УДК 678.7+579.61 DOI: 10.32362/2410-6593-2018-13-6-5-27

СПОСОБЫ БОРЬБЫ С БИОПЛЕНКАМИ НА ПОВЕРХНОСТИ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Л.Р. Люсова[1], А.А. Ильин[1,@], Л.С. Шибряева[2,3]

[1]МИРЭА – Российский технологический университет (Институт тонких химических технологий имени М.В. Ломоносова), Москва 119454, Россия
[2]Институт биохимической физики им. Н.М. Эмануэля Российской академии наук, Москва 119334, Россия
[3]Федеральный научный агроинженерный центр ВИМ, Москва 109428, Россия
[@]Автор для переписки, e-mail: shpulovar@mail.ru

Одним из вредных факторов взаимодействия микроорганизмов с техносферой является образование биопленок на поверхности различных изделий. Устойчивые колонии бактерий обеспечивают стабильное заражение рабочей среды изделия, а их выделения служат причиной биодеструктивных процессов в материалах. Во многих случаях разовая или даже регулярная антимикробная обработка не приводят к полному подавлению колониеобразования. Поэтому сегодня наиболее востребованы такие методы борьбы с биопленками, которые предполагают создание материалов, устойчивых к колонизации бактериями. Поскольку клетки бактерий непосредственно взаимодействуют с поверхностью материала, именно поверхность и должна обладать антибактериальными свойствами. В обзоре рассмотрены различные способы борьбы с образованием биопленок на примере полимерных материалов. Основное внимание уделено методам создания антибактериальных поверхностей, различным образом препятствующих образованию биопленок. В соответствии с мировой практикой, все антибактериальные поверхности разделены на четыре типа – высвобождающие, контакт-активные, отталкивающие и самоочищающиеся. Отмечены достоинства и недостатки каждого типа антибактериальных поверхностей, имеющиеся ограничения в использовании, перспективы дальнейших разработок. Обсуждается вопрос о том, что самоочищающиеся поверхности, весьма эффективные для защиты от прикрепления бактерий, в целом недооценены и требуют развития в новых областях применения, помимо защиты конструкций от биообрастания в море. Приведены имеющиеся в литературе сведения о сочетаемости отдельных типов поверхностей. Согласно литературным данным, сочетание двух или нескольких типов антибактериальных поверхностей имеет перспективы развития, так как позволяет взаимно нивелировать недостатки каждой из них.

Ключевые слова: *бактерии, биопленки, антибактериальные поверхности, высвобождение биоцида, контакт-активные поверхности, отталкивание бактерий, самоочищающиеся поверхности.*

METHODS OF PREVENTING BIOFILMS FORMATION ON THE SURFACES OF POLYMER MATERIALS

L.R. Lyusova[1], A.A. Ilyin[1,@], L.S. Shibryaeva[2,3]

[1]MIREA – Russian Technological University (M.V. Lomonosov Institute of Fine Chemical Technologies), Moscow 119454, Russia
[2]N.M. Emanuel Institute of Biochemical Physics the Russian Academy of Sciences, Moscow 119334, Russia
[3]Federal Scientific Agroengineering Center VIM, Moscow 109428, Russia
[@]Corresponding author e-mail: shpulovar@mail.ru

One of the harmful factors of the interaction of microorganisms with the technosphere is the formation of biofilms on the surface of various products. Steady colonies of bacteria ensure a stable contamination of the handling medium of the product, and their release is a cause of biodestructive processes in materials. In many cases, single or even regular antimicrobial treatment does not lead to complete suppression of colony formation. Therefore, today the most demanded methods of preventing biofilms formation involve the creation of materials that are resistant to colonization by bacteria. Since bacteria cells directly interact with the surface of the material, it is the surface that should have antibacterial properties. In the review, various methods of preventing the formation of biofilms by the example of polymeric materials are considered. The main attention is paid to the methods of creating antibacterial surfaces, which in various ways prevent the formation of biofilms. In accordance with the world practice, all antibacterial surfaces are divided into four types: releasing, contact-active, repelling and self-polishing. The advantages and disadvantages of each type of antibacterial surfaces, their existing limitations in use and prospects for further development are noted. Information on the compatibility of individual types of surfaces is also noted in the literature.

Keywords: *bacteria, biofilms, antibacterial surfaces, biocide releasing, contact-active surfaces, bacterial repelling, self-polishing surfaces.*

Введение

Жизнь и деятельность человека неразрывно связаны с бактериями, играющими решающую роль во всех процессах в биосфере Земли [1, 2]. Данное интенсивное взаимодействие имеет в том числе и отрицательную сторону – бактерии причиняют человеку прямой и косвенный вред, такой, как микробиологическая порча конструкций и оборудования, продуктов питания, предметов быта и, в первую очередь, серьезные инфекционные заболевания [3]. Основным подходом к борьбе с микроорганизмами является антимикробная обработка различных типов, прежде всего стерилизация [4, 5]. В медицинской практике широко используются антибактериальные медикаменты [5, 6].

Примеров вредоносного действия микроорганизмов можно привести множество. При нахождении изделий в нестерильной среде (воздушной или водной) материал, из которого они изготовлены, подвергается воздействию микробных ферментов и других активных веществ, выделяемых микроорганизмами, что может в итоге привести к биодеструкции в случае недостаточной устойчивости материала. Материалы, обладающие устойчивостью к данному воздействию, в любом случае подвергаются колонизации микроорганизмами на поверхности, что способствует увеличению биомассы микробов и их распространению в различных формах, что влияет на эксплуатацию изделия и поддержание зараженности среды [1, 2, 4]. Металлические и пластиковые трубы для коммуникаций подвержены биохимическому разложению в почве в присутствии ферментов, выделяемых почвенными микроорганизмами. В случае использования труб как элементов водопроводной, водоотводной, канализационной сетей, их внутренняя поверхность подвергается мощному обрастанию микроорганизмами с уменьшением рабочего просвета трубы [7–10]. Биообрастание разнообразными, в том числе крупными, морскими организмами конструкций, работающих в морской воде, прежде всего днищ судов, приводит не только к коррозионному разрушению материалов, но и к серьезнейшему возрастанию массы объекта, оно всегда берет начало с прикрепления к поверхности материалов морских микроорганизмов с последующей колонизацией [11, 12]. Огромный вред людям приносят болезнетворные микроорганизмы, в том числе условно-патогенные, вызывающие вторичные инфекции и другие осложнения [13–16]. Среди всех типов микроорганизмов в данных процессах бактерии занимают главенствующую роль ввиду простоты строения клеток и гибкой генетической изменчивости одновременно.

1. Проблема бактериальных биопленок и подходы к ее решению

Наиболее распространенной колониальной формой существования бактерий является биопленка [1, 4]. Это колония, формирующаяся в виде пленки на поверхности субстрата, и содержащая помимо самих клеток ряд специфических биологически активных соединений в межклеточной среде (матриксе). Большинство бактерий (около 95% известных видов) могут жить и размножаться только при условии прикрепления к субстрату или свободного по нему перемещения, в том числе в пределах колонии. Небактериальные микроорганизмы, такие как водоросли или грибы, также способны образовывать плоские колонии на поверхности субстратов.

Биопленки являют собой существенное препятствие для уничтожения образующих их бактерий. Структура этих колоний самой природой создана для того, чтобы защищать живущие в ней микроорганизмы от вредных для них внешних воздействий, представляя собой, таким образом, укрытие для бактерий. Эффективное стерилизующее воздействие на объект, подвергающийся колонизации, в ряде случаев неосуществимо в принципе из-за разрушительного эффекта по отношению к материалу, либо из-за невозможности перемещения данного объекта при его нахождении, например, внутри человеческого организма. В то же время не всякое мягкое антибактериальное воздействие способно справиться с защитой биопленки. Полисахаридная оболочка биопленки препятствует проникновению внутрь веществ, несущих вред живущим в колонии бактериям. Кроме того, внутри самой колонии бактерии постоянно размножаются.

Всего можно выделить четыре этапа развития биопленки (рис. 1).

Первый этап заключается в первичном адгезировании бактериальных клеток к подходящей поверхности субстрата. Адгезирование клеток осуществляется с помощью пилей (фимбрий) – белковых нитевидных придатков толщиной 5–10 нм и длиной около 1 мкм. Для перемещения по субстрату и в среде клетки используют жгутики – сложные подвижные белковые образования длиной до нескольких десятков микрометров, которые могут также служить и для адгезирования клетки к субстрату [1, 4]. Пили бактерий бывают различных типов и структур, на концах некоторых из них имеются белковые макромолекулы иного строения, чем основные белки пилей, обладающие также специфической третичной структурой с дополнительными химически активными функциональными группами. Такие белки носят название «адгезины» и являются инструментом обеспечения высокой прочности связи между бактериальной клеткой и избранным субстратом.

