



БАЛАКОВСКИЙ ИНЖЕНЕРНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ

СБОРНИК ТРУДОВ

III Всероссийской
научно-практической конференции

ТОМ 3

«ТЕХНОЛОГИЯ И ПЕРЕРАБОТКА
СОВРЕМЕННЫХ ПОЛИМЕРНЫХ
МАТЕРИАЛОВ»



Балаково 2017

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ

Балаковский инженерно-технологический институт

СБОРНИК ТРУДОВ

**III Всероссийской
научно-практической конференции**

ТОМ 3

**«ТЕХНОЛОГИЯ И ПЕРЕРАБОТКА СОВРЕМЕННЫХ
ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ»**

25 декабря 2017 года

Балаково 2017

УДК 621.311, 677, 620.9

ББК 31.4+35.71+31.19

III Всероссийская научно-практическая конференция «Современные технологии в атомной энергетике» (25 декабря 2017 года); III Всероссийская научно-практическая конференция «Энергоэффективность и энергосбережение» (25 декабря 2017 г.); III Международная научно-практическая конференция «Технология и переработка современных полимерных материалов» (25 декабря 2017 г.).

Сборник статей. М.: НИЯУ МИФИ; Балаково: БИТИ НИЯУ МИФИ, 2017. в 3-х томах.

Сборник содержит статьи по итогам докладов, включенных в программу III Всероссийской научно-практической конференции «Современные технологии в атомной энергетике»; III Всероссийской научно-практической конференции «Технология и переработка современных полимерных материалов»; III Всероссийской научно-практической конференции «Энергоэффективность и энергосбережение», проводимых 25 декабря 2017 года в БИТИ НИЯУ МИФИ.

Тематика конференции охватывает широкий круг вопросов: актуальные проблемы и пути развития энергетики; надежность зданий и сооружений объектов тепловой и атомной энергетики; реконструкция, реставрация историко-архитектурного наследия; IT-технологии и автоматизация в технических системах, науке и образовании; перспективы развития машиностроительного и металлургического производства; транспортные, технологические машины и оборудование; проблемы химической технологии органических и неорганических веществ.

Сборник предназначен преподавателям, ученым, аспирантам, студентам и специалистам, интересующимся тематикой представленных научных направлений.

Редколлегия: М.Г. Шевашкевич (ответственный редактор),
В.А. Разуваев, Р.А. Кобзев, М.А. Фролова, В.П. Бирюков, В.М. Меланич,
Н.Г. Зубова, О.В. Виштак, М.С. Губатенко, Н.С. Голоскова

Статьи сборника издаются в авторской редакции.

Материалы получены до 25.12.2017

ISBN 978-5-7262-2463-3

© Балаковский инженерно-технологический
институт (филиал)
Национального исследовательского ядерного
университета «МИФИ», 2017

Подписано в печать 05.02.2018 Формат 60х84 1/16

Печ.л. 24,6 Тираж 100 экз. Заказ №1

Балаковский инженерно-технологический институт (филиал)
Национального исследовательского ядерного университета «МИФИ»
Типография БИТИ НИЯУ МИФИ
413853, Саратовская обл., г. Балаково, ул. Чапаева, д. 140

СОДЕРЖАНИЕ

АРХИПОВ В.Р., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Исследование НДС мостового дентального протеза при вертикальной жевательной нагрузке..... 6

БАДАЛОВА П.В., МАНАНКОВА Е.А., ТАГАНОВА В.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Изучение синтеза гидроксиапатита и его идентификация..... 7

ГОХМАН М.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Аналитика и изменение материала эндопротеза тазобедренного сустава..... 10

ДИАЛЕКТОВА А.К., ЕВДОКИМОВА А.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Расчет НДС эндопротеза локтевого сустава..... 12

ДМИТРИЕВА К.В., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Усовершенствование конструкции коленного эндопротеза..... 14

ЖУРАВЛЕВ Д.В., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Анализ усовершенствованной конструкции зубного абатмента..... 17

ИГНАТЕНКО А.О., ПАРШКОВА Е.С., ЗУБОВА Н.Г.

Получение в лабораторных условиях резины из каучуконосных растений..... 20

ИГНАТЕНКО А.О., ПАРШКОВА Е.С., СЕНИЦЫНА И.Н.

Исследование растворимости сернокислотного лантана в присутствии сульфата кальция..... 23

КОВАЛЕНКО О.О., БОРИСОВА Н.В.

Исследование свойств пленочных полимерных композиций на основе этиленвинилацетата..... 24

КОВАЛЬ А.В., РОЗОВ Р.М., УСТИНОВА Т.П.

Оценка эффективности очистки модельных медь- и никельсодержащих растворов с использованием катионита на основе термо- и СВЧ-обработанного базальтового волокна..... 27

КОЛОБОВА А.А., ЛИЗИН А.А.

Матрицы для включения электролитов пирохимической переработки ядерного топлива..... 30

КОРЧИНА Л.В.

Изучение влияния модифицированного ПАН-жгутика на свойства эпоксидного композита на его основе..... 32

КОСАРЕВА В.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Стоматологический внутрикостный имплантат..... 34

КОСТЮЧЕНКО Е.А., ШАРОВА И.Г.

Определение оптимальных параметров экстракции фосфатов при производстве экстракционной фосфорной кислоты..... 37

КУРСАКОВА А.И., ЩЕРБИНА Н.А., КОЛОМИЕЦ Т.В.

Изучение эффективности модификации гидратцеллюлозного волокна многокомпонентной модифицирующей системой..... 40

МАКАРОВА А.В., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Эндопротезирование сустава пальцев верхних конечностей..... 43

МАЛКИНА К.А., КОЧНЕВА А.В., ЗУБОВА Н.Г., ЗЕМСКОВ В.М.

Технологические и эксплуатационные свойства композитов на основе модифицированных нитей..... 46

МЕРЗЛЯКОВА П.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Усовершенствование конструкций бандажа коленного сустава..... 49

МОСКВИН Р.Ю., БЫЧКОВА Е.В., МАТЫЦИН А.А.

Термореактивные электреты с применением сверхвысокочастотной электромагнитной обработки..... 52

МОСТОВОЙ А.С., ТАГАНОВА А.А.

Эпоксидные композиты, модифицированные олеиновой кислотой..... 54

МОСТОВОЙ А.С., ТАГАНОВА А.А., ПРОКОПОВИЧ К.В.

Эпоксидные композиты, модифицированные микроволокнами полититанатов калия..... 57

НЕБОГАТИКОВ Р.С., ЗЛОБИНА И.В., КОСТИН К.Б., ШПИНЯК С.П., БЕКРЕНЕВ Н.В., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Анализ образцов акрилатного цемента и СВМПЭ на износ..... 59

НЕВРЮЕВ Д.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Усовершенствование конструкции протеза стопы..... 63

ПАПКИНА Н.И., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Усовершенствование конструкции тазобедренного эндопротеза..... 67

РУСЯЕВА К.А.

Влияние элементного состава на эксплуатационные характеристики стали 12X18H10T..... 69

САРГСЯН Х.А., ДУБРОВИНА С.Э., ПИЧХИДЗЕ С.Я.

Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава..... 71

СОШКИНА Е.А., КУРСАКОВА А.И., ЩЕРБИНА Н.А., КОЛОМИЕЦ Т.В.	
Модификация угленаполненной втулки рычажной системы рельсового транспорта с целью повышения прочностных характеристик.....	73
СОШКИНА Е.А., ЩЕРБИНА Н.А., КОЛОМИЕЦ Т.В.	
Изучение эффективности взаимодействия многослойных углеродных нанотрубок с гидратцеллюлозным волокном.....	76
СОШКИНА Е.А., ЩЕРБИНА Н.А.	
Исследование устойчивости водных дисперсий многослойных углеродных нанотрубок и выбор параметров модификации волокна.....	78
ТАГАНОВА В.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.	
Идентификация солей триметилалкил- с группой N^+-CH_3 или тетраалкиламмония с группой N^+-CH_2 ациклического строения.....	80
ТАГАНОВА В.А., ПИЧХИДЗЕ С.Я.	
Газохроматографическое определение термодинамических характеристик сорбции бисфенола.....	84
ТАГАНОВА В.А., КОСТИН К.Б., ПИЧХИДЗЕ С.Я.	
Идентификация хлор-гидроксиапатита.....	87
ТРЕГУБЕНКО М.В., ЩЕРБИНА Н.А., БЫЧКОВА Е.В., ПАНОВА Л.Г.	
Разработка составов и исследование биоразлагаемой термопластичной композиции.....	89
УСАНИН С.Е., БОРИСОВА Н.В., ЗАКИРОВА С.М.	
Влияния режимов химического меднения на свойства ПАН-жгутика.....	91

III ВСЕРОССИЙСКАЯ НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«ТЕХНОЛОГИЯ И ПЕРЕРАБОТКА ОРГАНИЧЕСКИХ И НЕОРГАНИЧЕСКИХ
МАТЕРИАЛОВ»

УДК 616.07; 616.31

Исследование НДС мостового дентального протеза при вертикальной жевательной нагрузке

Архипов Владислав Романович, студент группы 62ДИЗН-41 кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.,
г. Саратов

Известно [1...3], что частным решением проблемы лечения включенных дефектов зубных рядов является применение мостовых протезов. В большинстве случаев применяют металлокерамические, однако в последнее время всё шире в практику протезирования внедряются протезы из титана и его сплавов.

Важным вопросом в стоматологии является математическое моделирование для возможности прогнозирования механических характеристик конструкции протеза.

Цель работы: построить математические модели для титанового мостового протеза с опорой на имплантаты, методом конечных элементов определить напряженно-деформированное состояние для этих конструкций.

Исследование НДС проводилось в программе Fusion 360 на мост, изготовленный из сплава $Ti-6Al-4V$, плотность $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³, с пределом прочности на растяжение 1034 МПа, нагрузка 150 Н, рис. 1-6.

Для титанового протеза ВТ-1-00 значения напряжений по области протеза выше. При средних значениях жевательных нагрузок для сплава $Ti-6Al-4V$ значения напряжений не превышают предела разрушения данных материалов.



Рис.1. Размеры мостового протеза



Рис.2. Точка зажима протеза



Рис.3. Точка нагрузки на протез



Рис. 4. Статическая деформация отн. ед., min 15, max 15

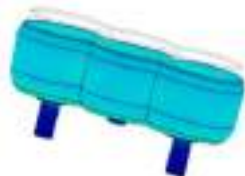


Рис. 5. Напряжения по Мизесу, min 9.285 МПа, max 9.133 МПа

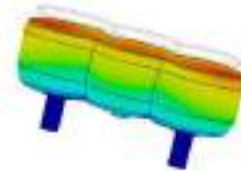


Рис. 6. Смещения, min 0 мм, max 1.118 мм

Выводы: получены результаты распределения напряжений для мостового протеза под действием жевательной нагрузки. Показано, что с точки зрения механической прочности протез из сплава *Ti-6Al-4V* является предпочтительным.

Литература:

1. Sailer I., Pjetursson B.E., Zwahlen M., Haemmerle C.H.F. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 2007. – p. 86–96.
2. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: монография. – Харьков: Форт, 2010. – 468 с.
3. Бодягина К.С., Павлов С.П. Улучшение механических характеристик мостовых дентальных протезов при помощи топологической оптимизации / Юность и Знания – Гарантия Успеха – 2016 / Курск: Юго-Зап. гос. ун-т, ЗАО «Университетская книга», 2016. – с. 244-248.

УДК 66.091.1

Изучение синтеза гидроксиапатита и его идентификация

¹Бадалова П.В., студентка группы ХМТН-1, кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

¹Мананкова Е.А., студентка группы ХМТН-1, кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

¹Таганова В.А., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

²Пичхидзе С.Я., доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

¹Балаковский инженерно-технологический институт - филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Балаково;

²Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов

К наиболее распространенным биосовместимым материалам с ярко выраженными показателями биоактивности относятся искусственный и натуральный гидроксиапатит (ГА). В настоящее время для замещения костных дефектов в хирургической стоматологии, ортопедии и травматологии используются много различных форм гидроксиапатита, отличающихся по форме и величине частиц. Считается, что синтетический гидроксиапатит по химическому составу и кристаллографическим показателям, практически идентичен гидроксиапатиту нативной кости.

Гидроксиапатит является аналогом апатита с преобладанием ОН групп [1].

Химический состав апатита общей формулы $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}, \text{F}, \text{Cl})_2$ – содержание (в %): СаО: 53–56; P_2O_5 : 41; F: до 3,8 (фторапатит); Cl: до 6,8 (хлорапатит); часто отмечаются примеси марганца, железа, стронция, алюминия, тория, редких земель, карбонатной группы (карбонат-апатит) и др. (табл. 1).

Таблица 1

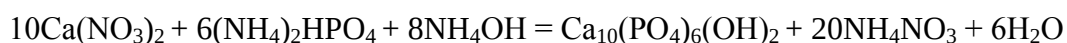
Состав, структура и некоторые свойства основных биологически значимых ортофосфатов кальция

Название	Формула и номер JCPDS (Объединенный комитет по стандартам порошковой дифракции)	Сингония и пространственная группа симметрии	Соотношение Са/Р, ат. %	Плотность, г/см ³
Монокальций фосфат моногидрат, МКФМ	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$ 9-0347	Триклинная Pī	0,5	2,23
Монокальций фосфат безводный, МКФ	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$ 9-0390	Триклинная Pī	0,5	2,58
Дикальций фосфат дигидрат (минерал брушит), ДКФД	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 9-0077	Моноклинная Ia	1,0	2,32
Дикальций фосфат безводный (минерал монетит), ДКФ	CaHPO_4 9-0080	Триклинная Pī	1,0	2,89
Октакальций фосфат, ОКФ	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 26-1056	Триклинная Pī	1,33	2,61
α-Трикальций фосфат, α-ТКФ	$\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ 9-0348	Моноклинная P21/a	1,5	2,86
β-Трикальций фосфат, β-ТКФ	$\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ 9-0169	Ромбоэдри- ческая R3Ch	1,5	3,08
Гидроксиапатит, ГА	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 76-0694 или 9-0432, или 86-740.	Моноклинная P2 ₁ /b или гексагональная P6 ₃ /m	1,67	3,16

К ортофосфатам кальция относят соли трехосновной ортофосфорной кислоты H_3PO_4 , содержащие ионы H_2PO_4^- , HPO_4^{2-} или PO_4^{3-} . В соответствии с числом ионов кальция и водорода, присоединенных к фосфатному аниону PO_4^{3-} , ортофосфаты кальция подразделяются на монофосфаты ($\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$), дифосфаты (CaHPO_4) и трифосфаты

(Ca₃(PO₄)₂) - одно-, двух- и трехзамещенные фосфаты кальция. Водород также может входить в состав многих фосфатов кальция в виде воды с образованием кристаллогидратов.

Синтез гидроксиапатита в данной работе проводился методом осаждения из водных растворов по реакции:



Исходные вещества: Ca((NO₃)₂)·4H₂O – нитрат кальция – ГОСТ 1922-84 [2], (NH₄)₂HPO₄ - диаммонийфосфат (аммоний фосфорнокислый 2-х замещенный, диаммофос) – ГОСТ 8515-75 [3], массовая доля влаги до 4% вес. NH₄OH – 25% водный раствор – ГОСТ 9-92 [4].

Описание процесса синтеза ГА [5].

Исходные данные: m(10Ca(NO₃)₂)=16,4 г; m(6(NH₄)₂HPO₄)= 10,2 г; V(8NH₄OH)= 20мл.

Синтез проводился при комнатной температуре t=20° С и влажности воздуха 58%, pH раствора поддерживался на уровне 9-12.

Водный раствор соли нитрата кальция (16,4 г в 200 мл воды) помещали в химический стакан с мешалкой и в течение часа прикапывали раствор диаммонийфосфата (10,2 г (NH₄)₂HPO₄ в 200 мл воды). Для поддержания pH раствора добавляли NH₄OH, разведенный водой 1:10.

Полученный в результате синтеза осадок оставляли на созревание на 24 часа в химическом стакане, отфильтровывали через бумажный фильтр, сушили при температуре 90...95 °С, а затем в течение 2 часов при температуре 200 °С для удаления остатков NH₄NO₃ и далее в течение 6 часов прокаливали при температуре 600 °С для придания ему кристаллической структуры.

Подтверждение структуры ГА проводили с помощью рентгенофазового анализа, который позволяет определять содержание различных кристаллических фаз одного и того же вещества (рис. 1).

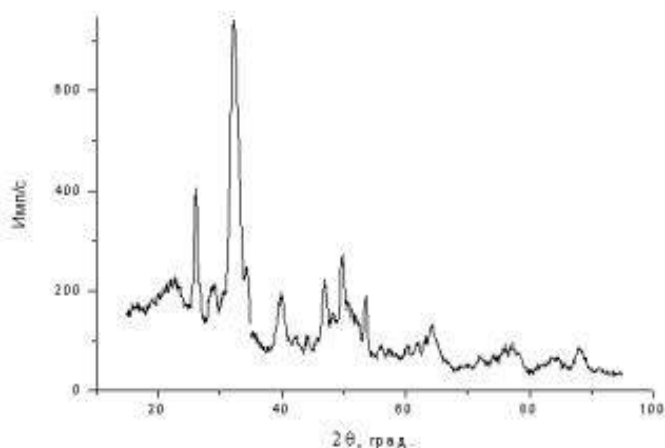


Рис. 1. Дифрактометрический анализ ГА

2θ, град.	hkl	D, Å
26,12	002	3,40861887
28,95	210	3,08152329
32,20	211	2,77753083
34,33	202	2,60991593
39,84	130	2,26073518
44,08	113	2,05261080
46,90	222	1,93555132
48,30	132	1,88266769
49,80	213	1,82941682
53,56	004	1,70951669
56,04	322	1,63959816
60,34	240	1,53263042
61,98	124	1,49595506
64,29	323	1,44766489

Рентгенофазовый анализ образца ГА проводили на дифрактометре ДРОН-4 с использованием рентгеновской трубки с медным анодом (Cu-K_α излучение). Для анализа дифрактограмм использовали базу данных PCPDFWIN, v. 2.02, 1999, объединенный центр по порошковым дифракционным стандартам (JCPDS).

В таблице все линии принадлежат гидроксипатиту, карточка № 86-740.

Таким образом, в результате работы проведен синтез ГА и подтверждена его структура. Наличие на дифрактограмме многочисленных рефлексов и незначительного фона свидетельствуют о высокой степени кристалличности ГА, а малое количество размытых рефлексов и высокий фон – о его незначительной аморфности.

Литература:

1. Лясникова А.В. Биосовместимые материалы и покрытия нового поколения: особенности получения, наноструктурирование, исследование свойств, перспективы клинического применения / А.В. Лясникова, Т.Г. Дмитриенко. – Саратов: Научная книга, 2011. – 220 с.
2. ГОСТ 4142-77. Реактивы. Кальций азотнокислый 4-водный.
3. ГОСТ 8515-75. Диаммонийфосфат. Технические условия.
4. ГОСТ 9-92. Аммиак водный технический. Технические условия.
5. Лясникова А.В., Пичхидзе С.Я. Методические указания. Синтез и структура гидроксипатита. Саратов: СГТУ, 2014. – 12 с.

УДК 616.728.2

Аналитика и изменение материала эндопротеза тазобедренного сустава

Гохман Мария Александровна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Протез - искусственное приспособление, способное заменить функцию определенного органа. Если протез располагается внутри человеческого тела, то он называется эндопротезом [1...3].

Эндопротезирование сустава - это операция по замене компонентов сустава имплантатами, которые имеют анатомическую форму здорового сустава и позволяют выполнять весь объём движений.

Современные эндопротезы тазобедренного сустава — сложные технические изделия. Так же как и нормальный тазобедренный сустав, искусственный состоит из круглой головки

и вогнутой впадины.

Важной частью эндопротеза тазобедренного сустава является узел трения, где осуществляется взаимодействие в результате движений в искусственном тазобедренном суставе: головки эндопротеза, надеваемой на конус ножки, и вкладыша суставной впадины. Головка может состоять из металла, либо керамики. Вкладыш может состоять из полиэтилена - ПЭ, металла либо керамики, рис.1. Тип и качество материалов применяемых в узлах трения во многом определяет срок службы эндопротеза.

Чаще всего эндопротезы изготавливаются на заказ с учетом индивидуальных особенностей строения пациента и наличия аллергий на материалы.



Рис.1. Возможные варианты узла трения протеза

Цель исследования: исследование различных материалов и форм, применяемых в эндопротезе тазобедренного сустава, выявление недостатков конструкции.

Решение: для облегчения конструкции рекомендуется делать отверстия в ножке протеза и искусственной вертлужной впадине. Данный протез также будет иметь более прочное сцепление с костной тканью за счет ее врастания в отверстия на протезе, рис.2.

Исследование НДС проводилось в программе Fusion 360 на головку эндопротеза, изготовленную из керамики марки Ivoclar, плотность $2,7 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 39 МПа, рис.3-5.



Рис.2. Вариант облегчения конструкции эндопротеза



Рис.3. Расположение зажима протеза.



Рис.4. Точка нагрузки на протез.

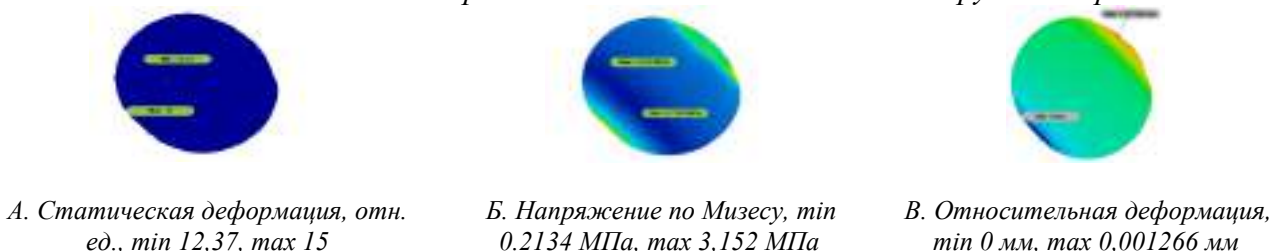


Рис.5. Основные результаты расчетов НДС

Выводы: проведен анализ используемых современных эндопротезов тазобедренных суставов, на основе этого анализа было предложено решение для уменьшения веса протеза, а именно: за счет создания отверстий в ножке протеза и искусственной вертлужной впадине. Получены результаты распределения напряжений для головки эндопротеза при ходьбе. Показано, что с точки зрения механической прочности керамическая головка является предпочтительной.

Литература:

1. Национальный стандарт РФ ГОСТ Р ИСО 14242-1-2012. Имплантаты для хирургии. Износ тотальных эндопротезов тазобедренного сустава. Ч.1. Параметры нагружения и перемещения для испытательных машин и условия окружающей среды при испытании. *Implants for surgery. Wear of total hip-joint prostheses. Part 1. Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.*
2. Патент РФ № 2223068 от 09.10.2002. Эндопротез тазобедренного сустава. Авторы патента: Шерепо К.М., Зеленер Л.С.
3. Эндопротезирование тазобедренного сустава // Н. Загородний. Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования, 2013, <http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/>.

УДК 616.728

Расчет НДС эндопротеза локтевого сустава

Диалектова Анна Константиновна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41;

Евдокимова Александра Алексеевна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41;

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»;

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Эндопротезирование локтевого сустава осуществляют довольно редко и не потому, что этот сустав поражается реже других, а вследствие чрезвычайной сложности его строения и функции, что крайне затрудняет создание искусственных аналогов. Тотальный эндопротез локтевого сустава содержит локтевую и плечевую части. Ножки плечевой и локтевой частей за счет наклона своих осей относительно оси вращения суставного компонента ориентированы в вальгусном положении. Ножка плечевой части смещена максимально близко внутрь относительно оси вращения суставного компонента. На данный момент эндопротезы данной категории изготавливают из титановых сплавов [1-4].

Цель работы: исследование различных материалов и форм, применяемых в эндопротезе локтевого сустава, выявление недостатков конструкции, а также усовершенствование эндопротеза локтевого сустава путем внедрения отверстий для облегчения конструкции и замены материала.

Решение: для облегчения конструкции необходимо сделать отверстия в локтевой и плечевой ножке протеза. За счет облегчения эндопротеза процесс сгибания-разгибания станет более легким и комфортным. При изготовлении необходимо использовать легкий и высокопрочный титановый сплав $Ti-6Al-4V$, поскольку он удовлетворительно обрабатывается и имеет высокие механические свойства [3], достаточные для эндопротезирования, рис 1.

Материалы и методы. Виртуальный анализ модели локтевой и плечевой ножки эндопротеза проведен в программе Fusion 360. Оценка НДС произведена при нагрузке 300 Н, рис. 2.

Результаты и обсуждение. По результатам исследования локтевой ножки выявлено максимальное напряжение 78 МПа и наибольшее смещение, составляющее 0,76 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 8 - 9 раз. Плотность сплава титана $4,54 \text{ кг/мм}^3$.

При исследовании плечевой ножки было выявлено максимальное напряжение 67 МПа и наибольшее смещение, составляющее 0,72 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 7 - 8 раз.

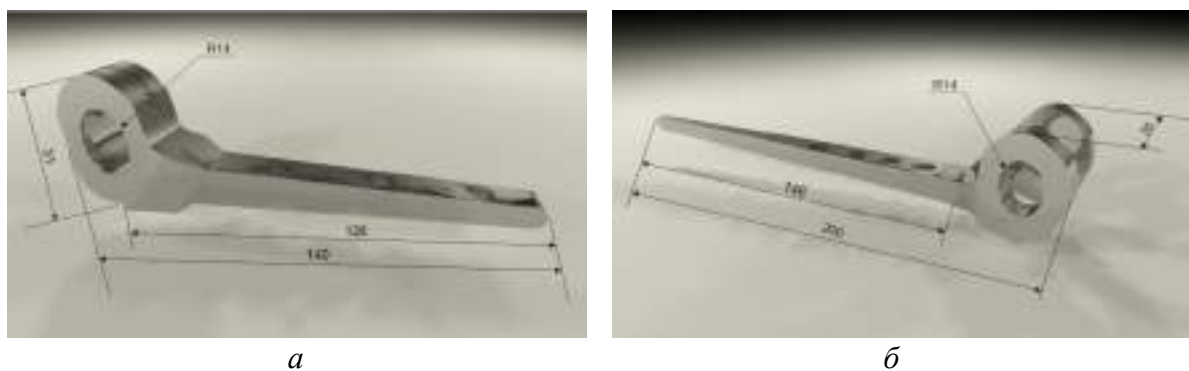


Рис.1. Конструкция эндопротеза локтевого сустава, где: а – 3D модель локтевой ножки, б – 3D модель плечевой ножки

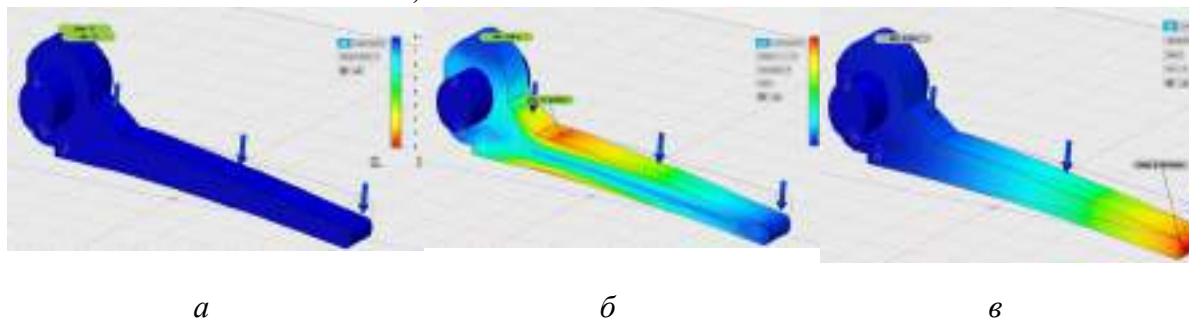
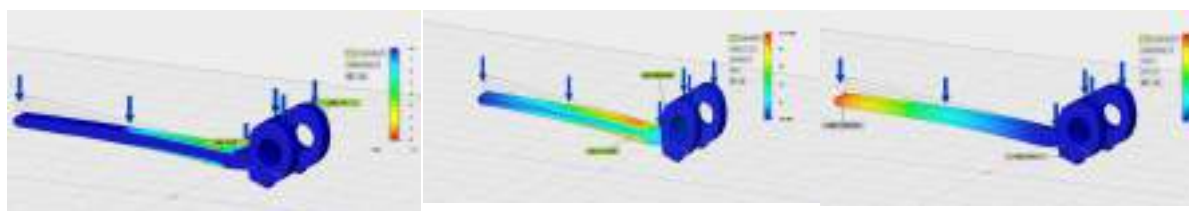


Рис. 2. Результаты расчетов НДС локтевой ножки, где: а - напряжения по Мизесу, МПа; б - статическая деформация, отн. ед.; в - статические перемещения, мм



а

б

в

Рис. 3. Результаты расчетов НДС плечевой ножки, где: а - напряжения по Мизесу, МПа; б - статическая деформация, отн. ед.; в - статические перемещения, мм

Выводы: предложен способ усовершенствования эндопротез локтевого сустава, предназначенный для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Использование высококачественного титанового сплава наряду с отверстиями уменьшает вес эндопротеза, при этом сохраняя необходимую прочность, а также способствует более эффективной эксплуатации.

