растворения полимеров, а также того факта, что различные физиологические среды имеют различные значения рН, что влияет на набухание, в этом разделе изучался процесс набухания полимерных пленок, специально получаемых из вышеуказанных биополимеров-полисахаридов, коллагена и их смесей в различных модельных средах. Показано, что при рН 6,5 (дистиллированная вода) скорость массопереноса ЛП выше, чем при рН 5,8 (бура-янтарный буфер, модель кожи). По скорости массопереноса ЛП во внешнюю среду биополимеры-загустители располагаются в ряд: гиалуроновая кислота > альгинат натрия > натриевая соль сукцината хитозана > коллаген. Наилучшими показателями, с учетом дополнительного лечебного воздействия, обладают полимерные композиции из альгината натрия и смеси полимеров – альгината натрия и гиалуроновой кислоты. По экономическим соображениям и простоте применения альгинат натрия имеет преимущество в качестве основного компонента печатной композиции.

В разделе 3.3 рассмотрены реологические и печатно-технические характеристики биополимерных систем на основе альгината натрия и бикомпонентных смесей: альгината натрия и натриевой соли сукцината хитозана, альгината натрия и коллагена, альгината натрия и гиалуроновой кислоты. Изучалась зависимость эффективной вязкости растворов полимеров без ЛП и с ЛП от величины напряжения сдвига, характерной для осуществления технологии плоско-шаблонной печати. Рассчитан индекс течения ( $m$ ) изучаемых полимерных композиций, характеризующий отклонение аномально-вязкой жидкости от ньютоновской. Отмечено уменьшение этого параметра с ростом концентрации полимера, что связано с повышением прочности структуры. Все композиции показали неньютоновское течение, т.е. их вязкость уменьшается при увеличении скорости сдвига. Из литературных данных известно, что при печати на машинах с сетчатыми шаблонами диапазон нагрузки на печатную композицию должен находиться в пределах от 300 до 2300 Па. При изучении реологических характеристик альгинатных полимерных композиций было установлено, что для композиций с содержанием 5; 6; 7 и 8% альгината натрия диапазон нагрузки находится в пределах от 350 до 2200 Па. Показано, что наиболее пригодными для печати являются полимерные композиции с концентрацией полимера 6-7%. Для композиции на основе натриевой соли сукцината хитозана диапазон нагрузки находится в пределах от 400 до 2000 Па, данная система подвержена более быстрому разрушению внутренней структуры. Наиболее пригодными для печати являются композиции с концентрацией этого полимера 10-15%. Использование смеси альгината натрия 6% и натриевой соли сукцината хитозана 15% в соотношении 50:50 улучшает устойчивость внутренней структуры композиций к сдвиговым деформациям, что важно с точки зрения их пригодности для нанесения на ТМ методом печати через сетчатый шаблон. Введение в раствор альгината натрия 7% и коллагена, в соотношениях (90:10;70:30) или альгината натрия 7% и гиалуроновой кислоты, в соотношениях (90:10;70:30), уменьшает устойчивость внутренней структуры к сдвиговым деформациям, но данные композиции пригодны для печати, т.к. диапазон нагрузки находится в допустимых пределах от 350 до 1500 Па. Установлено, что при разработке и выпус-

ке продукции (салфеток на текстильной основе) наиболее удовлетворяющими характеристиками обладают композиции: альгинат натрия 7%; альгинат натрия 6% с натриевой солью сукцината хитозана 15%, в соотношении 50:50; альгинат натрия 7% с коллагеном, в соотношении 70:30; альгинат натрия 7% с гиалуроновой кислотой, в соотношении 70:30.

