

Таблица 3. Технологические параметры полимерных тампонажных композиций на основе смеси смол и образующегося камня.

№ п/п	Состав полимерного тампонажного состава, мас%			Время, мин		Предел прочности камня, МПа		Срок хранения смеси смол, мес.	Примечание
	Карбамидоформальдегидная смола	Ацетоноформальдегидная смола	Алюмохлорид	гелеобразования	отверждения	ч/з 2 сут.	ч/з 90 сут. сжатие		
1	35	35	30	150	190	Образец пластичный	20,65	более 10	Усадка не наблюдается, наблюдается незначительное набухание
2	35	45	20	285	320		20,43		
3	45	45	10	395	450		20,55		
4	40	40	20	240	290		20,78		
5	50	15	35	95	130		21,12		
6	60	10	30	50	90		21,25		
7	70	5	25	30	60		21,47		
8	20	60	20	1440	1920		19,99		
9	80	5	15	80	150		5,38		

В таблице 3 приведены средние характеристики полимерных композиций и образующихся из них тампонажных камней в зависимости от содержания компонентов композиции. Уменьшение массового содержания карбамидоформальдегидной смолы (ниже 35%) и увеличение содержания ацетоноформальдегидной смолы (больше 45 %) ведет к излишнему увеличению времени отверждения состава, ухудшению технологических показателей. Увеличение массового содержания карбамидоформальдегидной смолы (более 70 %) ведет к ухудшению прочностных характеристик тампонажного камня с одновременным ухудшением срока хранения смеси смол до 3 месяцев. Легкое набухание образцов способствует повышению качества ремонтно-изоляционных работ, поскольку отсутствует усадка и обеспечивается лучший контакт с породой.

Таким образом, с помощью методов ИК и ЯМР-спектроскопии установлено образование полимерных Н-комплексов в смесях карбамидоформальдегидной и ацетоноформальдегидной смол, выявлен механизм отверждения смеси карбамидоформальдегидной и ацетоноформальдегидной смол в кислой среде, показано, что по сравнению с карбамидоформальдегидной смолой полимерные композиции на основе смесей ацетоно- и карбамидоформальдегидных смол стабильны при хранении и позволяют создавать тампонажные материалы с

заданными физико-механическими свойствами: высокой прочностью, отсутствием усадки, пониженной хрупкостью.

Литература

1. Клещенко, И.И. Изоляционные работы при заканчивании и эксплуатации нефтяных скважин / И.И. Клещенко, А.В. Григорьев, А.П., А.П. Телков - М.: Недра, 1998. - 267 с.
2. Блажевич, В.А. Ремонтно-изоляционные работы при эксплуатации нефтяных месторождений / В.А. Блажевич, Е.Н. Умрихина, В.Г. Уметбаев - М.: Недра, 1981. - 232 с.
3. Серенко, И.А. Повторное цементирование при строительстве и эксплуатации скважин / И.А. Серенко, Н.А. Сидоров, А.Т. Кошелев - М.: Недра, 1988. - 263 с.
4. Кадыров Р.Р., Сахапова А.К., Архиреев В.П., Кузнецова О.Н. Применение синтетических смол для ремонтно-изоляционных работ // Нефтяное хозяйство, № 11, 2005, С. 70-72.
5. Архиреев В.П., Кузнецова О.Н., Сахапова А.К., Кадыров Р.Р. Тампонажные материалы на основе ацетоноформальдегидной смолы // Пластические массы, № 8, 2007, С. 49-52.
6. Козупица Л.М., Стрижнев К.В., Румянцева Е.А., Назметдинов Р.М. Совершенствование технологий устранения негерметичности колонн в условиях отсутствия непрерывной приемистости // Интервал. - 2005. - №4-5. - С. 44-51.

УДК 678.5.066:617.581

Механические свойства сверхвысокомолекулярного полиэтилена, наполненного неорганическими микрочастицами

Л. С. ПИНЧУК*, Ж. В. КАДОЛИЧ**, Е. А. ЦВЕТКОВА*, Е.А. СЕМЕНТОВСКАЯ*

*Государственное научное учреждение "Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси", Гомель, Беларусь

** Учреждение образования "Белорусский торгово-экономический университет потребительской кооперации", Гомель, Беларусь
tsvetkova@tut.by

Представлены результаты исследований моделирующей искусственный сустав пары трения "сверхвысокомолекулярный полиэтилен, наполненный неорганическими микрочастицами – сплав CoCrMo". Оптимизировано содержание наполнителя по критериям прочности и износостойкости. Показана целесообразность формирования в зоне трения физических полей, моделирующих биополе сустава.