Литература:

1. Эндопротезирование суставов [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/>.
2. Эндопротезирование локтевого сустава [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ortopedov.ru/zabolevaniya/loktevoy-sustav/79>.
3. Титановые сплавы в медицине [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.misrussia.ru/titanovie-splavi/>.
4. Эндопротез локтевого сустава [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.freepatent.ru/patents/2171657>.

УДК 616.728.2

Усовершенствование конструкции коленного эндопротеза

Дмитриева Кристина Викторовна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Коленный сустав строение имеет очень сложное, так как состоит из множества элементов. Это связки, нервные волокна, мышцы, сосуды и хрящи. Именно коленный сустав представляет собой наиболее крупный сустав из всего организма, поэтому и принимает на себя большую часть нагрузки. Кроме того он позволяет человеку нормально передвигаться: бегать, прыгать, ходить.

Строение коленного сустава особенное, из-за чего сочленение очень уязвимо. Следовательно, легко подвергается травмированию и различным патологиям. Если повредить этот сустав, то придется лечить достаточно длительное время, а иногда это приводит к инвалидности. Работа колена основана на шарнирном соединении, благодаря чему человек может сгибать, разгибать и вращать ногу. Все это возможно благодаря связочному аппарату.

Эндопротезирование коленного является эффективным и часто единственным способом восстановления утраченной функции конечности. Эта операция направлена на устранение болевого синдрома и восстановление функции конечности. Проводится при тяжёлых поражениях сустава, чаще всего это происходит в результате артрита или артроза коленных суставов. Операция эндопротезирования коленного сустава включает в себя замену разрушенного, изношенного или поражённого заболеванием коленного сустава на искусственный сустав. Так же как и обычный коленный сустав, искусственный в точности повторяет элементы нормального сустава, позволяя осуществить необходимый объем движений. Для каждого конкретного случая подбирается соответствующий протез. Современные конструкции имплантата состоят из бедренного и большеберцового элементов, а также протеза надколенника. Для амортизации между ними применяется полиэтиленовая вкладка. Разделяют несколько видов протезов коленного сустава:

- одномыщелковый протез – служит для замены небольшой части кости (внутреннего или внешнего мыщелка);
- эндопротез с подвижной платформой – стандартный цементный двухсторонний имплантат;
- связанный протез – используется при значительном повреждении костной ткани и несостоятельности связочного аппарата;
- специальный протез – изготавливается по индивидуальному проекту, основанному на результатах компьютерной томографии;
- *hemisar* – маленький протез в виде винта с широкой шляпкой, используется для малотравматичной замены небольшой площади суставного хряща;
- интерпозиционный протез хряща – применяется для проведения малоинвазивной операции с максимальным сохранением костной ткани [1...5].

Цель работы: усовершенствовать конструкцию коленного сустава путём создания рельефности на вживляемой части протеза для улучшения срачивания с костью.

Для изготовления современных конструкций эндопротезов коленного сустава лучше всего применять титан с добавлением циркония (около 15%). Наличие неровностей добавит рельефности материалу, тем самым улучшит срачивание.

Для расчета были взяты физико-химические параметры сплава $Ti-6Al-4V$, которые

подобны параметрам сплава титан + цирконий (15%). В качестве улучшения срачивания кости с эндопротезом, предлагается придание внутренней поверхности протеза шероховатости. Шероховатость создается путем пескоструйной обработки, тем самым улучшается остеоинтеграция. Модель эндопротеза и предлагаемое решение приведены на рис.1.



Рис.1. Общий вид и размеры

Расчет НДС проведен при нагрузке величиной 980 Н в программе Fusion 360 на коленный эндопротез, изготовленный из $Ti-6Al-4V$, плотность $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 1034 МПа, Результаты расчета модели протеза приведены на рис. 2-4.



Рис.2. Статическая деформация, отн. ед., min 1.5, max 15



Рис.3. Напряжение по Мизесу, min 5.677 МПа, max 5.948 МПа

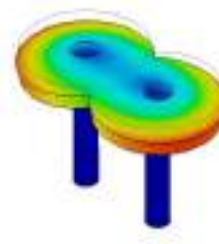


Рис.4. Смещение, min 0, max 0.02779 мм

Выводы: усовершенствована модель эндопротеза коленного сустава, обеспечивающая повышенные фиксирующие свойства за счет новой конструкции узла подвижности, проведено статистическое исследование нагрузки предложенной конструкции эндопротеза. Предложенная конструкция эндопротеза достаточно надежна и эргономична. Вводится новый материал титан + цирконий, который ранее еще не использовался в эндопротезировании коленных суставов.

Литература:

1. Славущкий Я. Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. — М.: Медицина, 1982. — 289 с.
2. Фарбер Б. С., Витензон А. С., Морейнис И. Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. — М.: ЦНИИПП, 1994. — 645 с.
3. Гурфинкель В. С., Малкин В. Б., Цетлин М. Л., Шнейдер А. Ю. Биоэлектрическое управление. — М.: Наука, 1972. — 299 с.

4. Кондрашин Н. И., Санин В. Г. Ампутация конечностей и первичное протезирование. — М.: Медицина, 1984. — 160 с.

5. Кужекин А. П. Конструкции протезно-отопедических изделий. — М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. — 240 с.

УДК 616.31

Анализ усовершенствованной конструкции зубного абатмента

Журавлев Дмитрий Валерьевич, студент 4 курса б2ДИЗНипу41

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Абатмент – это небольшая конструкция, которая устанавливается на имплантат. После этого на него ставится протез. Перед установкой абатмента стоматолог должен убедиться, что операция по вживлению имплантата прошла успешно. Когда абатмент ввинчен, пациент ходит с ним в течение недели, чтобы ткань после операции успокоилась и вернулась в нормальное состояние. И только после этого стоматолог устанавливает искусственный зуб.

Используемый материал и типы абатмента

Чтобы создать абатмент, используется металл, пластик, керамика или диоксид циркония. В редких случаях эти металлы могут комбинировать. Для подбора абатмента роль играет тип протезирования и стоимость. Его размер зависит от имплантата. На данный момент стоматологи подбирают абатмент с созданных конструкций, но бывает такое, что абатмент изготавливается по индивидуальному заказу пациента.

Виды абатмента:

1. Стандартный. Этот вид бывает разной длины, которая подбирается индивидуально. Данный вид абатмента выбирают среднестатистические люди, ведь он имеет множество преимуществ: доступность, несколько вариантов, точность при посадке. Но при этом у него есть минусы: он не способен повторить форму зуба, иногда бывает брак и он располагается ниже десны, при этом продавливая ее.

2. Угловой. Данный тип конструкции создан с наклоном, чтобы установить протез на имплантате под большим углом. Это позволит придать зубному ряду естественность.

3. Шариковый. Предназначен для фиксации ортопедических устройств, которые имеют съемную конструкцию.

4. Прямой. Самый популярный и удобный вид абатмента при протезировании.

Типы абатмента:

- титановый, применяется в любой ситуации и имеет небольшую стоимость. Но этот тип имеет недостаток – это эстетические характеристики;
- циркониевый, отлично подходит для решения эстетических задач и обладает стабильностью. Протезирование отличается высоким качеством и дает гарантию на долговечность;
- керамический, хорошо сливается с остальными зубами и мягко воздействует на ткань десен, не раздражая ее;
- пластмассовый, отлично подойдет для тех пациентов, которые не могут позволить себе другие виды абатмента. Минус в том, что этот материал непрочный и склонен к поломкам, поэтому чаще всего его применяют в качестве временной конструкции;
- комбинированный, изготавливается по индивидуальному заказу клиента. Обычно используют такие материалы, как металл и цирконий, что придает конструкции прочность и привлекательность;
- локатор, предназначен для частичного протезирования. Из-за того, что этот вид абатмента обладает низкопрофильностью, он способен увеличивать возможности протезов и предоставить двойную фиксацию. При этом он может регулироваться пациентом, и он сам сможет устанавливать протез.

Для установки абатментов обычно используется несколько способов и самым инновационным считается трансгингивальная экспресс-имплантация. С его помощью имплантат устанавливается через маленький прокол десны, при этом она не разрезается полностью, и не накладываются швы, что является плюсом данной процедуры. Этот способ является безболезненным и не приводит к послеоперационным осложнениям. При этом вся процедура по установке абатмента и искусственного зуба происходит в один день.

Основным недостатком является ненадежность склейки абатмента с коронкой.

Цель настоящего исследования заключалась в исследовании усовершенствованной конструкции абатмента и анализе НДС.

Для решения поставленной цели в интересах увеличения прочности склеивания абатмента с коронкой рассмотрено присутствие в пресс форме выемок для создания пупырчатой поверхности на корпусе абатмента, благодаря чему увеличивается площадь склеиваемой поверхности. Тем самым улучшается надежность склейки и долговечность использования конструкции абатмент-коронка.

В ходе работы были рассчитаны напряжение, перемещение и деформация под нагрузкой 98 Н в программе Fusion 360 на абатмент, изготовленный из сплава Ti-6Al-4V, плотностью $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 1034 МПа.

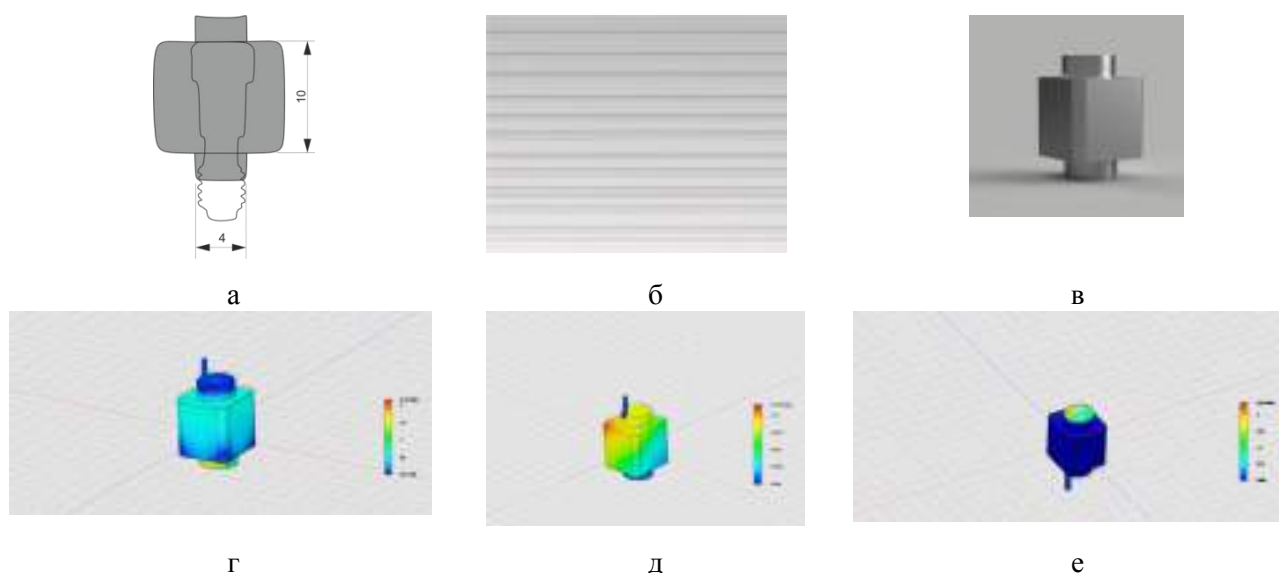


Рис.1. Абатмент со статической нагрузкой 98Н, где: а – размеры абатмента, б, в – поверхность абатмента, г - напряжение по Мизесу, min 0.592 МПа, max 2.528 МПа; д - относительная деформация, min 0 мм, max 0,0116 мм, е - статические перемещения, отн. ед., min 3.014 max 15.0

Анализ результатов показывает, что с точки зрения механической прочности предложенная конструкция абатмента является надежной.

Выводы: проведен анализ используемых современных абатментов, на основе анализа было предложено решение для увеличения прочности склейки, а именно: за счет применения изогнутого рельефа на поверхность абатмента.

Литература:

1. Патент РФ 95501 от 25.01.2010 / Винтовой стоматологический эндопротез // Солодкий В. Г., Иванов С.Ю., Ларионов Е.В., Мураев А.А., Солодка И. В.
 2. Новые возможности при протезировании на имплантатах системы. Ankylos (Dentsply) с применением абатментов / В.А. Довбнев Гурфинкель Л. Н., Гизатуллин Р. М. Тестирование дентальных имплантатов // Дентал Юг. — 2007. — № 7. — С. 50—52.
 3. Ибрагимов Т. И., Бычков А. И., Алешин Н. А., Тибилов В. Ф. Использование нового вида супраструктуры с микроамортизатором на дентальных имплантатах при протезировании больных с полным отсутствием зубов // Клиническая стоматология. — 2010. — № 1. — С. 58—60.
 4. Матвеева А. И., Фролов В. А., Гветадзе Р. Ш., Борисов А. Г., Кушхабиев З.З. Влияние параметров имплантата на напряженно-деформированное состояние костной ткани зоны имплантации // Стоматология. — 2010. — № 1. — С. 54—55.
 5. Робустова Т. Г. Имплантация зубов: хирургические аспекты. — М.: Медицина, 2003. — 557 с.
 6. Робустова Т. Г., Путь С. А. Применение временных внутрикостных зубных имплантатов // Российский стоматологический журнал. — 2005. — № 1. — С. 46—48.
- УДК 678.4

Получение в лабораторных условиях резины из каучуконосных растений

Игнатенко А.О., студентка направления «Химическая технология»

Паршкова Е.С., студентка студентка направления «Химическая технология»

Зубова Н.Г., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»

Балаковский инженерно-технологический институт – филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

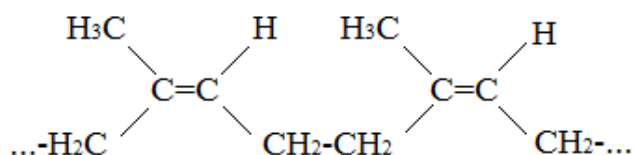
Каучуки — натуральные или синтетические эластомеры, характеризующиеся эластичностью, водонепроницаемостью и электроизоляционными свойствами, из которых путём вулканизации получают резины и эбониты. Каучук и изделия из него имеют огромное значение в промышленности и в повседневной жизни. В чистом виде каучук применяется очень редко и в основном находит применение в виде резины. Сейчас резиновые изделия встречаются практически на каждом шагу: транспортные ленты, приводные ремни, рукава, сложные детали машин, прорезиненные технические ткани и изделия из них, тормозные колодки, а также изделия бытового назначения [1-2].

Источником получения натурального каучука (НК) является сок каучуконосных растений - латекс [Кошелев]. Латекс представляет собой водную дисперсию каучука, содержание которого доходит до 40%.

Технологический процесс производства натурального каучука состоит из следующих стадий:

- добыча латекса и введение в него антикоагулирующих добавок (*аммиак, формальдегид);
- фильтрование латекса для отделения самопроизвольно образовавшихся сгустков каучука;
- разбавление латекса водой до концентрации 15-20%;
- коагуляция латекса уксусной или муравьиной кислотой и выделение каучука;
- выльцевание, промывка и сушка каучука [3].

Основные свойства НК определяются его главной составной частью - полимером 1,4-цис-полиизопреном со средней молекулярной массой около $1,3 \cdot 10^6$ и широким молекулярно-массовым распределением:



В составе НК могут присутствовать также азотсодержащие соединения, химически связанные с молекулами основного полимера (главным образом протеины - 2-5% по массе), высшие жирные кислоты и их эфиры (3-5%), минеральные вещества (0,2-2%) и влага. Соотношение компонентов, зависящее от условий произрастания каучуконоса и от способа выделения каучука, является основным фактором, определяющим типы и сорта натурального каучука.

При температуре ниже 10°C НК затвердевает в результате кристаллизации 1,4-цис-полиизопрена (скорость кристаллизации максимальна при -25°C) и перед использованием требует декристаллизации (распарки). Температура стеклования полимера от -69°C до -72°C, температура плавления около 40°C, плотность 913 кг/м³. НК растворим в углеводородах и их хлорпроизводных, сероуглероде. Высокая молекулярная масса и связанная с ней высокая вязкость затрудняют переработку НК и обуславливают необходимость проведения процесса механической или термоокислительной деструкции — пластикации [4].

НК хорошо смешивается с ингредиентами в резиносмесителях или на вальцах. Резиновые смеси на его основе характеризуются высокой клейкостью, хорошими каландруемостью и шприцемостью, высокой когезионной прочностью [5].

Основным вулканизирующим агентом для НК является сера (до 3 масс.ч). Полученные резинотехнические изделия на основе НК характеризуются хорошей эластичностью, морозостойкостью, высокими динамическими свойствами, износостойкостью, но обладают малой стойкостью к воздействию агрессивных сред, сильно набухают в углеводородах.

Целью исследовательской работы являлось получение натурального каучука из каучуконосных растений с последующим получением резины и исследование ее свойств.

В качестве объектов исследования использовали: каучуконосное растение — фикус, уксусную кислоту, серу.

Процесс получения натурального каучука включал в себя следующие стадии:

- Сбор млечного сока с каучуконосного растения;
- Коагуляция латекса уксусной кислотой и выделение каучука.

В выделившейся НК добавляли серу и, при нагревании образовавшейся смеси, проводили процесс вулканизации. Полученную в лабораторных условиях резину на основе натурального каучука подвергали оптическим испытаниям на микроскопе. Микрофотографии поверхности резины при увеличении в 200 раз показывают равномерное распределение всех составных частей (рис. 1, а) и подтверждают высокоэластичное состояние полученного вещества (рис.1, б).

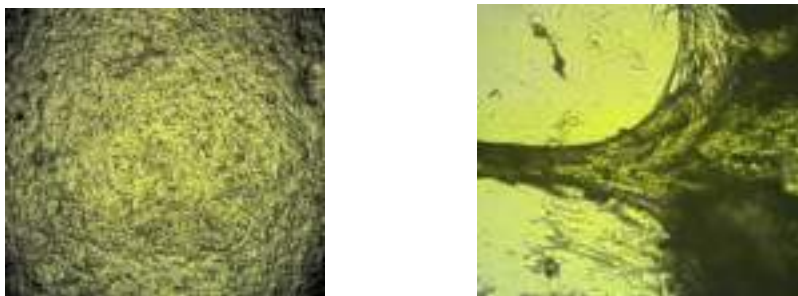


Рис. 1. Микрофотографии полученной резины: а - поверхность резины; б — поверхность резины в высокоэластическом состоянии

Образовавшуюся резину подвергали испытаниям на растяжение (рис.2, а, б).



Рис. 2. Испытание резины на растяжение: а — образец резины до растяжения; б — образец резины после растяжения

Из приведенных фотографий видно, что резина, полученная на основе НК из каучуконосных растений, обладает высокоэластичными свойствами.

Таким образом, экспериментальными исследованиями, проведенными в лабораторных условиях, было доказано содержание натурального каучука в млечном соке фикуса.

Литература:

1. <https://ru.wikipedia.org/wiki/Каучуки>
2. http://encyclopaedia.big.ru/enc/science_and_technology/kauchuk.html
3. Соколов Р.С. Химическая технология: учеб. пособ. для вузов: в 2 т. / Р.С. Соколов. - М.: Гуманит. изд. центр ВЛАДОС, 2003. - Т.2. - 448 с.
4. <http://iter.org.ua/poleznaya-informacija/14-kauchuk-istoriya-otkrytiya-stroenie-svojstva-vidy.html>
5. Кошелев Ф.Ф. Общая технология резины: учебю пособ. для вузов / Ф.Ф. Кошелев, А.Е. Корнев, А.М. Буканов. - М.: Химия, 1978. - 528 с.
6. ГОСТ 12020-72* Методы определения стойкости к действию химических сред. - Введен 01.07.1973. - М.: Изд-во стандартов, 1973. - 23 с.
7. Шевченко А.А. Физикохимия и механика композиционных материалов: учеб. пособ. для вузов / А.А. Шевченко. - СПб.: ЦОП «Профессия», 2010. - 224 с.

Исследование растворимости сернокислотного лантана в присутствии сульфата кальция

¹ Игнатенко Анастасия Олеговна, студентка 1 курса направления «Химическая технология»

² Паршкова Елена Сергеевна, студентка 1 курса направления «Химическая технология»

³ Синецкая Ирина Николаевна, кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»

Балаковский инженерно-технологический институт – филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

Проблема извлечения РЗЭ из фосфогипса является актуальной, т.к. при переработке апатитов около 70% РЗЭ, содержащихся в исходном сырье переходят в фосфогипс, являющимся отходом. Получение синтетического фосфогипса, проведение эксперимента и результаты, проведенных ранее исследований по изучению растворимости сернокислого лантана, содержащегося в синтетическом фосфогипсе, в растворах NH_4Cl представлены в работе [1].

В данной работ, в качестве реагента для извлечения сернокислого лантана из синтетического фосфогипса, использовалась смесь NH_4Cl и HCl различной концентрации в соотношении 1:1. Извлечение сернокислого лантана проводили при соотношении Т:Ж -1:1. Изучалась зависимость растворимости сернокислого лантана от концентрации растворителя и температуры.

Содержание CaO определяли трилонометрическим титрованием с индикатора мурексидом. Содержание лантана в растворах определяли спектрофотометрическим методом с арсеназо III.

Полученные результаты по растворимости сульфатов лантана и кальция представлены на рис.1,2.

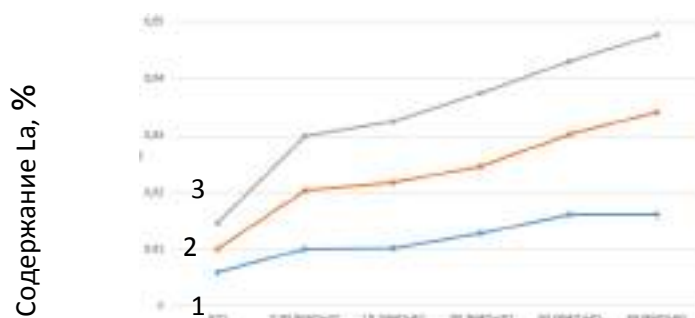


Рис 1. Влияние концентрации $\text{NH}_4\text{Cl} + \text{HCl}$ (1:1) и температуры на растворимость сульфата лантана: 1- 10°C, 2- 20°C, 3- 30°C

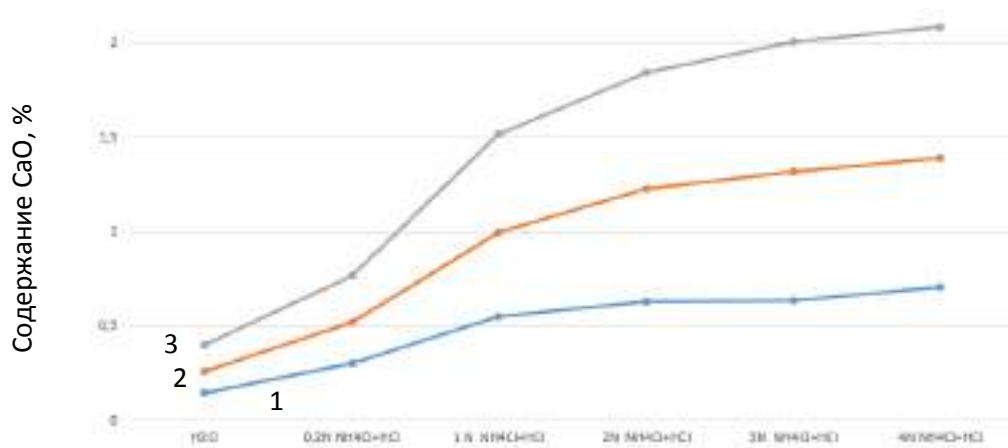


Рис.2 Влияние концентрации $\text{NH}_4\text{Cl} + \text{HCl}$ и температуры на растворимость сульфата кальция: 1-10°C, 2- 20°C, 3- 30°C

Установлено, что количество извлеченного в жидкую фазу лантана изменяется незначительно, а содержание оксида кальция возрастает, поэтому относительная доля извлеченного лантана уменьшается.

Повышение кислотности раствора приводит к росту степени извлечения лантана из фосфогипса. Степень извлечения лантана составляет 41,13% (0,2N растворы NH_4Cl и HCl) и 67,29 % (4N растворы NH_4Cl и HCl). При повышении температуры степень извлечения уменьшается: для 0,2 N NH_4Cl и HCl – до 36,56% и для 4 N NH_4Cl и HCl – до 48,92%.

Литература.

1. Игнатенко А.О. Исследование растворимости сернокислотного лантана в присутствии сульфата кальция / Е.С. Паршкова, И.Н. Сеницына // Материалы III Международной научно-практической конференции «Актуальные проблемы и пути развития энергетики, техники и технологий». - М.:НИЯУ МИФИ, Балаково: БИТИ НИЯУ МИФИ, 2017.

УДК 678.675.126:677.47.745.32

Исследование свойств пленочных полимерных композиций на основе этиленвинилацетата

Коваленко О.О., студентка группы БХМТН-41,

Борисова Н. В. кандидат технических наук, доцент кафедры «Технология и оборудование химических, нефтегазовых и пищевых производств»;

Энгельсский технологический институт (филиал) ФГБОУ ВО «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.» , г. Энгельс

Среди современных полимеров особое место занимает материал ЭВА (этиленвинилацетат), который получают совместной полимеризацией исходных мономеров под высоким давлением в присутствии инициаторов радикальной полимеризации в трубчатом реакторе. Сополимер может содержать от 5 до 50% винилацетата.

Сополимеры этилена и винилацетата, как можно предположить, исходя из их названия, по свойствам должны занимать промежуточное положение между «чистыми» полимерами этилена и винилацетата. Как известно, полиэтилен - относительно жесткий, неполярный и гидрофобный термопласт, в то время как поливинилацетат (ПВА) представляет собой гибкий, сильно полярный, гидрофильный полимер, обладающий прекрасной адгезией к различным поверхностям. Сополимеры этилена и винилацетата — это промежуточный продукт, отличающийся уникальным комплексом ценных свойств: необычная лёгкость, эластичность, упругость, гибкость, высокая износостойкость, гигиеничность, диэлектричность и т.д.

Благодаря возможности варьировать содержание этилена и винилацетат в сополимерах EVA, они находят свое применение в различных сегментах промышленности и имеют многообразие применений, среди которых основными являются: пищевая упаковка; обувь; адгезивы и клеи; кабельная изоляция; герметизирующие материалы; детские игрушки; уплотнители, шланги, прокладки; звуко- и шумоизолирующие материалы.

Важной областью использования является атмосферостойкие, прозрачные пленки, обладающие, по сравнению с полиэтиленовыми пленками, более низкой температурой плавления. А высокие адгезионные свойства позволяют использовать для изготовления многослойного стекла.

Однако изученный анализ рынка этого сополимера и изделий на его основе показал, что доля производства ЭВА в РФ составляет лишь 0,65%, и на российский рынок, как сырье, так и изделия, в частности пленка, попадает через импорт.

С целью импортозамещения в данной работе предлагается провести: анализ структуры и свойств пленок на основе этиленвинилацетата разных производителей:

- зарубежный – образец пленки №1;
- отечественные пленки, отличающиеся разным содержанием винилацетата в композиции: 20 – 25 % образец пленки №2, 25 – 28% образец пленки № 3, 30 – 33% образец пленки № 4; 33 – 35% образец пленки № 5.

Анализ свойств пленок ЭВА разных производителей показал, что по содержанию влаги летучих, а также водопоглощение соответствуют нормативным значениям (табл.1). Температура плавления зарубежной пленки выше предполагаемого аналога на 30 оС, а с содержанием VA 33 % с средним на 13 оС. Кроме того, зарубежная пленка имеет гораздо меньшую толщину, которая не изменяется по всей поверхности и хорошую адгезию.

Отечественные аналоги отличаются по толщине, причем имеют ярко выраженное неравномерное распределение толщины по поверхности пленки, т.е. высокую разнотолщинность. Адгезия отечественной пленки также хуже в 2 и 1,5 раза.

Был изучен химический состав пленок разных производителей методом инфракрасной спектроскопии. Установлено, что интенсивность групп $\text{CH}_2_{\text{этилен}}$ при 2970 и 2830 см^{-1} больше у отечественных пленок №2, №3, что свидетельствует о большем содержании этилена в этих композициях, а интенсивность пика при 1440 и 1378 см^{-1} меньше, следовательно меньше концентрация винилацетата. Интенсивность пика при 1280 см^{-1} (C-O-C групп), которые характеризуют ацетатную группу, также меньше у отечественных пленок и намного больше интенсивность пика при 720 см^{-1} (группы $\text{CH}_2_{\text{ПЭ}}$ послед), следовательно содержание этилена выше. Пики характерных групп образцов №4и5схожи с образцом пленки №1.

Таким образом, исследование ИК-спектров пленок разных производителей показало, что отечественные пленки № 2 и 3 отличаются повышенным содержанием этилена, а значит имеют меньше ВА, по сравнению с образцами № 1, 4, 5.

