

## **Количественная оценка развития колонии микровицетов на поверхностях полимеров и композитов на их основе**

**Исаев Е.А.<sup>1</sup>, Доронин Ф.А.<sup>2,3</sup>, Евдокимов А.Г.<sup>2</sup>, Первухин Д.В.<sup>3</sup>,  
Рудяк Ю.В.<sup>2</sup>, Рытиков Г.О.<sup>2,3</sup>, Корнилов В.В.<sup>4</sup>, Назаров В.Г.<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>*Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук,  
Москва, Россия,*

<sup>2</sup>*Государственный университет управления, Москва, Россия.*

<sup>3</sup>*Московский политехнический университет, Москва, Россия.*

<sup>4</sup>*Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики»,  
Москва, Россия*

**Аннотация.** Необходимость обеспечения возможности широкого применения технологий электронного и мобильного здоровьесбережения требует не только формирования соответствующей информационно-технологической инфраструктуры и разработки эффективных алгоритмов обработки большого количества персональной информации, но и предполагает создание инновационных биологически совместимых материалов, допускающих эксплуатацию датчиков и сенсоров медицинского назначения в формате  $24 \times 7$  в течение продолжительных периодов времени. Учитывая многолетний положительный опыт применения крупнотоннажных термопластов и эластомеров в медицинском оборудовании, перспективным представляется использование соответствующих полимеров и в качестве основных материалов носимой электроники медицинского назначения. При этом для обеспечения биологической совместимости обсуждаемых материалов необходимо минимизировать возможность развития патогенных микроорганизмов на контактирующих с живыми тканями поверхностях. К подобного рода патогенным организмам (возбудителям ряда опасных заболеваний – микозов) относятся некоторые виды микроскопических грибов – микровицетов (в частности, *Aspergillus niger van Tiegem*; *Aspergillus terreus Thom*; *Penicillium cyclospium Westling*). В статье рассматривается влияние поверхностной модификации методом газофазного фторирования на характер и степень развития смешанной колонии микровицетов на поверхностях экспериментальных образцов, изготовленных из нескольких видов термопластов (поливинилхлорида, полипропилена, полиэтилена низкой плотности, полиэтилентерефталата) и эластомеров (бутил- и бутадиен-нитрильного каучуков, а также сополимера этилена, пропилена и дициклопентадиена). Характер и степень развития колоний количественно описываются с помощью разработанной ранее оригинальной техники. Влияние фторирования на нанотекстуру и химический состав поверхностных и приповерхностных слоёв экспериментальных образцов демонстрируется с помощью методов сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) и ИК-Фурье спектроскопии (ИКФС). Динамика и результативность фторирования описываются с помощью линеаризуемой гиперболической модели, параметры которой специфицируются методом наименьших квадратов.

**Ключевые слова:** e-Health, m-Health, микромицеты, фторирование, анализ изображений, сканирующая электронная микроскопия, ИК-Фурье спектроскопия.

## ВВЕДЕНИЕ

Современные e-Health и m-Health технологии широко применяются в клинической и спортивной медицине [1–3]. Оперативный доступ к информации о состоянии здоровья клиента обеспечивает возможность специалисту уделять больше внимания диагностике, выработке корректирующих рекомендаций и при, необходимости, лечению пациента, тем самым существенно повышая качество медицинских услуг [4,5]. На программном уровне технологии электронного здравоохранения осуществляются с помощью установленных на пользовательских устройствах мобильных приложений (клиентская компонента) и с помощью информационных систем и технологий аккумуляции, передачи, хранение и обработки медицинских данных (распределённая и серверная компоненты). На аппаратном уровне обсуждаемые технологии реализуются с помощью «носимой» и, в частности, «гибкой» электроники, элементами которой являются датчики и сенсоры кровяного давления, пульса, уровня сахара в крови, ритмов мозговой активности и др. [6–8].

В последние двадцать лет пристальное внимание уделяется обеспечивающим высокую степень био- (в частности, гемо- [9]) совместимости полимерно-композиционным материалам, позволяющим формировать различные устройства обсуждаемого класса как с помощью классических, так и средствами инновационных технологий (например, методами аддитивного прототипирования) [9–14]. В результате продолжительного воздействия на полимеры различных микроорганизмов обычно наблюдается их полная или частичная деструкция, сопровождающаяся закономерным ухудшением большинства физико-химических и, как следствие, эксплуатационных свойств [15–17]. При этом уровень защиты полимеров от воздействия микроорганизмов определяется, в основном, свойствами соответствующих поверхностей [18–20]. В частности, в условиях тропического и субтропического климатов разрушение полимеров может значительно ускоряться под действием УФ-излучения и/или окисляющих реагентов [21–23].

Существенность комплексного влияния химических составов и строений, микро- и нанотекстур поверхностей на физикохимические свойства полимерных материалов неоднократно подчёркивалась в литературе [24–27]. В частности, фторсодержащие полимеры обладают высокой биологической стойкостью, обусловленной сочетанием особенностей нанотекстуры и химического строения. Следовательно, для защиты полимеров от биологической деструкции целесообразно формировать на их поверхностях структуры, подобные фторопластам по химическому составу и строению.

Применение методов газофазной модификации с использованием фтора в качестве активного реагента (фторирование) позволяет получать интегрированный с объемом трансформируемой полимерной матрицы биостойкий модифицированный слой с характерными толщинами от ~ 50 нм до ~ 1 мкм. Дополнительным достоинством обсуждаемого метода является наличие биоцидных свойств у фтора, медленно диффундирующего из объёма сформированного планарного композита к поверхности. Возможности и способы формирования и применения химически стойких тонкоплёночных покрытий на основе поверхностно модифицированных полимеров в медицинских, биологических, фармакологических и иных целях ранее были проанализированы в [28–30].