**Раздел 3.4** посвящен исследованию влияния физиотерапевтических факторов на свойства разрабатываемой композиции, а именно – влияния электрического поля на состояние водного раствора альгината натрия. Особенность раствора полимера-загустителя альгината натрия при электрофорезе обусловлена его электролитной природой, в силу чего его нельзя считать индифферентным по отношению к действию электрического тока. Эксперимент, проведенный на специально созданной оригинальной установке для исследования электрофореза, показал, что при значениях напряжения (10-15 В) электрический ток способствует проникновению альгината натрия сквозь полупроницаемую мембрану (для создания мембраны использовалась специально подготовленная целлофановая пленка, имеющая заряд, аналогичный заряду кожи человека), а при повышении напряжения свыше 30 В происходит уплотнение геля у поверхности мембраны, это создает препятствие для электрофоретического перемещения макромолекул альгината натрия и ЛП и затрудняет массоперенос лекарства к очагу поражения больного. Проведены исследования по изменению рН среды в анодном и катодном пространстве при пропускании электрического тока через слой альгината натрия. Установлено, что по мере пропускания тока значение рН в катодном пространстве увеличивается с рН 5,5-5,6 и становится щелочным (до рН 9,5), а в анодном – снижается и становится слабокислым (рН 4,2- 4,3). Это имеет практическое значение при электрофорезе слабодиссоциирующих веществ, т.к. их электрофоретическая подвижность определяется степенью диссоциации, которая, в свою очередь, зависит от рН среды. Изменение состояния раствора альгината натрия при массопереносе введенных в него ЛП определяли на примере массопереноса в анодное и катодное пространство при различных напряжениях двух модельных органических веществ с различной растворимостью и с различной анионной активностью: анионоактивного красителя активного ярко-красного 5СХ (полностью диссоциирует на ионы в воде) и препарата со слабой анионной активностью – салициловой кислоты (низкая степень диссоциации). Показано, что оба соединения проявляют анионную активность и их массоперенос в катодное пространство с увеличением напряжения количественно уменьшается, массоперенос красителя в анодном пространстве количественно увеличивается с ростом напряжения, у салициловой кислоты же происходит замедление массопереноса с увеличением напряжения, т.е. салициловая кислота снижает свою анионную активность, наблюдается количественное снижение ее массопереноса в сторону анода. Показано, что достижение максимального переноса ЛП из полимеров-загустителей достигается при напряжении 30 В, что следует учитывать при выборе условий электрофореза и разработки методики лечения.

В камере с двумя плоскими электродами исследовалось влияние альгината натрия, нанесенного на ТМ различными способами (из водного раствора и инкорпо-

рированных в печатную альгинатную композицию) на массоперенос электрофоретируемых веществ (лидокаина гидрохлорида и красителя активного ярко-красного 5СХ). Показано, что при нанесении из водного раствора для лидокаина массоперенос в катодное пространство превышает массоперенос в анодное, а массоперенос из гидрогелевого альгинатного слоя по сравнению с массопереносом из пропитанного водным раствором ТМ происходит медленнее, что связано со сдерживающим действием геля. Проведенный эксперимент очень важен для оценки способа введения ЛП пациентам при проведении процедур, т.к. позволяет оценить, с какого полюса (+) или (-) целесообразно вводить ЛП. Кроме того, доказано преимущество введения ЛП в ТМ по технологии текстильной печати с применением полимеров-загустителей по сравнению с введением ЛП в ТМ методом плюсования из водного раствора (плюсование, окунка).

При лекарственном электрофорезе в медицинской практике часто применяют труднорастворимые ЛП, которые могут менять свою растворимость при изменении рН среды. Исследовалось поведение труднорастворимых ЛП (салициловой кислоты, стрептоцида и гидрокортизона ацетата) с целью выявления влияния полимерной композиции на их массоперенос при электрофорезе. Показано, что альгинат натрия выполняет роль «депо», и его использование в данном случае обеспечивает возможность увеличения концентрации во внешней среде за счет дорастворения частиц при пропускании тока, что способствует росту градиента концентраций ЛП на границе ТМ – биологические ткани и достижению в очаге поражения у пациента большой концентрации ЛП.

В разделе 3.5 исследовалось влияние физиотерапевтических факторов на высвобождение ЛП из полимерной композиции, наносимой на ТМ по технологии текстильной печати. Проводилось сравнение массопереноса ЛП во внешнюю среду из ТМ (салфеток) с ЛП (лидокаин), нанесенным на ТМ из водного раствора (по методике, сегодня применяемой в физиотерапевтической практике) и из салфеток с нанесенной по технологии текстильной печати полимерной композицией с ЛП. Салфетки накладывали на кожу добровольцев, которым проводили процедуру электрофореза (сила тока 5 мА, 20 мин). Показано, что применение альгината натрия положительно влияет на массоперенос ЛП из полимерной композиции во внешнюю среду (дистиллированную воду). Это еще раз подтверждает целесообразность применения модифицированной технологии текстильной печати для создания разрабатываемых нами лечебных текстильных депо-материалов для физиотерапии.