Таблица 1

Анализ свойств пленок ЭВА разных производителей

№ п/п	Методы испытания	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5
1.	Содержание влаги и летучих, %	0,2	0,23	0,22	0,23	0,21
2.	Температура плавления, °С	120	90	92	105	108
3.	Толщина, мм	1,245	1,47	1,46	1,82	1,84
4.	Разнотолщинность, мм	0,005	0,14	0,15	0,14	0,15
5.	Адгезия, МПа	10,0	5,6	5,7	8,5	8,9
6.	Водопоглощение, %	0,12	0,25	0,28	0,3	0,34

Таблица 2

Интенсивность поглощения ИК-спектров пленок ЭВА разных производителей

Волновое число, см^{-1}	Интенсивность, ед. абсорбции				
	№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5
2970	3,418	3,881	3,882	3,526	3,599
2830	3,456	3,547	3,548	3,524	3,527
1440	3,691	3,276	3,278	3,553	3,555
1378	3,673	3,126	3,122	2,886	2,885
1280	4,040	3,291	3,330	3,940	3,941
720	2,291	2,883	2,887	2,314	2,316

Элементный анализ пленок (рис.1, табл.3) показал большое содержание кремния, в пленке образца №1.

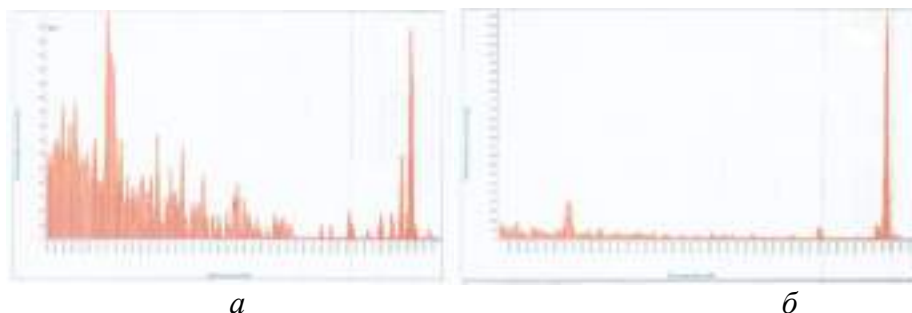


Рис. 1 Элементный анализ пленок ЭВА образцов а - №1 и б - №5.

Очевидно, производитель зарубежной пленки наносил на поверхность пленки оксид кремния для повышения адгезии ее к стеклу при триплексировании.

Морфология поверхности исследуемых пленок была изучена оптической микроскопией. На рис. 2 при небольшом увеличении поверхность отечественной пленки (рис. 2а) гладкая, блестящая, в отличие от зарубежной, которая имеет ярко выраженную шероховатость (рис. 2б). И при повышении увеличении до $\times 1000$ микрорельеф пленки неоднороден, что позволяет говорить о присутствии на поверхности пленки частиц оксида кремния (рис. 2в)



Рис. 2. Оптическая микроскопия пленок ЭВА разных производителей $\times 100$.

Таким образом, изучение свойств и структурных особенностей пленок ЭВА отечественных и зарубежных производителей, показало что зарубежный аналог имеет содержание винилацетата более 28 % и на ее поверхности для повышения адгезии нанесен оксид кремния.

УДК 678.04

Оценка эффективности очистки модельных медь - и никельсодержащих растворов с использованием катионита на основе термо - и СВЧ-обработанного базальтового волокна

Коваль А.В., студентка группы ХМТН-41,

Розов Р.М., аспирант 4-го года обучения,

Устинова Т.П., доктор технических наук, профессор

Энгельсский технологический институт (филиал) Саратовского государственного
технического университета им. Гагарина Ю.А., г. Энгельс

В настоящее время актуальными являются вопросы экологической безопасности, в частности, при возрастающих антропогенных нагрузках продолжается крупномасштабное загрязнение водных бассейнов. Одним из высокоэффективных технических решений данной проблемы является применение хемосорбционных волокнистых материалов при создании производственных систем замкнутого водообеспечения и очистки сточных вод промышленных предприятий [1-4].

В связи с этим изучена возможность использования полученного методом поликонденсационного совмещения компонентов модифицированного фенольной смолой катионообменного волокнистого материала на основе термо- и СВЧ- обработанного базальтового волокна (КОВМ) для очистки гальванических сточных вод.

Оценку эффективности очистки медь - и никельсодержащих модельных растворов, соответствующих сточным водам, образующимся в гальваническом производстве, проводили путём изучения зависимости степени очистки данных растворов от времени контакта с разработанным КОВМ. Начальная концентрация исследуемых модельных растворов составляла 0,5%. Время контакта медь - и никельсодержащих растворов варьировали от 1 до 5 часов.

Изменение концентрации металлов в водном растворе определяли фотоэлектроколориметрическим методом на фотоэлектроколориметре КФК-2 приборе сравнительного типа, предназначенном для измерения небольших разностей показателей преломления растворов веществ, точность определения $4 \cdot 10^{-6}$ – $2,5 \cdot 10^{-7}$. На основе анализа результатов измерения оптической плотности растворов, на разных длинах волн и при разной продолжительности контакта растворов с КОВМ для дальнейших исследований выбрана длина волны 315 нм.

По полученным на данной волне результатам построены калибровочные кривые (рис. 1), устанавливающие зависимость показателя плотности раствора, сульфатов металлов от их концентрации. Определение остаточной концентрации металла в воде проведено по калибровочным кривым с использованием показателя оптической плотности рабочей пробы.

С использованием установленных остаточных концентраций солей в модельных растворах построены их зависимости от продолжительности контакта с КОВМ. (рис. 2) .

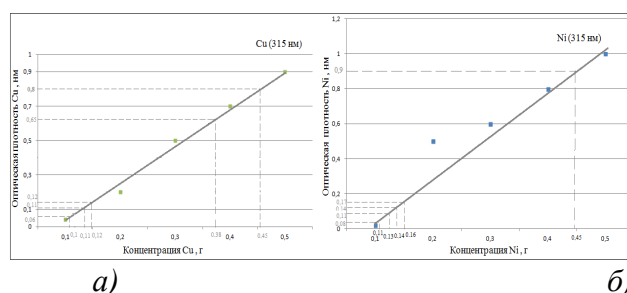


Рис 1. Зависимость оптической плотности растворов сульфатов меди (а) никеля (б) от их концентрации.

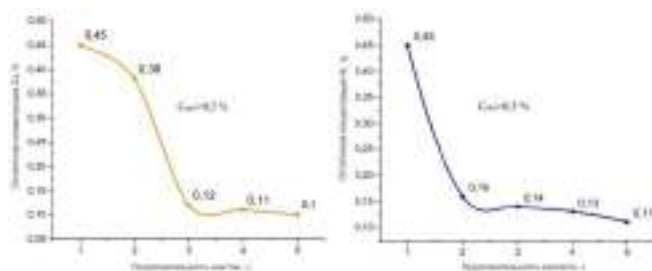


Рис 2. Зависимость остаточной концентрации модельного медь(а) никель(б)содержащего раствора от продолжительности контакта с КОВМ.

Анализ приведенных зависимостей (рис. 2) показал, что концентрация сульфата меди в растворе (рис. 2а) в первые два часа снижается не значительно (0,45-0,38%), однако в течении следующего часа происходит резкое снижение концентрации (до 0,12%) и в последующие два часа концентрация сульфата меди в растворе практически не меняется (0,11-0,10%).

Для никельсодержащего модельного раствора (рис. 2б) резкое снижение концентрации соли происходит уже в течение второго часа (0,45-0,16%) и в последующие три часа проявляется тенденция к снижению концентрации сульфата меди в растворе (до 0,11%).

Исходя из полученных данных по остаточной концентрации сульфатов меди и никеля, рассчитана степень очистки исследуемых модельных растворов (рис.3).

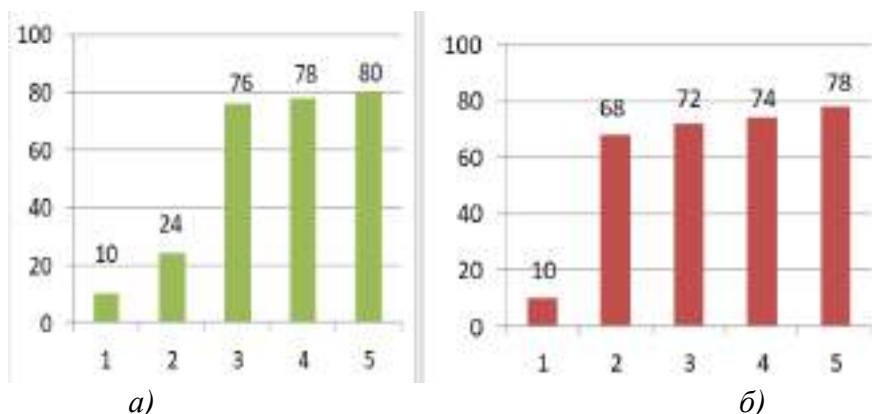


Рис.3.Эффективность очистки медь (а) - и никельсодержащего (б) раствора при разной продолжительности контакта с КОВМ

Результаты эксперимента по оценке эффективности очистки исследуемых растворов (рис. 3) свидетельствуют о том, что к шестому часу контакта степень очистки модельных медь - и никельсодержащих растворов становится практически одинаковой и составляет 70-80%. Однако, очистка медьсодержащего модельного раствора (рис. 3а) характеризуется большим индукционным периодом в отличие от никельсодержащего раствора (рис. 3б).

Таким образом, КОВМ на основе модифицированного фенольной смолой катионообменной фенолформальдегидной матрицы и термо - и СВЧ обработанного БВ могут быть рекомендованы для дальнейших исследований по очистке медь - и никельсодержащих сточных вод гальванических производств.

Литература:

1. Аширов, А.В. Ионообменная очистка сточных вод, растворов и газов / А.В. Аширов. – Л.: Химия, 1983. – 295 с.
2. Кардаш, М.М. Проблемы очистки сточных вод и методы их решения / М.М. Кардаш, Н.Б. Федорченко, А.А. Федорченко // Химические волокна.- 2003.-№1. - С. 66-69.
3. Об эффективности локальных установок очистки производственных сточных вод / Т.П. Устинова, Е.И. Титоренко, С.Е. Артеменко и др. // Химическая промышленность.-2001.-№2.-С. 20-26.
4. Оценка эффективности использования модифицированного катионита для очистки мономерсодержащих сточных вод / В.В. Варюхин, Р.М. Розов, Т.П. Устинова, Н.А. Пенкина // Экология и промышленность России .- 2015. - Т. 19, №8. - С. 55-57.

УДК 621.039.73

Матрицы для включения электролитов пирохимической переработки ядерного топлива

А.А. Колобова, студентка физико-технического факультета, кафедры «Радиохимия»

А.А. Лизин, кандидат химических наук, старший преподаватель кафедры «Радиохимия»

Димитровградский инженерно-технологический институт – филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

Пирохимическая переработка топлива проводится в расплавах солей хлоридов щелочных элементов различного состава: NaCl-2CsCl , NaCl-KCl , 3LiCl-2KCl . На заключительном этапе переработки, проводят очистку расплава осаждением фосфатом натрия [1]. Поскольку из солевого расплава цезий и стронций (частично) не осаждаются в виде фосфатов, то через 3-4 цикла солевой расплав становится высокоактивным отходом и требует иммобилизации для захоронения. Кроме того, обладая высокой растворимостью в воде, данный вид отходов требует специальных методов обращения. Присутствие хлорид иона в сочетании с катионами щелочных металлов ограничивает спектр минералов для включения электролита.

Одним из немногих природных минералов фосфатного класса является апатит с общей химической формулой $\text{M}_5(\text{AO}_4)_3\text{X}$, способный включать катионы щелочных металлов и хлор одновременно.

На примере данной матрицы была исследована возможность включения хлоридов солевых систем в структуру хлорапатита.

Включение хлоридов в матрицу проводили путем смешения компонентов матрицы и солей щелочных металлов с последующей термической обработкой в шахтной печи. Термообработку проводили в интервале температур 600-800°C. В ходе проведенных экспериментов и результатов рентгенофазового анализа установлено, присутствие во всех образцах основной фазы хлорапатита, а также наличие примесных фаз.

По результатам испытания на химическую устойчивость, полученные матрицы не могут обеспечить полную изоляцию катионов щелочных металлов по установленным требованиям ГОСТ 50926-96 [3], поскольку по заявленным требованиям скорость выщелачивания ^{137}Cs составляет не более $1 \cdot 10^{-6}$ г/(сут·см²), полученные значения матриц составляют 10^{-1} - 10^{-2} г/(сут·см²).

Для повышения химической устойчивости полученных фосфатных композитов была изучена возможность их включения в алюмофторфосфатные стекла [2,4]. Синтез стекол производили путем послойного заполнения компонентов шихты в кварцевый тигель. Присутствие полярных компонентов в реакционной смеси позволило проводить варку стекла в микроволновой печи, что значительно сокращает время протекания реакции в несколько десятков раз. Полученную однородную плавленную стекломассу переливали в металлический тигель, предварительно нагретый до 250°C, и осуществляли отжиг стекла в течение 2 часов в муфельной печи.

В результате проведенных экспериментов установлено, что аморфные, прозрачные стеклообразцы, при включении хлорапатита, получаются при содержании в шихте не более 12% - AlF_3 , 1% - Al_2O_3 , 82% - NaPO_3 и максимальной загрузке хлорапатита не более 15%.

Таким образом, включение хлорапатита в алюмофторфосфатную стекломатрицу, обеспечивающую дополнительную защиту от выхода катионов щелочных металлов, может быть рекомендована для дальнейших разработок и совершенствования иммобилизации данных видов отходов с целью получения стеклоподобных материалов с приемлемой химической и термической стойкостью.

Литература:

1. A. V. Bychkov, S. K. Vavilov, P. T. Porodnov, and O. V. Skiba, "Pyroelectrochemical reprocessing of irradiated uranium-plutonium oxide fuel for fast reactors," in: *Collection of Works*, NIIAR, Dimitrovgrad (1994), No. 1, pp. 13–20;
2. Брежнева Н.Е., Кузнецов Д.Г., Минаев А.А., Озиранер С.Н.. Перспективы применения фосфатных стекол для прочной фиксации радиоактивных отходов.— В сб.: Материалы НТК стран членов СЭВ, состоявшейся в Колобжек, Польша, 2-7 октября 1972г., т. 1, Варшава, 1973г., с. 371 – 381.
3. ГОСТ 50926-96. Отходы высокоактивные отвержденные. Общие технические требования;

4. Лавринович Ю.Г., Кормилицын М.В., Коновалов В.И. и др. Остекловывание хлоридных отходов пироэлектрохимического метода переработки облученного топлива. – Атомная энергия, 2003, т. 95, вып. 5, с. 367–372.

УДК 66.0

Изучение влияния модифицированного ПАН-жгутика на свойства эпоксидного композита на его основе

Корчина Лилия Венеровна, кандидат технических наук, преподаватель специальных дисциплин отделения химических технологий

ГАПОУ СО «Поволжский колледж технологии и менеджмента», г. Балаково

Использование модифицированных армирующих волокон и нитей в полимерных композиционных материалах позволяет многократно ускорить и усовершенствовать процесс производства высокопрочных изделий, одновременно расширив комплекс придаваемых им свойств [1]. В основе главных свойств полимерных композиционных материалов лежит прочность связи полимер-волокно. Она определяется смачивающей или пропитывающей способностью связующего, а также величиной адгезии связующего к волокну, которая может быть повышена путем направленного регулирования свойств волокнистого наполнителя.

В связи с этим целью настоящей работы являлось изучение влияния модифицированного органосиланольными аппретами ПАН-жгутика на свойства эпоксидного композита на его основе.

Объектами исследования служили композиционный материал на основе эпоксидной смолы (ЭД-20) – ГОСТ 10587-93, отвержденной полиэтиленполиамином (ПЭПА) – ТУ 6-02-594-85, армированной полиакрилонитрильным техническим жгутиком (ПАН-тж) – ТУ 6-06-С253-87. В качестве модификаторов использовали органосиланольные аппреты:

- 3-аминопропилтриэтоксисилан (АГМ-9) – ТУ 6-02-724-77;
- $\square$ -глицидоксипропилтриметоксисилан (Silquest A-187);
- 2-метакрилоксипропилтриметоксисилан (Silquest A-174).

Испытания композита по основным прочностным характеристикам проводили в соответствии с требованиями ГОСТ [2-4].

Результаты эксперимента по изучению влияния модификации на свойства ПАН-жгутика и эпоксидного композита на его основе представлены в таблице.

Полученные экспериментальные данные свидетельствуют о том, что модифицирующая обработка ПАН-жгутика органосиланольными аппретами способствует

повышению прочностных свойств волокнистого наполнителя на 10-70% с практическим сохранением деформационных характеристик.

Эта тенденция сохраняется и для эпоксидных композитов на их основе, что позволяет сделать однозначное заключение, о повышении разрушающего напряжения при деформациях растяжения и, особенно, сжатия при введении модифицированного ПАН-жгутика. Так, обработка исследуемого волокнистого наполнителя 5%-ным водным раствором органосиланов приводит к увеличению разрушающего напряжения при сжатии на 15-20 МПа.

Таблица 1

Влияние модифицирующей обработки на свойства ПАН-жгутиков и эпоксидного композита на его основе

Обработка модификатором	Свойства				
	ПАН жгутика		эпоксипласта на его основе		
	P_p , сН/текс	l_p , %	σ_p , МПа	$\sigma_{сж}$, МПа	H_B , МПа
-	43	16	80	65	118
Концентрация модификатора 2%					
АГМ-9	47	17	81	80	159
А-187	72	19	77	67	165
А-174	59	21	88	70	191
Концентрация модификатора 5%					
АГМ-9	60	16	87	85	185
А-187	68	23	58	80	141
А-174	56	15	81	80	121

Примечание: P_p – относительная разрывная нагрузка; l_p – относительное разрывное удлинение; σ_p – разрушающее напряжение при растяжении; $\sigma_{сж}$ – разрушающее напряжение при сжатии; H_B – твердость по Бринеллю.

При этом достигается и значительное повышение твердости эпоксипласта. Для данного показателя более эффективна обработка ПАН-жгутика 2%-ным водным раствором исследуемых модификаторов при которой значение этой характеристики возрастает на 41-73 МПа. Вероятно, обработка волокнистого наполнителя органосиланольными аппретами способствует улучшению как армирующих, так и адгезионных свойств волокнистого наполнителя.

Таким образом, полученные экспериментальные данные свидетельствуют о целесообразности и перспективности использования исследуемых аппретов для модификации ПАН-жгутика при получении эпоксидных композитов на их основе.

Литература:

1. Крыжановский В.К., Технические свойства полимерных материалов: Уч. – справ. пос. / В.К. Крыжановский, В.В. Бурлов, А.Д. Паниматченко, Ю.В. Крыжановская. – СПб:

Профессия, 2007. – 240 с.

2. ГОСТ 11262-80. Пластмассы. Метод испытания на растяжение. - Введен 01.12.1980. Взамен ГОСТ 11262-76. - М.: Изд-во стандартов, 1980.-23 с.

3. ГОСТ 4651-82. Пластмассы. Метод испытания на сжатие. - Введен 01.07.1983. Взамен ГОСТ 4651-78. - М.: Изд-во стандартов, 1982.-18 с.

4. ГОСТ 4670-91. Пластмассы. Определение твердости. Метод вдавливания шарика. - Введен 01.01.1993. Взамен ГОСТ 4670-77. - М.: Изд-во стандартов, 1991.-20 с.

УДК 616.31

Стоматологический внутрикостный имплантат

Косарева Владлена Андреевна, студентка 4 курса б2ДИЗНипу4

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Имплантат предназначен для использования в стоматологической имплантологии. Стоматологический имплантат содержит внутрикостную и внекостную части, соединенные посредством фиксирующего винта [1]. Внутрикостная часть выполнена с резьбой на наружной поверхности, внутренним резьбовым отверстием для винта-заглушки и фиксирующего винта и воспринимающим ложем для внекостной части. Внекостная часть выполнена полый и включает хвостовик, выполненный с наружным воспринимающим ложем, конгруэнтным воспринимающему ложу внутрикостной части, шейку и головку. Воспринимающие ложа внутрикостной и внекостной частей выполнены в форме шестигранника. Резьба на наружной поверхности внутрикостной части является упорной с постоянным профилем по всей ее длине, а вершина внутрикостной части закруглена по радиусу 2,5 мм и выполнена с тремя выборками для самонарезания [2].

Предлагаемый стоматологический внутрикостный имплантат включает внекостную часть в виде усеченного конуса и внутрикостную часть в форме цилиндра, образующие неразъемную конструкцию. Внекостная часть установлена на шейку и имеет форму усеченного конуса. Внекостная часть имеет винтовое отверстие, предназначенное для крепления коронки с помощью винта-заглушки, который может иметь разную длину для крепления того или иного элемента в зависимости от стадии установки стоматологического внутрикостного имплантата.

Внутрикостная часть выполнена в форме цилиндра и снабжена двумя сквозными

радиальными отверстиями равного диаметра, предназначенными для прорастания костной ткани, а также биоактивным покрытием для благоприятного протекания процессов остеоинтеграции. Радиальные отверстия расположены на боковой поверхности внутрикостной части имплантата. Внекостная часть и внутрикостная часть разделены шейкой стоматологического внутрикостного имплантата. Шейка выполнена в форме цилиндра с фасками, соединяющимися с внекостной частью и внутрикостной частью, и имеет полированную поверхность. Вершина внутрикостной части равна нижнему основанию внекостной части.

Внекостная часть и внутрикостная часть стоматологического внутрикостного имплантата находятся во взаимосвязи с функциональным назначением изделия. Соединение их между собой обеспечивает целостность конструкции.

При установке стоматологического имплантата внутрикостную часть 3 вкручивают в сформированное костное ложе специальным приспособлением - например, имплантоводом, обеспечивая необходимый натяг, до уровня кортикального слоя кости. Цилиндрическая форма внутрикостной части при этом способствует снижению травматичности, а также прочной ее фиксации в кости. Радиальные отверстия, за счет прорастания в них костной ткани, способствуют прочной фиксации стоматологического внутрикостного имплантата в кости альвеолярного отростка. После установки стоматологического внутрикостного имплантата в костное ложе с помощью винта-заглушки через винтовое отверстие внекостной части производят установку необходимого конструктивного элемента, например, зубного протеза [3].

Благодаря полированной поверхности шейки и наличию фасок создается надежная фиксация в области перехода слизистой полости рта и костной ткани, а также уменьшается компрессионная нагрузка в кортикальной кости и тем самым происходит нормализация прикуса. Несъемная внекостная часть позволяет соотнести уровни маргинальной кости и уровни мягкой ткани, а также минимизировать микропродвижения имплантата в костной ткани. Техническим результатом является уменьшение скорости резорбции окружающей имплантат костной ткани и увеличение срока службы имплантата.

Целью данного исследования является уменьшение скорости резорбции окружающей имплантат костной ткани и увеличение срока службы имплантата.

Стоматологический внутрикостный двухэтапный имплантат, содержащий цилиндрическую внутрикостную часть, выполненную с резьбой на наружной поверхности, внутренним резьбовым отверстием для винта-заглушки и фиксирующего винта и воспринимающим ложем для внекостной части, и соединенную с ней посредством фиксирующего винта полую внекостную часть, включающую хвостовик, выполненный с наружным воспринимающим ложем, конгруэнтным воспринимающему ложу внутрикостной

части, шейку и головку, при этом воспринимающие ложа внутрикостной и внекостной частей выполнены в форме шестигранника, резьба на наружной поверхности внутрикостной части выполнена упорной с постоянным профилем по всей ее длине, а вершина внутрикостной части закруглена по радиусу 2,5 мм и выполнена с тремя выборками для самонарезания. На поверхность имплантата наносится плазмонапыленное биоактивное покрытие на основе гидроксиапатитовой керамики *Zn-ГА*, обеспечивающее надежную остеоинтеграцию и увеличивающее срок службы имплантата.

В работе были рассчитаны напряжение, перемещение и деформация под нагрузкой 100 Н в программе Fusion 360 на имплантат, изготовленный из сплава Ti-6Al-4V, плотностью $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 1034 МПа. Максимальное напряжение по Мизесу равно 1,553 МПа, конструкция имеет значительный запас прочности.

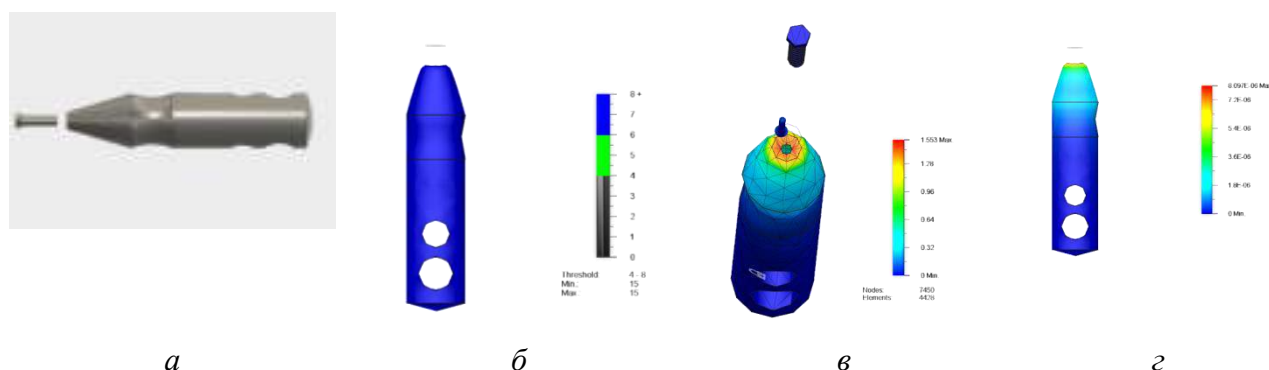


Рис.1. Общий вид имплантата и результаты расчета, где: а – размеры: длина 20 мм, ширина начала 3 мм, конца 6 мм, радиус отверстия – 1,5 мм, боковых – 3 и 4 мм, б – статическая деформация отн. ед., в – смещения, мм, г – напряжения по Мизесу, МПа

Биоактивное покрытие, на основе гидроксиапатитовой керамики, на поверхности стоматологического внутрикостного имплантата, обладающее определенной морфологией и пористостью, обеспечивает надежную остеоинтеграцию, т.е. прорастание костной ткани в имплантат без образования фиброзной прослойки, а также увеличивает срок службы имплантата [4, 5].

Выводы: усовершенствована модель внутрикостного импланта, обеспечивающая повышенные фиксирующие свойства за счет новой конструкции узла подвижности, проведено статистическое исследование нагрузки предложенной импланта. Предложенная конструкция эндопротеза достаточно надежна и эргономична. Вводится новое биоактивное покрытие, на основе гидроксиапатитовой керамики, которое обеспечивает надежную остеоинтеграцию и увеличивает срок службы имплантата.

Литература:

1. Патент РФ №95501 от 25.01.2010 / Винтовой стоматологический эндопротез // Солодкий В.Г., Иванов С.Ю., Ларионов Е.В., Мураев А.А., Солодка И.В.
2. Фадеева, И.В. Цинк и серебросодержащие гидроксиапатиты: синтез и свойства / И.В. Фадеева, Н.В. Бакунова, В.С. Комлев, Л. Медвецкий, А.С., Гурин А.Н., Баринов С.М. //

Доклады Академии наук. 2012. Т. 442. № 6. С. 780-783.

3. Чуйко, А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Харьков: Форт, 2010. – 468. с.

4. Бодягина К.С. Влияние формы и свойств материала реставрационной пломбы на концентрацию напряжений в зубе // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии// - Саратов, 2013. – 613 с. – С. 538 – 546.

5. Биокерамика [Электронный ресурс]// НЭВЗ КЕРАМИК – режим доступа <http://www.nevz-ceramics.com/ru/produktyi-i-materialyi/biokeramika.html>.