Ключевые слова: полимерный вкладыш, неорганические наполнители, биофизическое поле, "третье тело", износостойкость

The results of investigations are presented in modeling rubbing of the friction pair ultra-high molecular weight polyethylene filled by inorganic microparticles against a CoCrMo alloy. The filler content has been optimized by the strength and wear resistance criteria. The expediency of forming biophysical fields in the friction zone to simulate the biofield of the articulation is proved.

Keywords: polymer insert, inorganic fillers, biophysical field, third body, wear resistance

Введение

Износостойкость эндопротезов суставов была и остается

одной из важнейших проблем ортопедии. Все виды движений в искусственных суставах осуществляются с помощью узлов

трения, которые должны работать *in vivo* много лет без отказов и ремонта. Эта проблема имеет, по крайней мере, три аспекта.

Во-первых, трибологический ресурс многих эндопротезов суставов (имеется в виду ресурс, ограниченный отказом эндопротеза из-за предельного износа) во многих случаях меньше остатка жизни прооперированных пациентов. Поскольку заменить имплантированный эндопротез можно только путем ревизионной операции, износостойкость его узла трения в большой мере определяет время жизни искусственного сустава и качество жизни пациента. Во-вторых, продукты изнашивания эндопротеза, накапливаясь в окружающих тканях и лимфатических узлах, приводят к послеоперационным осложнениям, а иногда оказывают токсическое действие на организм. В-третьих, в ортопедии утвердился взгляд на природу асептической нестабильности (расшатывания) эндопротезов как следствие "засорения" тканей продуктами изнашивания.

Пары трения эндопротезов традиционно изготавливают из конструкционных жестких и непористых материалов, не позволяющих реализовать биофизические механизмы смазки, свойственные хрящу. В используемых сегодня эндопротезах невозможно регулировать электрический потенциал поверхностей трения, вследствие чего остаются неустраиваемыми уникальные трибологические свойства синовиальной жидкости как полярной смазочной среды и не "включается" механизм смазки, свойственный естественным суставам.

Износостойкость сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ) является актуальной проблемой трибологии искусственных суставов, поскольку подавляющее большинство имплантируемых в мире эндопротезов содержат детали трения из СВМПЭ [1]. Это объясняется тем, что металлополимерные эндопротезы имеют невысокую цену, обладают низким коэффициентом трения, технологичны при изготовлении, хорошо демпфируют ударные нагрузки и прирабатываются.

В работе [2] приведены триботехнические характеристики эндопротезов Чанли с парой трения СВМПЭ-металл. Испытания на имитаторе показали, что коэффициент трения таких эндопротезов при трении без смазки $\mu = 0,11 \pm 0,025$, а при смазке жидкой средой с вязкостью $\eta = 0,01$ Па с коэффициентом трения $\mu = 0,04 \pm 0,001$. СВМПЭ прекрасно работает в парах с керамикой (скорость изнашивания *in vivo* 0,05–0,13 мм/год [3, 4]) и со всеми металлическими сплавами, кроме титановых.

Образование частиц износа имплантированных эндопротезов, проработавших в течение длительного периода (порядка 10 лет) всегда вызывало беспокойство ортопедов. Усталостный механизм изнашивания полимерных компонентов эндопротезов обуславливает образование большого количества частиц износа СВМПЭ (начальная скорость изнашивания достигает 0,29 мм/год [5]).

Производительность эндопротезов как генераторов частиц износа существенно зависит от конструкции пары трения. Так, в работе [6] приведены статистические данные о количестве частиц износа, зарегистрированных в периапартулярных тканях. Возле головки биполярных эндопротезов тазобедренного сустава число частиц оказалось вдвое большим, чем возле чашек, фиксированных в вертлужной впадине. Существует зависимость между интенсивностью изнашивания полимерного вкладыша и диаметром металлической головки эндопротезов [7]. Наименьший износ полимерных вкладышей зарегистрирован в паре с головками диаметром 28 мм,

немного больший износ имели эндопротезы с головками 22 мм, а самый большой износ обнаружен во вкладышах, работавших в паре с головками диаметром 32 мм. Наибольшее количество частиц износа СВМПЭ образуется в период приработки эндопротезов, который по мнению авторов работы [5] продолжается *in vivo* в пределах 5 лет. Затем скорость изнашивания вкладышей снижается, и темпы "засорения" суставной капсулы полимерными частицами стабилизируются.