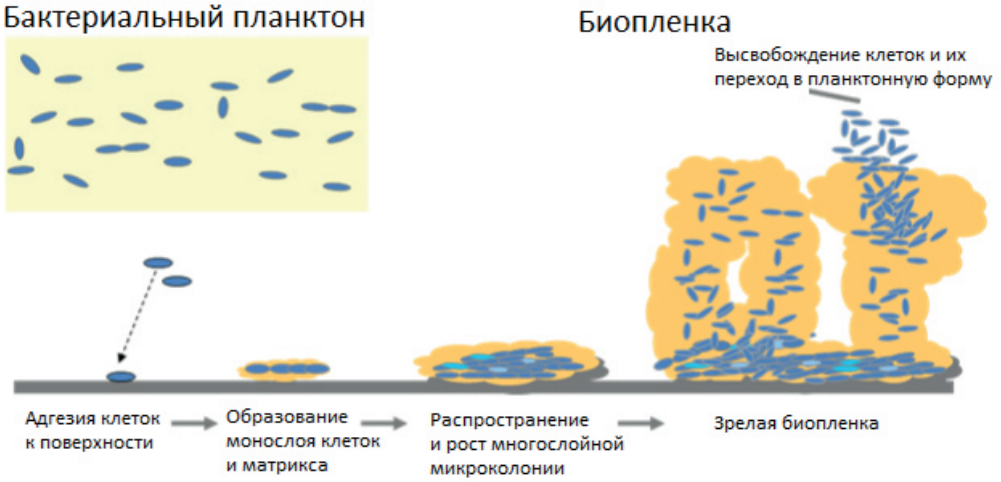

Рис. 1. Этапы развития биопленки [17].

Второй этап заключается в выработке бактериальными клетками веществ межклеточного матрикса, который соединяет в единую колонию все прикрепленные клетки, образуя монослой.

Третий этап заключается в расширении и утолщении пленки с одновременной выработкой клетками защитной полисахаридной оболочки. С момента образования внешней оболочки можно говорить о появлении биопленки как таковой. Погруженные в матрикс клетки усиленно делятся, что возможно из-за проницаемости внешней оболочки для питательных веществ, содержащихся в окружающей среде, и одновременно непроницаемости или пониженной проницаемости для вредных веществ.

Четвертый этап начинается, когда плотность населения клеток в матриксе достигает определенного порогового значения, и бактерии выделяют специальные ферменты, которые частично лизируют внешний защитный слой. Через образовавшиеся бреши некоторое количество клеток при этом выходит в окружающую среду и начинает поиск новых субстратов и мест для создания колоний. Оставшиеся в

биопленке клетки затем восстанавливают внешний слой и снова приступают к размножению, тем самым замыкая цикл: при следующем «перенаселении» этап повторяется.

Следует отметить еще одну важную особенность биопленок как колоний бактерий. Одна биопленка может содержать в своем матриксе сразу несколько видов бактерий, иногда довольно сильно между собой различающихся. Например, один вид является адгезионноактивным, и его клетки прикрепляются к поверхности, начиная первый этап ее колонизации. После этого в первичный матрикс, образованный адгезионноактивным видом, смогут внедриться клетки других видов, например, такие, которые сами по себе не могут адгезировать к данному субстрату. Один или более участвующих в колонизации видов могут поглощать из окружающей среды специфические питательные вещества и в переработанном виде делать их доступными для всего населения колонии, и др.

Циклический характер существования биопленки приводит не только к усиленному делению клеток и их распространению в среде, но и к изменениям в их взаимодействии с окружающей средой. Когда биопленка появляется на поверхности, к примеру, эпителиальных тканей в организме человека, образующие ее болезнетворные бактерии оказываются в значительной мере защищены как от факторов иммунного ответа организма, так и от проникновения антибактериальных медикаментов, вводимых в организм для терапии инфекции. Присутствующие в норме в различных системах организма человека условно-патогенные бактерии могут поселяться в биопленках вместе с болезнетворными бактериями. Внутри биопленки биомасса условно-патогенных бактерий растет и, в конечном счете, превышает критическую биомассу, с которой способен справиться организм больного. Выявляется новое заболевание – вторичная инфекция [3, 5, 13, 14].

Особо опасными являются бактериальные биопленки, которые формируются на поверхности медицинских изделий из синтетических (в том числе и полимерных) или натуральных материалов при введении этих изделий внутрь организма человека или при приведении в контакт с внутренними средами организма. Примерами могут служить различные протезы, зонды, катетеры, стенты, трубки и многое другое. Бактерии в этом случае защищены от иммунитета и препаратов не только своей биопленкой, но и самим материалом изделия. Но при этом они все равно находятся в какой-либо среде организма, размножаясь и постоянно выделяя в нее новые порции своих сородичей. При необходимости использования данных изделий требуется увеличение дозы антибактериальных медикаментов для борьбы с развивающейся посредством биопленки инфекцией. Однако медикаменты не подавляют полностью развитие биопленки, при этом нагружая организм больного.

Именно по причине того, что зрелую биопленку уничтожить весьма сложно, в мировой практике основная ставка делается на предотвращение формирования биопленок на поверхностях любых субстратов, как тканей организма человека, так и введенных в организм медицинских изделий, а также упаковок пищевых продуктов, материалов строительных конструкций и т. д. [18–21]. Простейшим способом предотвратить образование биопленки является полное уничтожение микроорганизмов в пределах защищаемого изделия (рабочего объема, поверхности) – стерилизация. С точки зрения препятствия колониеобразованию, стерилизация может выступать и как превентивный метод борьбы, и как способ прямого разрушения биопленок уже после их образования. Второй вариант требует на порядок более интенсивного стерилизующего воздействия из-за рассмотренных выше защитных факторов биопленок. Кроме того, допущение формирования биопленки зачастую означает порчу продукции и другие необратимые изменения в рабочей среде и материале изделия. Поэтому чаще всего стерилизация применяется именно для предупредительного уничтожения клеток бактерий и их покоящихся форм.

Несмотря на успешное полное уничтожение какой-либо группы либо всех микроорганизмов в требуемом месте, повторное заражение практически неизбежно. Исключением являются те случаи, когда стерилизованный предмет или среда герметично изолированы от окружающей среды. Во многих случаях такая герметизация невозможна, например, при использовании медицинских изделий в комплексном лечении инфекционных заболеваний. Одним из возможных решений является обеспечение постоянного стерилизующего фактора: периодического или непрерывного антимикробного эффекта по отношению к защищаемому объекту.

По наиболее общему определению, стерилизация – это процесс, в котором за счет внешних факторов в заданном месте полностью уничтожаются все микроорганизмы во всех их жизненных формах. Распространенными методами физической стерилизации являются нагревание изделий в различных средах, чаще всего в сухом воздухе и в воде под давлением, а также воздействие ультрафиолетового излучения, СВЧ-излучения, ионизирующей радиации (γ-, β-излучения, быстрые электроны) [4]. Эти методы высокоэффективны при верно подобранных параметрах. С другой стороны, их можно применять не всегда, например, часто само воздействие может повреждать или разрушать объект. Кроме того, иногда необходимо наличие избирательного воздействия на микроорганизмы различной строгости, ведь неко-

торые их виды могут быть в некотором роде полезны [4]. Когда от вредных микробов необходимо избавить такой сложный объект, как живой организм, физические методы стерилизации вообще нельзя использовать из-за их разрушительного действия по отношению к клеткам организма. Исключение составляют некоторые специальные случаи физиотерапии [5, 6], например, УФ-излучением, но в этом случае эти воздействия нельзя назвать стерилизующими, так как полное уничтожение болезнетворных микробов не может быть достигнуто.

Химическая стерилизация заключается в воздействии на стерилизуемый объект веществ, уничтожающих микроорганизмы и их покоящиеся формы [1, 4]. В основном это химически агрессивные соединения, часто окислители, разрушающие органические соединения, из которых состоят микробные клетки, прежде всего белки и нуклеиновые кислоты. К традиционным стерилизующим агентам относятся, например, хлорная известь, озон, формальдегид. Такие агенты опасны для человека и поэтому используются лишь в отдельных случаях, например, для обработки помещений. Если необходимо избавить от микробов уязвимый к воздействию стерилизующих химикатов объект, чаще всего используют неинтенсивную физическую стерилизацию, например, стерилизацию при нагреве некоторых пищевых продуктов.