Определение оптимальных параметров экстракции фосфатов при производстве экстракционной фосфорной кислоты

Костюченко Елена Александровна, преподаватель высшей категории

Шарова Ирина Геннадьевна, преподаватель первой категории;

Государственное автономное профессиональное образовательное учреждение Саратовской области «Балаковский политехнический техникум», г. Балаково;

Фосфорная кислота имеет большое значение как один из важнейших компонентов питания растений. На основе H_3PO_4 получают двойной суперфосфат, кормовой монокальцийфосфат, аммофос, диаммонийфосфаты т.д. Главным потребителем фосфорной кислоты является производство минеральных удобрений. [1, с.24]

Основными способами производства фосфорной кислоты в промышленных условиях являются термический и экстракционный методы. Наиболее чистым, но энергоемким и дорогостоящим является термический метод производства. В последние годы произошел резкий спад производства термической фосфорной кислоты. Однако спрос на экстракционную фосфоную кислоту возрос, в связи с низкой себестоимостью, высокотехнологичностью и возможностью получения кислот различной концентрации. ЭФК. [2, с.5]

Сернокислотное разложение фосфатного сырья – хорошо исследованный метод получения ЭФК. По этому методу апатитовый концентрат обрабатывают H_2SO_4 (экстрагируют) с последующим фильтрованием полученной пульпы для отделения фосфорной кислоты от осадка сульфата кальция. Часть выделенного основного фильтрата, а также весь фильтрат, полученный при промывке осадка на фильтре (раствор разбавления), возвращают в процесс экстрагирования для обеспечения достаточной подвижности пульпы при ее перемешивании и транспортировке. При разложении фосфатов серной кислотой наряду с фосфорной кислотой образуется практически нерастворимый сульфат кальция. [3, с. 8]

Процесс разложения фосфатов серной кислотой зависит от ряда параметров, основными из которых являются температура процесса экстракции и скорость перемешивания. Поэтому, для выбора оптимальных режимов экстракции, был проведен синтез экстракционной фосфорной кислоты в лабораторных условиях. При этом выбраны два температурных режима в пределах от 75 до 80°C и от 80 до 85°C. Разложение фосфата с образованием фосфорной кислоты вели параллельно в двух фарфоровых стаканах на 1 дм³, с постоянным перемешиванием и подогревом пульпы. Опыт проводили в условиях имитирующих непрерывную экстракцию, сначала влили в стаканы необходимое количество раствора разбавления. Когда температура раствора достигла 50°C, добавили по 100 г апатитового концентрата. После чего стали постепенно и медленно вводить необходимое количество серной кислоты. [1,с.25-28]

Расчет нормы серной кислоты производили по суммарному уравнению реакции



Из которого следует, что на 3моля P₂O₅ требуется 5 молей серной кислоты, следовательно, на 1 масс. ч. P₂O₅ требуется 1.67 масс. ч. моногидрата H₂SO₄. Для разложения 100 г апатита, содержащего 39,4% P₂O₅, стехиометрическая норма серной кислоты (моногидрата) равна:

$$1,67 \cdot 39,4 = 65,8 \text{ ч. (масс.) H}_2\text{SO}_4$$

или кислоты, содержащей 92,5% H₂SO₄

$$65,8 \cdot 100/92,5 = 71,13 \text{ г.}$$

Объем кислоты на разложение 100г апатита составляет

$$71,13/1,8359 = 38,74 \text{ см}^3,$$

где 1,8359 – плотность 92,5 % серной кислоты при 20°C.

В качестве раствора разбавления берут разбавленную фосфорную кислоту с содержанием 16-17% P₂O₅. Количество раствора разбавления W на 100 г фосфата рассчитали по формуле:

$$W = 560 - (100 + 38,74) = 421,26 \text{ см}^3$$

Расчет вели без учета газообразных потерь воды и фтора, г.

Массовый выход пульпы определяют по формуле:

$$F = 100 \cdot 1,6 (2,5 + 1) = 560 \text{ г.}$$

где Г – гипсовое число или выход сухого фосфогипса из единицы фосфата (для апатитового концентрата Г =1.6); n – заданное отношение

Ж: Т в пульпе (в пределах 2:1 –4:1).

Разложение фосфата вели в течение 2 часов, отбирая каждые полчаса, после достижения оптимальной температуры, по 0,5 см³ пульпы, отфильтровывали и титровали 0,1 н. раствором NaOH вначале в присутствии метилового оранжевого, а затем фенолфталеина

для определения в растворе присутствующей фосфорной кислоты и однозамещенного фосфата кальция; содержание которых в г/дм³ находят по формулам:

$$G_{H_3PO_4} = 0.098 \cdot 0.1 a \cdot 1000 \cdot 250/V \cdot 25$$

$$G_{Ca(H_2PO_4)_2} = 0.117 \cdot 0.1 \cdot (b - a) \cdot 1000 \cdot 250/V \cdot 25 \quad (2)$$

где 0,117 – масса Ca(H₂PO₄)₂, эквивалентная массе NaOH, содержащейся в 1 см³ 1,0н. раствора NaOH;

a, *b* - объем щелочи, пошедший на титрование в присутствии метилоранжа и фенолфталеина соответственно, см³;

V – объем анализируемого раствора, см³.

В результате полученные данные внести в таблицу 1 и определили содержание серной кислоты в пульпе. В пересчете на H₂SO₄ имеем:

$$G_{H_2SO_4} = 0,049 \cdot 0,1 \cdot (b - a) \cdot 1000 \cdot 250/V \cdot 25 \quad (3)$$

Содержание *x* Ca(H₂PO₄)₂ и *x* H₃PO₄ в % при плотности раствора *ρ* вычисляют по формулам:

$$x_{Ca(H_2PO_4)_2} = (0,117 \cdot 0.1 \cdot (b - a) \cdot 250/V\rho \cdot 25) \cdot 1 \quad (4)$$

$$x_{H_3PO_4} = (0,098 \cdot 0.1 \cdot a \cdot 250/V\rho \cdot 25) \cdot 100 \quad (5)$$

По окончании опыта пульпу отфильтровали под вакуумом. При этом получили основной фильтрат – экстракционную фосфорную кислоту. Затем трижды промыли осадок водой и взвесили. После фильтрации определили плотности основного фильтрата и промывных вод: при температуре экстракции 75-80 °С концентрация H₃PO₄ 38,82% с плотностью 1,245 г/мл; при температуре 80 - 85°С концентрация H₃PO₄ 40,77% с плотностью 1,260 г/мл. Концентрации растворов разбавления после первой промывки первого и второго образцов составили 18,5 и 24,0% соответственно.[2, с.7-8]

После проведенного испытания можно сделать следующие выводы: при интенсивном перемешивании пульпы и поддержании заданного температурного режима в обоих случаях произошло снижение времени разложения фосфата до 1 часа, однако при более высокой температуре содержание фосфорной кислоты в растворе и на выходе значительно меньше, чем при 75 - 80°С, что может быть обусловлено потерями с газовойоздушной смесью. Поэтому оптимальной температурой разложения фосфатов можно считать предел 75 – 80 °С, а при небольшом увеличении скорости вращения мешалок в экстракторе, можно добиться сокращения времени экстракции.

Таблица 1

Результаты исследования							
	<i>a</i> , см ³	<i>b</i> , см ³	<i>G</i> H ₃ PO ₄ , г/дм ³	<i>G</i> Ca(H ₂ PO ₄) ₂ , г/дм ³	<i>G</i> H ₂ SO ₄ , г/дм ³	<i>x</i> Ca(H ₂ PO ₄) ₂ , %	<i>x</i> H ₃ PO ₄ , %
Температура разложения 75-80 °С							
1 проба	1,4	2,4	5,49	4,68	1,96	0,468	0,549
2 проба	2,4	2,9	9,40	2,34	0,98	0,234	0,940

	Температура разложения 80-85 °С						
1 проба	1,4	2,3	5,49	4,21	1,76	0,421	0,549
2 проба	2,0	2,9	7,84	4,21	1,76	0,421	0,754

Литература:

1. Грошева, Л. П. Технология неорганических веществ: Сборник лабораторных работ №2 / Л. П. Грошева. - Великий Новгород: Новгородский государственный университет, 2007. – 29 с.
2. Кочетов, С.П. Концентрирование и очистка экстракционной фосфорной кислоты: монография / С.П. Кочетков, Н.Н. Смирнов, А.П. Ильин.-Иваново, 2007.-304 с.
3. Трухан, В.Г. Интенсификация производства экстракционной фосфорной кислоты на основе исследования и совершенствования стадий концентрирования и фильтрования: автореф. дис. канд. техн. наук / В.Г. Трухан. – М.: РХТУ им. Д.И. Менделеева, 2011. – 23 с.

УДК 66.0

Изучение эффективности модификации гидратцеллюлозного волокна многокомпонентной модифицирующей системой

¹Курсакова Антонина Ивановна, студент группы ХМТН-41,

¹Щербина Наталья Александровна, кандидат технических наук, доцент кафедры
«Естественнонаучные дисциплины и химические технологии»

²Коломиец Татьяна Васильевна, начальник НИиАЦ

¹Балаковский инженерно-технологический институт (филиал) Национального
исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Балаково

²ООО «Балаково Карбон Продакшн», Балаково, Россия

Широкое применение получили модифицированные гидратцеллюлозные волокна (ГЦВ) с улучшенными и новыми функциональными характеристиками. Путем высокотемпературных превращений без доступа воздуха (процесс пиролиза) исходных волокон – прекурсоров, получают углеродные волокна (УВ) и углеродные волокнистые материалы (УВМ). Основными прекурсорами для углеродных волокон (УВ) являются гидратцеллюлозные (ГЦВ) и полиакрилонитрильные (ПАН) волокна.

Среди технологий получения ГЦВ различают вискозную технологию и новые перспективные бессероуглеродные способы получения волокна. В настоящее время реальной альтернативой вискозному производству является новый экологически чистый процесс получения целлюлозных волокон из растворов целлюлозы в полярном органическом растворителе донорного типа N-метилморфолин-N- оксиде (ММО). Экологическая чистота

процесса обусловлена возможностью полной регенерации ММО в технологически условиях. Волокна этого типа выпускают под названием лиоцелл, ньюцелл и др.

ГЦВ-волокна содержат значительное количество водорода и кислорода, поэтому выход углеродистых структур после карбонизации теоретически не может превышать 45 %, в реальных условиях он еще ниже и составляет от 10 % до 30 %. Повышение выхода УВ можно осуществить за счет предварительной обработки ГЦВ.

ГЦВ имеют хорошо развитую внутреннюю поверхность, что способствует набуханию, протеканию диффузионных процессов в волокнистом материале при обработке его растворами модифицирующих систем. С целью повышения эффективности процесса получения УВ, в состав модифицирующей системы вводят различные пиролитические добавки (антипирены), изменяющие механизм термоокисления, термического разложения и структурирования. Наиболее распространенными пиролитическими добавками являются фосфор - азотсодержащие соединения.

Целью исследовательской работы является выбор состава модифицирующей системы и параметров модификации позволяющих повысить качество прекурсора УВ. Объектами исследования являются выпускаемое в промышленном масштабе гидратцеллюлозное волокно (лиоцелл) производства «Lenzing» (Австралия) и две различные по составу модифицирующие системы (МВ-1,2), содержащие карбофункциональное кремний-органическое соединение. В качестве пиролитической добавки (антипирена) использовался карбамид, а так же борная кислота (БК), фосфорная кислота (ФК).

Выбор компонентов данной модифицирующей системы обусловлен присутствием в соединениях атомов P-N-B-Si. Выбор в качестве антипирена карбамида обусловлен его доступностью, возможностью образовывать соединения включения как с органическими, так и неорганическими веществами, которые способствуют образованию внутри и межмолекулярных сшивок в макромолекулах ГЦВ. В атмосфере азота карбамид интенсивно теряет массу в диапазоне температур 180-210 °С, при этом образуются продукты пиролиза, стабильные вплоть до 420 °С, которые при дальнейшем прогреве до 450 °С разлагаются полностью.

Процесс модификации осуществлялся в несколько стадий: пропитка готового волокна водными растворами при различных соотношениях компонентов, при температуре 20±5, при модуле ванны 25; промывка при 40 градусах для удаления непрореагирующего модификатора; сушка до постоянной массы.

Оценку диффузионно-сорбционных процессов проводили по определению эффективности взаимодействия модификаторов (Ξ_v) с ГЦВ, выраженную через отношение количества модификатора, удержанного после промывки % масс. (C_1) к количеству модификатора (C_2), удержанному после пропитки % масс.

Период времени при котором наблюдается достижение сорбционного равновесия находится в зависимости от концентрации модификатора. Для модифицирующих ванн МВ-1 содержащих 2-5% масс. модификатора равновесная сорбция устанавливается в течение 60 секунд и в дальнейшем наблюдается преобладание процессов десорбции над процессами сорбции. Поведение при горении модифицированных образцов ГЦВ оценивали по потерям массы образцов при поджигании их на воздухе (табл. 1).

В результате конкурирующих процессов дегидратации и деструкции, при термолизе ГЦВ образуется вода и карбонизованный остаток (кокс). Процессы формирования углеродистой структуры (коксового остатка) наблюдаются в большем выходе % масс. у модифицированной ГЦВ ванны состава МВ-2 и продолжительности пропитки 60 секунд. Установленная эффективность химической модификации ГЦВ позволяет предполагать большую способность к образованию углеродистых структур модифицированных ГЦВ в производственных условиях получения УВ.

Таблица 1

Зависимость выхода карбонизованных структур при термолизе модифицированных ГЦВ от состава модифицирующей ванны

Состав модифицирующей ванны	Концентрация модификаторов, % масс.	Выход коксового остатка, %, при продолжительности пропитки, сек.			
		30	60	90	120
МВ-1	1	12,5	11,5	8,9	13,6
	2	13,1	10,2	11,8	10,5
	5	5,5	11,6	8,6	11,7
МВ-2	1	8,9	9,7	8,9	10,4
	2	14,3	16,4	12	9
	5	8,3	10,6	8,6	10,5

Литература:

1. Варшавский В. Я. Углеродные волокна / В. Я. Варшавский. - 2-е изд. перераб. и доп. – М., 2007. – 500 с.
2. Горение, деструкция и стабилизация полимеров / Под ред. Заикова Г.Е. – СПб.: Научные основы и технологии, 2008. – 421 с.

Эндопротезирование сустава пальцев верхних конечностей

Макарова Анастасия Вячеславовна, студентка 4 курса б2ДИЗНипу4

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе Сергей Яковлевич

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Эндопротезирование сустава пальцев верхних конечностей - это операция по замене компонентов сустава имплантатами, которые имеют анатомическую форму здорового сустава и позволяют выполнять весь объём движений. После подобных операций пациент забывает о болях в суставах и возвращается к активной жизни.

Материалы современного эндопротеза суставов, обладают высокой прочностью и хорошей биосовместимостью с тканями в организме человека. Срок их службы составляет в среднем 15-20 лет, а во многих случаях больные пользуются ими до 30 лет. При износе эндопротеза его заменяют новым.

Эндопротезирование суставов рекомендуется при дегенеративно-дистрофических артрозах и артритах, посттравматических состояниях, ревматизме, болезни Бехтерева. Кроме того, к показаниям относятся асептический некроз бедренной головки, дисплазия, ложные суставы и неправильно сросшиеся переломы.

Эндопротезирование наиболее эффективно для лечения деформаций пястно-фаланговых суставов пальцев верхних конечностей. Атеросклеротическое поражение артерий в каждом отдельном случае проявляется в виде сужения (стеноза) или полного перекрытия (окклюзии) на конкретном участке артерии, что препятствует нормальному приливу крови к тканям. В результате ткани не получают питательных веществ и кислорода, необходимых для их нормального функционирования.

Цель работы: обеспечение реабилитационного эффекта протезирования за счет возможности осуществления хватательной и сгибательно-разгибательной функций связочного аппарата среднего пальца кисти и восстановление анатомической длины пальца.

Материалы, которые применяют для протезирования – биоматериалы – должны обладать специфическими свойствами. Наиболее важными их свойствами являются биологическая совместимость и коррозионная стойкость. Основными биоматериалами являются нержавеющие стали и кобальтовые сплавы, а так же титан и его сплавы, титан + цирконий (15%). Титан и цирконий по внешнему виду похожи на сталь. Для изготовления современных конструкций эндопротезов рекомендуется применять титан с добавлением циркония (около 15%). Наличие неровностей добавит рельефности материалу, тем самым

улучшит сращивание.

Физические и особенно механические свойства титана и циркония сильно зависят от чистоты металлов. Этим объясняются существенные расхождения данных, полученных различными исследователями. Обычно, механические свойства зависят не только от чистоты металла, но и от предшествующей механической и термической обработки. Для расчета были взяты физико-химические параметры сплава Ti-6Al-4V, которые подобны параметрам сплава титан + цирконий (15%). В качестве улучшения сращения кисти руки с эндопротезом предлагается придание внутренней поверхности протеза шероховатости. Шероховатость создается путем пескоструйной обработки, тем самым улучшается остеоинтеграция.

Устройство содержит проксимальную и дистальную части, соединенные между собой шарнирным соединением. Проксимальная часть выполнена цельной, состоящей из ножки, кольцевого утолщения и цилиндра. Ножка выполнена в виде усеченного конуса, на боковой поверхности которого нанесены продольные борозды. На основании конуса выполнено кольцевое утолщение диаметром, превышающим диаметр основания конуса. На кольцевом утолщении выполнен цилиндр, диаметр которого меньше диаметра кольцевого утолщения, но больше диаметра основания конуса. На дистальной части цилиндра выполнено кольцо для шарнирного соединения с дистальной частью эндопротеза. При наличии отверстий протез будет легким, кисть руки не будет ощущать его. Протез обеспечивает реабилитационный эффект протезирования за счет возможности осуществления хватательной и сгибательно-разгибательной функций связочного аппарата среднего пальца кисти и восстановление анатомической длины пальца. Для увеличения площади контакта с костной тканью в имплантате выполняются сквозные отверстия. Разработанная конструкция пястно-фалангового эндопротеза представлена на рис.1.

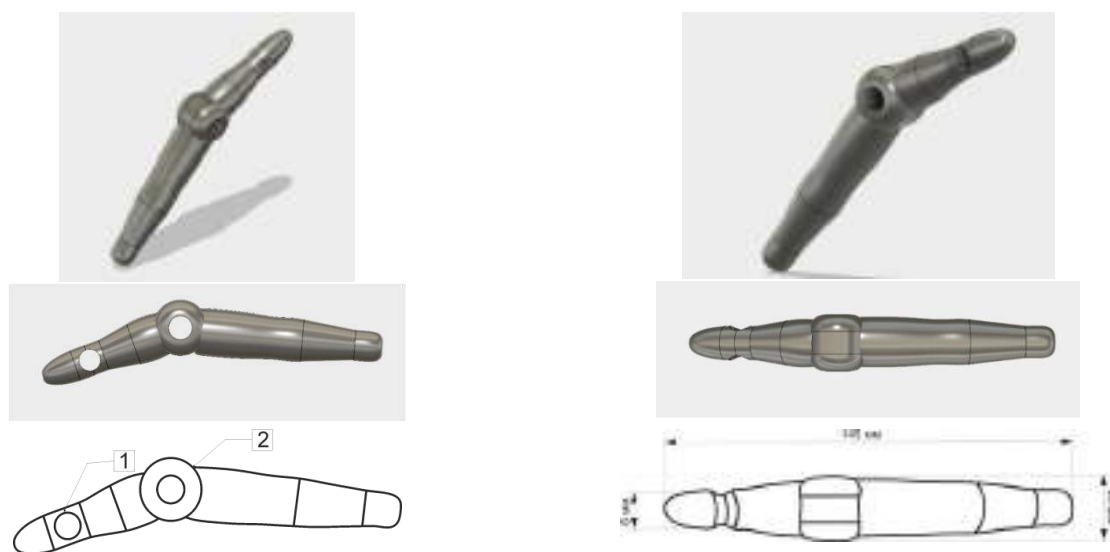


Рис. 1. Ортогональные виды эндопротеза, где: 1 - материал на основе сплава Ti-+Zr; 2 - внутрикостный фиксатор (штифт), длина протеза 145 мм, ширина начала пальца 6 мм, конца 20 мм, радиус отверстия – 5 мм

Расчет НДС проводился в программе Fusion 360 при нагрузке 980 Н на эндопротез, изготовленный из Ti+Zr, плотность $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³, с пределом прочности на растяжение 1034 МПа, рис.2.



Рис.2. Основные результаты расчетов НДС

Выводы: усовершенствована модель эндопротеза среднего пальца кисти руки, обеспечивающая повышенные фиксирующие свойства за счет новой конструкции узла подвижности, проведено статистическое исследование нагрузки предложенной конструкции эндопротеза. Предложенная конструкция эндопротеза достаточно надежна и эргономична.

Литература:

1. Сидорова А.И., Пичхидзе С.Я. Разработка конструкции эндопротеза пястно-фалангового сустава пальцев верхних конечностей. 4-ая МНК, 10.11.2016, Курск: ЮЗГУ, 2016.- с. 273-275.
2. Дубинина Т.С. Разработка конструкции эндопротеза пястно-фалангового сустава. Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сб. материалов V МНК для молодых ученых, студентов и школьников. 29.02 – 15.05.2016, Саратов: СГТУ, 2016. - с. 128-130.
3. Насанова А.А., Муктаров О.Д., Буров А.М., Пичхидзе С.Я. Исследование биологического карбонат-гидроксиапатита. В сборнике: Будущее науки - 2015. Сборник научных статей 3-й Международной молодежной научной конференции в 2-х томах. 2015. - С.210-211.
4. Лясникова А.В., Серянов Ю.В. Внутрикостные имплантаты в медицинской практике: учеб. пособие для студентов специальности 190500. М-во образования и науки РФ, Федер. агентство по образованию, Саратов: СГТУ, 2005. – 200 с.
5. Патент РФ №2379006 от 11.07.2005. Протез пальца руки или ноги и механизм безопасности / Ян де Куббер.

**Технологические и эксплуатационные свойства композитов на основе
модифицированных нитей**

Малкина К.А., студентка группы ХМТН-41,

Кочнева А.В., студентка группы ХМТН-41,

Зубова Н.Г., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»,

Земсков В.М., доктор технических наук, доцент, профессор кафедры «Атомная энергетика»

Балаковский инженерно-технологический институт – филиал федерального
государственного автономного образовательного учреждения высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

Пластмассы являются высокоэффективными в технологическом, потребительском и, в конечном счете, экономическом плане материалами. Получение изделий из пластмасс — высокорентабельное производство со сроком окупаемости капиталовложений в пределах одного-трех лет. Пластмассы с заданными функциональными свойствами, к тому же, относятся к материалам, без которых не возможен технический прогресс. Для оценки технологических и эксплуатационных свойств реактопластов, применяемых в качестве исходных компонентов в производстве полимерных композитов, используется ряд физико-химических показателей [5, 3].

Целью работы является исследование технологических и эксплуатационных свойств исходных материалов и эпоксидного композита.

Объектами исследования являлись: гидратцеллюлозные технические нити (ГЦТН), модифицированные водными растворами сульфата гидроксомеди (II) ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$) и сульфата никеля (II) (NiSO_4); эпоксидная смола (ЭД-20); отвердитель полиэтиленполиамин (ПЭПА).

На первом этапе исследовательской работы была проведена модификация ГЦТН водными растворами солей $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ и NiSO_4 при концентрации 2, 5 и 10% [2, 4].

Модифицированные ГЦТН исследовали на физико-механические характеристики, значения которых представлены в табл. 1.

Таблица 1

Физико-механические характеристики модифицированных ГЦТН

Концентрация солей в растворе, %	Относительная разрывная нагрузка, сН/текс	Относительное разрывное удлинение, %
Модификация $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$		
2	14	19
5	12	26
10	13	19
Модификация NiSO_4		
2	14	24
5	15	21
10	12	27

Примечание: относительная разрывная нагрузка исходного волокна – 10,0 сН/текс; относительное разрывное удлинение исходного волокна – 11%.

Из данных таблицы следует, что модификация ГЦТН 2%-ным водным раствором $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ и 5%-ным водным раствором NiSO_4 положительно влияет на физико-механические свойства армирующих наполнителей.

В работе [1] исследовалось влияние модифицированных ГЦТН на теплофизические свойства композиционных материалов, полученных методом прессования, который проводили по мокрой технологии при давлении $5,0 \pm 0,3$ МПа.

Следующим этапом исследовательской работы являлась оценка влияния модифицированных ГЦТН на процесс отверждения ЭД-20, который характеризуется временем гелеобразования и скоростью отверждения (рис.1, табл.2).

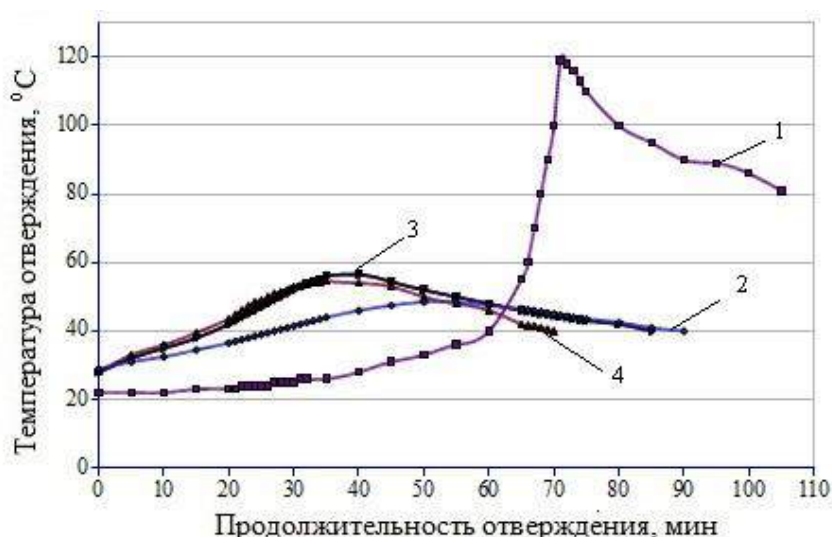


Рис.1 Кинетические кривые отверждения: 1-ненасыщенная смола ЭД-20; 2-ЭД-20+ГЦТН; 3-ЭД-20+ГЦТН+ $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$; 4-ЭД-20+ГЦТН+ NiSO_4

Таблица 2

Параметры отверждения эпоксидных композитов на основе модифицированных ГЦТН

Состав материала	Время гелеобразования, мин	Время отверждения, мин	Максимальная температура отверждения, °С
ЭД-20	60	71	119
ЭД-20+ГЦТН	35	50	48
ЭД-20+ГЦТН+CuSO ₄ ·5H ₂ O	20	40	56
ЭД-20+ГЦТН+NiSO ₄	20	35	54

Исследование кинетики отверждения ЭД-20 в присутствии модифицированных армирующих наполнителей показало, что нити, обработанные CuSO₄·5H₂O (кривая 3) и NiSO₄ (кривая 4) активно влияют на технологические свойства, что подтверждается сокращением времени гелеобразования связующего в 3 раза и времени отверждения - в 2 раза. При этом максимальная температура отверждения снижается на 64⁰С.

Эксплуатационные свойства композиционных материалов на основе модифицированных нитей представлены на рис. 2.

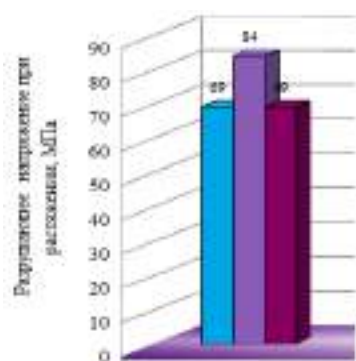


Рис.2 Кинетические кривые отверждения: 1-ненасыщенная смола ЭД-20; 2-ЭД-20+ГЦТН; 3-ЭД-20+ГЦТН+CuSO₄·5H₂O; 4-ЭД-20+ГЦТН+NiSO₄

Из приведенных данных видно, что армирование эпоксидного связующего нитями, модифицированными 2%-ным водным раствором CuSO₄·5H₂O увеличивает разрушающее напряжение композита на 22% по сравнению с композитом на основе исходных нитей. Армирование эпоксидного связующего нитями, модифицированными NiSO₄ не изменяет эксплуатационных свойств исследуемых материалов.

Таким образом, модифицирование гидратцеллюлозных технических нитей раствором сульфата гидроксомеди (II) и раствором сульфата никеля (II) позволяет улучшить технологические и эксплуатационные характеристики эпоксидного композита.

Литература:

1. Кочнева А.В., Исследование теплофизических свойств композитов на основе модифицированных ГЦТН / А.В. Кочнева, К.А. Малкина, Н.Г. Зубова // Материалы VI Международной молодежной научной школы-конференции «Современные проблемы физики

и технологий». - М.:НИЯУ МИФИ, 2017. - с. 249-250.

2. Кочнева А.В. Модификация ГЦВ раствором сульфата никеля / А.В. Кочнева, Н.Г. Зубова Н.Г. // Материалы II Всероссийской научно-практической конференции «Современные технологии в атомной энергетике». - М.:НИЯУ МИФИ, Балаково: БИТИ НИЯУ МИФИ, 2016. - с. 35-37.

3. Крыжановский В.К. Производство изделий из полимерных материалов: В.К. Крыжановский, Л.Н. Кербер, В.В. Бурлов, А.Д. Паниматченко. - СПб.: Профессия, 2008. - 464 с.

4. Малкина К.А., Модификация ГЦВ раствором сульфата гидроксомеди (II) / К.А. Малкина, Н.Г. Зубова // Материалы II Всероссийской научно-практической конференции «Современные технологии в атомной энергетике». - М.:НИЯУ МИФИ, Балаково: БИТИ НИЯУ МИФИ, 2016. - с. 45-47.

5. Перепелкин К.Е. Армирующие волокна и волокнистые полимерные композиты: К.Е. Перепелкина. - СПб.: Научные основы и технологии, 2009. - 380 с.

УДК 616.728.3

Усовершенствование конструкции бандажа коленного сустава

Мерзлякова Полина Александровна, студентка 4 курса б2ДИЗНипу41

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Коленный сустав имеет сложное строение, так как состоит из множества элементов. Это и связки, и мышцы, и сосуды, и хрящи. В формировании этого сустава участвуют несколько костей, поэтому его называют комплексным. Коленный сустав представляет собой крупный сустав из всего организма человека и принимает на себя большую часть нагрузки.