Отложение частиц износа в тканях, окружающих эндопротез, происходит потому, что периапартулярная лимфосистема не справляется с их утилизацией.

В связи с вышеизложенным представляет интерес разработка полимерного материала трения, моделирующего триботехнические характеристики и механизмы изнашивания эндопротезов суставов следующего поколения. При постановке задачи исходили из следующих соображений: 1) основу материала должен составлять сертифицированный для ортопедии СВМПЭ; 2) наполнителем, упрочняющим основу, должен быть твердый смазочный материал; 3) частицы наполнителя должны создавать в зоне трения физическое поле, регулирующее распределение смазочного слоя и частиц износа.

Материалы и методы исследований. На сегодняшний день из множества материалов для ортопедии в узлах трения тотальных искусственных суставов используют узкую комбинацию материалов: полимер-металл и полимер-керамика. В течение полувека она остается наиболее приемлемым решением, несмотря на то, что слабым звеном металлополимерных эндопротезов является полимерный вкладыш. Средняя скорость его изнашивания достигает 0,2 мм/год, что (при благоприятном исходе операции) ограничивает период времени между первичным и ревизионным (повторным) эндопротезированием 5–20 годами в зависимости от качества эндопротеза и физической активности пациента [8]. Основной причиной отказа металлополимерных эндопротезов считают усталостный механизм изнашивания полимерного вкладыша, обуславливающий образование в нем подповерхностных трещин и выкрашивание полимерного материала с поверхности трения [9]. Линейный износ металлической головки к этому моменту, как правило, не превышает 0,1 мм. Единственным полимерным материалом, надежно зарекомендовавшим себя в парах трения эндопротезов, является СВМПЭ, основными достоинствами которого являются низкие ползучесть под нагрузкой и коэффициент трения, удовлетворительные прочность, биологическая инертность и стойкость к стерилизации в составе изделий. Однако, в эндопротезах нового поколения эти достоинства СВМПЭ должны быть усилены путем реализации достижений трибологии в области формирования и регулирования структуры смазочного слоя.

Изучали пары трения "наполненный СВМПЭ-сплав CoCrMo". В экспериментах использовали СВМПЭ марки Hostalen GUR 4120. Наполнителями служили феррит бария (ФБ) и коллоидный графит марки С1. ФБ не является биосовместимым материалом в отличие от состоящего только из углерода графита. Он используется в модели как носитель магнитного поля, "организующего" смазочный слой в зоне трения. Степень наполнения СВМПЭ смесью наполнителей (1:1 по массе) составляла 0,01–0,2 масс. %. С целью надежного закрепления неорганических частиц в полимерной матрице на поверхности частиц наполнителя механохимическим способом создавали активные центры [10]. Активацию

наполнителя осуществляли путем механического измельчения частиц в среде неорганической кислоты. Размер частиц наполнителя не превышал 0,3 мкм, что обеспечивает возможность вывода продуктов износа из сустава через перипротезную систему.

Образцы для механических и трибологических испытаний формировали методом "горячего" прессования ($T = 180^{\circ}\text{C}$, $p = 10\text{--}12$ МПа). Для ориентации частиц ФБ вдоль поверхности трения образца спекание образцов проводили в поле соленоида ($H = 200$ А/м). Электрическую поляризацию образцов осуществляли по технологии получения короно- или термоэлектретов [11]. Зарядовое состояние образцов контролировали методом термостимулированной деполяризации.

Коэффициент трения наполненного полимерного материала измеряли с помощью маятникового трибометра, снабженного компьютерной системой регистрации колебаний. Нагрузка на образец $p = 1\text{--}7,5$ МПа, скорость скольжения $v = 1\text{--}2$ м/с. Износостойкость материала определяли весовым методом на машине трения возвратно-поступательного перемещения в режиме "сухого" трения, моделируя работу эндопротеза *in vivo* в случае недостатка или отсутствия синовиальной жидкости.