Если стерилизация является опасной или излишней, для борьбы с микроорганизмами применяются более мягкие методы. Например, в пищевой промышленности широко применяется консервирование, при котором защищаемый продукт питания не всегда проходит процедуру жесткой физической стерилизации с уничтожением всех форм микробов (к примеру, ионизирующим излучением или нагревом до высоких температур). Такое мощное воздействие может отрицательно сказаться на качестве продукта, ведь он состоит из тех же самых типов органических веществ, что и вредоносные микроорганизмы. В медицине стерилизуют только инструменты, оборудование и помещения (палаты, операционные и т. д.), так как стерилизация инфицированного организма больного исключена. В обозначенных выше случаях используют большое количество химических веществ – антимикробных агентов, которые подавляют жизнедеятельность вредоносных микробов без разрушительного воздействия на первичные клеточные структуры (мембраны, рибосомы и др.) [4, 5]. Они классифицируются по типу угнетаемых микроорганизмов (антибактериальные, антифунгальные и др.). Существуют агенты со смешанным действием, например, оказывающие одновременно антибактериальный и антифунгальный эффекты. Кроме того, антимикробные агенты классифицируют по принципу их действия на клетки микроорганизмов: биоцидами называют агенты, уничтожающие клетки микробов, статиками – агенты, подавляющие деление клеток. Важным параметром является широта спектра действия антимикробного агента: узкий спектр действия касается только нескольких штаммов, а широкий спектр охватывает большое число штаммов микроорганизмов.

Из-за ряда эволюционно-наследственных механизмов микробы могут снижать вредность факторов среды и приспосабливаться к первоначально опасным для них условиям. Особенно ярко эта способность проявляется у бактерий и вирусов. В медицинской практике широко известна проблема резистентности (невосприимчивости) бактерий к антибиотикам и другим антибактериальным агентам [5, 6]. Резистентность приводит к необходимости частой замены препаратов (как отдельных веществ, так и целых их классов) для успешного лечения многочисленных бактериальных инфекций, и разрешение этой проблемы имеет общемировое значение [22].

2. Антибактериальные поверхности из полимерных материалов

Биопленка как плоская колония бактерий всегда образуется на поверхности имеющегося субстрата. Общий подход и методы борьбы логично называются созданием антибактериальных (в общем случае – антимикробных) поверхностей (от англ. *antimicrobial surfaces*) [21]. Как правило, антимикробные поверхности формируют из полимерных материалов, что связано с широкими возможностями модификации полимеров и композиций из них.Основным назначением любой антимикробной поверхности является предотвращение адгезирования микроорганизмов, но при этом чисто антиадгезионный механизм реализуется только в отталкивающих поверхностях, в остальных типах поверхностей имеет место косвенное препятствование адгезированию микроорганизмов и образованию биопленок [21].

2.1. Высвобождающие поверхности: вымывание и диффузия биоцидов

Высвобождающие поверхности (от англ. *releasing surfaces*) работают за счет вымывания антибактериального агента (как правило, биоцида) в рабочую среду из поверхностного слоя материала (т.н. *biocide release*, высвобождение биоцида) с последующим его распределением и рассеиванием в среде. Спектр вымываемых (высвобождаемых) агентов очень широк – от антисептических препаратов до различных антибиотиков и даже белковых антител [23–27]. Создание данного типа поверхности заключается, как правило, во введении в объем полимерного материала требуемого антибактериального агента. Одним из вариантов данного способа защиты является нанесение содержащего антибактериальный агент покрытия на поверхность изделия. В настоящее время высво-

бождающие поверхности часто используются в разнообразных медицинских изделиях. Агентами-биоцидами при этом служат чаще всего антисептики и антибиотики. Преимуществом высвобождающих поверхностей является относительная простота получения и высокая первоначальная эффективность, главный же недостаток – быстрое снижение антибактериального эффекта во времени при эксплуатации.

Схема высвобождающей поверхности показана на рис. 2.

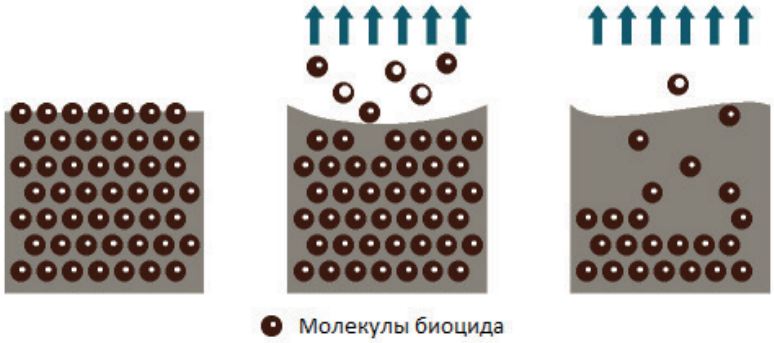

Рис. 2. Схема, поясняющая принцип действия высвобождающей поверхности [28].

Из изделия с высвобождающей поверхностью, помещенного в зараженную бактериями рабочую среду, происходит вымывание биоцида. Это происходит по причине диффузии агента из поверхностного слоя полимерной основы в водную среду, поэтому основным требованием к биоциду является растворимость в воде. Высвобождаемый агент воздействует на клетки бактерий только в том случае, когда его концентрация в среде для этого достаточна. Из-за рассеяния агента в среде его концентрация снижается с увеличением расстояния от источника (поверхности). Вокруг эксплуатируемого изделия образуется так называемая зона отчуждения, в которой не могут существовать живые бактерии – при попадании в эту зону клетки гибнут. Также выделяют зону задержки роста, в которой клетки не способны расти и размножаться. Зона задержки роста окружена инертной зоной, в которой бактерии существуют без ограничений, как если бы в среде не было изделия с высвобождающей поверхностью (рис. 3).

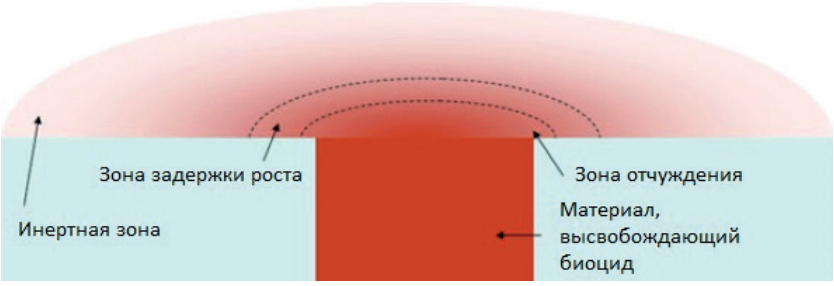

Рис. 3. Зоны действия вокруг высвобождающей поверхности [21].

Движение (течение) рабочей среды тоже способствует рассеянию биоцида. Действующие зоны отчуждения и задержки роста сохраняют свои размеры за счет продолжающегося вымывания. Однако диффузия агента в среде выше, чем в полимере, прежде всего из-за различий в вязкости. Поэтому размер зон неуклонно снижается во времени до тех пор, пока зоны не совпадут с поверхностью изделия и пропадут. После этого бактерии смогут прикрепиться к субстрату и, беспрепятственно размножаясь, сформировать биопленку. Из-за этого срок защиты изделий с высвобождающей поверхностью составляет максимум несколько суток и сильно зависит от параметров рабочей среды. В том случае, когда изделие с высвобождающей поверхностью работает в постоянно обновляющейся среде, градиент концентрации биоцида в среде очевидно больше, чем в отсутствие обновления. Типичный пример – работа изделия при течении среды. Тогда вымывание запасов биоцида происходит интенсивнее, размер зон сокращается быстрее, и стойкость к прикреплению бактерий теряется гораздо раньше.