Влияние поверхностной модификации на функциональные свойства материалов на основе полимеров неоднократно рассматривалось в литературе [31–33]. Описание оригинальных техник и технологий газофазной поверхностной модификации, хорошо

себя зарекомендовавших при обеспечении химической стойкости и механической прочности ряда полимеров, представлено в [34–36]. Для большинства способов модификации существуют оптимальные условия их проведения, обеспечивающие достижение лучших функциональных характеристик создаваемых полимерных композитов [37–39].

Учитывая то, что механизмы биологической деструкции связываются исследователями преимущественно с локальным химическим и микромеханическим воздействием биодеструкторов на поверхность материала [40–42], исследование биостойкости полимерных композитов в первую очередь должно быть связано с анализом пригодности их поверхностей для обитания, питания и размножения колоний различных микроорганизмов. В рамках данной работы было изучено влияние технологии фторирования на поверхностную плотность биомассы микромицетов, формировавших колонию на поверхностях экспериментальных образцов в течение месяца.

## ОБЪЕКТЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Вследствие широкого применения в медицинском оборудовании в качестве опорных материалов были выбраны: 1) термопласты: полиэтилен низкой плотности (ПЭНП), полиэтилентерефталат (ПЭТФ), полипропилен (ПП), поливинилхлорид (ПВХ) и 2) эластомеры: специализированные резины на основе бутадиеннитрильного каучука (СКН–26) и бутилкаучука (БК), а также сополимер этилена и пропилена (СКЭПТ).

При изготовлении модифицированных экспериментальных образцов поверхностное газофазное фторирование осуществлялась в соответствии с разработанной ранее оригинальной методикой [28] в течение трёх часов. Процесс модификации состоит в обработке поверхностей образцов газовой смесью на основе активного реагента (фтора) и буферного газа (гелия). Для модификации применялась газовая смесь ~ 84.5 об. % He + 15 об. % F<sub>2</sub>, содержащая неустранимую технологическую примесь ~ 0.5 об. % O<sub>2</sub>. Результат газофазной поверхностной модификации контролировался по степени фторирования C<sub>A</sub><sup>F</sup> – интегральному параметру, отражающему наблюдаемое при модификации приращение поверхностной плотности образца. Изучение влияния фторирования на химическое строение и нанотекстуры экспериментальных образцов проводилось соответственно с использованием ИК-Фурье спектрометра «ФТ-801» с приставкой НПВО и сканирующего электронного микроскопа Jeol JSM–7500.

Микростойкость экспериментальных образцов крупнотоннажных термопластов (ПЭНП, ПЭТФ, ПП, ПВХ) и эластомеров (СКН–26, БК, СКЭПТ) к развитию на их поверхностях в течение одного месяца смешанной колонии трёх видов наиболее агрессивных по отношению к полимерам микроскопических грибов (*Aspergillus Niger Van Tiegem*, *Aspergillus Terreus Thom*; *Penicillium Cycopium Westling*) исследовалась при температуре 30 ± 2 °С и относительной влажности воздуха ~ 90 %.

Оптические изображения микозагрязнённых поверхностей были подвергнуты количественной характеристике в соответствии с методикой, разработанной для количественного анализа СЭМ-изображений [43–46] и применявшейся ранее [9, 47, 48]. Согласно этой методике текстура поверхности рассматривается как суперпозиция двумерных пространственных решёток кратных периодов. Математическая модель совокупности таких решёток представляет собой ограниченное разложение в двумерный ряд Фурье функции яркости пикселей  $B(x, y)$ , формирующих изображение поверхности:

$$B(x, y) \cong B_0 + \sum_{i=1}^K \sum_{j=1}^K \left( \sum_{k=1,2} \sum_{l=1,2} a_{ijkl} \cdot w_k(x, i) \cdot w_l(y, j) \right) \quad (1)$$









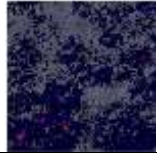




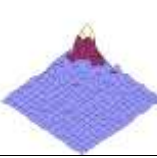
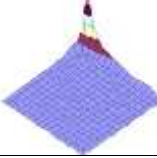
где, соответственно,  $B$  и  $B_0$  – яркость одного пикселя с координатами  $(x, y)$  и средняя яркость всего изображения;  $a_{ijkl} = \frac{4}{N^2} \cdot \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N B(x, y) \cdot w_k(x, i) \cdot w_l(y, j)$  – частные амплитуды компонент бигармоник,  $w_1(z, t) = \cos\left(\frac{2\pi \cdot t \cdot z}{L}\right)$ ,  $w_2 = \sin\left(\frac{2\pi \cdot t \cdot z}{L}\right)$  – гармонические функции, используемые при разложениях в тригонометрические ряды Фурье;  $i, j$  – индексы бигармоник;  $L$  – характерный размер изображения;  $K$  – количество бигармоник, учитываемых в модели.

Для удобства визуализации цифровой модели из частных амплитуд компонент бигармоник формируется множество характеристических параметров – амплитуд морфологического спектра изображения:

$$A_{ij} = \sqrt{\sum_{k=1,2} \sum_{l=1,2} a_{ijkl}^2} \cdot \frac{(\sqrt{1+\phi_{ij}} + \sqrt{1-\phi_{ij}})}{2} \quad (2)$$

где  $\phi_{ij} = \frac{a_{ij11}a_{ij22} - a_{ij12}a_{ij21}}{\sqrt{\sum_{k=1,2} \sum_{l=1,2} a_{ijkl}^2}}$  – фазовая поправка [9].