Строение коленного сустава особенное и подвержено большим нагрузкам. Следовательно, легко подвергается травмированию и различным патологиям. При повреждении этого сустава влечет за собой продолжительное лечение, долгая реабилитация, а иногда это приводит и к инвалидности. Работа колена основана на шарнирном соединении, благодаря чему человек может сгибать, разгибать и вращать ногу. Все это возможно благодаря связочному аппарату.

Бандаж, как фиксатор коленного сустава является эффективным и самым распространенным способом защиты сустава и профилактики его заболеваний. Эта операция направлена на фиксацию и защиту колена как при нагрузках, так и в

повседневном использовании. Задачей заявляемого технического решения является создание надежного бандажа неразъемной конструкции для фиксации и защиты коленного сустава, с защитными амортизирующими вставками из геля и фиксирующей ткани, которая позволяет надолго сохранить форму, при этом дышащее покрытие.

Фиксирующий бандаж имеет пластичный защитный наколенник анатомической формы, основной элемент в форме «лепестка» заполнен полимерным гелем с эффектом памяти, который существенно снижает давление и напряжение, бандаж состоит из эластичной, поддерживающей и дышащей ткани.

Цель работы: создание надежного бандажа неразъемной конструкции для фиксации и защиты коленного сустава, с защитными амортизирующими вставками из геля и фиксирующей дышащей ткани, которая позволяет надолго сохранить форму.

Материалы, которые применяют для бандажа, должны быть эластичными и комфортными при долгом использовании, а так же прочными. Элемент в форме «лепестка» заполнен гелем с эффектом памяти, фиксирующий бандаж (манжет) – это эластичная и прочная ткань разного плетения, элемент для наколенника – резиновый полимер.

Полимерный гель изготовлен из полутвердой субстанции на основе силикона, который имеет плотность, приближенную к плотности человеческого телу. Такой материал обладает ударопоглощающими, амортизирующими качествами, обычно состав геля принимает анатомическую форму коленного сустава.

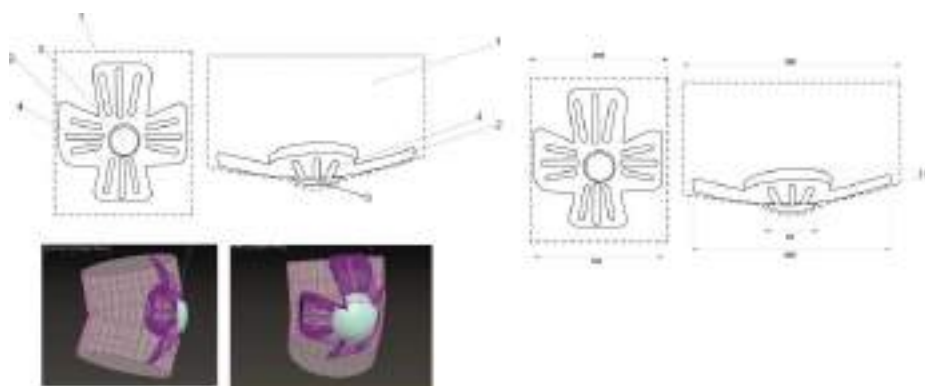


Рисунок 1. Основные виды бандажа с размерами Размеры: 1 фиксирующий манжет – высота 250 мм, ширина 100 мм, 2 основной элемент – высота 200 мм, ширина 150 мм, толщина 9 мм, 3 круглый элемент защиты – диаметр 55 мм, толщина 7 мм. Задачей разработки является создание надежной фиксации и защиты колена. На рис. 1 показаны чертежи и проекции бандажа. Под номером 1 – фиксирующий манжет, состоящий 40% хлопок, 20% полиамид, 20% полиэстер, который плотно прижимает наколенник к суставу. Номер 2 – анатомический наколенник из силиконового материала холодной вулканизации «Симпа», который состоит из: 70% силикона, 30 % резинового полимера для прочности [6]. Номер 3 – элемент из резинового полимера – каучук, для защиты коленной чашечки. 4 – сквозные элементы, которые делают бандаж пластичным и дышащим.

Модель бандажа и предлагаемое решение заключаются в создании надежной конструкции для защиты колена. Поставленная задача решается тем, что фиксирующий бандаж имеет пластичный защитный наколенник анатомической формы. Основной элемент в

форме «лепестка» существенно снижает давление и напряжение, которым подвергаются ноги людей.

Расчет НДС проводился в программе Fusion 360 при нагрузке 980 Н на коленный бандаж, изготовленный из амортизирующего геля, плотность 1100 кг/м^3 с пределом прочности на растяжение 200 МПа. Результаты расчета модели протеза приведены на рис. 2. В результате исследования выяснилось, что конструкция не испытывала критического напряжения, а деформация практически отсутствовала.

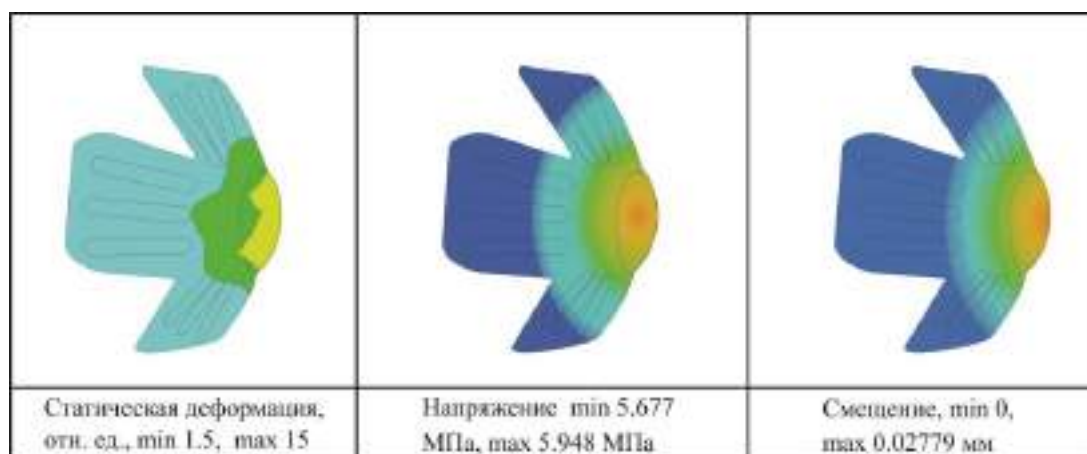


Рисунок – 2. Пример воздействия нагрузки

Выводы: создана надежная конструкция защитного бандажа, чаша бандажа состоит из устойчивого геля, принимающего анатомическую форму коленного сустава.

Литература:

1. Анатомия человека: учеб. для студ. инст. физ. культ. /Под ред. Козлова В.И. - М.: Физкультура и спорт, 1978. – 503 с.
2. Сапин М.Р., Никитюк Д.К. Карманный атлас анатомии человека. М., Элиста: АПП Джангар, 1999. – 327 с.
3. Орлянский В., Головаха М.Л. Руководство по артроскопии коленного сустава. М.: Феликс, 2007. – 489 с.
4. Фарбер Б. С., Витензон А. С., Морейнис И. Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. М.: ЦНИИПП, 1994. — 645 с.
5. Кужекин А. П. Конструкции протезно-отопедических изделий. М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. — 240 с.
6. Трезубов В.Н. Клиническая стоматология: учебник – М.: Оникс, 2015. – 389 с.

Термореактивные электреты с применением сверхвысокочастотной электромагнитной обработки

¹Москвин Ринат Юрьевич, аспирант кафедры «Химия и химическая технология материалов»;

²Бычкова Елена Владимировна, доктор технических наук, доцент, профессор кафедры «Технологии и оборудование химических, нефтегазовых и пищевых производств»;

²Матыцин Антон Алексеевич, студент кафедры «Технологии и оборудование химических, нефтегазовых и пищевых производств»;

¹Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.», г. Саратов;

²Энгельсский технологический институт (филиал) федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.», г. Энгельс

Электретами называют диэлектрики, в основном полимерные материалы, способные под воздействием внешних сил накапливать электрический заряд и сохранять его длительное время. Эти материалы применяют как электрические преобразователи (акустические, тепловые, механические, оптические и др.), изоляторы и конденсаторы. Также электреты прекрасно подходят для изготовления мембран и фильтров. В медицине электреты применяют при изготовлении имплантатов и различных аппликаторов [1-3].

Важнейшими характеристиками электретных материалов являются плотность заряда и длительность его сохранения. В отличие от хорошо изученных электретов на основе термопластов, реактопласты обладают жёстко сшитой, сетчатой структурой благодаря которой накопленный на поверхности заряд будет сохраняться гораздо дольше. В качестве объекта исследования был выбран содержащий эпоксидные группы олигомер. В реакции использовался аминный отвердитель. Отверждение проводилось на подложках различной природы. Поляризация электрета проводилась с использованием эффекта Максвелла-Вагнера.

Влияние сверхвысокочастотной (СВЧ) обработки на прочностные характеристики реактопластов ранее рассматривалось в публикациях [4,5]. Было доказано, что СВЧ оказывает упрочняющее действие за счёт ускорения процесса сшивания и повышения степени превращения исходного олигомера. На рисунке 1 видно, что обработка электромагнитным полем СВЧ увеличивает плотность зарядов относительно электретов без обработки в 6-8 раз. При этом увеличивается скорость отверждения. Однако это

отрицательно действует на способность сохранять поверхностную плотность зарядов. Высокая скорость превращения, приводит к высоким релаксационным напряжениям, которые со временем вызывают значительное снижение электретных характеристик. Поверхностная плотность зарядов стандартных эпоксидных электретов за два года снизилась на 30%.

Результаты исследования показали, что увеличение времени СВЧ обработки с 30 до 60 сек несколько снижает поверхностную плотность зарядов (рис.2).

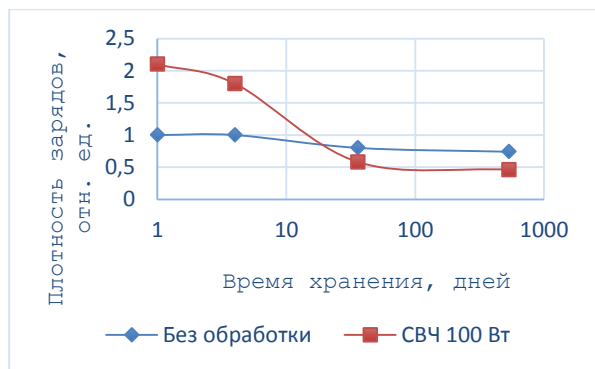


Рис. 1. Временные зависимости спада поверхностного потенциала в течении двух лет.

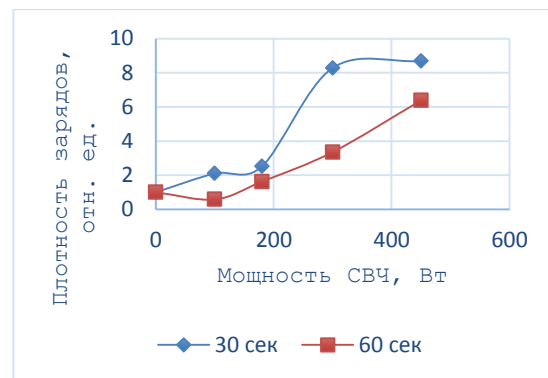


Рис. 2. Зависимость поверхностной плотности зарядов (в относительных единицах) от обработки в электромагнитном поле СВЧ.

Также было изучено влияние природы наполнителя и подложки на электретные характеристики эпоксидных смол. Наполнители с диэлектрическими характеристиками создают ловушки в которых накапливается заряд, что способствует ориентации полярных групп олигомеров во время процесса сшивания. Это отражается в существенном повышении электретных характеристик. В то время как наполнители, которые обладают электрической проводимостью, способствуют миграции зарядов с поверхности электрета вглубь материала. Наличие полярных гидроксильных, ацетальных, ацетатных групп в макромолекуле поливинилбутираля (ПВБ) положительно влияет на электретные характеристики получаемых материалов (рис. 3, 4).

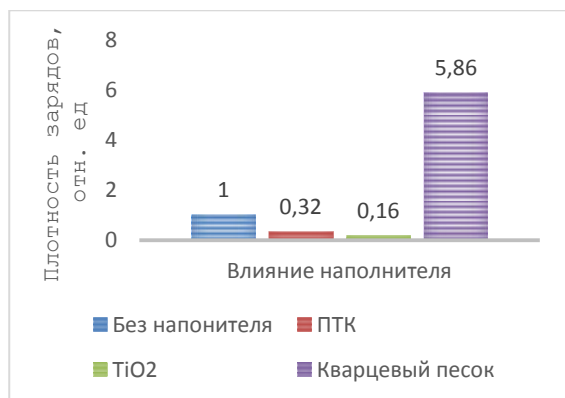


Рис. 3. Влияние наполнителя на поверхностную плотность зарядов.

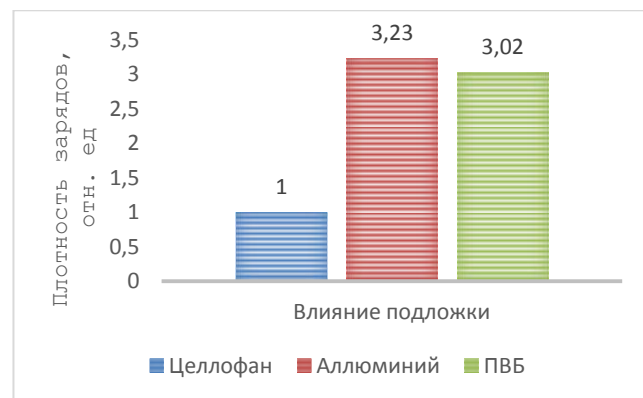


Рис. 4. Влияние природы подложки на поверхностную плотность зарядов.

Таким образом, с изменением параметров СВЧ обработки, природы наполнителя и подбором подложки можно получить полимерные электретные материалы на основе термореактивных смол.

Литература:

1. Вертячих И.М. Применение активных полимерных материалов в технических средствах и материалах для предупреждения и ликвидации чрезвычайных ситуаций / И.М. Вертячих, И.И. Суторьма, Ю.А. Волков, В.И. Жукалов // Проблемы обеспечения безопасности при ликвидации последствий чрезвычайных ситуаций - 2013. - № 1 (2) - С. 283-288.
2. Галиханов М.Ф. Полимерные короноэлектреты: традиционные и новые технологии и области применения / М.Ф. Галиханов, Р.Я. Дебердеев // Вестник Казанского технологического университета - 2010. - № 4. - С. 45-57.
3. Гороховатский Ю. А. Электретный эффект волокнистых полимерных материалов / Ю.А. Гороховатский, О.В. Кувшинова, А. А. Рычков, Д. Э. Темнов // Известия российского государственного педагогического университета им. А.И. Герцена - 2002. - Т. 2. № 4. - С. 33-46.
4. Пятаев И.В. Изучение влияния обработки свч излучением исходных препрегов на прочностные характеристики материалов на основе эпоксидной смолы, армированной различными нитями / И.В. Пятаев, В.Н. Студенцов // Современные проблемы науки и образования - 2015. - № 1-1. - С. 1979.
5. Пятаев И.В. Влияние электромагнитных колебаний свч на структуру и свойства термопластов и реактопластов / И.В. Пятаев, В.Н. Студенцов // Вестник Саратовского государственного технического университета - 2014. - Т. 2. № 1 (75) - С. 86-93.

УДК 678.072; 678.01

Эпоксидные композиты, модифицированные олеиновой кислотой

Мостовой А.С., к.т.н., заведующий лабораторией «Современные методы исследований функциональных материалов и систем», доцент каф. «Естественные и математические науки»;

Таганова А.А., студентка 3 курса, группы ХМТН-31

Энгельсский технологический институт (филиал) ФГБОУ ВО «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.», г. Энгельс,

Регулировать свойства эпоксидных полимеров в широком диапазоне без значительного изменения технологии приготовления составов возможно при использовании в качестве добавок различных модифицирующих веществ [1-3].

Для модификации эпоксидных смол используются пластификаторы, растворители,

активные разбавители, мономерные и олигомерные продукты, эластификаторы и поверхностно-активные вещества [1-3].

В связи с этим, целью данной работы было исследования возможности использования олеиновой кислоты (ОК) для направленного регулирования физико-химических и физико-механических характеристик эпоксидных полимеров.

При выборе олеиновой кислоты оценивали ее влияние на свойства эпоксидного композита, табл.1. В исследованиях количество олеиновой кислоты изменялось от 10 до 20 масс.ч. Выбор количества олеиновой кислоты проводили по показателям устойчивости к статическому изгибу и ударной вязкости, как наиболее полно отражающим влияние пластификаторов на эластические свойства композиций.

Таблица 1

Влияние олеиновой кислоты на свойства эпоксидного полимера

Состав композиции, масс.ч., отвержденной 15 масс.ч. ПЭПА	Разрушающее напряжение при изгибе, МПа	Ударная вязкость, кДж/м ²	Твердость по Бринеллю, МПа	Тепло-стойкость по Вика, °С	Степень отверждения, %
100ЭД-20	40	3	225	86	99
100ЭД-20+10ОК	92	13	209	148	98
100ЭД-20+15ОК	105	17	165	140	97
100ЭД-20+20ОК	68	10	135	138	93

Примечание: коэффициент вариации по свойствам 3-5 %.

По данным критериям выбора, рациональным является содержание олеиновой кислоты в количестве 15 масс.ч., табл.1, так как при этом достигаются максимальные значения исследуемых свойств.

При дальнейшем увеличении содержания олеиновой кислоты снижается устойчивость композитов к изгибающим и ударным нагрузкам, а также происходит миграция олеиновой кислоты на поверхность отвержденного образца.

Анализ физико-механических свойств показывает, что введение 15 масс.ч. олеиновой кислоты повышает более чем в 2 раза устойчивость эпоксидного композита к изгибающим нагрузкам и более чем в 5 раз устойчивость к удару, табл.1.

Представленные данные показывают возможность использования олеиновой кислоты для повышения ударных характеристик и прочности при изгибе материалов на основе эпоксидного олигомера.

Из табл.1 видно, что добавление олеиновой кислоты незначительно снижает степень отверждения, при этом наблюдается также снижение твердости композитов на основе эпоксидной смолы. По-видимому, при взаимодействии функциональных групп олеиновой кислоты с эпоксидными группами происходит увеличение расстояния между реакционными центрами, что и приводит к снижению степени отверждения и твердости композиций.

Проведенные исследования показывают, что при введении в эпоксидный полимер олеиновой кислоты значительно, на 60%, увеличивается теплостойкость по Вика, табл.1.

По данным термогравиметрического анализа введение в эпоксидный полимер олеиновой кислоты повышает его термостойкость, что проявляется в смещении температурного интервала деструкции композиций в область более высоких температур, табл.2.

Таблица 2

Физико-химические свойства эпоксидных композитов

Состав композиции, масс.ч., отвержденной 15 масс.ч. ПЭПА	Начальная температура термолиза, °С	Выход карбонизованных структур при T_k , % масс.	Потери массы при поджигании на воздухе, %
100ЭД-20	200	40 (390 °С)	78
100ЭД-20+10ОК	240	63 (400 °С)	43
100ЭД-20+15ОК	260	65 (410 °С)	37
100ЭД-20+20ОК	240	61 (400 °С)	40

Примечание: T_k – конечная температура основной стадии термолиза

Увеличение выхода карбонизованных структур при введении в эпоксидный состав олеиновой кислоты, табл.2, приводит к уменьшению выделения летучих продуктов пиролиза в газовую фазу, что обеспечивает снижение горючести эпоксидного композита, которое проявляется в снижении потери массы при поджигании на воздухе с 78 до 37%, табл.2.

В результате проведенных исследований было установлено, что применение олеиновой кислоты в качестве пластификатора для эпоксидного полимера является эффективным способом для создания композиций с улучшенными физико-механическими свойствами, повышенной термо- и теплостойкостью. Необходимо учитывать, что определенный вид модификатора подходит для регулирования определенного параметра.

Литература:

1. Мостовой А.С. Олигооксипропиленгликоль - эффективный пластификатор для эпоксидных полимеров /А.С. Мостовой // Вопросы материаловедения. - 2015. - № 4 (84). - С. 117-122.
2. Мостовой А.С., Панова Л.Г., Курбатова Е.А. Модификация эпоксидных полимеров кремнийсодержащим наполнителем с целью повышения эксплуатационных свойств // Вопросы материаловедения. – 2016. – № 2 (86). – С. 87-95.
3. Мостовой А.С. Разработка составов и исследование свойств пожаробезопасных эпоксидных компаундов / А.С. Мостовой, Е.В. Плакунова, Л.Г. Панова // Дизайн. Материалы. Технология. – 2012. - № 5 (25). – С. 135-137.

Эпоксидные композиты, модифицированные микроволокнами полититанатов калия

Мостовой А.С., к.т.н., заведующий лабораторией «Современные методы исследований функциональных материалов и систем», доцент каф. «Естественные и математические науки»;

Таганова А.А., студентка 3 курса, группы ХМТН-31

Прокопович К.В., студентка 3 курса, группы ХМТН-31

Энгельсский технологический институт (филиал) ФГБОУ ВО «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.», г. Энгельс,

Полититанаты калия с волокнистой структурой (вискеры) (ВПТК) представляют большой интерес преимущественно в качестве микроармирующих наполнителей для композиционных материалов на основе полимерных матриц.

В связи с этим целью данной работы являлась разработка новых эпоксидных композиций, модифицированных вискерами полититаната калия, обладающих повышенными эксплуатационными характеристиками.

В качестве полимерной матрицы использован ранее разработанный состав [1], состоящий из 100 масс.ч. эпоксидной смолы марки ЭД-20, 40 масс.ч. – трихлорэтилфосфата (ТХЭФ) и 15 масс.ч. отвердителя – полиэтиленполиамины (ПЭПА).

Для сопоставления по свойствам эпоксидных композитов, содержащих ВПТК, с влиянием слоистых ПТК на эксплуатационные свойства эпоксидных композитов [2], ВПТК также вводились в эпоксидный состав в количестве 0,1 масс.ч. при ультразвуковом диспергировании в течение 60 мин.

Механические характеристики полученного материала в сравнении с эпоксидным композитом, содержащим ПТК представлены в таблице 1.

Таблица 1

Свойства эпоксидных композитов

Состав композиции, масс.ч., отвержденной 15 масс.ч. ПЭПА	$G_{из}$, МПа	$E_{из}$, МПа	$G_{сж}$, МПа	G_p , МПа	E_p , МПа	ε , %	$a_{уд}$, кДж/м ²	H_b , МПа
100ЭД-20	40	2654	78	26	2040	2,2	3	225
100ЭД-20+40ТХЭФ	50	1750	70	36	1610	3,8	8	84
100ЭД-20+40ТХЭФ+ 0,1ПТК	75	1951	82	41	1875	4	11	105
100ЭД-20+40ТХЭФ+ 0,1ВПТК	97	2614	88	52	2095	4,6	14	120
100ЭД-20+40ТХЭФ+ 0,1ВПТК(АГМ-9)	116	3150	95	55	2192	4,5	18	140

Примечание: $G_{из}$ – разрушающее напряжение при изгибе; $E_{из}$ – модуль упругости при изгибе; $G_{сж}$ – разрушающее напряжение при сжатии; G_p – разрушающее напряжение при растяжении; E_p – модуль упругости при растяжении; ε – относительное удлинение при растяжении; $a_{уд}$ – ударная вязкость; H_v – твердость по Бринеллю; коэффициент вариации по свойствам 4-6 %.

Введение ВПТК в эпоксидную композицию приводит к повышению механических свойств композитов: на 94% возрастает разрушающее напряжение и на 50% модуль упругости при изгибе, на 25% повышается разрушающее напряжение при сжатии, на 45% повышается разрушающее напряжение и на 30% повышается модуль упругости при растяжении, отменено повышение, на 75 %, устойчивости эпоксидного композита к ударным нагрузкам, а также на 43% повышается твердость композитов.

Таким образом, ВПТК выступают в роли микроармирующей модифицирующей добавки, обеспечивающей значительное повышение физико-механических свойств эпоксидных композитов.

В присутствии ВПТК изменяются параметры процесса отверждения эпоксидной композиции: значительно увеличиваются продолжительность процесса структурообразования, проявляющаяся в увеличении времени гелеобразования с 45 до 64 мин. и время отверждения с 53 до 104 мин., табл.2.

Следовательно, изменяется и топологическая структура композита, так как процесс отверждения проходит в более мягких условиях. Это, вероятнее всего, одновременно с изменением механизма передачи напряжений от матрицы к наполнителю, обеспечивает рост показателей механических свойств.

Учитывая то, что ВПТК является минеральным наполнителем, достичь повышения физико-механических характеристик эпоксидных композитов на их основе можно проводя обработку ВПТК аппретирующей добавкой, имеющей в составе молекулы группы, способные к химическому взаимодействию с неорганическим наполнителем и полимерной матрицей [2]. В качестве такого соединения применялся γ -аминопропилтриэтоксисилан (АГМ-9, ТУ 6-02-724-77).

Таблица 2

Значения показателей отверждения эпоксидных композиций

Состав композиции, масс.ч., отвержденной 15 масс.ч. ПЭПА	Время гелеобразования, мин	Время отверждения, мин	Максимальная температура отверждения, °С
70ЭД-20+30ТХЭФ	45	53	105
70ЭД-20+30ТХЭФ+0,1ПТК	23	41	95
70ЭД-20+30ТХЭФ+0,1ВПТК	64	104	106
70ЭД-20+30ТХЭФ+0,1ВПТК(АГМ-9)	84	125	102

Организация химического взаимодействия на границе ВПТК-связующее, за счет обработки поверхности ВПТК АГМ-9, приводит к повышению физико-механических свойств эпоксидных композитов: возрастают разрушающие напряжения при изгибе, сжатии и растяжении, а также устойчивость эпоксидного композита к ударным нагрузкам. Повышается также твердость композитов и модули упругости, но сохраняется способность к деформированию, табл.1.

Обработка ВПТК АГМ-9 оказывает влияние на процессы структурообразования при отверждении эпоксидной композиции, при этом отмечено увеличение продолжительности процесса гелеобразования с 64 до 84 мин., а также продолжительности отверждения со 104 до 125 мин., табл.2.

Проведенные исследования по модификации эпоксидной матрицы с применением в качестве наполнителя микроволокон полититанатов калия, в том числе аппретированных силаном, создают возможность повышения физико-механических свойств композитов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-00100 мол_а.

Литература

1. Мостовой А.С. Разработка составов и исследование свойств пожаробезопасных эпоксидных компаундов / А.С. Мостовой, Е.В. Плакунова, Л.Г. Панова // Дизайн. Материалы. Технология. – 2012. - № 5 (25). – С. 135-137.

2. Мостовой А.С., Яковлев Е.А., Бурмистров И.Н., Панова Л.Г. Использование модифицированных наноразмерных частиц полититаната калия и физических методов модификации эпоксидных составов с целью повышения их эксплуатационных свойств // Журнал прикладной химии. – 2015. – Т. 88, № 1. – С. 138-149.

УДК 616.728

Анализ образцов акрилатного цемента и СВМПЭ на износ

Небогатиков Роман Сергеевич, студент 2 курса б-БИСТ21 кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»;

Злобина Ирина Владимировна, к.т.н., доцент кафедры «ТММ»;

Костин Константин Брониславович., к.т.н., доцент кафедры «Химия»

Научные руководители: Шпиняк С.П., Бекренев Н.В., Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Цель испытаний: сравнительный анализ на массовый и размерный износ акрилатного костного цемента и СВМПЭ.

Образцы для испытаний: акрилат вакуумный и безвакуумный (акрилатный костный цемент SmartSet GHV Gentamycin), СВМПЭ.

Образцы ($n=10$ из каждого материала) изготовлены в виде шайбы, приближенной по форме к квадрату со стороной 20 мм. Толщина образца – 8 мм, рис.1. Образцы из акрилата вырезаны из заготовки округлой формы диаметром около 60 мм толщиной 10 мм, образцы СВМПЭ из вкладыша эндопротеза коленного сустава ф. Зиммер. Образцы вырезались дисковой фрезой толщиной 0,7 мм, диаметром 55 мм. Торцовая поверхность обрабатывалась пальцевой трехзубой фрезой диаметром 10 мм. Обработка осуществлялась на универсальном фрезерном станке типа 675.



Рис.1. Исследуемые образцы: а – СВМПЭ до истирания, б – образцы акрилата Р 5.3 после истирания

Методика испытаний: производился износ торцовой поверхности образцов. Образец находился в контакте с контртелом (шарик из стали ШХ-51 с твердостью HRC 50...55). Прижим обеспечивался пружиной. Усилие прижатия – 50 Н. Обработка осуществлялась на токарно-винторезном станке ТВ-4 при числе оборотов шпинделя с установленной шайбой 375 об/мин. Оснастка с шариком закреплялась в резцедержателе, образец – на оправке в шпинделе станка, рис.2.

1. Суммарное время истирания – 60 мин., т.е. образцы подвергались циклическому нагружению с числом циклов 22500.

2. Перед истиранием образцы взвешивались на электронных весах RM200 с точностью 0,0001 г. Затем взвешивание производилось через каждые 10 мин. истирания. Определялось изменение веса за каждые 10 мин. и общее изменение веса (массовый износ) за 60 мин. После каждых 10 мин. истирания осуществлялось измерение глубины канавки, образованной в поверхности образца-шайбы стальным шариком при помощи специального устройства со стрелочным индикатором часового типа с ценой деления 0,01 мм, рис.2.