2.2. Контакт-активные поверхности: биоцид «на привязи»

Поверхность, которая обладает свойством уничтожать микробные клетки при прямом соприкосновении с ними, называется контакт-активной (англ. *contact-active surface*). Соприкосновением здесь следует считать сближение на расстояние порядка размеров пилей или иных придатков клетки. Контактная активность возникает за счет наличия на поверхности материала определенным способом привитых активных функциональных групп, которые в принципе подавляют жизнедеятельность клеток. Но простая при-

вивка таких функциональных групп к поверхности полимерного материала не может привести к появлению контактной активности. Функциональные группы должны иметь возможность преодолевать клеточную стенку и мембраны клетки (как и происходит с работающими за счет тех же групп низкомолекулярными биоцидами), чтобы получить возможность угнетать жизненно важные биохимические циклы либо как-то по-другому подавлять жизнедеятельность микроба. В контакт-активных поверхностях функциональные группы находятся в макромолекуле спейсера (англ. *spacer*) – полимера, у которого один конец макромолекулы привит к поверхности. Проще говоря, принцип действия контакт-активной поверхности заключается в удержании биоцидов «на привязи» спейсера. Клетка, пытающаяся прикрепиться к поверхности, получает летальную дозу биоцида на спейсере и погибает. После этого спейсер с биоцидом освободится за счет распада структур клетки и сможет «атаковать» следующую подошедшую клетку. Схема действия контакт-активной поверхности изображена на рис. 4.

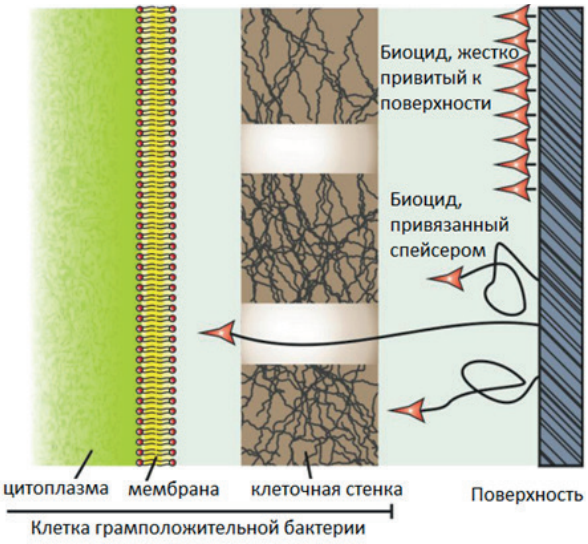

Рис. 4. Схема контакт-активной поверхности [29].

Разработано множество сочетаний разнообразных по химической природе функциональных групп и спейсеров [30–33]. В качестве примера можно привести покрытия из силиконов, полиуретанов, полимочевины, которые содержат в основной цепи или в виде боковых подвесок четвертичные аммониевые [31, 34, 35] или тиоцианатные функциональные группы [36]. Очевидными преимуществами контакт-активных поверхностей являются теоретически неограниченный срок службы и независимость от условий внешней среды, поскольку биоцид буквально «привязан» к поверхности и его концентрация вблизи нее (насколько позволяет спейсер) не может измениться при течении среды и пр. Радиус действия (зона отчуждения) поверхности постоянный и ограничен длиной макромолекулы спейсера. Для применения в медицинских изделиях это ограничение подвижности открывает возможность использования агрессивных функциональных групп, которые при их наличии в низкомолекулярных агентах обусловливают токсичность для человека, но одновременно имеют высокую бактерицидную активность и к тому же не подвержены развитию резистентности бактерий [21, 35]. К недостаткам контакт-активных поверхностей относятся не только высокая сложность и стоимость получения, но и в первую очередь возможность выработки бактериями своего рода устойчивости к контактному действию, которая вполне реально ограничивает срок антибактериальной активности.

Заключается эта устойчивость в следующем. Разработчиками контакт-активных поверхностей, как правило, по умолчанию принимается, что погибшая при контакте с «вооруженным» спейсером клетка будет каким-либо образом удалена, унесена, смыта с поверхности. Тогда активные центры на концах освободившихся спейсеров будут вновь готовы отразить «нападение» следующей бактерии. Но на деле возможен вариант, когда уже погибшая клетка все же адгезирует к поверхности. Так, остатки клетки блокируют спейсер, не давая активным участкам макромолекулы выйти в окружающую среду. В конце концов новые клетки смогут расположиться прямо на остатках погибших. Заранее предсказать положительное или отрицательное направление хода событий невозможно, это зависит от ряда факторов, начиная от химического строения несущей поверхности и спейсеров и заканчивая набором штаммов бактерий в рабочей среде [21, 30, 33].

Своеобразную разновидность контакт-активных поверхностей могут образовывать материалы с постоянным электрическим зарядом (электреты). При внесении живой клетки во внешнее электрическое поле возможно нарушение электрохимических процессов внутри нее, когда напряженность электрического поля становится достаточно высокой [1, 3]. Кроме того, известно, что относительно слабое электрическое поле может нарушать процесс адгезирования клеток к поверхности [37, 38]. Принцип получения электретных поверхностей заключается в проводимой при определенных условиях плазменной обработке поверхности полимерного материала, способного образовать электрет [39–44]. При помещении в зараженную рабочую среду электретная поверхность образует вокруг себя зону отчуждения и зону задержки роста, по тому же принципу, как это происходит при вымывании биоцида из высвобождающей поверхности. Размер зон определяется напряженностью электрического поля у поверхности – значением постоянного электрического заряда. Существенным недостатком электретной поверхно-

сти является неуклонная потеря заряда электрета из-за электролитической проводимости водной среды. Но такие поверхности хорошо показывают себя при работе на воздухе, защищая изделия от обрастания микроорганизмами сроком до нескольких месяцев, и поэтому рекомендуются рядом авторов как основа упаковки для пищевых продуктов, увеличивающая срок их хранения [45].

Отнесение электретных поверхностей к контакт-активным достаточно условно, так как некоторые отмеченные выше черты присущи высвобождающим поверхностям.

2.3. Отталкивающие поверхности: препятствие адгезированию клеток

Отталкивающие поверхности (англ. *repelling surfaces*) в общем смысле являются антиадгезионными по отношению к микробным клеткам. Из всего множества принципов создания эффекта «отталкивания» можно выделить две большие группы: высвобождающие поверхности, из которых вымывается репеллент (а не биоцид), и антиадгезионные (собственно отталкивающие) поверхности.

По принципу высвобождающей поверхности можно реализовать вымывание в среду и других веществ, не биоцидов. В данном случае в среду высвобождается репеллент, и тогда поверхность уже следует относить к отталкивающему типу. В общем смысле репеллентом является химическое соединение, приводящее к отрицательному хемотаксису бактерий [1]. Хемотаксис играет важную роль в образовании биопленок бактериями [46]. В это общее определение попадают и биоциды, которые в силу своей вредоносности вызывают отрицательный хемотаксис. Репеллент же не уничтожает бактерии, но, тем не менее, не дает им подходить к поверхности и колонизировать ее [47–49].Однако ввиду способности бактерий к адаптации может случиться так, что то же самое вещество для них будет запускать положительный хемотаксис вместо отрицательного после того, как произойдет клеточная мутация [50].

Собственно репеллентом называется химическое соединение, способное любым образом блокировать адгезионно-активные центры придатков бактерий или других микроорганизмов [51–60]. В ряде указанных работ рассматривается не только репеллентная, но и биоцидная активность некоторых ПАВ, что приводит к сочетанию эффектов отталкивающей и высвобождающей поверхностей. Наибольший интерес представляют катионные ПАВ, а именно, четвертичные аммонийные соли [51, 52, 56, 60]. Весьма велико количество работ, посвященных синтезу и изучению антимикробных свойств этих соединений. Несмотря на это, работы, касающиеся введения ПАВ в полимеры с целью создания антимикробных материалов, немногочисленны [52, 61].

Главный недостаток высвобождающе-отталкивающих поверхностей аналогичен таковому для собственно высвобождающих поверхностей: из-за диффузного рассеивания рано или поздно концентрация репеллента в среде снизится до такого значения, при котором блокировка адгезионно-активных центров или отрицательный хемотаксис уже не будут проявляться.

Истинно отталкивающие поверхности, они же могут быть названы антиадгезионными – это поверхности, принципиально непригодные для адгезирования бактерий. Придатки клеток буквально не могут прицепиться к такой поверхности. Практика показывает, что поверхности, соответствующей в полной мере этому определению, не существует [1, 21]. За более чем 3.5 миллиардов лет эволюции бактериям приходилось приспосабливаться к огромному количеству разнообразнейших природных субстратов. Появление новых техногенных субстратов поэтому в целом не вызвало у них особых затруднений при адгезировании и колонизации [62, 63]. Но как бы то ни было, к одним субстратам бактерии прикрепляются менее охотно, чем к другим, и изучение малопригодных для бактериальной колонизации материалов является важным этапом создания отталкивающих антибактериальных поверхностей.