**Таблица 1.** Результаты анализа структур поверхностей образцов, на которых в течение месяца развивалась колония микромицетов (сторона квадрата составляет ~ 1 см)

Тип снимка	Материал				
	ПВХ	ПЭНП	ПП	СКН-26	ПЭТФ
ОИ					
ЦМ					
АМ					
dS, ед.	0.120 ± 0.005	0.091 ± 0.005	0.084 ± 0.005	0.019 ± 0.005	0.002 ± 0.005
dA, ед.	0.47 ± 0.01	0.24 ± 0.01	0.19 ± 0.01	0.07 ± 0.01	0.03 ± 0.01

Морфологический спектр (МС) удобно визуализировать как поверхность в пространстве. При этом область локализации МС (проекция на плоскость, перпендикулярную оси, вдоль которой откладываются амплитуды) содержит в себе информацию о степени горизонтальной, а профилограмма (проекция МС на направление, параллельное оси, на которой откладываются амплитуды) – о степени вертикальной неоднородности изучаемой поверхности. Таким образом, морфологический спектр исчерпывающим образом описывает текстурную гетерогенность поверхностей экспериментальных образцов, а в некоторых случаях может применяться и для описания хемоморфологических неоднородностей.

Оптические изображения (ОИ), цифровые (ЦМ) и аналитические модели (АМ), а также доли (dA) превышающих уровень морфологического шума амплитуд морфологических спектров и доли (dS) площадей поверхностей, на которых локализованы колонии микромицетов, для исходных и фторированных экспериментальных образцов на основе ПВХ, ПЭНП, ПП, СКН-26 и ПЭТФ представлены в таблицах 1 и 2 соответственно.

**Таблица 2.** Результаты анализа структур поверхностей фторированных образцов, на которых в течение месяца развивалась колония микромицетов (сторона квадрата составляет ~ 1 см)

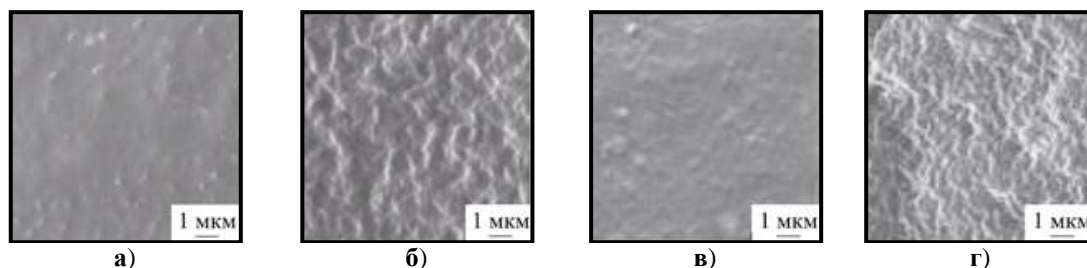
Тип снимка	Материал				
	ПВХ	ПЭНП	ПП	СКН-26	ПЭТФ
ОИ					
ЦМ					
АМ					
dS	0.005 ± 0.005	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.002 ± 0.005	0.002 ± 0.005
dA	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.005 ± 0.005	0.01 ± 0.01

Полученные результаты показали, что на всех немодифицированных образцах, за исключением ПЭТФ и СКН-26, наблюдался интенсивный рост микромицетов. Ингибирование развития колонии микромицетов в случае СКН-26, вероятно, связано с испарением образцами серосодержащих соединений, оказывающих на микроорганизмы биоцидное воздействие. ПЭТФ, по всей видимости, одновременно и не пригоден для питания микромицетов, и характеризуется высокой степенью текстурной гомогенности, обеспечивающей невозможность закрепления микромицентных спор на его поверхности. При этом как на основании визуальных наблюдений, так и в результате количественного анализа морфологических спектров соответствующих изображений можно заключить, что на всех модифицированных образцах рост микромицетов практически не наблюдался. Таким образом, поверхностное фторирование в течение трёх часов приводит к гарантированному повышению микостойкости целой группы полимеров, а открытыми остаются вопросы исключительно о выборе оптимального химического состава газовой смеси и продолжительности процедуры модификации.

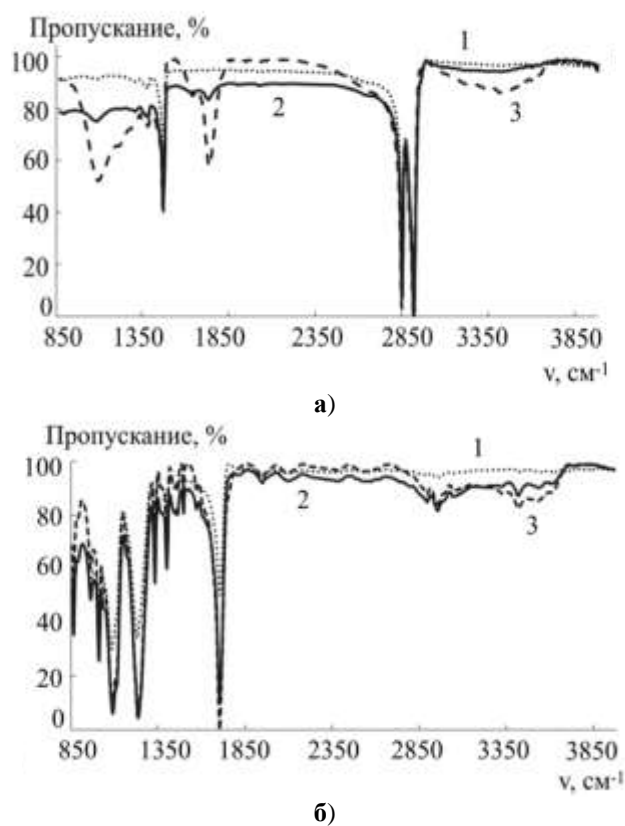
## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЯ

Изменения микрорельефа и нанотекстуры образцов при фторировании подтверждаются данными сканирующей электронной микроскопии. Например, СЭМ-изображения, полученные для образцов на основе СКЭПТ и СКН-26 (рис. 1) демонстрируют образование на поверхностях складчатых волнистых структур с

характерными размерами 300–800 нм. Эти изменения определяются различной глубиной модификации в аморфных и кристаллических областях поверхностей эластомеров, а также увеличением мольного объема фторированного поверхностного слоя по сравнению с первоначальным значением.



**Рис. 1.** СЭМ-изображения поверхностей образцов резины на основе СКЭПТ (а, б) и СКН-26 (в, г): исходных (а, в) и фторированных газовой смесью ~ 84.5 об.% Не + 15 об.% F<sub>2</sub> в течение трёх часов.



**Рис. 2.** ИК-спектры образцов на основе ПЭНП – (а) и ПЭТФ – (б): исходных – (1) и фторированных смесью ~ 84.5 об.% Не + 15 об.% F<sub>2</sub> в течение 0.5 – (2) и 3 часов – (3). Заимствовано из [39].

Изменения химического состава и строения полимеров при фторировании подтверждаются результатами ИК-Фурье спектроскопии. Так, например, ИК-спектры, полученные для образцов на основе ПЭНП и ПЭТФ (рис. 2) демонстрируют образование в полимерной цепи фторсодержащих фрагментов (CHF, CF<sub>2</sub>, CF<sub>3</sub>), а также карбонил- и карбоксилсодержащих групп, обусловленных наличием кислорода в модифицирующей газовой смеси. По полученным данным видно, что большая часть образовавшихся связей С-Ф приходится на фрагменты CFH. При дальнейшей

модификации количество введенного в полимер фтора незначительно увеличивается за счет возрастания доли фрагментов  $CF_2$ .

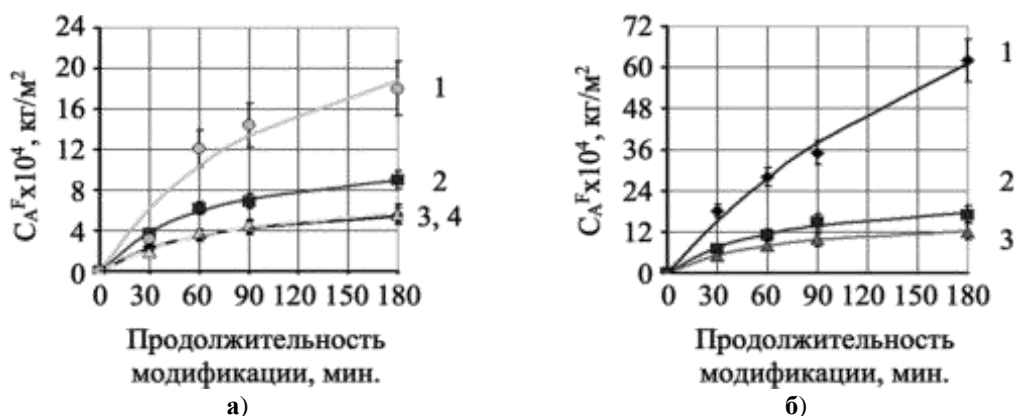
Таким образом, даже при фиксированном составе модифицирующей смеси можно управлять как химическими, так текстурными трансформациями полимерных материалов с целью придания им большей биологической совместимости за счёт повышения микостойкости. При этом экономическая целесообразность диктует необходимость исследования кинетики процесса модификации, т.к. чем менее продолжительным, тем менее ресурсоёмким является процесс газофазной обработки полимеров.

Полученные при модификации газовой смесью  $\sim 84.5$  об.%  $Ne + 15$  об.%  $F_2 + \sim 0.5$  об.%  $O_2$  значения степеней фторирования экспериментальных образцов представлены в таблице 1.

**Таблица 1.** Значения степеней фторирования образцов  $C_A^F \times 10^4$  (кг/м<sup>2</sup>) при различных продолжительностях модификации  $t$  (ч.)