Изучалось влияние условий физиотерапевтического воздействия и различных видов физиотерапевтических процедур (электорофорез, магнитофорез, ультрафонофорез, лазерофорез) на массоперенос во внешнюю среду ЛП из ТМ: использовали полотно холстопрощивное нетканое гигроскопичное (вискозное волокно 60%, хлопковое волокно 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>), нетканое льно-вискозное (льняное волокно 50%, вискозное волокно 50%, развес 200 г/м<sup>2</sup>), с нанесенной (методом печати) композицией из альгината натрия с ЛП (лидокаин, мексидол, гидрокортизона ацетат); эксперимент проводили при различных видах физического воздействия: электрофорез – сила тока 5мА; магнитофорез – магнитное поле синусои-

дальное, режим непрерывный, магнитная индукция 20мТл; ультрофонофорез – режим непрерывный, интенсивность 0,4 Вт/см<sup>2</sup>; лазерофорез – лазер инфракрасный, режим непрерывный 10мВт. Эксперимент проводился совместно с врачами отделения физиотерапии и реабилитации ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского. Показано (Рисунок 2), что наибольший массоперенос наблюдается при использовании электрофореза и ультрафонофореза, что связано с их воздействием как на ЛП, так и на биологические ткани, и с растворимостью самих ЛП.

Всего проводилось по 3 процедуры с каждой изготовленной салфеткой, чтобы доказать возможность ее многократного использования. Концентрация препарата, доставленного к очагу поражения, определялась медицинскими показаниями. Изучалось изменение концентрации ЛП на салфетке после проведения процедуры и, соответственно, количество проникшего через кожу ЛП, что позволило оценить возможность пролонгации используемого лечебного материала до 3-х раз для одного пациента. Физиотерапия существенно повышает проникновение ЛП через кожу, в наибольшей степени – при электрофорезе и фонофорезе. Факт достижения в очаге поражения необходимой лечебной концентрации ЛП подтверждался врачами по снятию у пациентов болевого синдрома и улучшению показателей крови, характеризующих воспалительный процесс.

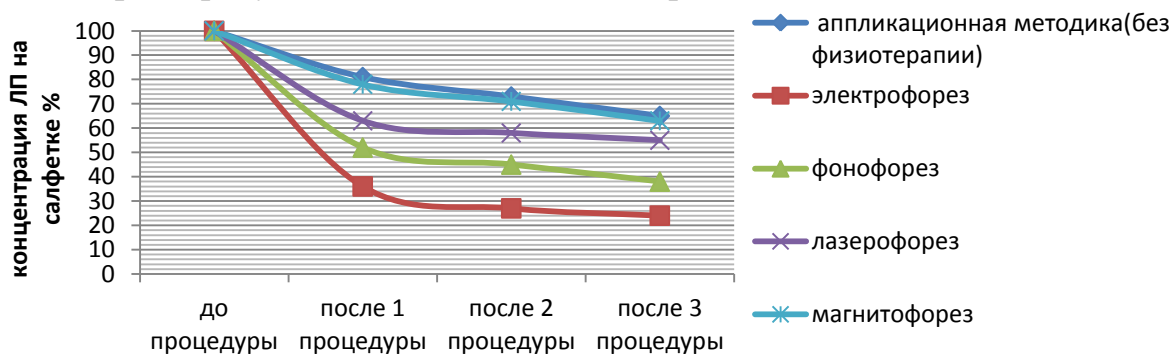


Рисунок 2 – Массоперенос ЛП лидокаина в кожу добровольца при различных физиотерапевтических воздействиях, Снач. на салфетке = const