Распределение подповерхностных трещин в образцах, подвергнутых испытаниям на износостойкость, изучали на поперечных срезах образцов с помощью растрового электронного микроскопа.

Результаты и обсуждения.

При замещении патологически измененного сустава эндопротезом практически одновременно ликвидируется патологический очаг, однако в системе нервной регуляции сустава образуется так называемая "немая зона". Наличие большого искусственного образования – эндопротеза – не может остаться "незамеченным" для организма в целом [12]. К сожалению, при хирургическом вмешательстве происходит нарушение не только целостности сустава, но и биологически целесообразного действия естественных биофизических полей [13].

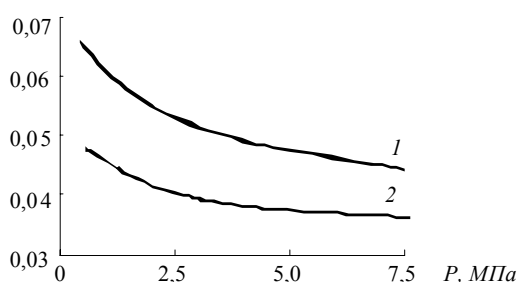


Рис. 1. Зависимость коэффициента трения от нагрузки p при смазывании опоры трибометра синовиальной жидкостью: 1 – опора не заряжена, 2 – опора несет электрретный заряд (эффективная поверхностная плотность заряда $\sigma_{\text{эф}} = 10^{-7}$ Кл/см²).

Исследование зависимости коэффициента трения пары СВМПЭ-СоСгМо от нагрузки и наличия в полимерной детали электрретного заряда при смазывании синовиальной жидкостью (рис. 1) показало, что коэффициент трения снижается почти в два раза, если поверхность трения поляризована. Этот эффект проявляется независимо от способа формирования заряда в опоре маятника. Отрицательно заряженная поверхность трения обуславливает при прочих равных условиях коэффициент трения меньший, чем положительно заряженная. Можно предположить, что создание в эндопротезе

слабого электрического поля, моделирующего поле естественного сустава, позволит *in vivo* снизить коэффициент трения в искусственном суставе. Это произойдет за счет оптимальной ориентации в смазочной прослойке полярных групп белково-полисахаридных комплексов и жидкокристаллических компонентов синовиальной жидкости [14].

Внесение в полимерную матрицу СВМПЭ 0,01–0,2 масс.% наполнителя практически не оказывает влияния на прочность композита: отклонение значений разрушающего напряжения при растяжении наполненных образцов от среднего значения для чистого СВМПЭ составляет $\pm 5\%$. Однако даже столь незначительная концентрация неорганических частиц заметно улучшает трибологические характеристики – коэффициент трения и износостойкость композитных образцов. Это естественно, т.к. частицы коллоидного графита, являющегося твердой смазкой, снижают коэффициент трения, а частицы ФБ создают слабое магнитное поле, имитирующее биополе естественного сустава, которое оказывает существенное влияние на формирование смазочного слоя.

Результаты трибологического исследования показали, что трение СВМПЭ, наполненного коллоидным графитом, ФБ или их смесью в паре трения со сплавом СоСгМо характеризуется коэффициентом трения ($\mu = 0,04\text{--}0,07$) и низкой износостойкостью по сравнению с чистым СВМПЭ. Замечено, что в процессе изготовления образцов, частицы графита, имеющие слоистую структуру, получают определенную пространственную ориентацию, приводя к анизотропии свойств детали трения. При введении в СВМПЭ свыше 5 масс.% графита резко снижается прочность композита. Это – результат низкой адгезии на границе СВМПЭ – графит. С целью устранения этого недостатка графит подвергали механохимической активации.