Продолжительность модификации, ч.	Степень фторирования $C_A^F \times 10^4$ (кг/м <sup>2</sup> )						
	ПЭНП	ПП	ПВХ	ПЭТФ	СКЭПТ	БК	СКН-26
0.5	$2.4 \pm 0.2$	$3.7 \pm 0.4$	$1.9 \pm 0.2$	$3.2 \pm 0.2$	$7 \pm 1$	$5 \pm 1$	$18 \pm 2$
1	$3.4 \pm 0.3$	$6.2 \pm 0.6$	$3.8 \pm 0.4$	$12 \pm 1$	$11 \pm 1$	$8 \pm 1$	$28 \pm 3$
1.5	$4.2 \pm 0.4$	$6.9 \pm 0.7$	$4.5 \pm 0.5$	$14 \pm 1$	$15 \pm 2$	$10 \pm 1$	$35 \pm 4$
3	$4.7 \pm 0.5$	$7.1 \pm 0.7$	$4.7 \pm 0.5$	$15 \pm 1$	$17 \pm 2$	$12 \pm 1$	$62 \pm 6$

Различие степеней фторирования при равных временах модификации свидетельствует о различиях в процессах, происходящих при модификации термопластов (пластиков) и эластомеров (резин). Степень фторирования резин во всех случаях существенно выше, чем термопластов. Более высокая скорость фторирования резин обусловлена значительным количеством ненасыщенных связей в составе карбоцепных каучуков, способствующих протеканию реакций присоединения фтора, и высокими величинами коэффициента диффузии по сравнению с полиолефинами.



**Рис. 3.** Зависимости степеней фторирования  $C_A^F$  а) термопластов ( $C_{ПЭТФ}^F$  – 1,  $C_{ПП}^F$  – 2,  $C_{ПВХ}^F$  3,  $C_{ПЭ}^F$  – 4) и б) эластомеров ( $C_{СКН-26}^F$  – 1,  $C_{СКЭПТ}^F$  – 2,  $C_{БК}^F$  – 3). Экспериментальные результаты представлены точками, теоретические кривые – непрерывными линиями. Заимствовано из [39].

Результат визуализации зависимости степени фторирования образцов  $C_A^F \times 10^4$  (кг/м<sup>2</sup>) от продолжительности модификации  $t$  (мин) представлен на рисунке 1. Экспериментальные данные хорошо ( $R^2 \geq 0.94$ ) аппроксимируются выражением

$C_A^F = t / (a \cdot t + b)$ , в котором параметр  $a$  имеет смысл предела обратной поверхностной плотности фтора при стремлении продолжительности модификации к бесконечности, а параметр  $b$  характеризует обратную скорость изменения поверхностной плотности фтора в полимерной матрице при незначительных (< 5 мин) продолжительностях модификации.

Полученные методами корреляционно-регрессионного анализа результаты спецификации параметров кинетических моделей  $C_A^F(t)$  представлены в таблице 2. Полученная модель носит обобщённый характер и позволяет с высокой точностью прогнозировать значения степеней фторирования поверхностных слоёв ряда полимеров, модификация которых производится при одинаковых условиях.

**Таблица 2.** Параметры модели химического состава поверхностей фторированных экспериментальных образцов

$C_A^F \times 10^4$ , кг/м <sup>2</sup>	Модель	$a$ (м <sup>2</sup> /кг)	$b$ (м <sup>2</sup> ·мин/кг)	$R^2$
$C_{ПЭТФ}^F$	$C_A^F = t / (a \cdot t + b)$	$0.03 \pm 0.01$	$3.9 \pm 0.2$	$0.94 \pm 0.05$
$C_{ПП}^F$		$0.08 \pm 0.03$	$5.3 \pm 0.1$	$0.99 \pm 0.01$
$C_{ПВХ}^F$		$0.12 \pm 0.02$	$9.7 \pm 0.2$	$0.99 \pm 0.01$
$C_{ПЭ}^F$		$0.13 \pm 0.01$	$9.3 \pm 0.2$	$0.99 \pm 0.01$
$C_{СКН-26}^F$		$0.006 \pm 0.002$	$1.8 \pm 0.1$	$0.99 \pm 0.01$
$C_{СКЭПТ}^F$		$0.04 \pm 0.01$	$2.8 \pm 0.3$	$0.99 \pm 0.01$
$C_{БК}^F$		$0.06 \pm 0.01$	$3.9 \pm 0.1$	$0.99 \pm 0.01$

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Поскольку инновационные технологии электронного здравоохранения предполагают возможность оперативного доступа медицинского работника к информации о состоянии здоровья пациента, актуальной является необходимость создания биологически совместимой «носимой» (в частности, «гибкой») электроники, элементами которой являются датчики и сенсоры кровяного давления, пульса, уровня сахара в крови, ритмов мозговой активности и т.д. Классическими материалами физических платформ контактирующих с живыми тканями элементов гибкой электроники являются полимеры (ПЭТФ, ПЭНП, ПП, ПВХ, БК, СКЭПТ, СКН-26). При этом необходимость дополнительной защиты носителя гаджета от вредоносного воздействия различных микроорганизмов в зонах контакта тканей организма с элементами соответствующих устройств требует повышения биосовместимости, и, в частности, микостойкости материалов физической платформы.

При сравнительном анализе микостойкостей ряда исходных и поверхностно модифицированных полимеров было установлено, что резистентность к воздействию смешанной колонии микромицетов (*Aspergillus niger van Tiegem*; *Aspergillus terreus Thom*; *Penicillium cyclospium Westling*) многократно возрастает уже в результате трехчасовой обработки рассматриваемых термопластов и эластомеров газофазной смесью гелия (~ 85 об.%) и фтора (~ 15 об.%). Поскольку при фторировании наблюдаются приводящие к гидрофобизации поверхности изменения как химического состава (рис. 2), так и нанотекстуры (рис. 3) полимеров, повышение микостойкости образцов, по всей видимости, связано как с понижением концентрации водяных паров в зоне контакта, так и с биоцидным воздействием на микромицеты фторсодержащих ингредиентов, в следовых количествах экстрагируемых из фторированных слоёв полимера в окружающую среду уже в процессе эксплуатации соответствующих изделий.