В разделе 3.6 оценивалось влияние состава ТМ и полимерных композиций на скорость высвобождения ЛП (лидокаин) из лечебной салфетки, состав ТМ: полотно холстопршивное нетканое гигроскопичное (вискозное волокно 60%, хлопковое – 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>); полотно нетканое льно-вискозное (льняное волокно 50%, вискозное – 50%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>) с нанесенной полимерной композицией (альгинат натрия 7%; альгинат натрия 6% – натриевая соль сукцината хитозана 15%, в соотношении 50:50; альгинат натрия 7% – коллаген 0,8%, в соотношении 70:30; альгинат натрия 7% – гиалуроновая кислота 0,8%, в соотношении 70:30), внешняя среда – дистиллированная вода; изучали массоперенос ЛП лидокаина при различных физиотерапевтических воздействиях (электрофорез, магнитофорез, лазерофорез) по режимам, указанным в разделе 3.5. Анализ проведенных экспериментов показал, что скорость массопереноса лидокаина наиболее высокая на начальной стадии при использовании в качестве полимера-загустителя альгината натрия 6% - гиалуроновой кислоты 0,8%, что доказывает целесообразность использования этой полимерной композиции для создания в патологическом очаге

«ударной дозы» ЛП. Для пролонгации действия ЛП следует использовать смесь полимеров альгината натрия и натриевой соли сукцината хитозана. Влияние указанных выше ТМ на массоперенос ЛП проявляется незначительно, т.к. данные материалы имеют близкое значение гигроскопичности и влагоотдачи.

В разделе 3.7 исследовалась глубина проникновения ЛП (лидокаин, гидрокортизон) под действием исследуемых физиотерпевтических факторов из текстильных салфеток во внешнюю среду (коллагеновые мембраны). Установлено, что проникновение ЛП зависит от его растворимости и молекулярной массы. Проникновение лидокаина и гидрокортизона ацетата при электрофорезе происходит глубже, чем при ультрафонофорезе, но в том и в другом случае можно ожидать, что ЛП преодолевают слой эпидермиса (толщина слоя эпидермиса человека составляет 0,08-0,12 мм). Прохождение через слой мембраны ЛП гидрокортизона ацетата, ввиду его низкой растворимости даже под действием физических факторов происходит затруднительно, однако в большей степени, чем без применения физического воздействия или нанесения ЛП методом плюсования.

Сравнительные исследования массопереноса ЛП (лидокаин) в коллагеновые мембраны при различных методах нанесения ЛП на ТМ – методом печати, из водной дисперсии, при одинаковой начальной концентрации на ТМ позволили сделать вывод, что применение метода печати, создающего в ТМ «депо» для ЛП, позволяет получать салфетки с существенно большей начальной концентрацией ЛП и пролонгацией его действия, чем при нанесении ЛП из водной дисперсии. Концентрация и глубина проникновения ЛП в коллагеновую мембрану существенно превышает концентрацию и глубину проникновения ЛП с салфетки, полученной методом, применяемым сегодня в медицинской практике при проведении физиотерапевтических процедур, а именно – нанесением ЛП на ТМ материал методом погружения (окунки) в раствор ЛП с последующим отжимом перед проведением процедуры; эта методика не позволяет, кроме того, контролировать концентрацию ЛП на салфетке и ее влажность, что можно выполнять в предложенном в диссертации способе.

В разделе 3.7.1 оценивалось влияние диметисульфоксида (ДМСО) на массоперенос ЛП во внешнюю среду (коллагеновую мембрану). С целью улучшения транспорта ЛП в модель кожи – коллагеновые мембраны рассматривалась целесообразность применения ДМСО, что связано с влиянием этого препарата (согласно литературным данным) на проницаемость кожи и растворимость других ЛП. ДМСО обладает транспортирующим действием и вводится при электрофорезе как с анода, так и катода. В эксперименте использовали ЛП с различной растворимостью, а именно – лидокаин и гидрокортизон, нанесенные на ТМ по методу текстильной печати. Массоперенос осуществляли в коллагеновые мембраны при электрофорезе (сила тока 5мА 10 мин, 5мА 20 мин.). Показано, что ДМСО существенно влияет на растворимость лидокаина и гидрокортизона и, следовательно, на глубину проникновения этих ЛП (Рисунок 3).