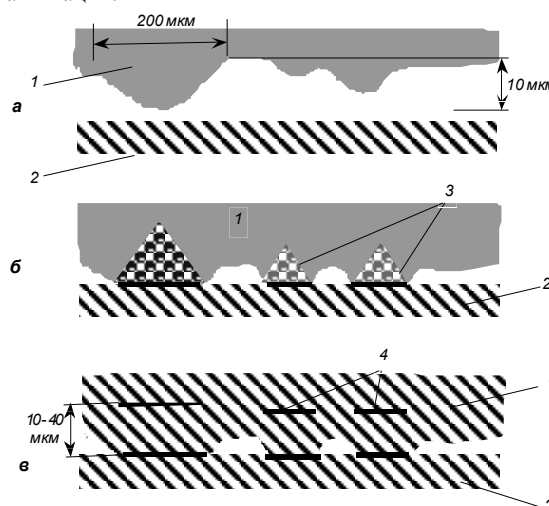


Рис. 2. Механизм изнашивания СВМПЭ в имплантированных эндопротезах суставов: а – начало контактирования; б – нагружение пары трения и изнашивание микровыступов; в – начальная фаза разрушения СВМПЭ. 1 – полимер; 2 – металл; 3 – зона концентрации напряжений; 4 – трещина.

Английский триболог Д.Доусон с сотрудниками установил [9], что изнашивание СВМПЭ в паре с гладким металлическим контртелом ($R_a < 0,02$ мкм) происходит *in vivo* по усталостному механизму (рис.2). На этапе приработки первыми вступают в контакт с контртелом и изнашиваются микровыступы на поверхности трения полимерной детали. Под

образующимися при трении микроучастками касания в полимерной детали концентрируются напряжения. Спустя некоторое время, в зонах концентрации напряжений на глубине 10–40 мкм от поверхности трения в полимерной детали образуются микротрещины. При динамическом нагружении искусственного сустава происходит рост подповерхностных трещин, приводящий к откалыванию микронеровностей и значительному повреждению поверхности трения. Поэтому скорость изнашивания эндопротезов *in vivo* на два и более порядка выше скорости изнашивания, регистрируемой при лабораторных испытаниях пар СВМПЭ-металл по схеме палец-диск при аналогичной постоянной нагрузке [3].

Механизм изнашивания наполненного СВМПЭ в паре с контртелом из сплава CoCrMo существенно отличается от представленного выше механизма. В процессе приработки, когда интенсивно изнашиваются микровыступы контактирующих образцов, часть продуктов износа – частицы графита, ФБ и полимера остается в зоне контакта и вовлекается в процесс трения (рис. 3). Намагнитенные частицы ФБ локализуются в микрополостях зоны контакта. Более мелкие частицы графита заполняют пустоты в агломератах из частиц ФБ, образуя "третье тело", стабилизирующее процесс трения. Под микроучастками касания в полимерной детали по-прежнему концентрируются напряжения, но зона их действия значительно меньше из-за заполнения микрополостей в контакте агломератами ФБ и графита. Частицы наполнителя, выступающие из СВМПЭ на поверхность трения, являются своеобразными распределителями напряжений. Благодаря этому уменьшается толщина перенапряженного поверхностного слоя полимерной матрицы. Через некоторое время в зонах концентрации напряжений на глубине до 10 мкм в подповерхностном слое полимерного образца трения могут возникнуть микротрещины. Интенсивность изнашивания снижается в 1,5–2,1 раза, когда частицы ФБ ориентированы в процессе формирования образцов по направлению трения.

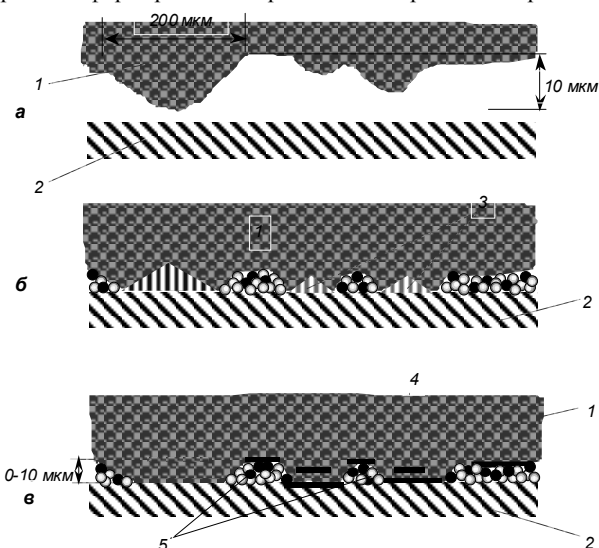


Рис. 3. Механизм изнашивания наполненного графитом СВМПЭ: а – начало контактирования; б – нагружение пары трения, изнашивание микровыступов и заполнение микронеровностей агломератами частиц износа; в – начальная фаза разрушения СВМПЭ: 1 – полимер; 2 – металл; 3 – зона концентрации напряжений; 4 – трещина; 5 – агломераты частиц износа.