Как было указано выше, основными инструментами бактериальных клеток для адгезии к субстратам являются пили и жгутики. Показано, что наличие неровностей колонизируемой поверхности, близких по порядку размеров к клеточным придаткам, способствует существенному увеличению адгезирования бактерий к этой поверхности, если сравнивать с субстратом из того же материала, но с неровностями другого порядка [64–68]. Возрастание адгезирования наблюдается и тогда, когда размер неровностей совпадает с размером самих клеток бактерий. Получается, что чем менее шероховатой является поверхность, тем труднее и дольше на ней закрепляются клетки бактерий [65]. Даже при несовпадении по порядку размеров с клетками и их придатками неровности все равно ускоряют прикрепление бактерий.

Представляется вполне очевидным, что бактериальные клетки не могут существовать и делиться в среде, не содержащей жидкой воды (в том числе капельно-жидкой) [1, 2]. Поэтому логично предположить, что максимально возможная гидрофобность поверхности будет способствовать максимальному отчуждению микробных клеток. Это предположение действительно верно, но лишь частично.

В работах [69, 70] рассмотрены аспекты использования материалов с супергидрофобной поверхностью для снижения прикрепления бактерий. Супергидрофобные свойства получают приданием поверхности высокогидрофобного материала неровностей строго определенного размера, например, пу-

тем травления. На поверхности получают цилиндрические или конические выступы, причем высота их значительно больше диаметра. Вода не может затечь в пространство между ними как из-за низкой смачиваемости гидрофобного материала, так и из-за слишком высокого для затекания в такие узкие щели поверхностного натяжения, что приводит к значениям краевого угла смачивания почти 180°. Казалось бы, подобный эффект должен на корню пресекать прикрепление бактерий. Однако в работе [65] показано, что супергидрофобная поверхность может, наоборот, демонстрировать более интенсивное адгезирование бактерий по сравнению с гладкой поверхностью. Причина этого кроется как раз в реализации супергидрофобности за счет глубоких неровностей поверхности. Между выступами при контакте с водной средой остается воздух, откуда вода его не может вытеснить по причине гидрофобности материала и из-за высокого поверхностного натяжения. Но если материал подержать в воде достаточно долго, эффект зеркальной поверхности раздела пропадет, так как воздух растворится в воде и ей как несжимаемой жидкости придется втечь между выступами. Соответственно, теперь до высушивания материал станет просто гидрофобным. Из-за этого супергидрофобный материал сначала проявляет высокую устойчивость к адгезированию бактерий, но затем водоотталкивающие свойства ухудшаются из-за указанного эффекта и клетки получают доступ к поверхности. Имеющиеся на ней регулярные неровности теперь вполне подходят для закрепления клеточных придатков. Несмотря на это, супергидрофобные поверхности все же позволяют уменьшить адгезирование бактерий: колонии образуются все равно, но плохо закрепляются на поверхности и легче удаляются при попытке смыва [70, 71].

Адгезионно-активные придатки бактерий являются существенно гидрофильными [1]. Это вполне естественно в связи с тем, что в природе крайне редко встречаются неполярные субстраты. Логично предположить, что гидрофобные материалы, имеющие низкую поверхностную энергию, должны обладать большей устойчивостью к адгезии бактерий по сравнению с материалами, у которых поверхностная энергия и смачиваемость водой высокие.

В источниках [64, 72–77] указано, что низкая свободная энергия поверхности коррелирует с пригодностью поверхности для колонизации бактериями. Это связано со слабым взаимодействием полярных адгезионно-активных центров на придатках клеток с неполярными макромолекулами полимера. На этом основывается еще один принцип создания отталкивающей поверхности – добиться любыми способами снижения поверхностной энергии используемого материала [78, 79]. Недостаток этого подхода предсказуемо аналогичен таковому для супергидрофобных материалов. Бактерии все равно адгезируют к поверхности и создают биопленку, но менее прочно связанную, и гораздо медленнее. При этом во многих случаях механическое разрушение или смыв биопленки невозможны. Примером может служить эксплуатация такого медицинского изделия, вводимого в организм больного на долгий срок, как мочеточниковый стент, на внутренней поверхности которого формируется биопленка [80]. Во избежание осложнений для таких изделий необходима полная невозможность образования биопленки за весь необходимый период эксплуатации.

В настоящее время очень распространена химическая прививка (чаще всего графт-сополимеризация) водонабухающего полимера к какому-либо субстрату. Такая модификация также приводит к эффекту отталкивающей поверхности. Привитые макромолекулы образуют на поверхности «гребень» [81–84]: один их конец связан с макромолекулой полимера-основы, а другой конец свободен. Поскольку привитый полимер водорастворим, он набухает в водной среде, но растворить до конца не может из-за химических связей с нерастворимой основой. В деталях принципа функционирования таких поверхностей можно заметить параллели с эффектом самоочищения (см. ниже). Пример устройства такой поверхности показан на рис. 5.

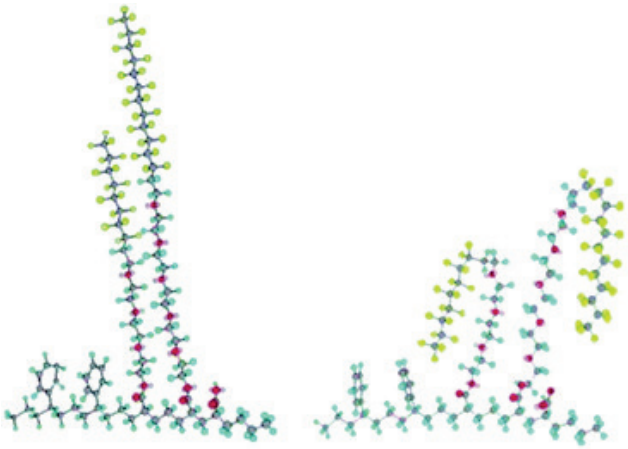

Рис. 5. Схема гребневидного графт-сополимера [84]: основой служит полистирол, к нему привиты молекулы полиэтиленгликоля, которые в свою очередь заканчиваются короткими отрезками цепей политетрафторэтилена.

Для прививки используют разнообразные гидрофильные полимеры. Здесь простые полиэфиры (чаще всего полиэтиленгликоль) и их производные [85–90], полиуретаны различной структуры и их блок-сополимеры с полиэфирами [91–93], биополимеры [94, 95], а также системы из нескольких полимеров, блок-сополимеров или биополимеров [93, 96]. Такие поверхности широко рекомендуются для использования в медицинских и гигиенических изделиях. Набухший

в воде полужидкий поверхностный слой таких материалов неудобен для прикрепления бактерий.

Интересно применение таких графт-сополимеров для доставки лекарств. В массу набухшего привитого полимера вводят липосомы, содержащие целевой медикамент [97]. При помещении изделия в рабочую среду происходит набухание геля, липосомы высвобождаются близко к очагу инфекции и прицельно доставляют препарат. По сравнению с высвобождающими поверхностями, здесь вымывание происходит быстро за счет водной среды внутри геля. По этой же причине поверхностный слой может сохранять в себе достаточно крупные и сложные липосомы.

Тем не менее, имеются и негативные отзывы об этом типе антимикробных поверхностей. Не для всех бактерий и не во всех случаях полужидкий слой является препятствием для колонизации поверхности. Более того, использование сильно гидрофильных материалов может увеличивать адгезию бактерий к субстрату [98]. Можно сказать, что поверхностный слой часто «недостаточно жидкий» для того, чтобы клетки бактерий не могли бы к нему надежно адгезировать. Здесь важную роль играют природные способности бактерий к адаптации, в данном случае к поверхности субстрата. Согласно результатам проведенных экспериментов [99], адгезирование собственно белков к таким поверхностям не наблюдается, но живые клетки бактерий, однако, могут к ней прикрепиться.

2.4. Самоочищающиеся поверхности: гидролизующийся субстрат

Принцип действия самоочищающейся поверхности (англ. *self-polishing surface*) [21] основан на том, что поверхностный слой находится в полужидком состоянии, что мешает клеткам адгезировать. Малая вязкость полужидкого слоя делает его недоступным для закрепления клеток, но при этом вязкость изменяется по мере приближения к твердой основе и клетки не могут через него пройти [21]. Так, значение вязкости и толщины поверхностного слоя должны лежать в каком-то определенном диапазоне, при котором будет замедляться или совсем прекращаться адгезирование бактерий. Термин «самоочищающиеся» применяется к таким поверхностям из-за того, что любое движение среды должно смыть клетки с поверхности, поскольку закрепиться на ней они не могут (но, в принципе, могут в ней завязнуть).