На основании изучения результатов экспериментов и с учётом физически реалистичных предположений (об отсутствии фтора в исходных материалах; о непрерывном характере процесса модификации и т.п.) была сформирована математическая модель, с помощью которой можно рассчитывать продолжительность модификации, необходимую для достижения материалом технологически обусловленной степени фторирования. Явные виды зависимостей от степеней модификации характеристик морфологических спектров изображений поверхностей искусственно микозагрязняемых экспериментальных образцов при различных химических составах модифицирующих газовых смесей будут изучаться в рамках дальнейших исследований вне рамок данной работы.

Разработанный метод количественной характеристики изображений поверхностей экспериментальных образцов представляется перспективным для структурного и динамического анализа развития колоний биодеструкторов на поверхностях полимерных и композитных материалов. Данная цифровая технология позволит осуществлять сравнительный анализ микостойкостей большинства существующих и ряда перспективных планарных полимерных композитов, что рационализирует процедуры принятия решений о внедрении тех или иных инновационных материалов медицинского назначения.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (код проекта 18-29-05037 мк).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андрушко В.Л. Инновационные сервисы электронного здравоохранения. Бизнес в законе. *Экономико-юридический журнал*. 2008. №3. С.275–277.
2. Леванов В.М. От телемедицины до электронного здравоохранения: эволюция терминов. *Медицинский альманах*. 2012. №2. С.16–19.
3. Vilela P.H., Rodrigues J.J.P.C., Kozlov S., Righi R.D.R., Rodrigues V.F. Looking at fog computing for e-health through the lens of deployment challenges and applications. *Sensors*. 2020. V. 20. № 9. P. 2553.
4. Minh Dang L., Piran M.J., Han D., Min K., Moon H. A survey on internet of things and cloud computing for healthcare. *Electronics (Switzerland)*. 2019. V. 8. № 7. P. 768.
5. Ferretto L.R., Bellei E.A., Biduski D., Cervi C.R., De Marchi A.C.B., Bin L.C.P., Moro M.M. A physical activity recommender system for patients with arterial hypertension. *IEEE Access*. 2020. V. 8. P. 61656–61664.
6. Ильин С.Ю., Лучинин В.В. Интеллектуальная искусственная кожа – эпидермальный мониторинг и коррекция биообъектов. *Нано- и микросистемная техника*. 2017. Т. 19. № 8. С. 499–512.
7. Ильин С.Ю., Лучинин В.В. Эпидермальные биоинтегрируемые персонифицированные интеллектуальные сенсорные и корректирующие микро- и наносистемы. *Биотехносфера*. 2017. № 3(51). С. 2–15.
8. Гостев А.А., Лактионов П.П., Карпенко А.А. Современные полиуретаны в сердечно-сосудистой хирургии. *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2018. Т. 24. № 1. С. 29–38.
9. Исаев Е.А., Первухин Д.В., Корнилов В.В., Тарасов П.А., Григорьев А.А., Рудяк Ю.В., Рытиков Г.О., Назаров В.Г. Количественная оценка зависимости адгезии тромбоцитов к фторированному полиэтилену от структурных характеристик его поверхности. *Математическая биология и биоинформатика*. 2019. Т. 14. № 2. С. 420–429. doi: [10.17537/2019.14.420](https://doi.org/10.17537/2019.14.420)
10. Антонов Е.Н., Коновалов А.Н., Орлова А.Г., Попов В.К., Попова А.В., Шахова Н.М., Баграташвили В.Н. Исследование биологической совместимости

- пористых полилактидных матриц с помощью оптической когерентной микроскопии. *Альманах клинической медицины*. 2006. № 12. С. 105.
11. Денисов В.Я., Лузгарев С.В., Пивень П.А., Лузгарев А.С., Шевелева Ю.А. Многослойные композиционные материалы нового поколения на основе кремнийорганических полимеров и сополимеров для широкой сферы применения. *Современные наукоемкие технологии*. 2009. № 1. С. 13.
  12. Афанасьев П.В., Бохов О.С., Мандрик И.В., Старцев В.А. Капле-струйная технология гибкой печатной электроники для изготовления пассивных элементов. *Нано- и микросистемная техника*. 2017. Т. 19. № 8. С. 465–470.
  13. Цуканова Е.А., Сущенко А.В., Попов П.А. Исследование биологической совместимости альтернативных препаратов метилакрилового полимера в качестве материала базисов съемных пластиночных протезов и слизистой протезного ложа у пациентов с сопутствующей хронической патологией ЖКТ. *Системный анализ и управление в биомедицинских системах*. 2018. Т. 17. № 4. С. 854–865.
  14. Гильман А.Б., Демина Т.С., Тимашев П.С. Плазмохимическое модифицирование поверхности для регулирования биосовместимости полимерных материалов. Методики и установки. *Перспективные материалы*. 2019. № 1. С. 5–19.
  15. Даутова А.Н., Янов В.В., Алексеев Е.И., Зенитова Л.А. Биодegradирующие полимерные композиционные материалы с использованием натурального каучука. *Бутлеровские сообщения*. 2017. Т. 52. № 10. С. 56–73.
  16. Немец Е.А., Сургученко В.А., Панкина А.П., Метельский С.Т., Севастьянов В.И. Способы регулирования физико-химических и биологических свойств поверхности пленочных образцов поли(оксибутирата-ко-оксивалерата). *Физика и химия обработки материалов*. 2018. № 6. С. 17–25.
  17. Лаптев А.Б., Голубев А.В., Киреев Д.М., Николаев Е.В. К вопросу биодеструкции полимерных материалов в природных средах (обзор). *Труды ВИАМ*. 2019. № 9 (81). С. 100–107.
  18. Nazarov V.G., Stolyarov V.P., Evlampieva L.A., Fokin A.V. Heterophase fluorination of polymers. *Doklady Physical Chemistry*. 1996. V. 350. № 4–6. P. 268–270.
  19. Каримов Э.Х., Даминев Р.Р., Сафиуллина И.И., Пузин Ю.И., Мовсумзаде Э.М. Сравнительные свойства и превращения полимеров акрилонитрила, стирола, бутадиена и их сополимеров по антимикробной активности. *Промышленное производство и использование эластомеров*. 2019. № 4. С. 12–16.
  20. Плакунов В.К., Ганнесен А.В., Мартьянов С.В., Журина М.В. Биокоррозия синтетических пластмасс: механизмы деградации и способы защиты. *Микробиология*. 2020. Т. 89. № 6. С. 631–645.
  21. Nazarov V.G. Composition and dimensions of the surface and transition layers in modified polymers. *Polymer Science. Series B*. 1997. V. 39. № 3–4. P. 142–145.
  22. Ruch D., Becker C., Riche A., Etienne S., Bour J. Фотоокисление окрашенного бутадиен-стирольного и натурального каучуков. *Высокомолекулярные соединения. Серия А*. 2008. Т. 50. № 6. С. 1081–1085.
  23. Кузнецов Д.В., Ильиных И.А., Чердынцев В.В., Муратов Д.С., Шатрова Н.В., Бурмистров И.Н. Исследование устойчивости полимерных композитов на основе полипропилена к ультрафиолетовому излучению. *Современные проблемы науки и образования*. 2012. № 6. С. 33.
  24. Жейвот В.И., Мороз Э.М., Зайковский В.И., Шалаева М.Е., Малахов В.В., Цикоза А.А. Влияние нанотекстуры на адсорбционные и газохроматографические свойства углеродных адсорбентов. *Доклады Академии наук*. 1995. Т. 343. № 6. С. 781–784.