Уменьшение глубины залегания микротрещин обусловлено увеличением площади фактического контакта и изменением напряженного состояния поверхностного слоя за счет "третьего тела". Откалывание микронеровностей при динамическом нагружении искусственного сустава с полимерным композитным вкладышем приводит к меньшему повреждению поверхности трения, а, следовательно, к снижению скорости изнашивания эндопротеза. Наличие в зоне трения имплантированного эндопротеза магнитного поля и токопроводящих частиц обуславливает оптимальную ориентацию в смазочном слое полярных групп белково-полисахаридных комплексов и жидкокристаллических компонентов синовиальной жидкости. Это создает благоприятные предпосылки для снижения коэффициента трения в эндопротезе *in vivo*.

Заключение

Предложена модель полимерного материала трения для эндопротезов суставов. Она представляет собой несущую основу из сертифицированного в ортопедии СВМПЭ, наполненного биосовместимым (на основе углерода) твердым смазочным материалом – коллоидным графитом – и частицами ФБ, создающими магнитное поле. Экспериментально показано, что в паре с контртелом из CoCrMo такой материал демонстрирует низкий коэффициент трения ($\mu = 0,04-0,07$). Предложен механизм формирования "третьего тела" в зоне трения такого материала, которое обуславливает снижение концентрации напряжений в поверхностном слое полимерной матрицы, уменьшение глубины залегания в ней подповерхностных трещин и скорости ее усталостного повреждения.

Литература

1. Petty W. Results of primary total hip arthroplasty // In: Total Joint Replacement / Ed. by W. Petty. - Philadelphia : W.B. Saunders Co. - 1991. - P. 315-348.
2. Hall R.M., Unsworth A., Wroblewski B.M., Burgess I.C. Frictional characterization of explanted Charnley hip prostheses // Wear. -1994. - V. 175. - P. 159-166.
3. Pinchuk L.S. Tribology and Biophysics of Artificial Joints / L.S. Pinchuk, V.I. Nikolaev, E.A. Tsvetkova, V.A. Goldade. Kidlington, Oxford Joints: Elsevier Ltd., 2006. 350 p.
4. Zichner L.P., Willert H.G. Comparison of alumina-polyethylene and metal-polyethylene in clinical trials // Clin. Orthop. -1992. - V. 282. - P. 86-94.
5. Woolson S.T., Murphy M.G. Wear of the polyethylene of Harris-Galante acetabular components inserted without cement // J. of Bone and Joint Surg. - 1995. - V. 72 A, № 9. - P. 1311-1314.
6. Maloney W.J., Smith R.L., Schmalzried T.P., Chiba J., Nuene D., Rubach H. Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have had failure of a hip arthroplasty without cement // J. of Bone and Joint Surg. - 1995. - V. 77 A, № 9. - P. 1301-1310.
7. Livermore J., Ilstrup D., Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component // J. of Bone and Joint Surg. -1990. - V. 72 A, № 4. - P. 518-528.
8. Morscher E.W. Endoprothetic. - Springer-Verlag, Berlin, 1995. - 432 s.
9. Cooper J.R., Dowson D., Fisher J. Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene // Wear. - 1993. - V. 162-164. - P. 378-384.
10. Принципы создания композиционных полимерных материалов / А. А. Берлин, С.А. Вольфсон, В.Г. Ошмян, Н.С. Ениколов. - М.: Химия, 1990. - 240 с.
11. Kestelman N., Pinchuk L., Goldade V. Electrets in Engineering: Fundamentals and Application. - Boston: Kluwer Academic Publishers, 2000. - 289 p.

12. Барабаш И.В., Барабаш А.П., Арсентьева Н.И. Изменение биоэлектрической активности головного мозга при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2000. №1. - С. 36-41.

13. Ремизов А.А. Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа, 1999. - 616 с.