Принцип действия самоочищающихся поверхностей заключается в том, что поверхностный слой материала подвергается гидролизу в водной среде. Поверхностный слой представлен раствором продуктов гидролиза, рассеивающихся в среде за счет диффузии и перемешивания [21]. Таким образом происходит непрерывное обновление поверхности, т.е. «самоочищение». В отличие от предыдущего типа отталкивающих поверхностей с привитыми водонабухающими полимерами, самоочищающиеся поверхности при должных условиях эксплуатации никак не могут служить субстратом для бактерий. Механические возмущения рабочей среды приводят к сносу гидролизованного слоя вместе с пытающимися прикрепиться бактериями.

Схема самоочищающейся поверхности с гидролизующимся поверхностным слоем изображена на рис. 6.

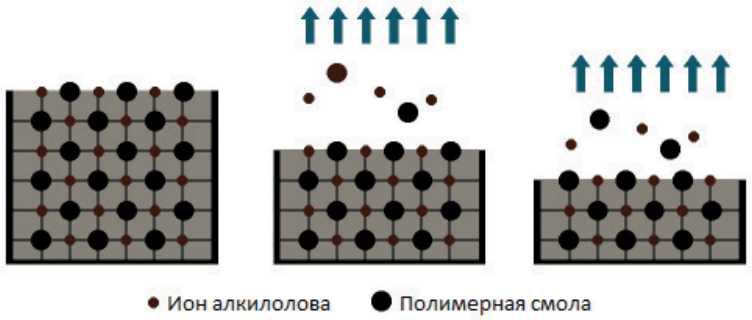

Рис. 6. Схема самоочищающейся поверхности на примере комплекса акрилатной смолы и триалкилолова ([28]).

Особо перспективным считается использование самоочищающихся покрытий для защиты от обрастания микро- и затем макроорганизмами подводных частей судов и сооружений [100–104]. Тем не менее, имеются работы и по их использованию для нужд медицины [105, 106]. Основой таких материалов служат гидрофильные полимеры, содержащие ионы различных металлов [103, 107–111] (например, комплексы олова(IV), цинка(II), меди(II) с акрилатными смолами), модифицированные полисилоксановые [104, 112] и полиуретановые сополимеры [113]. Нужно отметить, что число публикаций по эффекту самоочищения относительно невелико.

Таким образом, выбираемый материал должен подвергаться эрозии в водных средах. Задача, решаемая при разработке самоочищающегося материала, двойственна. С одной стороны, чересчур медленно деструктирующий поверхностный слой может оказаться пригодным для прикрепления микроорганизмов. С другой стороны, слишком быстрая деструк-

ция (эрозия) будет приводить к скорому полному разрушению всего слоя материала с последующей закономерной потерей защитных свойств. Установлено однако, что даже скорости эрозии в несколько десятков микрометров в месяц достаточно для существенного снижения прикрепляемости бактерий [21]. Для каждого случая адгезирование бактерий к самоочищающемуся материалу нужно исследовать отдельно, так как состав водной среды и особенности ее течения относительно защищаемой поверхности играют серьезную роль в эффекте самоочищения.

Эрозия поверхности реализуется следующими двумя подходами. Во-первых, для основы необходимо использовать гидролизующиеся полимеры. Это могут быть, например, биоразлагаемые полиэстеры, полиуретаны на основе полиолов из растительных масел, полисахариды и другие полимеры, обладающие склонностью к гидролизу [106, 110, 113, 114]. Во-вторых, можно регулировать гидролизуемость данных полимеров с помощью катализаторов гидролиза [114] и другими способами.

У самоочищающихся поверхностей есть один существенный недостаток – для эффективной работы должен разрушаться материал, из которого они сформированы. Длительность действия зависит от скорости гидролиза и от толщины материала. С другой стороны, в гидролизующийся материал можно ввести биоцид и тем самым добиться сохранения размеров зоны отчуждения высвобождающей поверхности, так как вместо диффузии вымывание осуществляется за счет деструкции полимера. Такой подход является объединением высвобождающей и самоочищающейся поверхностей [113, 115].

Надо также иметь в виду, что разложение самоочищающегося материала в ходе эксплуатации неизбежно влечет за собой загрязнение рабочей среды продуктами распада (гидролиза), которые могут обладать токсичностью по отношению к макроорганизмам и полезным микробам, кумулятивным эффектом и поэтому быть экологически небезопасными. Между прочим, то же можно сказать и про биоциды высвобождающих поверхностей. В работе [84] рассмотрены преимущества контакт-активных и отталкивающих поверхностей перед высвобождающими и самоочищающимися с точки зрения защиты окружающей среды при применении данных типов поверхностей для защиты от биообрастания конструкций в морской воде. В ряде стран ограничено применение самоочищающихся покрытий для защиты днищ судов из-за выявленных признаков загрязнения морской среды металлоорганическими соединениями [28, 116–118].

Примечательно, что в зарубежной периодике термин «*self-polishing*» сегодня прочно ассоциируется с комплексами трибутилолова и различных смол, используемыми для защиты конструкций от биообрастания, и с загрязнением морской воды, вызываемым устойчивыми катионами трибутилолова – продуктами распада таких материалов. Такая ассоциация может привести к поспешному выводу о безоговорочном вреде самоочищающихся поверхностей. Поспешному, поскольку образование экологически вредных продуктов при самоочищении отнюдь не является обязательным. Это наглядно иллюстрируют работы по применению биоразлагаемых материалов в медицине. Сегодня существует ряд специально созданных полимерных материалов, которые способны рассасываться в тканях человеческого организма при отсутствии токсического действия продуктов разложения [119]. Биоразлагаемые полиэстеры, из которых сегодня изготавливают временные саморассасывающиеся протезы и их детали, хирургические шовные нити и другие важные медицинские изделия, могут быть использованы в качестве основы самоочищающихся материалов.

Таким образом, все типы антимикробных поверхностей нашли свою нишу применения, и все четыре обладают определенными достоинствами и недостатками. Из приведенных примеров видно, что наиболее эффективными оказываются материалы, в которых реализовано сочетание двух или более типов антимикробных поверхностей. Такое комбинирование позволяет сохранить достоинства, нивелируя при этом недостатки каждого подхода. В целом число работ по комбинированию антимикробных поверхностей очень небольшое. В работе [29] приведено сравнение различных типов поверхностей и описаны перспективы увеличения эффективности их действия. Отмечено, что сочетание антимикробных поверхностей является наиболее многообещающим. В частности, авторы приводят в пример поверхность, сочетающую контакт-активные свойства и способность к самоочищению [120].

Отдельно следует обратить внимание на то, что отечественных работ по рассматриваемой тематике очень мало (особенно это касается изделий медицинского назначения), к тому же все эти работы эпизодичны, несистемны.

Заключение

Итак, наиболее эффективным способом борьбы с прикреплением бактерий и образованием биопленок является создание различных антибактериальных поверхностей (рис. 7). При этом все поверхности обычно разделяют на четыре типа. Принципы их действия делают возможным сочетание антимикробных поверхностей двух или даже трех типов. Каких-либо сведений о комбинации всех четырех типов поверхностей в литературе не обнаружено. Примеры сочетаний антибактериальных поверхностей приведены

в [29]. Комбинации позволяют повысить эффективность антибактериального действия, но, как правило, ведут к усложнению технологии получения.

Сочетание контакт-активной и отталкивающей поверхностей является решением главного недостатка контакт-активных поверхностей, связанного с дезактивацией биоцидных групп вследствие попадания спейсеров в биомассу погибших клеток. Есть сведения о комбинации контактной активности и самоочищения [29]. Полимерные спейсеры с биоцидными группами (четвертичными солями аммония) в этом случае прививаются на поверхность биоразлагаемого полимера (целлюлозы). Уничтоженные клетки бактерий должны высвободить ферменты, которые и приведут к разрушению внешнего слоя и самоочищению поверхности. Разумеется, это влечет за собой смыв полимерного биоцида, поэтому подлежащие слои также должны выполняться из привитого сополимера, что на порядок увеличивает сложность получения материала.

Сочетание высвобождения биоцидов и самоочищения поверхности, согласно анализу литературных данных, используется сегодня только для защиты от биообрастания конструкций, работающих в морской воде, и касается применения лакокрасочных материалов, содержащих металлоорганические комплексы олова и других металлов, при этом такие работы немногочисленны. Несмотря на то, что объединение высвобождающей и самоочищающейся поверхностей в этих случаях эффективно защищает субстраты от адгезирования микроорганизмов, оно практически не применяется ни в медицинских изделиях, ни в строительстве и т.д.