В ряде методик лечения по медицинским показаниям используется не один ЛП, а сразу несколько (например, анестетик – лидокаин и противовоспалительный – гидрокортизон), поэтому исследовалось влияние ЛП на массоперенос друг

относительно друга из ТМ во внешнюю среду (дистиллированную воду). Показано, что полнота массопереноса ЛП прямо пропорциональна их молекулярной массе. В одних и тех же условиях наибольшая скорость массопереноса наблюдалась у ДМСО (ММ=78), затем – для лидокаина (ММ=288) и далее – для гидрокортизона (ММ=326). ЛП можно использовать как по отдельности, так и в смеси, т.к. они не влияют на скорость и полноту массопереноса друг относительно друга и не взаимодействуют между собой (спектр препаратов не изменялся в течение всего времени эксперимента), что, вероятно, связано с ролью полимера-загустителя альгината натрия как защитного коллоида. Данные по глубине проникновения каждого из ЛП в подлежащие ткани (коллагеновые мембраны) полностью соотносятся с данными, полученными при изучении массопереноса ЛП из салфетки в жидкость (дистиллированную воду). Установлено, что наибольшая скорость массопереноса – у лидокаина гидрохлорида, медленнее – у гидрокортизона ацетата.

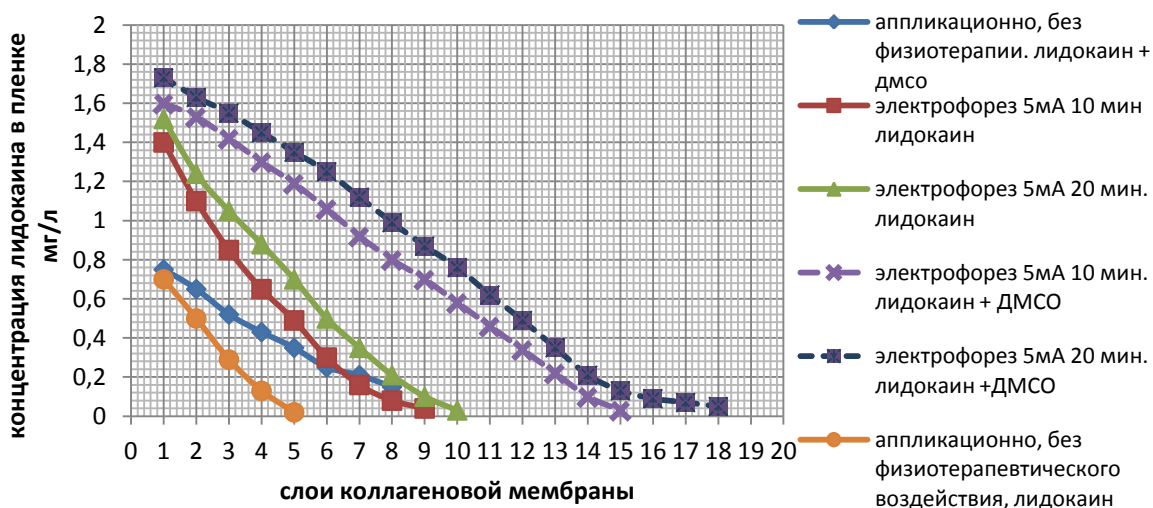


Рисунок 3 – Распределение лидокаина по слоям коллагеновой мембраны в присутствии ДМСО и без ДМСО при электрофорезе,  $C_{нач.ЛП} = 2\%$ , ТМ - нетканое полотно холстопршивное гигроскопичное (вискозное волокно 60%, хлопковое волокно 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>); печать через сетчатый шаблон (6 проходов ракли).

Для доказательства обеспечения необходимого времени действия разработанного лечебного депо-материала в реальных условиях были проведены клинические испытания на 15 пациентах – добровольцах. При экспозиции лечебного материала на коже человека (запястье) в первые 10 мин отмечено наибольшее воздействие лидокаина как местноанестезирующего средства, в этот промежуток времени в подлежащие ткани выходило от 30 до 60% ЛП.

Изменения показателей остаточной концентрации ЛП в лечебных текстильных депо-материалах (салфетках) были сопоставимы количественно с результатами, полученными в ходе эксперимента с модельными средами.