25. Семенов С.А., Гумаргалиева К.З., Заиков Г.Е. Характеристики процессов и особенности повреждения материалов техники микроорганизмами в условиях эксплуатации. *Вестник МИТХТ им. М.В.Ломоносова*. 2008. Т. 3. № 2. С. 1–21.
26. Sevast'yanov V.I., Nemets E.A., Stolyarov V.P., Baranov V.A., Bozhko N.N., Nazarov V.G. Comparative study of the influence of polyethylene film surface modification on interaction with blood components. *Inorganic Materials: Applied Research*. 2011. V. 2. № 2. P. 146–152.
27. Петрова Г.Н., Перфилова Д.Н., Румянцева Т.В. Влияние поверхностного фторирования термоэластопластов на их абразивостойкость. *Каучук и резина*. 2015. № 4. С. 4–7.
28. Spencer N.D. *Tailoring Surfaces: Modifying Surface Composition and Structure for Applications in Tribology, Biology and Catalysis*. Vol. 5. World Scientific, 2011. (II Sc Cen-tenary Lecture Series).
29. Nazarov V.G., Tarasov A.V. Analysis of surface modification effect of polymer membranes on the interaction with blood components and microorganisms. In: *Procedia Engineering Serp. "Euromembrane Conference 2012"*. 2012. P. 972–975.
30. Urakov A., Urakova N. Rheology and physical-chemical characteristics of the solutions of the medicines. *Journal of Physics: Conference Series*. 2015. V. 602. № 1. P. 012043.
31. Назаров В.Г. *Поверхностная модификация полимеров*. М.: МГУП, 2008. 474 с.
32. Андриенко О.С. *Практические методы введения фтора в органические соединения*. Томск: Издательство научно-технической литературы, 2010. 175 с.
33. Волынский А.Л., Бакеев Н.Ф. *Роль поверхностных явлений в структурно-механическом поведении твердых полимеров*. М.: Физматлит, 2014. 534 с.
34. Дедов А.В., Столяров В.П., Баранов В.А., Баблюк Е.Б., Назаров В.Г. Исследование условий образования слоя из фторсодержащих ингредиентов на поверхности резины. *Каучук и резина*. 2004. № 6. С. 23.
35. Kharitonov A.P. Direct fluorination of polymers—from fundamental research to industrial applications. *Progress in Organic Coatings*. 2008. V. 61. № 2–4. P. 192–204.
36. Назаров В.Г., Столяров В.П., Евлампиева Л.А., Баранов В.А., Гагарин М.В. Моделирование процесса сульфирования и структуры поверхностного слоя полиэтилена. *Высокомолекулярные соединения. Серия А*. 2009. Т. 51. № 3. С. 478–488.
37. Voinovich L.B., Emelyanenko A.M. Hydrophobic materials and coatings: principles of design, properties and applications. *Russian Chemical Reviews*. 2008. V. 77. № 7. P. 583–600.
38. Sevast'yanov V.I., Nemets E.A., Stolyarov V.P., Baranov V.A., Bozhko N.N., Nazarov V.G. Comparative study of the influence of polyethylene film surface modification on interaction with blood components. *Inorganic Materials: Applied Research*. 2011. V. 2. № 2. P. 146–152.
39. Назаров В.Г., Доронин Ф.А., Евдокимов А.Г., Рытиков Г.О., Столяров В.П. Регулируемое оксифторированием изменение смачиваемости поверхности полимерных пленок. *Коллоидный журнал*. 2019. Т. 81. № 2. С. 212–223.
40. Семенов С.А., Гумаргалиева К.З., Заиков Г.Е. Характеристики процессов и особенности повреждения материалов техники микроорганизмами в условиях эксплуатации. *Вестник МИТХТ им. М.В.Ломоносова*. 2008. Т. 3. № 2. С. 1–21.
41. Елинсон В.М., Русанова Е.В., Василенко И.А., Лямин А.Н., Костюченко Л.Н. Активность антимикробных наноструктурированных барьерных слоев на основе полиэтилентерефталата в отношении клинических штаммов микроорганизмов у больных гастроэнтерологического профиля. *Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология*. 2015. № 8 (120). С. 85–89.