Рис. 7. Сводная схема принципов действия и соответствующих недостатков всех четырех типов антимикробных поверхностей.

Надо отметить, что в области защиты объектов от обрастания в море подход с объединением высвобождения и самоочищения также еще недостаточно развит. Это связано с тем, что высвобождаемые биоциды весьма токсичны для рыб, теплокровных животных и человека, экологически небезвредны. В результате на сегодняшний день выбор все чаще падает на отталкивающие поверхности, не выделяющие в окружающую среду ничего опасного. Важно отметить, что все рассматриваемые высвобождающе-самоочищающиеся материалы являются твердыми и не могут быть использованы для защиты гибких или эластичных субстратов.

Мы предлагаем использовать сочетание высвобождения биоцида, репеллирования клеток и самоочищения для антибактериальной защиты эластомерных материалов с использованием нетоксичных ингредиентов. Если в полимер, обладающий склонностью к самоочищению поверхности, ввести вещество, являющееся одновременно биоцидом и репеллентом (антиадгезивом), то получившаяся композиция будет проявлять свойства сразу трех антимикробных поверхностей – самоочищающейся, высвобождающей и отталкивающей. Примерами таких веществ могут служить четвертичные соли аммония. Их применение обсуждается во многих публикациях, но все они посвящены либо контактной активности (четвертичный аммоний в цепи спейсера), либо высвобождению (вымывание низкомолекулярной аммонийной слои из полимера). Сочетание указанных способов использования с самоочищением поверхности нигде не рассмотрено.

Таким образом, для достижения высокой стойко-

сти к образованию биопленок на поверхности материалов необходимо сочетание различных методов, в частности, различных типов антибактериальных поверхностей. Необходим разумный компромисс между сложностью и стоимостью антибактериального материала и требуемой эффективностью. Для каждого вида изделия, рабочего пространства, комплекса микроорганизмов задача должна решаться особо, при этом стоит обратить внимание на взаимозаменяемость методов в различных областях применения. Решающую роль в обеспечении антибактериальных свойств материалов играют применяемые полимеры и научно обоснованный состав полимерной композиции.

Список литературы:

1. Lengeler J., Drews G., Schlegel H. Biology of the Prokaryotes. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2009. 984 p.
2. Taylor D.J., Green N.P.O., Stout W., Soper R. Biological Science. New Dehli: Cambridge University Press, 2008. 992 p.
3. Hatt J.K., Rather P.N. Role of bacterial biofilms in urinary tract infections // Curr. Topics in Microbiol. and Immunol. 2008; 322. P. 163–192.
4. Нетрусов А.И., Котова И.Б. Микробиология. Университетский курс. М.: Издательский центр «Академия», 2012. 384 с.
5. Поздеев О.К. Медицинская микробиология. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. 768 с.
6. Зверев В.В., Бойченко М.Н. Медицинская микробиология, вирусология и иммунология: в 2-х т. Т. 1. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. 448 с.
7. Великанов Н.Л., Корягин С.И., Наумов В.А. Уменьшение отложений в водопроводных и канализационных сетях // Технико-технологические проблемы сервиса. 2015. № 2 (32). С. 20–23.
8. Сауткина Т.Н., Калякин А.М., Чеснокова Е.В., Хурчакова А.А. Качественный анализ процессов обрастания трубопроводов холодного водоснабжения // Научные труды SWorld. 2013. Т. 35. № 4. С. 49–51.
9. Труфакина Л.М. Пути повышения экологической и техногенной безопасности систем водоснабжения с помощью полимерных композитов // Вода: химия и экология. 2011. № 9. С. 92–97.
10. Свалова М.В., Гринько Е.А., Ходова Е.А. К исследованию микробиологического загрязнения сточными водами пластиковых труб на основе математической модели // Вестник ИжГТУ им. М.Т. Калашникова. 2013. № 1(57). С. 143–145.
11. Сиденко В.П., Кузнецов О.В., Приказюк А.М. Вопрос биообрастания плавсредств в проблеме экологической безопасности судоходства // Актуальные проблемы транспортной медицины. 2009. № 1 (15). С. 116–120.
12. Соловьева О.В. Мидиевое обрастание технической конструкции в условиях кутовой части Севастопольской бухты (Черное море) // Морской биологический журнал. 2016. Т. 1. № 1. С. 64–69.
13. Biering-Sorensen F. Urinary tract infection in individuals spinal cord lesion // Curr. Opin. Urol. 2002.

References:

1. Lengeler J., Drews G., Schlegel H. Biology of the Prokaryotes. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2009. 984 p.
2. Taylor D.J., Green N.P.O., Stout W., Soper R. Biological Science. New Dehli: Cambridge University Press, 2008. 992 p.
3. Hatt J.K., Rather P.N. Role of bacterial biofilms in urinary tract infections. *Curr. Topics in Microbiol. and Immunol.* 2008; 322: 163-192.
4. Netrusov A.I., Kotova I.B. Microbiology. University course. Moscow: "Academiya" Publishing Center, 2012. 384 p. (in Russ.)
5. Pozdeev O.K. Medical microbiology. Moscow: GEOTAR-Media Publ., 2010. 768 p. (in Russ.)
6. Zverev V.V., Boychenko M.N. Medical microbiology, virology and immunology: in 2 volumes.V. 1. Moscow: GEOTAR-Media Publ., 2010. 448 p. (in Russ.)
7. Velikanov N.L., Koryagin S. I., Naumov V.A. Reduction of scale deposit in networks of water and sewage. *Tekhniko-tekhnologicheskie problemy servisa* (Technical and Technological Problems of Service). 2015; 2(32): 20-23. (in Russ.)
8. Sautkina T.N., Kalyakin A.M., Chesnokova E.V., Khurchakova A.A. Qualitative analysis of fouling processes of cold water pipelines. *Nauchnye trudy SWorld* (Scientific Works of SWorld). 2013; 35(4): 49-51. (in Russ.)
9. Trufakina L.M. Polymer composites as a way to improve environmental and technological safety of water facilities. *Voda: khimiya i ekologiya* (Water: Chemistry and Ecology). 2011; 9: 92-97. (in Russ.)
10. Svalova M.V., Grinko E.A., Khodova E.A. Investigation of plastic pipemicrobiological pollution by waste water based on mathematical model. *Vestnik IzhGTU im. M.T. Kalashnikova* (Bulletin of M.T. Kalashnikov ISTU). 2013; 1(57): 143-145. (in Russ.)
11. Sidenko V.P., Kuznetsov O.V., Prikazyuk A.M. Biological fouling of floating means and ecological safety of navigation. *Aktualnye problemy transportnoi meditsiny* (Actual Problems of Transport Medicine). 2009; 1(15): 116-120. (in Russ.)
12. Solovyeva O.V. Midian fouling of a technical construction in the inner part of the Sevastopol Bay (the Black Sea). *Morskoi biologicheskii zhurnal* (Marine Biological Journal). 2016; 1(1): 64-69. (in Russ.).

V. 12. P. 45–49.

14. Matsumoto T., Takahashi K., Manabe N., Iwatsubo E., Kawakami Y. Urinary tract infection in neurogenic bladder // Int. Antimicrob. Agents. 2001. V. 17. P. 293–297.

15. Лисовская С.А., Халдеева Е.В., Глушко Н.И. Возрастающая значимость плесневых грибов как агентов вторичных инфекций // Успехи медицинской микологии. 2014. Т. 12. С. 191–192.

16. Матушевская Е.В. Антибактериальные препараты в форме аэрозолей в топической терапии пиодермий и дерматозов, осложненных вторичной инфекцией // Вестник дерматологии и венерологии. 2014. № 2. С. 60–63.

17. Ranganathan V. Biofilms: Microbial cities of scientific significance // J. Microbiol. & Exper. 2014. V. 1. Iss. 3. P. 16–32.

18. Ofek I., Hasty D.L., Sharon N. Anti-adhesion therapy of bacterial diseases: Prospects and problems // FEMS Immunol. and Med. Microbiol. 2003. V. 38. Iss. 3. P. 181–191.

19. Cozens D., Read R.C. Anti-adhesion methods as novel therapeutics for bacterial infections // Exp. Rev. Anti-Inf. Ther. 2012. V.10. Iss. 12. P. 1457–1468.

20. Klemm P., Vejborg R.M., Hancock V. Prevention of bacterial adhesion // Appl. Microbiol. and Biotechnol. 2010. V.88. Iss. 2. P. 451–459.