Кроме использования текстильного лечебного депо-материала в виде салфеток различных форм эксперименты проводились с изделиями из ТМ в специально разработанных в диссертации формах бахил и рукавиц, изготовленных из поло-

тен, на которые ЛП наносились по технологии текстильной печати. Для использования этих изделий при проведении физиотерапевтических процедур совместно с врачами были разработаны специальные методики. Показано, что эффективно использовать одно и то же изделие у каждого пациента можно до 3-х раз и более. Применение разработанных форм удобно пациентам.

Таким образом, в диссертации доказана целесообразность создания лечебных текстильных депо-материалов для проведения физиотерапевтических процедур, при которых выбранный по медицинским показаниям ЛП нанесен на текстильную основу по технологии текстильной печати, создающей в ТМ «депо» ЛП. Использование созданных лечебных материалов позволяет усилить физиотерапевтическое воздействие медикаментозным. За счет применения разработанной в диссертации технологии получения лечебных депо-материалов и композиций для ее осуществления удастся достичь высокой концентрации ЛП в очаге поражения при направленном, в т.ч. трансдермальном подведении препаратов, что доказано как при проведении различных модельных экспериментов, так и при клинических испытаниях.

По результатам исследования разработаны и утверждены технологические режимы производства лечебных материалов для физиотерапии и методики их применения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1 С целью разработки технологии производства аппликационных лечебных текстильных депо-материалов (ТМ) с лекарственными препаратами (ЛП) для применения в физиотерапии проведен анализ литературы, освещающей способы введения ЛП в ТМ, на основании чего предложено использовать для указанной цели модифицированную технологию плоско-шаблонной текстильной печати. С целью выбора ТМ для нанесения печатной композиции изучены санитарно-гигиенические и физико-механические свойства трикотажных и нетканых полотен, разрешенных для медицинского использования. Показано, что в качестве основы для изготовления указанных лечебных материалов следует использовать нетканые полотна: холстопршивное гигроскопичное (вискозное волокно 60%, хлопковое – 40%, развес 160 г/м<sup>2</sup>), льно-вискозное каландрированное (льняное волокно 50%, вискозное – 50%, развес до 200 г/м<sup>2</sup>) – для наложения на кожу и вискозно-полиэфирное гидроструйное (вискозное волокно 70%, полиэфирное – 30%, развес 60г/м<sup>2</sup>) – для расположения в полостях (носовых пазухах и ушных раковинах).

2 Проведен выбор загустителей печатной композиции среди полимеров, разрешенных для применения в медицинской практике (альгината натрия, натриевой соли сукцината хитозана, коллагена, гиалуроновой кислоты и их смесей) для их использования при создании лечебных депо-материалов. Исследованы закономерности процесса набухания полимеров-загустителей в различных модельных средах для оценки его влияния на скорость массопереноса и достижение эффективной концентрации введенных ЛП в очаге поражения, и показано преимущество использования полимера-загустителя альгината натрия или смеси альгината



натрия и гиалуроновой кислоты. Исходя из полученных экспериментальных данных, технологических и экономических соображений, для создания лечебных депо-материалов в качестве основного полимера-загустителя рекомендовано использование альгината натрия.

3 Проведены исследования реологических свойств и печатно-технических характеристик полимерных систем на основе альгината натрия и бикомпонентных смесей альгината натрия, а также натриевой соли сукцината хитозана, коллагена и гиалуроновой кислоты. Показано, что наиболее удовлетворяющими характеристиками обладают полимер-загуститель альгинат натрия и смеси полимеров: альгинат натрия 6% + натриевая соль сукцинат хитозана 15%, в соотношении 50:50; альгинат натрия 7% + гиалуроновая кислота 0,8%, в соотношении 70:30 с введенными ЛП. Изучено влияние ЛП (лидокаина гидрохлорида, мексидола, гидрокортизона ацетата) на реологические свойства полимерных композиций. На основе полученных результатов разработан научно-обоснованный состав композиции для получения по технологии печати лечебных депо-материалов, используемых в физиотерапевтическом лечении.