Размещение образца и оснастки на станке ТВ-4



Рабочая зона станка ТВ-4



Устройство для измерения глубины канавки в образце

Рис.2. Используемое оборудование

Результаты испытаний: результаты массового износа образцов от времени представлены в табл.1. Вакуумный акрилат более твердый, при изнашивании происходит срезание материала. Акрилат безвакуумный более пластичный, для него происходит преимущественно деформация (продавливание) канавки, а не срезание материала. К тому же, в акрилате Р 5.3 имеется значительное число пор, деформирующихся при износе. Не исключено, что акрилат безвакуумный более пластичный ввиду лучшего разбухания ПММА в среде растворителя ММА-метилметакрилата, в случае вакуумного образца растворитель ММА быстрее улетучивается из цементной матрицы. Результаты размерного износа материалов от времени представлены в табл.2. Исследование морфологии поверхности и состава образцов проводили методом РЭМ/ЭДРА на дифрактометре ARL X'TRA “Thermo Fisher Scientific” и микроскопе Aspx Explorer при ускоряющем напряжении электронного пучка 20kV, рис.3. Анализ вакуумных образцов акрилата показал наличие плотной структуры, в отличие от безвакуумных, на которых видны крупные поры. Максимальный размер пор достигает 100 мкм, рис.3б-ж. ZrO_2 присутствует в полимерной матрице цемента в виде гроздей-агломератов. При сколах надежно идентифицируются следы его внедрения в объем полимера. Диаметр отдельных частиц ZrO_2 составляет 1,5...2 мкм. Размер гроздей ZrO_2 находится в пределах 10...20 мкм. Методом РЭМ/ЭДРА после плазменного напыления надежно идентифицируются частицы замещенного цинк-гидроксиапатита $Zn-ГА$, см. рис. 3а, 3п. Присутствие коллоидного серебра Арговита в пленке поливинилпирролидона после пропитки акрилатного цемента также наблюдается методом ЭДРА, рис.3а, 3о.

Таблица 1.

Результаты массового износа образцов (n=10) после 60 мин. истирания

Материал	исх.	60 мин	ΔQ , г
Q, г, Р 5.3 акрилат без- вакуумный	2,7704	2,7619	-0,0085
Q, г, акрилат вакуумный	3,2488	3,087	-0,1618
Q, г, СВМПЭ	2,5601	2,5598	-0,0003

Таблица 2

Результаты размерного износа (глубина канавки), мм, образцов (n=10)

Время, t, min	0	10	20	30	40	60
СВМПЭ	0	0,030	0,051	0,042	0,078	0,092
Р 5.3, акрилат безвакуумный	0	0,022	0,100	0,200	0,250	0,420
	0	0,025	0,180	0,360	0,420	0,450
Акрилат вакуумный	0	0,140	0,387	0,684	0,720	0,730
	0	0,133	0,381	0,680	0,700	0,720

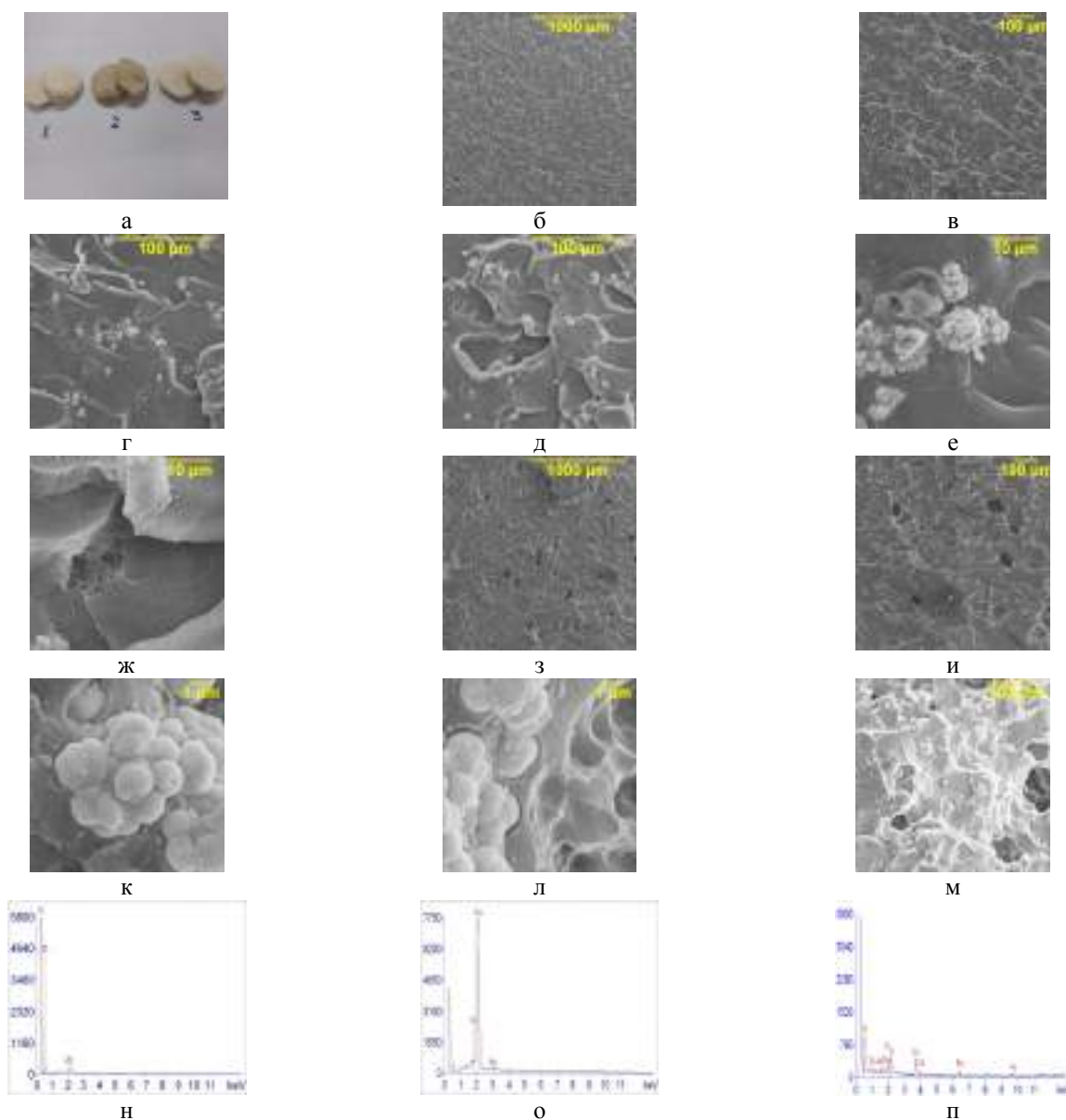


Рис.3. Анализ исследуемых образцов методом РЭМ/ЭДРА, где: а – общий вид образцов: 1 – после напыления Ag-ГА, нанесения Арговита, напыления Zn-ГА, б-ж - вакуумный цемент, з-и – безвакуумный цемент, к-л – агломераты диоксида циркония ZrO_2 , нанесение Арговита, н – ЭДРА диоксида циркония ZrO_2 в матрице полимера, о - ЭДРА Арговита, на поверхности полимера, п - ЭДРА Zn-ГА на поверхности полимера

Выводы: 1) проведен сравнительный анализ на массовый износ представленных образцов, показано, что наименьшим массовым износом обладает СВМПЭ, далее следуют акрилаты: вакуумный и безвакуумный;

2) результаты размерного износа образцов от времени коррелируют с массовым износом.

Литература:

1. Белякова О.В., Перинская И.В., Пичхидзе С.Я. Биосовместимое антимикробное покрытие эндопротеза коленного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 2с.
2. Герасимов С.В., Мамбетова А.И., Шарыпова Е.А., Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я. Модернизация конструкции коленного эндопротеза. Самара: Л-

Журнал, 2016. – 2с.

3. Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Кошуро В.А., Родионов И.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование конструкции коленного эндопротеза. Prospects of world science-2016. Materials of the XII international scientific and practical conference. Sheffield. 2016.-P.8-10.

УДК 616.728.2

Усовершенствование конструкции протеза стопы

Неврюев Денис Александрович, магистрант группы МТМОБ-11

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно [1...2], что при частичной ампутации стопы изготавливается протез с мягкими вкладными элементами для более комфортного ношения. При этом используют смягчающие носки или чулки из специальных полимерных материалов. Как правило, протезы изготавливают вручную из комбинации эластичных материалов, резина, пластмасс. Реже используют готовую стопу из углепластика или вспененных материалов. В отдельных случаях устанавливают уже готовый протез из силикона, который обладает хорошими косметическими свойствами, но уступает индивидуально изготовленному изделию в функциональных характеристиках и не используется для постоянной носки.

Правильный подбор протеза стопы обеспечивает максимальный комфорт при ношении, существенно улучшает качество жизни пациента и повышает его активность. Он зависит от совокупности следующих критериев: 1) техника ампутации; 2) состояние культи; 3) вес пациента; 4) возраст пациента; 5) характеристики используемых материалов; 6) опыт и мастерство специалиста; 7) стоимость

Цель работы: усовершенствование конструкции протеза стопы, уменьшение веса и увеличение срока его эксплуатации.

Для решения поставленной цели использовали углепластик марки УВ Т-300. Основные свойства углепластика марки УВ Т-300 представлены в табл.1. Анализ данных позволяет сделать заключение, что за счет толщины стельки, структуры и свойств материала обеспечивается надежная поддержка и отдача энергии при отталкивании, чем с обычной обувной стелькой. Данное сравнение достигается путем непосредственного применения.

Линейные размеры стельки варьируются пациентом, толщина стельки 5...7 мм. Стелька вкладывается в обувь и изготовлена из карбонового волокна. Протез стопы 1

содержит продольно проходящий киль 2 стопы, имеющий участок 3 носка стопы на одном конце, участок 4 заднего отдела стопы на противоположном конце, и выгибающийся вверх участок 5 среднего отдела стопы, проходящий между участками носка стопы и заднего отдела стопы. Участок 5 среднего отдела стопы выпуклым образом изогнут вверх на всем продольном протяжении между участками носка стопы и заднего отдела стопы. Крепежный элемент 6 представляет собой один болт с гайкой и шайбами в иллюстративном воплощении, но может представлять собой съемный зажим или другой крепеж для прочного расположения и удержания стойки голени на киле стопы, когда крепеж затянут. Адаптер 7 пилон присоединен к верхнему концу стойки 8 голени при помощи крепежных элементов 9. Адаптер 7 в свою очередь прикреплен к нижнему концу пилон 10 крепежными элементами 11. Пилон 10 прикреплен к нижней конечности человека с ампутированной ногой при помощи опорной конструкции, присоединенной к культе ноги. Из углепластика сделаны элементы стопы 2,3,4,5 и вертикальная стойка 8. Точки приложения физических нагрузок приведены на рис.1.

Таблица 1

Свойства используемых материалов в сравнении с углепластиком УВТ-300

Материал	Плотность, кг/м ³	Прочность при растяжении, МПа	Модуль Юнга, ГПа	Удельная прочность, е·10 ³ , м ² /с ²	Удельный модуль, Е·10 ⁶ , Н
Углепластик	1450-1600	650	120-130	53-112	50
Стеклопластик СР-ВПП-10	2120	1920	69	91	3,2
Сплав Ti-6Al-4V	4400	860	110	28	2,5
Алюминиевый сплав Д16	2700	500	75	18	2,7
Графит	2150	350	30	10	2,1

Функция стопы: 1) опорная, 2) рессорная - способность к упругому распластыванию под действием вертикальной нагрузки, 3) балансировочная - участие в регуляции позиционной активности при стоянии и ходьбе.

Крепление. Протез присоединяется к телу с помощью приемной полости 12. Устройство для крепления протеза нижней конечности состоит из линейного средства регулирования, выполненного в виде двух скоб 1, 2, которые соединены с присоединительным элементом 3 осями 19,16 и болтами 14,18. В присоединительном элементе 3 выполнены пазы 17, через которые проходят болты 14, 18, благодаря этому скобы имеют возможность вращаться на осях 16, 19. Сами скобы соединены между собой винтом 13 и образуют паз 15, в котором установлены два подвижных вкладыша 4, 5, имеющих возможность перемещаться вдоль паза 15. Во вкладышах 4,5 размещено стопорное средство 6, которое соединяет линейное средство регулирования с угловым. Угловое средство регулирования состоит из кронштейна 7. При

помощи сферы 8 и регулировочных винтов 9 кронштейн 7 соединен с опорой 11, фланец 10 которой крепится к гильзе протеза 12.

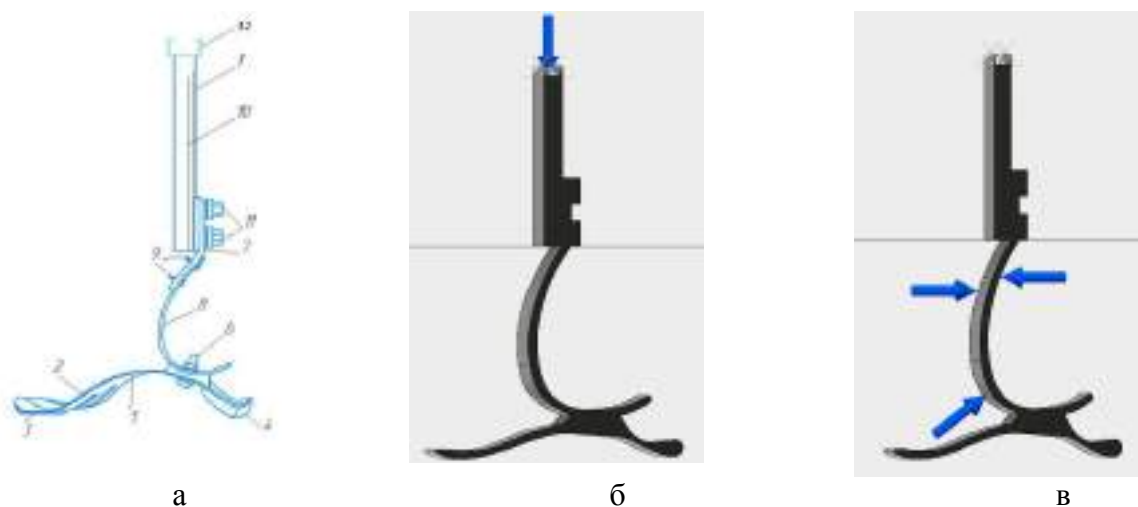


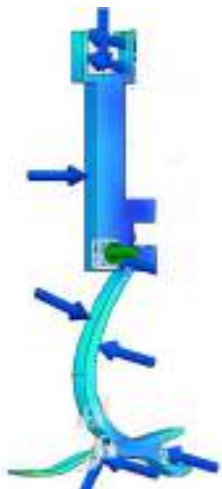
Рис.1. Протез стопы, где: а-общий вид: 1 – протез стопы; 2- нос стопы; 3-киль стопы; 4 - участок заднего отдела стопы; 5-средний участок стопы; 6-съемный крепеж, 7 - адаптер, 8 - вертикальная стойка, 9 – крепежные элементы, 10 - пилон, 11 – крепежные элементы, 12- соединительный элемент, б - точка зажима протеза, в - точка нагрузки на протез



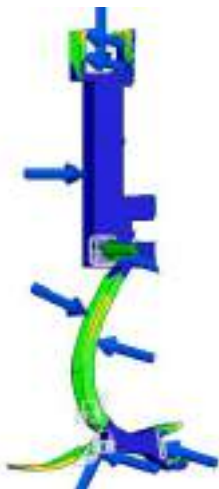
Рис.2. Устройство для крепления протеза. 1,2-скобы; 3-присоединительный элемент; 4,5- подвижные вкладыши; 6-стопорное средство; 7-угловое средство регулирования состоит из кронштейна; 8-сфера; 9-регулирующие винты; 10-фланец, который крепится к приемной полости 12; 11-опора; 13- винт; 14,18-болты; 15-паз; 16...19-отверстия под болты.

Крепление может включать в себя дополнительно системы подвески, помогающие удерживать протез. Используются следующие системы подвески: 1) всасывающий клапан, при вставлении культи в приемную полость, через отверстие в нижней части полости вытесняется воздух. Односторонний всасывающий клапан в полости закрывает отверстие и образует уплотнение, которое удерживает протез на месте; 2) вкладыши с фиксатором, при этом большинство вкладышей пристегиваются к нижней части полости при помощи насеченного штифта. Так как штифт плотно прижимается к культе, на близлежащих частях культи могут проявиться раздражение, воспаление, отечность или язвы; 3) пояса и ремни, иногда протез крепится ремнем или жгутом. Эти устройства можно использовать, если протез трудно закрепить при помощи всасывающего клапана или фиксатора, или фиксатор невозможно терпеть. Однако ремни относительно жесткие и, следовательно, могут быть неудобными и громоздкими. Это также может ограничить движения. Исследование НДС проводилось в программе Fusion 360 на протез стопы, изготовленный: а) из углепластика

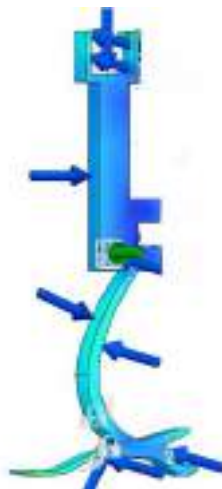
УВТ-300, плотность 1450 кг/м³ с пределом прочности на растяжение 650 МПа, б) из титанового сплава Ti-6Al-4V, плотность 4400 кг/м³ с пределом прочности на растяжение 860 МПа. Результаты расчета представлены на рис. 3-6.



*Рис.3.УВТ-300.
Напряжение по
Мизесу, min 7.113,
max 7.282 МПа*



*Рис.4.УВТ-300.
Смещение, min 0,
max 1.108 мм*



*Рис.5.Ti-6Al-4V.,
напряжение по
Мизесу, min 8.113,
max 8.282 МПа*



*Рис.6.Ti-6Al-4V,
смещение, min 0, max
1.408 мм*

Испытания проводились под нагрузкой 1500Н. В результате исследования выяснилось, что конструкция не испытывала критического напряжения, а деформация отсутствовала. Исходя из проведенного исследования были получены результаты, показывающие, что напряжения по «Von Mises», результирующие перемещения титанового сплава и карбона примерно равны. Различия настолько незначительны, что ими можно пренебречь. Можно сделать заключение, что физические характеристики эндопротеза не изменятся.

Выводы: показано, что стельки из карбонового волокна обеспечивают хорошую поддержку и отдачу энергии при отталкивании в конце фазы опоры, за счет толщины стельки и структуры материала. Стелька стала легче на 295 г, стопа и вертикальная стойка изготовлены из углепластика УВТ-300. Благодаря этому улучшилась прочность конструкции для пациентов с весом до 150 кг. Срок эксплуатации протеза увеличится на один год и, в целом, составит 3 года. Результаты расчетов механических характеристик подтверждают надежность конструкции протеза стопы.

Литература:

1. Молчанов Б.И., Гудинов М.М. Свойства углепластиков и области их применения. Журнал «Авиационная промышленность» № 3-4 1996. - 10 с.
2. Баумгартнер Р. Ботта П. Ампутация и протезирование нижних конечностей. М.: Медицина, 2002. - 486 с.

Усовершенствование конструкции тазобедренного эндопротеза

Папкина Наталья Игоревна, студентка 4 курса б2ДИЗНипу41

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Тазобедренный сустав имеет сложное строение, так как состоит из многих элементов: шаровидный, многоосный сустав, образованный полулунной поверхностью вертлужной впадины тазовой кости и суставной поверхностью головки бедренной кости. Вертлужная губа, сращённая с краем вертлужной впадины, углубляет последнюю.

В тазобедренном суставе осуществляются движения:

- фронтальная ось — сгибание и разгибание,
- сагиттальная ось — отведение и приведение,
- вертикальная ось — пронация и супинация бедра.

Кроме того, шаровидная поверхность сустава позволяет осуществлять круговое вращение бедра.

Тотальное эндопротезирование суставов считается удачным и эффективным методом восстановления их функции и активности пациентов, который начал применяться более 50 лет назад. Эндопротезирование тазобедренных суставов в настоящее время продолжает оставаться наиболее успешным хирургическим вмешательством. Между тем известно, что разработки эндопротезов ведутся по различным направлениям построения элементов протеза, способов фиксации, использования различных материалов, разнообразных видов обработки поверхности имплантатов и разнообразных вариантов форм имплантатов, что позволяет оперирующим ортопедам выбирать из широкого спектра моделей продукцию той или иной фирмы.

С самого начала применения эндопротезирования тазобедренного сустава и по настоящее время усилия исследователей за рубежом и в РФ направлены на его совершенствование. Применение эндопротезов различных типов не снижает существенно уровень ошибок и осложнений. В нашей стране за последнее десятилетие выполнено большое количество эндопротезирований тазобедренного сустава современными эндопротезами, опыт применения которых недостаточен [1...5].

Цель работы: оценить эффективность эндопротезирования тазобедренного сустава с керамика-керамической парой трения у пациентов.

Материал, из которого изготавливается головка, должен соответствовать, во-первых, материалу, из которого сделана ножка, а во-вторых, материалу, из которого изготовлен

вкладыш. Головки могут быть металлическими и керамическими. Раньше металлические головки делали из нержавеющей стали, но они были недостаточно прочными и сильно изнашивались. Сейчас головок из обычной нержавеющей стали уже не делают, а для их изготовления используют сплавы, содержащие кобальт, никель, хром, титан. Для больных с патологией тазобедренного сустава материалом для эндопротезирования является керамика-керамическая пара. Вкладышем служит высокомолекулярный полиэтилен, контактирующий с металлической или керамической головкой, может служить 40—45 лет (вкладыш имеет толщину 8—9 мм). Скорость износа пар трения керамика—керамика или керамика-металл меньше, чем металл-металл, теоретически такие протезы более долговечны.

Модель эндопротеза и предлагаемое решение. Модель имеет усеченную форму, головку и вкладыш из керамики, рис. 1, 2.

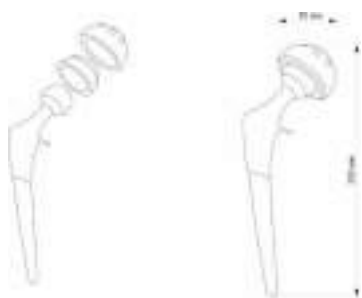


Рис. 1 – тазобедренный протез



Рис.2 –протез в рабочем положении

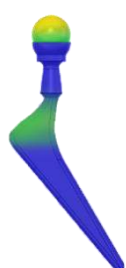


Рис.3. Статическая деформация, отн. ед., min 1.5, max 15



Рис.4. Напряжение по Мизесу, min 5.677 МПа, max 5.948 МПа

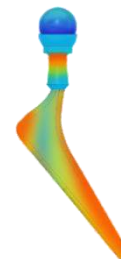


Рис.5. Смещение, min 0, max 0.02669 мм

Расчет НДС проводился в программе Fusion 360 при нагрузке 980 Н на эндопротез, изготовленный из Ti+Zr, плотность $4.43 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 1034 МПа. Материалом головки и вкладыша являлась керамика на основе оксида алюминия, плотность $5.75 \cdot 10^{-6}$ кг/мм³ с пределом прочности на растяжение 1000 МПа.

В результате исследования выяснилось, что конструкция не испытывала критического напряжения, а деформация практически отсутствовала.

Выводы: усовершенствована модель эндопротеза тазобедренного сустава, обеспечивающая повышенные фиксирующие свойства за счет новой конструкции узла подвижности из сверхпрочной керамики на основе оксида алюминия. Предложенная конструкция эндопротеза достаточно надежна и эргономична.

Литература:

1. Славущий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. — М.: Медицина, 1982. — 289 с.
2. Насанова А.А., Муктаров О.Д., Буров А.М., Пичхидзе С.Я. Исследование биологического карбонат-гидроксиапатита. В сборнике: Будущее науки - 2015 Сборник научных статей 3-й Международной молодежной научной конференции в 2-х томах. 2015. - С.210-211.
3. Лясникова А.В., Серянов Ю.В. / Внутрикостные имплантаты в медицинской практике: учеб. пособие для студентов специальности 190500 // А.В. Лясникова, Ю.В. Серянов. М-во образования и науки РФ, Федер. агентство по образованию, Саратов. гос. техн. ун-т. Саратов, 2005. – 200 с.
4. Эндопротезы: <https://med.vesti.ru/articles/zabolevaniya/endoprotez-tazobedrennogo-sustava-chto-podojdet-imenno-vam/> (доступ на 12.12.17)
5. Середа А. / Эндопротезирование тазобедренного сустава. Ответы на все вопросы – изд-во Гранат.

УДК 624.014

Влияние элементного состава на эксплуатационные характеристики стали 12X18H10T

Русяева Кристина Александровна, студентка 4-го курса кафедры «Радиационное материаловедение и радиационная безопасность».

Димитровградский инженерно-технологический институт – филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»

Сталь 12X18H10T относится к нержавеющей сталям, которые в свою очередь являются долговечными и одними из самых распространенных сталей применяемыми в большинстве областей промышленности.

Как и во всех известных сталях, основным элементом сплава 12X18H10T является Fe, содержание которого равно порядка 66%. Сталь является высокоуглеродистой – порядка 0,12% С. Помимо железа и углерода в состав хром-никелевой стали входят химические элементы в разном процентном соотношении, данные элементы представлены в таблице 1 [1].

Таблица 1

Процентное соотношение химических элементов стали 12X18H10T.

Название элемента	Fe	C	Cr	Ni	Ti	Si	S	Mn	Cu	P
%	~ 66	~ 0,12	~ 19	~ 11	~ 0,8	~ 0,8	~ 0,02	~ 2	~ 0,03	~ 0,035

Перечисленные химические элементы являются легирующими компонентами и влияют на характеристики стали. Из данных элементов основными легирующими являются Cr и Ni. Большое содержание хрома в стали обеспечивает восприимчивость металла к пассивации и обуславливает сильные антикоррозионные характеристики стали. Под пассивацией понимают процесс химической обработки, в результате которого после обработки нержавеющей стали восстанавливается антикоррозионная устойчивость (при этом поверхность стали переходит в пассивное состояние). После такой обработки верхний слой стали окисляется и образует защитную плёнку, препятствующую коррозии материала. Наличие никеля (порядка 11%) способствует переводу стали в класс аустенитов. Это позволяет сочетать технологичность нержавеющей стали с расширенным комплексом эксплуатационных характеристик. Они хорошо прокатываются в холодном и горячем состоянии, обладают высокой коррозионной устойчивостью в агрессивных средах, даже в серной кислоте.

Помимо воздействия основных легирующих элементов следует учитывать наличие в сплаве титана, алюминия и кремния, которые добавляют ему ферритные свойства.

Титан является сильным карбидообразующим элементом, его наличие в стали устраняет склонность стали к коррозии между кристаллами. В реакции с углеродом получается тугоплавкий карбид TiC, что исключает уменьшение концентрации хрома в сплаве путем образования его карбидов. Кремний при небольшом содержании (0,8 %) повышает плотность стали, а также увеличивает предел текучести и прочность материала, но понижает пластичность, что затрудняет холодную прокатку. Наличие марганца в стали замедляет рост зерна, что способствует получению мелкозернистой стали. Фосфор в стали данной марки не может превышать 0,035 %. Так как он отрицательно влияет на механические свойства. Возникает сильная первичная неоднородность химического состава при кристаллизации, при низких температурах снижаются пластические характеристики металла.

К основным преимуществам данной стали относятся высокая пластичность и ударная вязкость. Из недостатков можно отметить низкую устойчивость к коррозии в средах, которые содержат ионы хлора, соляную и серную кислоты [2].

В настоящее время ни одно производство не может обойтись без применения нержавеющей стали: электроэнергетика, пищевая, химическая и сельскохозяйственная, целлюлозно-бумажная и деревообрабатывающая промышленности, транспорт и

транспортировка пищевых и химических продуктов – это лишь небольшой список, в каких отраслях применяются изделия из этой стали. Также сталь 12X18H10T используют в атомной промышленности, изготавливая реакторы, реакторные сборки и прочие элементы реакторов.

Помимо реакторов из нее изготавливают нержавеющие трубы и арматуру, нержавеющие емкости, нержавеющую проволоку и листовой металлопрокат, режущий инструмент и множество других изделий, без которых не обойдешься в современной жизни. Изделия из нержавеющей стали применяются при добыче полезных ископаемых, строительстве, атомной и аэрокосмической промышленности.

Для проверки стали на прочность, пористость, распухание (изменение объема материала из которого выполнено изделие) и т.д., используют испытания на прочность и количественные анализы пористости, выполненные разными методами, например с помощью просвечивающей электронной микроскопии [3].