42. Калинина И.Г., Гумаргалиева К.З., Семенов С.А. Биокоррозия пластифицированного поливинилхлорида под воздействием микроскопического гриба *Aspergillus niger*. *Коррозия: материалы, защита*. 2017. № 2. С. 37–40.
43. Копачев Е.С., Ноздрачев С.А., Петрушин В.Н., Рудяк Ю.В., Рытиков Г.О., Назаров В.Г. Комплексный метод характеристики изображений поверхностей полимерных композитных материалов. *Физическая мезомеханика*. 2015. Т. 18. № 6. С. 98–110.
44. Petrushin V.N., Rudyak Y.V., Rytikov G.O. The holistic method of the surface structure characterization. In: *14th International Baltic Conference on Atomic Layer Deposition, BALD 2016: Proceedings*. 2016. P. 15–19.
45. Петрушин В.Н., Рудяк Ю.В., Рытиков Г.О., Назаров В.Г. Построение бикритериально достоверных эмпирических распределений яркостей пикселей при количественном анализе СЭМ-изображений. *Известия высших учебных заведений. Проблемы полиграфии и издательского дела*. 2017. № 5. С. 3–14.
46. Drozdov S.A., Nazarov V.G., Nozdrachev S.A., Rudyak Yu.V., Rytikov G.O. The polymer composites' morphological structure. *Simulation*. 2017. V. 8. № 1. P. 137.
47. Drozdov S.A., Nazarov V.G., Nozdrachev S.A., Rudyak Yu.V., Rytikov G.O. The polymer composites' morphological structure simulation. *Nanosystems: Physics, Chemistry, Mathematics*. 2017. V. 8. № 1. P. 137–145.
48. Петрушин В.Н., Рудяк Ю.В., Рытиков Г.О. Репрезентативность статистической выборки при количественном анализе изображений. *Cloud of Science*. 2018. Т. 5. № 2. С. 325–340.

Рукопись поступила в редакцию 25.08.2021, переработанный вариант поступил 25.10.2021. Дата опубликования 27.10.2021.

===== INFORMATION AND COMPUTER =====  
 ===== TECHNOLOGIES IN BIOLOGY AND MEDICINE =====

## Quantitative Assessment of the Development of Micromycete Colony on the Surfaces of Polymers and Polymer Composites

**Isaev E.A.<sup>1</sup>, Doronin F.A.<sup>2,3</sup>, Evdokimov A.G.<sup>2</sup>, Pervukhin D.V.<sup>3</sup>, Rudyak  
Yu.V.<sup>2</sup>, Rytikov G.O.<sup>2,3</sup>, Kornilov V.V.<sup>4</sup>, Nazarov V.G.<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>*Keldysh Institute of Applied Mathematics of Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia*

<sup>2</sup>*State University of Management, Moscow, Russia*

<sup>3</sup>*Moscow Polytechnic University, Moscow, Russia*

<sup>4</sup>*HSE University, Moscow, Russia*

**Abstract.** The need to ensure the possibility of widespread use of electronic and mobile health-saving technologies requires not only the formation of an appropriate information technology infrastructure and the development of effective algorithms for processing a large amount of personal information. Development of medical devices for recording physiological processes also involves the creation of innovative biologically compatible materials that allow sensors and medical

sensors to work continuously in 24/7 mode. Taking into account the long-term positive experience of using large-capacity thermoplastics and elastomers in medical equipment, it seems promising to use the corresponding polymers as the main materials of wearable electronics for medical purposes. At the same time, to ensure the biological compatibility of the materials under discussion, it is necessary to minimize the possibility of the development of pathogenic microorganisms on surfaces in contact with living tissues. This type of pathogenic organisms (pathogens of a number of dangerous diseases – mycoses) includes some types of microscopic fungi - micromycetes (in particular, *Aspergillus niger van Tiegem*; *Aspergillus terreus Thom*; *Penicillium cycopium Westling*). The article examines the effect of surface modification by gas-phase fluorination on the nature and degree of development of a mixed colony of micromycetes on the surfaces of experimental samples made of several types of thermoplastics (polyvinyl chloride, polypropylene, low-density polyethylene, polyethylene terephthalate) and elastomers (butyl- and butadiene-nitrile rubbers, as well as ethylene, propylene and dicyclopentadiene copolymers). The nature and degree of development of colonies are quantitatively described using the original methodology developed earlier. The effect of fluorination on the nanotexture and chemical composition of the surface and near-surface layers of experimental samples was demonstrated using scanning electron microscopy (SEM) and IR Fourier spectroscopy (IRFS). The dynamics and efficiency of fluorination are described using a linearized hyperbolic model, the parameters of which are set by the least squares method.

**Key words:** *e-Health, m-Health, micromycetes, fluoridation, image analysis, scanning electron microscopy, IR-Fourier spectroscopy.*