4 Изучено влияние электрического поля, используемого при электрофорезе, на состояние водного раствора альгината натрия. Установлено, что при пропускании электрического тока через слой геля альгината натрия в зависимости от его напряжения происходит перераспределение концентрации полимера по объему композиции. При достижении определенной концентрации за счет фазового разделения на границе раздела ТМ-биологический субстрат образуется слой гидрогеля повышенной плотности, что влияет на массоперенос ЛП из ТМ во внешнюю среду. На основе полученных результатов установлено, что величина напряжения при проведении физиотерапевтических (электрофорез) процедур с использованием разработанных депо-материалов для эффективного лечебного действия не должна превышать 30В.

5 Установлено, что при пропускании электрического тока через гидрогель на основе альгината натрия происходит изменение величины рН в анодном и катодном пространстве, что следует учитывать при выборе электрофоретируемых лечебных препаратов и условий их подведения.

6 Проведено исследование электрофоретического массопереноса модельных органических соединений с различной растворимостью из ТМ с нанесенным слоем полимера-загустителя альгината натрия во внешнюю модельную (коллагеновые мембраны – модель кожи) среду. Подтверждена целесообразность использования альгината натрия в качестве загустителя, особенно при электрофорезе труднорастворимых ЛП.

7 Проведены исследования по определению влияния разных видов физиотерапевтических воздействий (электрофорез, фонофорез, лазерофорез, магнитофорез) на массоперенос ЛП из лечебных салфеток с нанесенными по технологии текстильной печати полимерными композициями с ЛП (лидокаина гидрохлорид, мексидол, гидрокортизона ацетат). Установлено, что количественно наибольший массоперенос ЛП достигается при воздействии электрического тока и ультразвука.

8 Доказано, что созданные лечебные текстильные депо-материалы обладают пролонгированным действием, достигаемым за счет специфики введения ЛП в текстильный материал по технологии текстильной печати, позволяющей создать в ТМ «депо» для ЛП. Показано, что время пролонгации массопереноса ЛП из ТМ к очагу поражения и концентрация доставленного ЛП в патологическом очаге зависят от выбора ТМ, полимера-загустителя и свойств ЛП. Установлена возможность многократного использования создаваемых материалов.

9 Показано, что кинетика массопереноса ЛП из ТМ во внешнюю среду обусловлена спецификой технологии текстильной печати. Скорость массопереноса ЛП наиболее высокая на начальной стадии при использовании в качестве полимера-загустителя альгината натрия и смеси полимеров альгината натрия и гиалуроновой кислоты, что важно для создания «ударной дозы» в патологическом очаге за короткое время; если по медицинским показаниям необходимо добиться более длительной пролонгации действия препарата, то следует применять смесь полимеров альгината натрия и натриевой соли сукцината хитозана.

10 С помощью спектрофотометрического метода проведены сравнительные исследования по влиянию электрофореза и фонофореза на глубину и полноту массопереноса ЛП (лидокаина гидрохлорида, гидрокортизона ацетата) в модель неповрежденной кожи (коллагеновая многослойная мембрана). Показано, что проникновение ЛП через слои коллагеновой мембраны зависит от растворимости и молекулярной массы ЛП. На основании проведенных экспериментов доказано, что используемые в работе ЛП возможно вводить одновременно, т.к. они не взаимодействуют между собой и поэтому не влияют на скорость и полноту массопереноса каждого из них.

11 Проведены исследования по влиянию диметилсульфоксида (ДМСО) на массоперенос ЛП (лидокаина гидрохлорид, гидрокортизона ацетат) во внешнюю среду при электрофорезе. Показано, что ДМСО оказывает ускоряющее влияние на глубину проникновения ЛП в модель кожи – коллагеновую мембрану.

12 На основе разработанной научно-обоснованной технологии получения лечебных депо-материалов для физиотерапии созданы лечебные изделия с пролонгированными лечебными свойствами для направленной доставки ЛП в патологический очаг организма. Изделия предложено использовать в виде салфеток и сделанных из них турунд (для расположения на поверхности кожи и в различных полостях: носовые пазухи, ушные раковины), рукавиц (для покрытия кистей рук), бахил (для покрытия ступней ног).

13 Проведены клинические испытания разработанных текстильных депо-материалов с ЛП (лидокаина гидрохлорид, гидрокортизона ацетат) в физиотерапевтическом отделении МОНКИ им. М.Ф.Владимирского. Применение данных материалов показало хорошую переносимость и высокую эффективность лечения по сравнению со стандартными методиками, используемыми сегодня в физиотерапии.