Литература:

1. ГОСТ 380-94. Сталь углеродистая обыкновенного качества и низколегированная. – Введ. 07.03.2008. – М.: ИПК ИЗДАТЕЛЬСТВО СТАНДАРТОВ, 2001. – 8 с. – (Межгосударственные стандарты, восстановлен на территории РФ).
2. Сталь 12X18H10T: характеристики, применение // KP.RU: промышленность и производство. 2015. URL: <https://www.kp.ru/guide/stal-12kh18n10t.html> (дата обращения: 15.12.2017).
3. Русяева К. А. Применение метода просвечивающей микроскопии для количественного анализа пористости стали 12X18H10T после облучения в ядерном реакторе. В книге: тезисы докладов научно-технической школы-семинара по ядерным технологиям для молодых ученых, специалистов, студентов и аспирантов. Екатеринбург: АО ИРМ, 2017. С. 61-63.

УДК 616.728.2

Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава

Саргсян Ханум Арсеновна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41;

Дубровина Светлана Эдуардовна, студентка 4 курса б2ДИЗН-41

Кафедра «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что эндопротезирование сустава – это операция по замене компонентов сустава имплантатами, имеющими анатомическую форму здорового сустава и позволяющие выполнять весь объём движений. Металлические эндопротезы изготавливают из нержавеющей стальных сплавов. Они фиксируются в костном ложе по посадке с натягом или посредством клеевого соединения, представляющего собой костную муку и акриловый полимер. Эти материалы должны обладать хорошей износостойкостью и легко поддаваться обработке, для достижения хорошего сопряжения компонентов протеза [1-4].

Известный сплав из смеси титана и золота может быть использован для изготовления надежных медицинских имплантатов. Сплав может быть использован для изготовления надежных и долговечных голеностопных имплантатов. Материал показывает достаточно большую твердость среди всех титаново-золотых сплавов и соединений, а также в сравнении со многими другими сплавами.

Новый сплав в четыре раза прочнее чистого титана, который на сегодняшний день является основным материалом для изготовления имплантатов в медицине и стоматологии.

Новый сплав прочнее чистого титана, который является основным материалом для изготовления имплантатов. Конструкция прототипа приводит к металлозу и нестабильности эндопротеза.

Цель работы: усовершенствование конструкции эндопротеза голеностопного сустава.

Для изготовления эндопротеза ранее использовалась нержавеющая сталь ASTM F75 (кобальт-хром-молибдено-никелевый сплав). Нами предлагаются следующие изменения: 1) заменить металлические составные части имплантата на сплав золото-титан в пропорции 1:3; 2) выполнить ножку эндопротеза с наружной резьбой для достижения лучшего сопряжения с костной тканью.

Далее нами был проведен виртуальный анализ созданной модели, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния составных элементов эндопротеза при нагрузке 700 Н, рис.1-2. По результатам исследования НДС в элементах модели выявлено наибольшее смещение, составляющее $1.202 \cdot 10^{-4}$ мм, наибольшее напряжение по Мизесу 36.83 МПа, наибольшая статистическая деформация 15, рис.3-5.

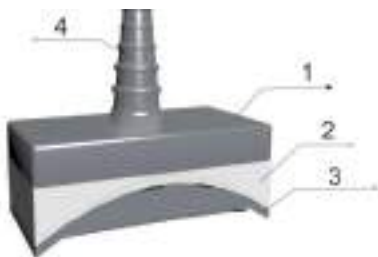


Рис. 1. Эндопротез, где: 1- верхняя поверхность, 2- полиэтиленовый вкладыш, 3- нижняя поверхность, 4 - наружная резьба

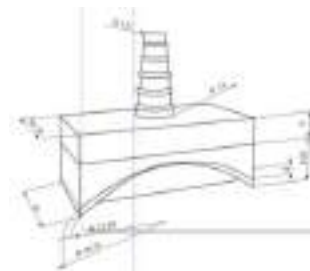


Рис. 2. - Размеры эндопротеза голеностопного сустава



Рис.3. Статистическая деформация, отн. ед., min 15
max 15

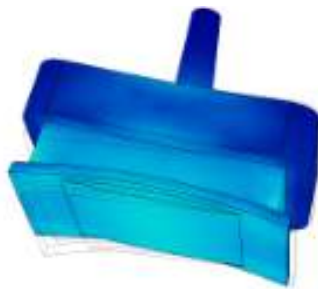


Рис.4. Напряжение по Мизесу, min $2.797 \cdot 10^{-4}$ МПа,
max 36.83 МПа

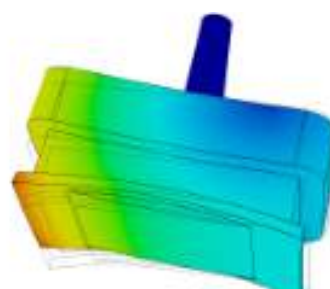


Рис.5. Смещение, min 0мм,
max $1.202 \cdot 10^{-4}$ мм

Вывод: усовершенствован эндопротез голеностопного сустава, предназначенный для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Сплав титан-золото конструкцию более прочной, тем самым увеличивая срок его службы. Добавление наружной резьбы на ножке верхней поверхности эндопротеза улучшает сопряжение с костной тканью.

Литература:

1. Эндопротезирование суставов.- 2010. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.orthoscheb.com/Page.aspx?page=./28209/28223/29160>.
2. Патент РФ № 2283069 от 10.04.2005. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, опубл. 10.06.2007.
3. Мельников В.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 3с.
4. Василенко А.А., Абдуризаков Н.С., Пичхидзе С.Я. Модернизация эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.
5. Патент РФ № 2283069, А61F2/42. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, заявл. 10.04.2005, опубл. 10.06.2007.

66.0

Модификация угленаполненной втулки рычажной системы рельсового транспорта с целью повышения прочностных характеристик

¹Сошкина Е.А., ¹Курсакова А.И., ¹Щербина Н.А., ²Коломиец Т.В.

¹Балаковский инженерно-технологический институт (филиал) Национального исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Балаково, Россия

²ООО «Балаково Карбон Продакшн», Балаково, Россия

ООО «Балаково Карбон Продакшн» запустило модульную линию по производству углеродных жгутовых материалов, освоен выпуск продукции для вагоностроительных

заводов. Балаковское предприятие наладило производство полимерных композиционных втулок шарнирных соединений тормозной рычажной передачи грузовых вагонов.

Целью исследовательской работы является определение возможностей физической модификации угленаполненной втулки тормозной системы с целью повышения прочностных характеристик полимерного композиционного материала. Объектом исследования является втулка шарнирного соединения, выполненная из композиционного полимерного материала на основе полиамида наполненного углеродным волокном и модифицированного углеродными нанотрубками (УНТ).

Среди методов физической модификации можно выделить ориентирующие и энергетически подпитывающие методы. К ориентирующим относится обработка полимерных систем в постоянных магнитных (ПМП) и электрических полях (ПЭП). К энергетически подпитывающим воздействиям можно отнести тепловые обработки и все переменные воздействия: механические и акустические колебания, переменные электрические и магнитные поля, электромагнитные колебания в широком диапазоне с длиной волны от величины порядка ангстрема до дециметров. Эффективным методом модификации является высокочастотная обработка готового полимерного композиционного материала. Главным достоинством СВЧ излучения является высокое преобразование энергии СВЧ в тепловую [1-2].

В данной работе была осуществлена кратковременная обработка высокочастотным излучением как модифицированного многослойными УНТ (УПА-6-30-М) так и немодифицированного (УПА-6-30-А) термопластичного углекомполита. Параметры модификации: мощность воздействия СВЧ 350 Вт., 500 Вт., 850 Вт, время воздействия 30, 60 секунд.

Исследовано суточное водопоглощение модифицированных углекомполитов. Обработка СВЧ вызывает дополнительное структурирование материала, влияет на конкуренцию процессов сшивания, что отражается в результатах водопоглощения (таблица 1).

Основными технологическими параметрами изученной физической модификации является мощность генерируемых колебаний СВЧ и продолжительность обработки. Определены оптимальные параметры СВЧ модификации композиционной втулки: мощность воздействия 350 Вт, время воздействия 60 секунд.

Таблица 1

Суточное водопоглощение модифицированных углекомполитов

Образец	Мощность, Вт	Время, сек.	m_n , г	m_k , г	Суточное водопоглощение, %
УПА-6-30-А	0	-	0,0182	0,0203	11,5
	350	60	0,0200	0,0220	10
	500	60	0,0128	0,0139	8,6
	850	60	0,0150	0,0154	2,7
УПА-6-30-М	0	-	0,0371	0,0395	6,5
	350	60	0,0308	0,0324	5,2
	500	60	0,0350	0,0367	4,9
	850	60	0,0258	0,0270	4,7

где m_n - начальная и m_k - конечная массы образца, г.

Таблица 2

Результаты стендовых испытаний модифицированных угленополненных втулок

Образец	Износ		Скорость износа		Износостойкость, час/см ³
	Весовой, мг	Линейный, мм	Весовой, мг/мин.	Линейный, мм/мин.	
М-1 (УПА-6-30-А)	60	0,122	0,0625	0,000127	330,7
М-2 (УПА-6-30-М)	30	0,110	0,03125	0,000115	661,3

По методике измерений износа трущихся пар ось-втулка тормозной рычажной передачи грузовых вагонов проведены стендовые испытания как исходных немодифицированных так и модифицированных втулок тормозной системы, при повышении температуры в узле трения на 4 °С и времени испытания 960 мин. Результаты стендовых испытаний для образца М-2 (УПА-6-30-М) модифицированного многослойными УНТ, значительно отличаются от образца М-1. Превышение параметров модификации выше рекомендуемых мощностей воздействия приводит к плавлению термопласта, значит повысить эффективность физической модификации можно только в направлении увеличения времени СВЧ воздействия.

Литература:

1. Кулезнев В.С., Шершнева А.С. Химическая и физическая модификация полимеров. Москва, Изд-во Химия, 1990, 207 с.
2. Пятаев И.В. Изучение влияния кратковременной СВЧ обработки гранул полиамида высокого давления на свойства, полученного из них изделия. Сб. докл. Международной конференции «Перспективные полимерные композиционные материалы. Альтернативные технологии. Переработка. Применение. Экология». Саратов, СГТУ им. Гагарина Ю.А., Изд-во СГТУ им. Гагарина Ю.А., 2013, 65 с.

Изучение эффективности взаимодействия многослойных углеродных нанотрубок с гидратцеллюлозным волокном

¹Сошкина Екатерина Александровна, студент группы ХМТН-41,

¹Щербина Наталья Александровна, кандидат технических наук, доцент кафедры
«Естественнонаучные дисциплины и химические технологии»

²Коломиец Татьяна Васильевна, начальник НИиАЦ

¹Балаковский инженерно-технологический институт (филиал) Национального
исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Балаково

²ООО «Балаково Карбон Продакшн», Балаково, Россия

Модифицированные гидратцеллюлозные волокна (ГЦВ) с улучшенными и новыми функциональными характеристиками получили широкое распространение. Гидратцеллюлозные волокна являются прекурсором для углеродных волокон (УВ).

Механические свойства УВ на основе ГЦВ зависят от большого числа технологических параметров. Наиболее важными среди которых являются конечная температура термообработки, время термообработки, среднее напряжение в волокне в процессе карбонизации и, особенно, среднее напряжение в волокне в процессе графитизации [1].

ГЦ-волокна содержат значительное количество водорода и кислорода, поэтому выход углеродистых структур после карбонизации теоретически не может превышать 45 %, в реальных условиях он еще ниже и составляет от 10% до 30%. Исследования возможностей модификации направлены на поиск методов повышения выхода УВ за счет предварительной обработки ГЦВ.

Для получения волокна с более высокими характеристическими показателями в осадительную ванну или в готовое волокно вводят модификаторы, которые структурируют технологические дефекты структуры ГЦВ и повышают выход углеродистых структур после карбонизации [2].

Цель данной исследовательской работы заключается в определении состава модифицирующей системы и параметров модификации гидратцеллюлозного волокна водными дисперсиями УНТ. Объектами исследования являются ГЦ-волокно и две различные по составу модифицирующие системы (МВ), содержащие водные дисперсии УНТ и азотсодержащий антипирен. Углеродные нанотрубки (УНТ) - это многослойные нанотрубки с концентрацией 45% углерода, диспергированного в карбоксиметилцеллюлозе. Концентрат предназначен для изготовления композиций на водной основе.

Выбор состава и параметров модификации ГЦВ осуществлялся исследованием влияния состава ванны, соотношения компонентов в модифицирующей ванне, продолжительности модификации на диффузионно-сорбционное взаимодействие модификаторов с ГЦВ.

Процесс модификации включал следующие стадии: промывка от замасливателя при температуре 50^{°C}; пропитка водной дисперсией при различном соотношении компонентов, при температуре 20±5^{°C}, при модуле ванны 20; промывка для удаления непрореагировавшего препарата; сушка до постоянной массы.

Модификация ГЦ волокна осуществляли из водных дисперсий, содержащих от 0,1 до 0,5% раствора УНТ, с введением азотсодержащего антипирена в МВ-2.

Установлено, что процесс сорбции ГЦВ активно протекает в течение 30-60 секунд пропитки. Процесс сорбции замедляется при модификации ванн с высокой концентрацией УНТ, это связано с разницей скоростей диффузии компонентов к поверхности и в объем волокна, что вызвано агрегацией УНТ при высокой концентрации.

Результативность сорбционных процессов, протекающих в ГЦВ при его пропитки растворами модификаторов, оценивалась по показателям эффективности сорбционного взаимодействия. Наибольшая эффективность взаимодействия модификатора с ГЦВ достигается при 0,3% содержании УНТ в модифицирующей ванне с антипиреном (МВ-2) и продолжительности пропитки 30-60 секунд.

Зависимость выхода карбонизованных структур при термолизе модифицированных ГЦВ от состава модифицирующей ванны и времени пропитки представлена таблицей 1.

Таблица 1

Зависимость выхода карбонизованных структур при термолизе модифицированных ГЦВ от состава модифицирующей ванны и времени пропитки

Состав модифицирующей ванны	Концентрация модификаторов, % масс.	Выход коксового остатка, %, при продолжительности пропитки, сек.			
		30	60	90	120
МВ-1	0,1УНТ	2,5	3,3	3,3	3,1
	0,3УНТ	3,6	3,4	3,1	3,0
	0,5УНТ	3,1	3,2	3,3	3,0
МВ-2	0,1УНТ+10%A	5,1	5,6	6,9	5,3
	0,3УНТ+10%A	4,6	5,5	5,5	7,0
	0,5УНТ+10%A	5,1	4,9	4,0	5,1

Термолиз ГЦВ сопровождается двумя конкурирующими процессами: процесс дегидратации и процесс деструкции. В результате дегидратации образуется вода и карбонизованный остаток (кокс), при термодеструкции полимер распадается на летучие продукта, смолы и твердый остаток. Введенный в состав модифицирующей системы азотсодержащий антипирен повышает процессы формирования углеродистой структуры (коксового остатка). Результаты позволяют выбрать следующие параметры модификации на

основе водной дисперсии УНТ гидратцеллюлозного волокна:

- Состав модифицирующей ванны МВ-2;
- Концентрация УНТ - 0,3% .

Установлено влияние УНТ на процессы термоллиза модифицированного ГЦВ. Установлено влияние азотсодержащего антипирена на процессы термоллиза и выход карбонизованного остатка. Установленная эффективность химической модификации ГЦВ позволяет предполагать большую способность к образованию углеродистых структур модифицированных ГЦВ в производственных условиях получения УВ.

Литература:

1. Варшавский В. Я. Углеродные волокна / В. Я. Варшавский. - 2-е изд. перераб. и доп. – М.: Варшавский, 2007. – 500 с.
2. Перепелкин К.Е. Принципы и методы модифицирования волокон и волокнистых материалов. // Химические волокна. 2005, № 2, с. 37-51.

УДК 66.0

Исследование устойчивости водных дисперсий многослойных углеродных нанотрубок и выбор параметров модификации волокна

Сошкина Екатерина Александровна, студентка 4-ого курса направления «Химические технологии»;

Щербина Наталья Александровна, к.т.н., доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»

Балаковский инженерно-технологический институт - филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Балаково

Важным направлением улучшения функциональных свойств гидратцеллюлозных волокон является модификация. Углеродное волокно (УВ) — наноструктурированный органический материал, содержащий 92–99,99% углерода и обладающий высокими значениями прочности и модуля упругости. Гидратцеллюлозные волокна являются прекурсором для углеродных волокон (УВ) [1].

Конверсия ГЦВ в углеродные волокна является трехстадийным процессом включающим стабилизацию, окислительный процесс, который состоит из десорбции воды и дегидратации целлюлозных групп; карбонизацию, в результате которой карбонизованный остаток превращается в графитоподобные слои; графитизацию [2-3].

Целью работы является получение устойчивых дисперсий углеродных нанотрубок (УНТ) и выбор состава наиболее агрегативно-устойчивой дисперсии УНТ для модификации. Объектами исследования являются: выпускаемое в промышленном масштабе гидратцеллюлозное волокно вискозной технологии производства Индия и водные дисперсии УНТ. УНТ - это многослойные нанотрубки с концентрацией 45% углерода, диспергированного в карбоксиметилцеллюлозе.

Существует два метода поверхностной модификации: пропитка кондиционного волокна и инклюдирование свежесформованного волокна. Процесс модификации волокна осуществлялся пропиткой водной дисперсией УНТ в несколько стадий: промывка от замасливателя, пропитка водной дисперсией, сушка до постоянной массы. Сорбционные процессы включают диффузию УНТ из модифицирующей ванны к поверхности волокна, сорбцию УНТ на поверхности, диффузию УНТ в объем волокна и фиксацию УНТ в структуре волокна. Модификацию ГЦВ осуществляли водными дисперсиями с содержанием УНТ от 0,1 до 0,5%.

В углеродных нанотрубках реализована особая форма углерода – нанотурбулярная. Однослойные и многослойные нанотрубки могут быть открытыми с концов и замкнутыми, когда цилиндры конечной длины содержат на обоих концах концевые структуры различной топологии, замыкающие нанотрубку. Механические и термические свойства УНТ являются уникальными и определяются несколькими факторами: высокой прочностью углерод-углеродных связей, большой плотностью упаковки атомов, отсутствием или малой плотностью дефектов структуры. УНТ позволяют получать композиционные материалы с улучшенными эксплуатационными характеристиками, однако возникает проблема их равномерного диспергирования по объему образца.

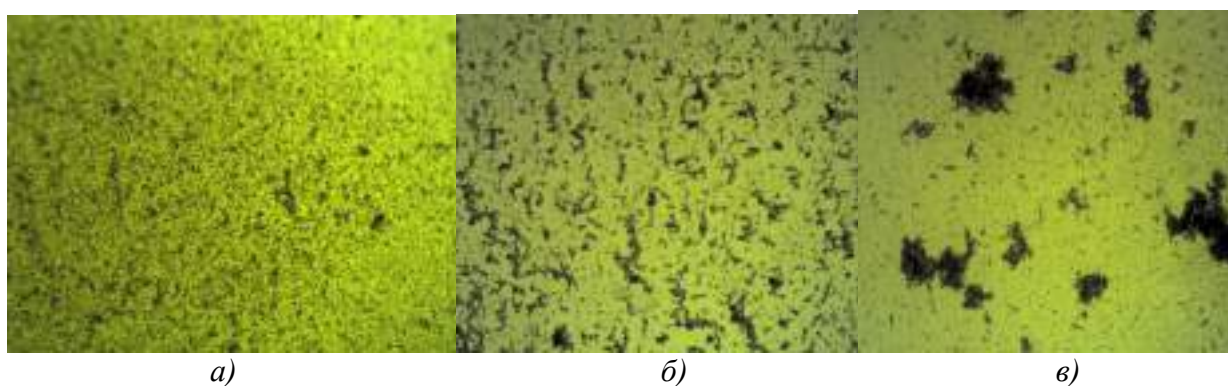


Рис. 1. Зависимость агрегативной устойчивости водных дисперсий УНТ от температуры:
а) водная дисперсия УНТ 0,1%, б) водная дисперсия УНТ 0,3%, в) водная дисперсия УНТ 0,3% с повышением температуры дисперсионной среды до 45⁰С.

Исследовано влияние температуры на агрегативную устойчивость водных дисперсии УНТ. При нагревании образцов начинается активная коагуляция, которая оказывает отрицательное действие на свойства УНТ. Установлено, что для получения качественных суспензий УНТ в водной дисперсионной среде температура дисперсионной среды не должна

превышать $25 \pm 2^\circ\text{C}$. и содержание УНТ в модифицирующей ванне не должно превышать – 0,3%.

Литература:

1. Углеродные волокна / В. Я. Варшавский. - 2-е изд. перераб. и доп. – М.: Варшавский, 2007. – 500 с.
2. Принципы и методы модифицирования волокон и волокнистых материалов / Перепелкин К.Е. // Химические волокна. 2005, № 2, с. 37-51.
3. Функциональные наполнители для пластмасс / Под ред. М.Ксантоса. Пер. С англ. Под ред. Кулезнева В.Н. – СПб.: Научные основы и технологии, 2010. – 462 с.

УДК 685.314

Идентификация солей триметилалкил- с группой $\text{N}^+ - \text{CH}_3$ или тетраалкиламмония с группой $\text{N}^+ - \text{CH}_2$ ациклического строения

¹Таганова В.А., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

²Пичхидзе С.Я., доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

¹Балаковский инженерно-технологический институт - филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Балаково;

²Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов

В разделе проведено исследование строения органических азотсодержащих соединений, которые входят или могут войти в перечень химикатов – катализаторов ионной полимеризации фторкаучуков, методом ЯМР ^{13}C .

Целью исследования являлось повышение достоверности идентификации солей триметилалкил- с группой $\text{N}^+ - \text{CH}_3$ или тетраалкиламмония с группой $\text{N}^+ - \text{CH}_2$ ациклического строения и сокращение числа используемых аналитических методов.

Основной принцип идентификации заключается в том, что химические сдвиги и константы спин-спинового взаимодействия (КССВ) мало зависят от температурного режима, тогда как спектральная ширина линий триплексов существенно изменяется с повышением температуры. Указанные параметры в совокупности являются важными высокоспецифическими характеристиками, например, триметилалкил- или тетраалкиламмониевой группировки ациклического строения.

Наличие одного или двух сигналов в указанных выше диапазонах химических сдвигов ^{13}C с наблюдаемыми КССВ и сужающимися с повышением температуры линиями триплетов позволяет однозначно идентифицировать соли триметилалкил- или тетраалкиламмония ациклического строения в неизвестном образце.

Методика эксперимента заключалась в следующем. Насыщенный в дейтериевом растворе йодистого холина в количестве 3 мл с 2%-ной добавкой реперного вещества (ацетон или диметилсульфоксид) помещают в ампулу диаметром 10 мм и устанавливают в датчик ЯМР-спектрометра с рабочей частотой 20 МГц. Образец термостатируют 20 мин. Спектр ЯМР ^{13}C снимают в импульсном режиме по стандартной методике с полной развязкой от протонов при температуре 35 °С. Полученные значения химических сдвигов пересчитывают относительно тетраметилсилана по формуле:

$$\delta_{\text{тмс}} = \delta_{\text{ацетон}} + 30,3 \quad (1)$$

или

$$\delta_{\text{тмс}} = \delta_{\text{диметилсульфоксид}} + 39,5 \quad (2)$$

Для йодистого холина получены следующие значения химических сдвигов, δ : 52,2, 53,5 и 65,3 м.д., - относящиеся к группам $\text{N}^+ - \text{CH}_3$, $\text{O} - \text{CH}_2$ и $\text{N}^+ - \text{CH}_2$, соответственно.

Точность определения химического сдвига составляет $\pm 0,1$ м.д.

По триплетам сигналов при 52,2 и 63, 5 м.д. определяют КССВ J ($\text{N} - ^{18}\text{C}$), составляющие 4,2 и 3,0 Гц соответственно. Точность определения КССВ $\pm 0,2$ Гц.

Далее определяют усредненные ширины линий углеродов в триплетах ($\Delta\nu (\text{C}_{1,2})$) и углерода ($\Delta\nu (\text{C}_3)$), непосредственно не связанного с азотом. Затем рассчитывают отношение ширин линий по формуле:

$$\Delta\nu (\text{C}_{1,2}) / \Delta\nu (\text{C}_3) \quad (3)$$

Данную последовательность операций повторяют при 60 и 90 °С.

На рис. 1-3 представлены обзорные спектры йодистого холина при различных температурах: на рис. 1 – спектр, полученный при 35 °С; на рис. 2 – при 60 °С; на рис. 3 – при 90 °С.

На рис. 4-6 приведены спектры искусственно приготовленной трехкомпонентной смеси: вода, йодистый холин, N,N – диэтилацетамид. Спектры получены при различных температурах: на рис. 4 – спектр, полученный при 35 °С; на рис. 5 – при 60 °С; на рис. 6 – при 90 °С.

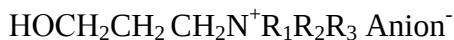
Из приведенных спектров видно, что спектральные характеристики постоянны у йодистого холина, следовательно, он надежно идентифицируется, тогда как у N,N – диэтилацетамида эти характеристики существенно меняются при переходе от 60 к 90 °С. Соответственно, йодистый холин надежно идентифицируется и в смесях неизвестного состава.

Реализация способа проведена на следующих структурах химикатов:



где: $\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{CD}_3\text{OSO}_3$;



где: $\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{CD}_3\text{OSO}_3$;



где: $\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{CD}_3\text{OSO}_3$;

$\text{R}_1 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_2 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_2 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{CD}_3\text{OSO}_3$;

$\text{R}_1 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_2 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_3 = \text{H}$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_2 = \text{C}_2\text{H}_5$; $\text{R}_3 = \text{H}$; $\text{Anion}^- = \text{HC}_2\text{O}_4$;



где: $\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{J}$;

$\text{R}_1 = \text{CH}_3$; $\text{R}_2 = \text{CH}_3$; $\text{R}_3 = \text{CD}_3$; $\text{Anion}^- = \text{CD}_3\text{OSO}_3$.

Таким образом: 1) разработан способ идентификации солей триметилалкил- с группой $\text{N}^+ -\text{CH}_3$ или тетраалкиламмония с группой $\text{N}^+ -\text{CH}_2$ ациклического строения, обладающих каталитической активностью и позволяющих повысить достоверность измерений, а также сократить число используемых аналитических операций;

2) регистрацию спектров ЯМР ^{13}C проводят в диапазоне 0,1...200 м.д. при 30...90°C с шагом $30 \pm 5^\circ\text{C}$, фиксируют сужающиеся в $1,5 \pm 0,2$ раза с повышением температуры в данном диапазоне линии триплетов в области химических сдвигов δ 51,4...55,4 м.д. и 62,2...68,7 м.д. с константами спин-спинового взаимодействия J ($^{14}\text{N}-^{13}\text{C}$) 3,8...4,2 и 2,8...3,6 Гц и по полученным данным судят о наличии групп $\text{N}^+ -\text{CH}_3$, или $\text{N}^+ -\text{CH}_2$, соответственно, в солях неизвестного состава.

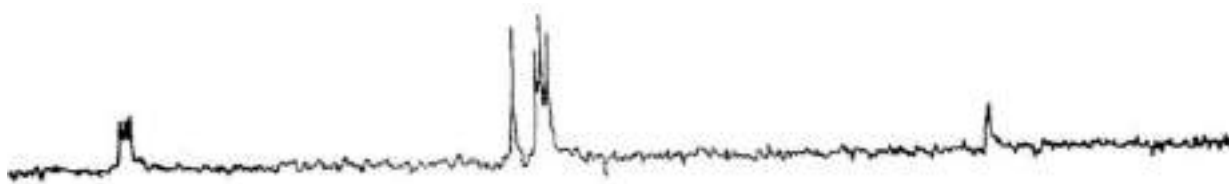


Рис. 1. Спектр йодистого холина при температуре 35°C

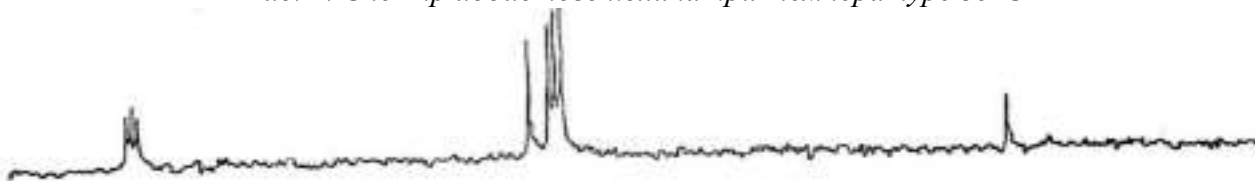


Рис. 2. Спектр йодистого холина при температуре 60°C

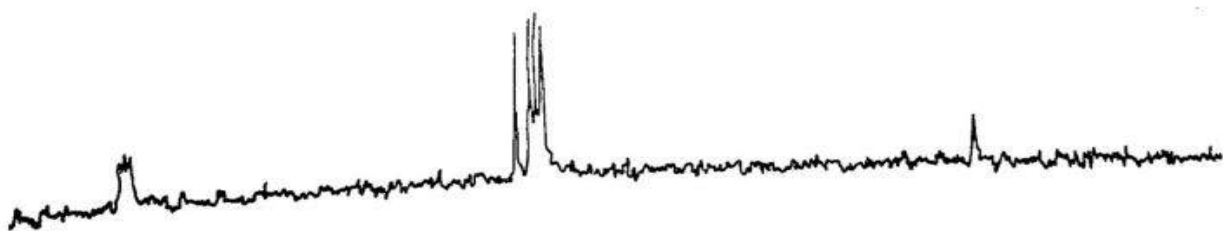


Рис. 3. Спектр йодистого холина при температуре 90⁰С

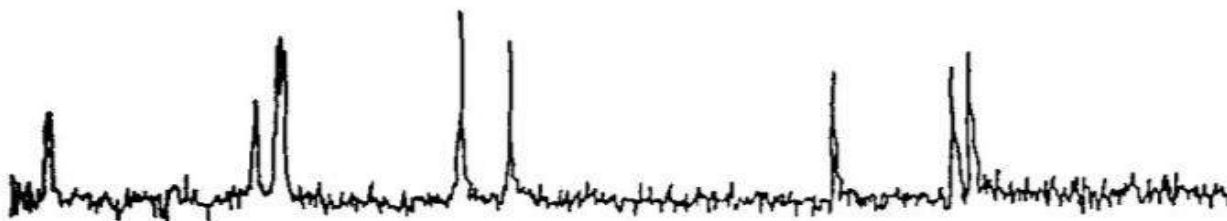


Рис. 4. Спектр искусственно приготовленной трехкомпонентной смеси при температуре 35⁰С

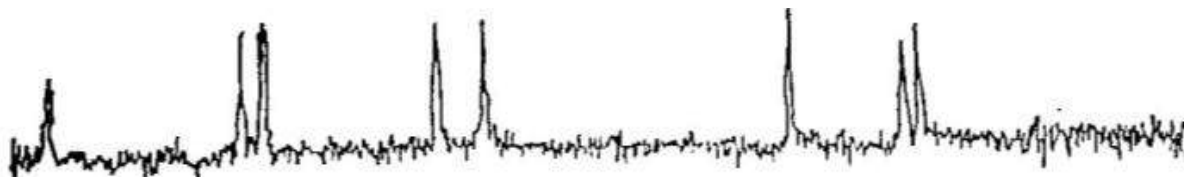


Рис. 5. Спектр искусственно приготовленной трехкомпонентной смеси при температуре 60⁰С



Рис. 6. Спектр искусственно приготовленной трехкомпонентной смеси при температуре 90⁰С

Литература:

1. А.с. № 1479859, СССР. Способ идентификации аминов, триметиламина с группой N^+-CH_3 или тетраалкиламмония с группой N^+-CH_2 ациклического строения / Пичхидзе С.Я., Щербаков А.А., Апаркин А.М. М.: ВНИИГПЭ, 1989.