14. Ермаков С.Ф., Родненков В.Г., Белоенко Е.Д., Купчинов Б.И. Жидкие кристаллы в технике и медицине. - Мн.: "Аскар", ЧеРо, 2002. - 412 с.

УДК 677.023.75.0.27

Разработка печатной загустки на основе карбоксиметилкрахмала и водорастворимых акриловых полимеров

Г.А. ИХТИЯРОВА

Бухарский государственный университет
gulnora74@mail.ru

В статье приведены качественные свойства напечатанных х/б тканей смешанными композиционными загустками на основе альгинатного, КМК с водорастворимыми синтетическими акриловыми полимерами на базе местных сырьевых ресурсов. При использовании новой композиции в качестве загустителя по сравнению с КМК достигаются лучшие колористические показатели и схожие с традиционной альгинатной при печатании хлопчатобумажных тканей.

Ключевые слова: загустка, карбоксиметилкрахмал, печатания, активные красители, синтетические полиакрилаты, интенсивность.

In the article qualitative characteristic printed cotton fabrics mixed composition thickener based on alginate, carboxymethylstarch (CMS) and synthetic acrylic polymers on the base local raw materials resource are brought. When use the new composition as thickener in contrast with CMS are reached best coloristic factors and similar with traditional alginate when printing cotton fabric.

Keywords: thickener, carboxymethylstarch, printing, reactive dyes, synthetic acrylic polymers, colour strength (K/S)

Загустки – это композиция материалов, которая используется при нанесении рисунка на ткань, для предотвращения растекания краски, вследствие капиллярности волокон. Загустители играют значительную роль в решении ряда актуальных проблем в текстильной промышленности, для печатания тканей, позволяющих непосредственно влиять на качество получаемых тканей. Из основных процессов отделки хлопчатобумажных тканей является печатания, качество которой обычно зависит от применяемой загустки [1]. В состав загусток могут входить различные вещества: крахмал, декстрин, камеди, альгинат, манутекс и т.п. В качестве загустителей для хлопчатобумажных тканей активными красителями используют такие, которые не содержат функциональных групп и не могут вступить в химическое взаимодействие с красителем. Активные красители, легко вступающие в химическую реакцию с гидроксильными группами, будут взаимодействовать и с гидроксилсодержащим загустителем. Этим требованиям не удовлетворяют такие загустители как крахмал, трагант, камедь и т.п. Для активных красителей в первую очередь используют альгинат натрия, манутекс, полупринт которые обеспечивают хороший выход цвета четкий контур, мягкий гриф. Эти свойства особенно важны при печатании по хлопчатобумажным тканям.

Крахмал – дешевый и доступный полисахарид с длинной историей в текстильной печати. Он взаимодействует с активными красителями, а также загустка на его основе не устойчива при хранении. В процессе хранения молекулы амилозы ассоциируются друг с другом, образуя псевдокристаллическую

решетку, в результате чего происходит так называемая ретроградация крахмала и отделение воды. Этот процесс называется синерезисом [2]. В крахмале ассоциация амилозы и ретроградация превышает синерезис, и поэтому целесообразно их модифицировать. Для активных красителей используют модифицированные крахмалы [3–4]. В последнее время представляет интерес, среди различных эфиров крахмала-карбоксиметилэфира. Он особенно полезен для активных красителей. В модифицированном крахмале процесс синерезиса протекает с наименьшей скоростью и это объясняется тем, что частично модифицированном крахмале имеются карбоксильные группы. И эти группы связываются с молекулами воды и образуют гидраты ассоциации.

Применение этих крахмалов позволяет улучшить показатели печатных тканей; уменьшает расход загущающих материалов, снижает энергозатраты, уменьшает расход химических расщепителей, увеличивая экологическую безопасность техпроцессов.

Нами была проведена модификация рисового крахмала монохлоруксусной кислотой в щелочной среде, чтобы получить карбоксиметил крахмал (КМК). Реакция протекает по схеме 1.

КМК хорошо растворяется в воде при комнатной температуре. При растворении в воде образует однородный прозрачный высоковязкий раствор. Устойчив при длительном хранении. Его можно применить в качестве загустки для печатания активными красителями. Чрезвычайно актуальной становится задача поиска путей уменьшения содержания КМК в печатных композициях без снижения качества печатания.