14 Разработаны и утверждены технологические регламенты получения текстильных лечебных депо-материалов для физиотерапии: салфеток «Колетекс-ЛГК-Ф», «Колетекс-ММГК-Ф», рукавиц «Колетекс-РЛГК-Ф», бахил «Колетекс-

БЛГК-Ф» многоразового действия по разработанной в представленной диссертации технологии.

15 Разработаны и утверждены методики применения созданных лечебных текстильных депо-материалов в физиотерапевтических отделениях медицинских учреждений.

## СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Статьи, опубликованные в рецензируемых журналах Перечня ВАК:

1 Фомина, Е.В. Влияние гамма - стерилизации на свойства аппликационных текстильных материалов с лекарственными препаратами [Электронный ресурс] / Е.В.Фомина, В.А.Грибкова // ЭНИ Технологии 21 века в легкой промышленности.-2011.-№5. Режим доступа: [http://www.mgutm.ru/jurnal/tehnologii\\_21veka/eni\\_5\\_chat1/section\\_2/eni5\\_chast1\\_article\\_9.pdf](http://www.mgutm.ru/jurnal/tehnologii_21veka/eni_5_chat1/section_2/eni5_chast1_article_9.pdf).

2 Фомина, Е.В. Применение текстильных материалов в косметологии/ Е.В.Фомина, В.А. Грибкова // Текстильная промышленность.- 2012. -№3.- С.28-31.

3 Хрыкова, А.Г. Новые технологии введения фармпрепаратов при лазерофорезе при лечении детей с аденоидными вегетациями / А.Г.Хрыкова, Е.В.Фомина, М.Ю.Герасименко, Н.Д. Олтаржевская, И.И. Комарова // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. – 2012. – № 6. – С.25-29.

4 Сипкин, А.М. Лазерофорез «Колетекс-АГГДМ» в послеоперационной реабилитации больных с верхнечелюстным синуситом / А.М.Сипкин, М.Ю.Герасименко, А.А.Никитин, А.Г.Хрыкова, Е.В.Фомина // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. – 2013. – № 3. – С.6-10.

5 Фомина, Е.В. Возможность использования текстильных аппликаций «Колетекс» в физиотерапии / Е.В. Фомина, М.И. Валуева, Н.Д. Олтаржевская, М.Ю. Герасименко, А.Г. Хрыкова, Н.А. Кленова, Н.О. Мартынова // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. – 2013. – № 4. – С.9-32.

### Патенты на изобретения:

6 Пат.2494774 Российская Федерация, МПК А61N 1/30, А 61М 31/00, А61К 31/77, А61Р 11/02. Способ лечения аллергического ринита / Герасименко М.Ю., Олтаржевская Н.Д., Коровина М.А., Хрыкова А.Г., Фомина Е.В.; заявитель и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью «КОЛТЕКС»; №20121139063/14; заявл. 12.09.2012; опубл. 10.10.2013, Бюл. №28.-7с.

7 Пат.2502528 Российская Федерация, МПК F61N 1/20, А61F 13/02, А61К 31/167, А61К31/734, А61Р 43/00. Способ воздействия на организм / Олтаржевская Н.Д., Герасименко М.Ю., Коровина М.А., Лазаренко Н.Н., Хрыкова А.Г., Фомина Е.В.; заявитель и патентообладатель Российская Федерация, от имени которой выступает Министерство промышленности и торговли Российской Федерации; № 2001213204/14; заявл. 23.08.2012; опубл. 27.12.2013, Бюл.№36.-9с.

ФОМИНА ЕЛЕНА ВИКТОРОВНА

ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ ЛЕЧЕБНЫХ ТЕКСТИЛЬНЫХ МАТЕРИАЛОВ  
ДЛЯ ФИЗИОТЕРАПИИ

Автореферат на соискание ученой степени кандидата технических наук

Усл.- печ. л. 1,00. Заказ № . Тираж 80 экз.  
Информационно-издательский центр МГУДТ  
117997, г.Москва ул.Садовническая д.33.стр.1  
Отпечатано в ИИЦ МГУДТ