Газохроматографическое определение термодинамических характеристик сорбции бисфенола

¹Таганова В.А., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

²Пичхидзе С.Я., доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

¹Балаковский инженерно-технологический институт - филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Балаково;

²Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов

В настоящее время для вулканизации фторкаучуков по ионному механизму широко применяется метод диольной вулканизации. В качестве сшивающих агентов вулканизации используются органические соединения, содержащие две гидроксильные группы. Практическое внедрение находят следующие ароматические диолы (бисфенолы):

1. Бисфенол «АФ», 2,2-бис(4-гидроксифенил)гексафторпропан, температура плавления: 159⁰С,

2. Бисфенол «F-13», 1,1-бис(4-гидроксифенил)-1,7-дигидроперфторгептан, температура плавления: 127⁰С,

3. Бисфенол «ДФ», 1,1-бис(4-гидроксифенил)-1,5-дигидроперфторпентан, температура плавления: 108-117⁰С,

4. Бисфенол «А», 2,2-бис(4-гидроксифенил)пропан, температура плавления: 157⁰С.

С учетом заполнения отечественного рынка импортными компаундами (фторкаучуки, наполненные бисфенолом и фосфониевой или аммонийной солью), возникает вопрос качественного и количественного контроля содержания связующего.

При газохроматографическом анализе бисфенолов, ввиду специфичности их физико-химических свойств, приходится решать практические задачи по выбору режимов работы газового хроматографа и подбору капиллярной колонки (неподвижной жидкой фазы). Выбор необходимой колонки дает возможность использования различий в полярности анализируемых бисфенолов для оптимизации условий их хроматографического разделения.

Целью работы являлось исследование возможности прогноза газохроматографического разделения бисфенолов на выбранной капиллярной колонке через термодинамические характеристики сорбции: константу Генри (K_c), энтальпию (ΔH^0) и энтропию (ΔS^0).

Известно [1], что термодинамические характеристики сорбции отражают межмолекулярные взаимодействия сорбат-сорбент. Изучение термодинамических характеристик сорбции обеспечивает возможность выбора известных и разработки новых сорбентов с необходимыми для решения конкретных практических задач свойствами, а также является важным этапом оптимизации условий газохроматографического анализа.

Стандартная константа Генри K_c равна (1):

$$K_c = \lim_{a, c \rightarrow 0} \frac{a/a_{cm}}{c/c_{cm}} \quad (1)$$

где a и c – равновесные концентрации вещества (сорбата) в жидкой фазе и в газовой фазе соответственно, а a_{cm} и c_{cm} – концентрации в стандартном состоянии.

Используя экспериментальные величины констант равновесия можно рассчитать изменение термодинамических функций для процесса сорбции:

$$\Delta G_c^0 = -RT \ln K_c \quad (2)$$

$$\Delta G_c^0 = \Delta H^0 - T \Delta S_c^0 \quad (3)$$

$$\ln K_c = -\frac{\Delta H^0}{RT} + \frac{\Delta S_c^0}{R} - \frac{\Delta H^0}{RT} + \frac{\Delta S_c^0}{R} \quad (4)$$

где стандартные термодинамические функции (ΔG_c^0 – энергия Гиббса, ΔH^0 – энтальпия, ΔS_c^0 – энтропия) относятся к процессам сорбции (растворения).

При растворении в жидкой фазе константа Генри K_c связана с удерживаемым объемом V_N соотношением:

$$K_c = V_N / V_{жф} \quad (5)$$

где $V_{жф}$ – объем неподвижной жидкой фазы (в мл).

Удерживаемый объем V_N (в мл) рассчитывали из измеряемых величин по формуле:

$$V_N = (t_R - t_0) \omega \cdot T_c / T_a \quad (6)$$

где t_R – время удерживания сорбата (мин.), т.е. время пребывания исследуемого вещества в колонке хроматографа; t_0 – время пребывания не сорбируемого вещества в колонке хроматографа (мин.), так называемое «мертвое время»; ω – объемная скорость газа-носителя (мл/мин.); T_c – температура колонки, равная температуре термостата (К); T_a – температура измерения газа-носителя (298.15К).

Для нахождения энтальпии (ΔH^0) и энтропии (ΔS^0) сорбции использовали уравнение Вант-Гоффа в приближении, что (ΔH^0) и (ΔS^0) не зависят от температуры, т.е. уравнение (3) представили в виде $y = kx + b$.

где: $y = \ln K_c$; $k = \Delta H^0 / R$; $x = 1/T$; $b = \Delta S^0 / R$.

Строили график зависимости констант Генри (K_c) от температуры в координатах $\ln K_c - 1/T$ и по наклону прямой находили коэффициенты k и b .

Режим работы газового хроматографа Focus GC:

Температура, °С: инжектора 270 °С, детектора ПИД 305 °С.

Работа термостата в изотермическом режиме.

Поток газа-носителя в колонке постоянный и составлял 1 мл/мин.

Колонки капиллярные: Thermo TR-5MS 60 м/ 0,25 мм (5% Phenyl-Polysil-phenylene-siloxane) и TR-1 15м/0,25 мм (100% Dimethyl-Polysiloxane).

Таблица 1

Результаты анализа бисфенолов на капиллярной колонке TR-5MS 60 м/ 0,25 мм
($V_{жф} = 0,46910$ мл)

Вещество	Дипольный момент, Д	Время удерживания, t_R , мин.	Мертвое время t_0 , мин.	Температура термостата, К	Константа Генри, Кс	ΔH^0 , кДж/моль	ΔS^0 , кДж/моль К
Бисфенол АF	2,5	13,23	4,00	533	349	-47,5	40,0
		11,85		543	304		
		10,48		553	257		
		9,16		563	208		
		8,08		573	168		
Бисфенол F-13	4,3	18,88	4,00	533	565	-64,3	60,0
		15,10		543	426		
		12,30		553	328		
		10,56		563	265		
		8,89		573	202		
Бисфенол ДФ-8	4,1	24,60	4,00	533	783	-70,0	75,8
		18,84		543	575		
		15,32		553	448		
		12,65		563	349		
		10,31		573	260		
Бисфенол А	1,7	34,51	4,00	533	1163	-79,5	90,5
		24,04		543	779		
		19,12		553	598		
		15,55		563	465		
		11,91		573	324		

Таблица 2

Результаты анализа бисфенолов на капиллярной колонке TR-1 15м/0,25 мм
($V_{жф} = 0,0023$ мл)

Вещество	Время удерживания, t_R , мин.	Мертвое время t_0 , мин.	Температура термостата, К	Константа Генри, Кс	ΔH^0 , кДж/моль	ΔS^0 , кДж/моль К
Бисфенол АF	1,995	0,6	493	938	-65,2	75,4
	1,332		513	502		
	1,013		533	290		
	0,825		553	161		
	0,730		573	99		
Бисфенол F-13	2,795	0,6	493	1499	-71,9	84,7
	1,678		513	754		
	1,148		533	392		
	0,901		553	220		
	0,765		573	127		
Бисфенол ДФ-8	3,205	0,6	493	1787	-71,3	82,1
	1,877		513	900		
	1,261		533	477		
	0,970		553	275		
	0,795		573	152		
Бисфенол А	4,793	0,6	493	2939	-73,0	84,0
	2,521		513	1401		

	1,558		533	726		
	1,154		553	436		
	0,857		573	209		

Анализ результатов таблиц 1 и 2 показывает, что на капиллярной колонке TR-1 15м/0,25 мм не представляется возможным достоверно разделить бисфенолы марок: AF, F-13, ДФ-8 и А. Напротив, на капиллярной колонке TR-5MS 60 м/ 0,25 мм происходит четкое разделение всех бисфенолов. Результаты анализа удовлетворительно коррелируют с данными по энтальпиям сорбции ΔH^0 .

Литература:

1. Крышкин Д.А., Пичхидзе С.Я. Газохроматографическое определение термодинамических характеристик сорбции бисфенолов. Проблемы шин и резинокордных композитов/ Сборник докладов XXII симпозиума. – М: НИИШП. -2011. -С.166-171.
2. Киселев А.В. Физико-химическое применение газовой хроматографии. М.: Химия, 1973. -256с.
3. Полторак О.М. Термодинамика в физической химии. М.: Высшая школа, 1991. - 319с.

УДК 546.075

Идентификация хлор-гидроксиапатита

¹Таганова В.А., кандидат технических наук, доцент кафедры «Физика и естественнонаучные дисциплины»;

²Костин К.Б., кандидат технических наук, доцент кафедры «Химия»

²Пичхидзе С.Я., доктор технических наук, старший научный сотрудник, профессор кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»

¹Балаковский инженерно-технологический институт - филиал федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», г. Балаково;

²Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов
Научные руководители: Дударева О.А., Лясникова А.В.

В настоящее время для изготовления внутрикостных эндопротезов и в восстановительной хирургии находят применение металлы и сплавы, полимерные и керамические материалы. Особое место в этом ряду занимают биоактивные кальцийфосфатные материалы, основным преимуществом которых является близость химических и минералогических составов к нативной костной ткани, что обуславливает их биологическую совместимость с физиологической средой человеческого организма.

Основным недостатком кальцийфосфатных материалов является их хрупкость и плохая механическая обрабатываемость, что сильно затрудняет необходимую точную подгонку имплантатов к живым тканям [1].

Обычно ГА получают методом осаждения из водных растворов. Однако получаемый при этом осадок содержит также нитратные примеси, которые являются токсичными и вредными для организма человека. В медицинской практике применение ГА в чистом виде в качестве материала для имплантатов невозможно из-за его низких прочностных свойств.

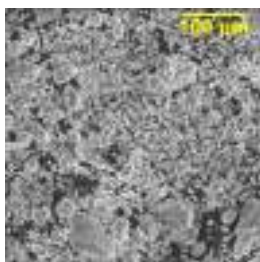
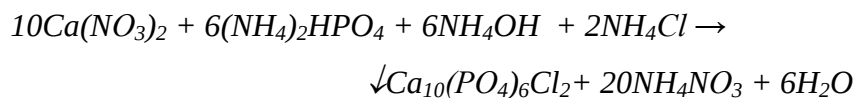
Известно [1, 2], что для ортопедии представляют интерес различные замещенные кальцийфосфаты, а именно: хлор-гидроксиапатит (*Cl-ГА*).

Цель работы заключалась в получении и идентификации *Cl-ГА*.

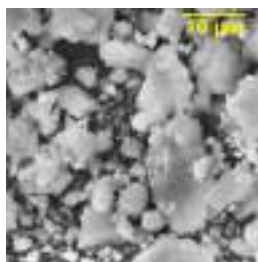
Методика эксперимента. Нами апробирован метод получения *Cl-ГА* из растворов при pH на уровне 8-9, рис.1-3. После 24 часов старения осадок сушили при 90 °С и затем прокаливали при 600 °С. *Cl-ГА* представляет собой твердые частицы произвольной формы с четкими границами.

Метод рентгеновского энергодисперсионного микроанализа (EDX), позволяет сделать выводы о качественном и количественном составе образца.

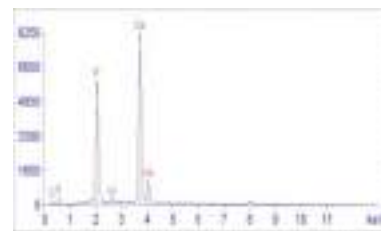
С помощью рентгеновских энергодисперсионных спектров прессованных частиц синтезированного *Cl-ГА* определили качественный и количественный состав препарата. Результаты эксперимента демонстрируют наличие *Ca, P, O, Cl* в структуре препарата.



а



б



в

Рис. 1. РЭМ *Cl-ГА*

Рис. 2. EDX *Cl-ГА*

Выводы: проведен синтез *Cl-ГА* и доказана его структура.

Литература:

1. Насанова А.А., Муктаров О.Д., Буров А.М., Пичхидзе С.Я. Исследование биологического карбонат-гидроксиапатита. В сборнике: Будущее науки - 2015. Сборник научных статей 3-й Международной молодежной научной конференции в 2-х томах. Ответственный редактор: Горохов А.А. 2015. С. 210-211.
2. Лясникова А.В., Пичхидзе С.Я., Дударева О.А., Маркелова О.А. Исследование свойств магнийзамещенного гидроксиапатита и плазменных покрытий на его основе Журнал технической физики. 2015. Т. 85. № 11. С. 152-155.

Разработка составов и исследование биоразлагаемой термопластичной композиции

Трегубенко М.В.², Н.А. Щербина¹, Е.В. Бычкова², Л.Г. Панова²

¹Балаковский инженерно-технологический институт филиал) Национального
исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Балаково

²Энгельсский технологический институт (филиал) Саратовского государственного
технического университета имени Гагарина Ю.А, г. Саратов

В связи с экологическими проблемами и ограниченности нефтяных запасов, являются актуальными разработки в области синтеза экологически безопасных полимерных материалов. Полимеры из возобновляемых источников можно разделить на три группы: природные полимеры, синтетические полимеры из биопроизводных мономеров, а также полимеры, полученные микробной ферментацией. Выращиваемое для биополимеров растительное сырье поглощает углекислый газ, это вызывает уменьшение «парникового эффекта», а, значит, уменьшает экологические проблемы [1-2].

Полимерный композиционный биоразлагаемый материал (ПКБМ) представляет собой смешанную многокомпонентную систему, обеспечивающую высокие физико-механические свойства и приемлемую цену. Методами получения ПКБМ являются: экструдирование механической смеси полимеров; получение смешанного раствора компонентов в общем для них растворителе и формирование пленочных изделий методом испарения из раствора; приготовление суспензии нерастворимого компонента в растворе полимера и приготовление готовой формы, а также методом испарения из раствора.

Цель данной работы заключается в разработке составов биоразлагаемой термопластичной композиции на основе природных полисахаридов (крахмалов) и исследование свойств пленок на их основе.

В присутствии пластификаторов при нагревании осуществляется процесс желатинирования полисахарида, это процесс фазового перехода из упорядоченного к неупорядоченному состоянию. Желатинирование включает несколько стадий: диффузию воды в структурную гранулу полисахарида, поглощение пластификатора аморфными областями и гидратацию, радиальное набухание гранул (при этом наблюдаются потеря оптического двулучепреломления, поглощение тепла, потеря кристаллической упорядоченности) и выщелачивание амилозы. Повышение температуры вызывает разрыв набухших крахмальных зерен, они прекращают увеличиваться в объеме и принимают вид бесформенных мешочков [1]. Степень желатинирования зависит от содержания пластификатора и параметров переработки.

Методом полива на стеклянную поверхность, получены образцы пленок термопластичных композиций различного состава. Среди составов по прозрачности и прочности выделяются образцы, содержащие смеси двух полисахаридов с пластификатором и добавками (ПТК – 1), смесь одного полисахарида с пластификаторами и добавками (ПТК – 2, ПТК-3). Образец состава ПТК-3 получен при диспергировании полисахарида в воде при температуре 60°C и непрерывном перемешивании композиции.

Проведено термогравиметрическое исследование образцов, определен характер влияния повышенных температур на процесс деструкции материала, получены данные об энергии активации процесса деструкции образцов, рассчитаны скорости потери массы образцов в процессе термодеструкции (табл. 1).

Энергия активации процесса деструкции образцов ПТК – 2, ПТК – 3 заметно снижается, что свидетельствует о том, что на процесс разложения данных составов требуется меньшее количество энергии.

Термодеструкция пленки ПТК – 3, полученной при диспергировании при повышенной температуре и непрерывном перемешивании, протекает с меньшими потерями массы и скоростями потерь массы (табл. 1)

Таблица 1

Термогравиметрический анализ образцов пленок

Объекты	$\frac{T_H - T_K, ^\circ C}{T_{max}}$	$\frac{m_H - m_K, \%}{m_{max}}$	Потери массы при температуре, °C						E _{акт} , кДж/моль
			100	200	300	400	500	600	
ПТК - 1	$\frac{150-330}{255}$	$\frac{6-87}{48}$	8,9	11,5	74	92	-	-	24,9
ПТК - 2	$\frac{170-330}{245; 260; 290}$	$\frac{14-87}{45; 61; 77}$	5	11	83	88	90	-	14,1
ПТК - 3	$\frac{140-330}{250; 270; 290}$	$\frac{5-66}{32; 51; 59}$	1	11	63	74	84	91	15,7

Полученные пленки легко утилизируются, о чем свидетельствуют результаты почвенной деградации в лабораторных условиях.

Исследованы прочностные характеристики образцов разработанных составов. Такие полимерные композиционные материалы из растительного возобновляемого сырья могут использоваться для производства биоразлагаемой упаковки.

Литература:

1. Биоразлагаемые полимерные смеси и композиты из возобновляемых источников. / Под ред. Лонг. Ю. Пер с англ. – СПб.: Научные основы и технологии, 2013. – 464 с.
2. Скоротецкий М.С. Рентабельность использования биоразлагаемых полимеров./ М.С. Скоротецкий // Успехи в химии и химической технологии, 2011. Т 25. №9. С.44-47.

Влияние режимов химического меднения на свойства ПАН-жгутика

Усанин С.Е., студент группы БХМТН-41,

Борисова Н. В. кандидат технических наук, доцент кафедры «Технология и оборудование химических, нефтегазовых и пищевых производств»;

Закирова С.М. кандидат химических наук, доцент кафедры «Технология и оборудование химических, нефтегазовых и пищевых производств»;

Энгельсский технологический институт (филиал) ФГБОУ ВО «Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.» , г. Энгельс

Одной из основных задач современной химии является создание новых многофункциональных материалов, обладающих такими свойствами, как электропроводность, способность противостоять агрессивным внешним воздействиям, каталитическая активность. К числу подобного рода материалов можно отнести модифицированные волокна и ткани, методом металлизации [1]. Области применения металлизированных волокнистых материалов достаточно широки: создание одежды из металлизированных волокон, нитей и тканей, для сохранения тепла, выделяемого организмом человека и для отражения избытка теплового излучения, поступаемого извне, в элементах одежды в качестве светоотражающего покрытия; в качестве деталей военного снаряжения для снижения заметности в приборах ИК- и радио- диапазонов, в том числе для низковольтных электрических соединений гибких проводников, получившие широкое распространение в электротехнике и др. Наиболее доступным и удобным способом получения металлизированных волокон является химическая металлизация, которая обычно осуществляется путем восстановления металлов из растворов их солей непосредственно на поверхности волокна. Метод имеет самостоятельное значение и, кроме того, может использоваться в качестве вспомогательного для получения электропроводящего слоя при гальваническом осаждении [2].

Целью данной работы являлось, придание ПАН-волоконистым материалам специальных свойств, в частности электрической проводимости. Для решения поставленной цели стояли следующие задачи:

- Выбрать технологию нанесения металла на поверхность волокнистого материала;
- Подобрать состав раствора электролита процесса металлизации ПАН-волоконистых материалов;
- Изучить свойства, металлизированных ПАН-волоконистых материалов.

В качестве объектов металлизации выбран жгут из полиакрилонитрильного (ПАНж) для специальных целей (ООО «СНВ»), ТУ 2272 — 001 — 82666421-2009 с изм.1, с заводскими свойствами:

1. Номинальная линейная плотность элементарного волокна, текс 0,12
2. Номинальная линейная плотность жгута, текс 360
3. Удельная разрывная нагрузка волокна, мН/текс 450
4. Удлинение элементарного волокна при разрыве, % 18 ± 3

Химическое меднение проводили по технологической схеме, которая состояла из следующих технологических стадий (рис.1):

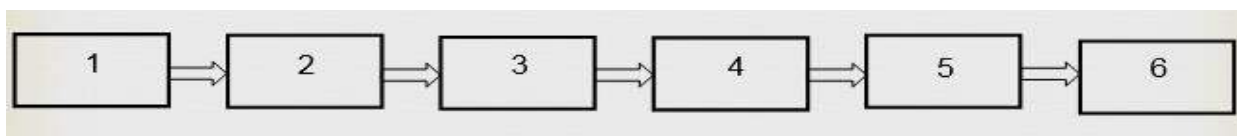


Рисунок 1 - Схема химического меднения ПАНж со стадиями технологической линии: 1 – обезжиривание; 2 – травление; 3 – сенсibilизация; 4 – активация; 5 – акселерация; 6 – химическое меднение

Составы растворов и режимы подготовительных технологических операций для химического меднения проводили по классической схеме, применяемой для металлизации пластмасс (табл.1).

Таблица 1

Составы растворов и режимы подготовительных технологических операций для химического меднения ПАНж

Вид технологической операции	Составы растворов, г/л	Температура, °С	Время, мин
Обезжиривание	C_3H_6O	20 ± 2	20 ± 5
Травление	$H_2SO_4 - 700$ $K_2CrO_7 - 50$	60 ± 10	10 ± 5
Сенсibilизация	$SnCl_2 - 20 - 25$ $HCl - 40 - 60$ мл/л	40 ± 5	10 ± 2
Активация	$AgNO_3 - 2$ $NH_4OH(25\%),$ мл/л - 15-20	20 ± 2	60 ± 2 сек
Акселерация	$NH_4OH - 10\%$	20 ± 2	5 ± 2 сек

Для металлизации ПАН волокнистых материалов химическим способом варьировали с составом и температурой раствора электролита. Из справочной литературы [3] известно, что для придания однородного блестящего покрытия с хорошей адгезией используются различные добавки, например, для металлизации пластмасс широко применяют формалин. Поэтому в состав раствора электролита вводили различное содержание формалина при разной температуре (табл. 2).

Таблица 2

Составы растворов и режимы химического меднения

Номер раствора электролита	Составы растворов, г/л	Температура, °С
Раствор № 1	Виннокислый Na – К - 54 NaOH - 12 CuSO ₄ ·5 H ₂ O - 13 Формалин (мл/л) – 4,5 NiCl ₂ ·6H ₂ O – 2,6 Na ₂ CO ₃ – 2,6	30±2
Раствор № 2	Виннокислый Na – К - 54 NaOH - 12 CuSO ₄ ·5 H ₂ O - 13 Формалин (мл/л) – 3 NiCl ₂ ·6H ₂ O – 2,6 Na ₂ CO ₃ – 2,6	25±2
Раствор № 3	Виннокислый Na – К - 54 NaOH - 12 CuSO ₄ ·5 H ₂ O - 13 Формалин (мл/л) – 1,5 NiCl ₂ ·6H ₂ O – 2,6 Na ₂ CO ₃ – 2,6	20±2

Свойства медного покрытия на ПАН-волоконистых материалах представлены в табл. 3.

Таблица 3

Физико-механические свойства ПАН-жгута до и после меднения в разных растворах электролита

Номер раствора электролита	Линейная плотность, текс	Разрывная нагрузка, Н	Относительная разрывная нагрузка, сН/текс	Относительное удлинение, %	Удельное сопротивление, Ом·м
Исходный ПАН	360	80	22	22	$3 \cdot 10^6$
ПАН металл. в р-ре электрол. №1	497	55	11	18	$1,01 \cdot 10^{-2}$
ПАН металл. в р-ре электрол. № 2	498	48	9,9	15	$1,8 \cdot 10^{-2}$
ПАН металл. в р-ре электрол. №3	501	45	9,6	12	$5,27 \cdot 10^{-2}$

Анализ свойств покрытий после химического меднения исследуемых образцов показал, что раствор электролита состава 1 меньше влияет на прочностные свойства ПАН-жгута при этом значительно увеличиваются его электрические свойства. Так разрывная нагрузка образцов металлизированных в растворе составом 1 снижается в среднем в 2 раза, а в растворах 2 и 3 более чем в 10 раз. Электрическое сопротивление металлического покрытия, полученного из раствора 1 достигает $1,01 \cdot 10^{-2}$ Ом·м, приближаясь к сопротивлению меди $1,72 \cdot 10^{-6}$ Ом·м.

Кроме того, при визуальном осмотре медное покрытие, полученного в растворах 2 и 3, неудовлетворительное, наблюдались непокрытые металлом участки волокон, отслаивание и осыпание покрытия, почернение серебряного слоя.

Металлизированный ПАН – жгут из раствора 1 имеет цвет меди, характерный для покрытий, полученных химической металлизацией. Микрофотографии электронной микроскопии медненной поверхности волокнистого наполнителя (рис. 2) показывают, что покрытие получается равномерное по всей длине элементарного волокна имеет хорошую адгезию.

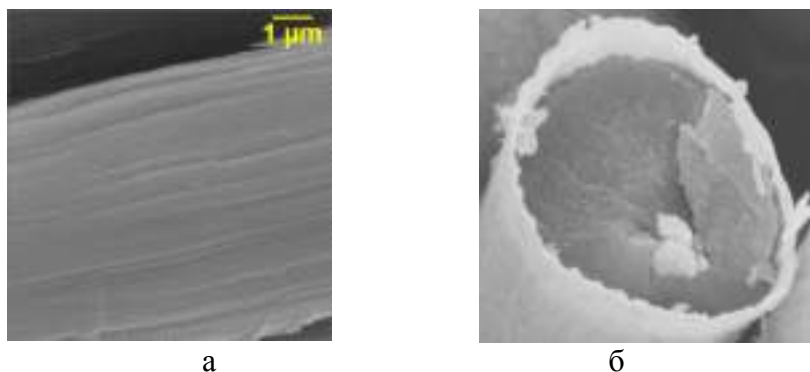


Рисунок 2 - Микроструктура поверхности ПАН-волокнистых материалов до и после химического меднения, $n = 10000$: а - ПАН исходный; б - ПАН замеднённый.

Таким образом, в работе сделаны следующие выводы:

- выбраны технологические режимы и составы растворов электролитов для химического меднения ПАН – волокнистых материалов, в качестве добавки используется формалин с содержанием в растворе 4,5 мл/л при температуре металлизации 30 ± 2 °С;

- установлено, что при таких режимах, прочностные свойства ПАНж снижаются незначительно, а покрытия получаются равномерные по всей длине волокнистого материала, имеют характерный цвет покрываемого металла и хорошую адгезию, с высокими электрическими свойствами - электрическое сопротивление металлического покрытия, полученного из раствора 1 достигает $1,01 \cdot 10^{-2}$ Ом·м, приближаясь к сопротивлению меди $1,72 \cdot 10^{-6}$ Ом·м.

Литература:

1. Гаврилова О.Е. Новые методы и подходы к отделке текстильных материалов из полимерных волокон / О.Е. Гаврилова, Л. Л. Никитина, Г.И. Гарипова // Вестник Казанского технологического университета. – 2012. – С. 118-120.
2. Юдина Т. Ф. Химическая модификация как способ создания композиционных материалов / Т.Ф. Юдина, Т. В. Ершова // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 10: Инновационная деятельность. - 2012. – Выпуск 7 – С. 117-118.
3. Шалкаускас М.И. Химическая металлизация пластмасс / М.И. Шалкаускас, А.И. Васькялис. – 3-е издание, перераб. – Л.: Химия, 1985. – 144 с.