21. Tiller J.C. Antimicrobial surfaces // Adv. Polym. Sci. 2011. V. 240. P. 193–217.

22. Carlet J., Aaron L., Acar J. [et al.] World alliance against antibiotic resistance: the WAAAR declaration against antibiotic resistance // Medicina Intensiva. 2015. V. 39. Iss. 1. P. 34–39.

23. Rojas I.A., Slunt J.B., Grainger D.W. Polyurethane coatings release bioactive antibodies to reduce bacterial adhesion // J. Contr. Release. 2000. V. 63. Iss. 1-2. P. 175–189.

24. Daugherty A.L., Mrsny R.J. Formulation and delivery issues for monoclonal antibody therapeutics // Adv. Drug Deliv. Rev. 2006. V. 58. Iss. 5-6. P. 686–706.

25. Simchi A., Tamjid E., Pishbin F., Boccaccini A.R. Recent progress in inorganic and composite coatings with bactericidal capability for orthopaedic applications // Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine. 2011. V. 7. Iss. 1. P. 22–39.

26. Wang G., Zreiqat H. Functional coatings or films for hard-tissue applications // Materials. 2010. V. 3. Iss. 7. P. 3994–4050.

27. Lebeaux D., Ghigo J.-M., Beloin C. Biofilm-related infections: bridging the gap between clinical management and fundamental aspects of recalcitrance toward antibiotics // Microbiol. and Mol. Biol. Rev. 2014. V. 78. Iss. 3. P. 510–543.

28. Bennett R.F. Industrial manufacture and applications of tributyltin compounds / In: Tributyltin:

13. Biering-Sorensen F. Urinary tract infection in individuals spinal cord lesion. *Curr. Opin. Urol.* 2002; 12: 45-49.

14. Matsumoto T., Takahashi K., Manabe N., Iwatsubo E., Kawakami Y. Urinary tract infection in neurogenic bladder. *Int. Antimicrob. Agents.* 2001; 17: 293-297.

15. Lisovskaya S.A., Khaldeeva E.V., Glushko N. I. The increasing importance of mold fungi as agents of secondary infections. *Uspekhi medicinskoi mikologii* (Mycological Progress). 2014; 12: 191-192. (in Russ.)

16. Matushevskaya E.V. Antibacterial drugs in the form of sprays for the treatment of pyodermas and dermatoses complicated with secondary infection. *Vestnik dermatologii i venerologii* (Bulletine of Dermatology and Venerology). 2014; 2: 60-63. (in Russ.)

17. Ranganathan V. Biofilms: Microbial cities of scientific significance. *J. Microbiol. & Experiment.* 2014; 1(3): 16-32.

18. Ofek I., Hasty D.L., Sharon N. Anti-adhesion therapy of bacterial diseases: prospects and problems. *FEMS Immunol. and Med. Microbiol*. 2003. 38(3): 181-191.

19. Cozens D., Read R.C. Anti-adhesion methods as novel therapeutics for bacterial infections. *Exp. Rev. Anti-Inf. Ther.* 2012; 10(12): 1457-1468.

20. Klemm P., Vejborg R.M., Hancock V. Prevention of bacterial adhesion. *Appl. Microbiol. and Biotechnol.* 2010; 88(2): 451-459.

21. Tiller J.C. Antimicrobial surfaces. *Adv. Polym. Sci.* 2011; 240: 193-217.

22. Carlet J., Aaron L., Acar J. [et al.] World alliance against antibiotic resistance: the WAAAR declaration against antibiotic resistance. *Medicina Intensiva.* 2015; 39(1): 34-39.

23. Rojas I.A., Slunt J.B., Grainger D.W. Polyurethane coatings release bioactive antibodies to reduce bacterial adhesion. *J. Contr. Release.* 2000; 63(1-2): 175-189.

24. Daugherty A.L., Mrsny R.J. Formulation and delivery issues for monoclonal antibody therapeutics. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 2006; 58(5-6): 686-706.

25. Simchi A., Tamjid E., Pishbin F., Boccaccini A.R. Recent progress in inorganic and composite coatings with bactericidal capability for orthopaedic applications. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine.* 2011; 7(1): 22-39.

26. Wang G., Zreiqat H. Functional coatings or films for hard-tissue applications. *Materials.* 2010; 3(7): 3994-4050.

27. Lebeaux D., Ghigo J.-M., Beloin C. Biofilm-related infections: bridging the gap between clinical management and fundamental aspects of recalcitrance toward antibiotics. *Microbiol. and Mol. Biol. Rev.* 2014; 78(3): 510-543.

Case Study of an Environmental Contaminant / ed. S.J. de Mora. Cambridge: Cambridge University Press, 1996. P. 21–61.

29. Siedenbiedel F., Tiller J.C. Antimicrobial polymers in solution and on surfaces: Overview and functional principles // Polymers. 2012. V. 4. Iss. 1. P. 46–71.

30. Henschen J., Illergård J., Larsson P.A., Ek M., Wågberg L. Contact-active antibacterial aerogels from cellulose nanofibrils // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2016. V. 146. P. 415–422.

31. He W., Li J., Gao Y., Luo F., Tan H., Fu Q., Zhang Y., Wang K. A novel surface structure consisting of contact-active antibacterial upper-layer and antifouling sub-layer derived from gemini quaternary ammonium salt polyurethanes // Sci. Rep. 2016. V. 6. P. 32140. DOI: 10.1038/srep32140.

32. Saini S., Belgacem M.N., Missoum K., Bras J. Natural active molecule chemical grafting on the surface of microfibrillated cellulose for fabrication of contact active antimicrobial surfaces // Industrial Crops and Products. 2015. V. 78. P. 82–90.

33. Dinjaski N., García E., García J.L., Prieto M.A., Fernández-Gutiérrez M., Parra-Ruiz F.J., San Román J., Selvam S., Lehman S.M., García A.J. Phacos, a functionalized bacterial polyester with bactericidal activity against methicillin-resistant staphylococcus aureus // Biomaterials. 2014. V. 35. Iss. 1. P. 14–24.

34. Ye S., Chen Z., Majumdar P., Chisholm B., Stafslien S. Antifouling and antimicrobial mechanism of tethered quaternary ammonium salts in a cross-linked poly(dimethylsiloxane) matrix studied using sum frequency generation vibrational spectroscopy // Langmuir: ACS J. Surf. and Colloids. 2010. V. 26. Iss. 21. P. 16455–16462.

35. Kumar B., Pathak R., Gautam H.K., Mathur A., Kumar P., Sardana K. Evaluation of antimicrobial efficacy of quaternized poly[bis(2-chloroethyl)ether-alt-1,3-bis[3-(dimethylamino)propyl]urea] against targeted pathogenic and multi-drug-resistant bacteria // J. BioActive and Compatible Polymers. 2016. V. 31. Iss. 5. P. 467–480.

36. James N.R., Jayakrishnan A. Surface thiocyanation of plasticized poly(vinyl chloride) and its effect on bacterial adhesion // Biomaterials. 2003. V. 24. Iss. 13. P. 2205–2212.

37. Poortinga A.T., Bos R., Norde W., Busscher H.J. Electric double layer interactions in bacterial adhesion to surfaces // Surf. Sci. Rep. 2002. V. 47. Iss. 1. P. 1–32.

38. Tsuneda S., Aikawa H., Hayashi H., Hirata A. Significance of cell electrokinetic properties determined by soft-particle analysis in bacterial adhesion onto a solid surface // J. Colloid and Interface Sci. 2004. V. 279. Iss. 2. P. 410–417.

39. Гужова А.А., Темнов Д.Э., Галиханов М.Ф.

28. Bennett R.F. Industrial manufacture and applications of tributyltin compounds. In: Tributyltin: Case Study of an Environmental Contaminant / ed. S.J. de Mora. Cambridge: Cambridge University Press, 1996: 21-61.

29. Siedenbiedel F., Tiller J.C. Antimicrobial polymers in solution and on surfaces: Overview and functional principles. *Polymers.* 2012; 4(1): 46-71.

30. Henschen J., Illergård J., Larsson P.A., Ek M., Wågberg L. Contact-active antibacterial aerogels from cellulose nanofibrils. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2016; 146: 415-422.

31. He W., Li J., Gao Y., Luo F., Tan H., Fu Q., Zhang Y., Wang K. A novel surface structure consisting of contact-active antibacterial upper-layer and antifouling sub-layer derived from gemini quaternary ammonium salt polyurethanes. *Sci. Rep.* 2016; 6: 32140. DOI: 10.1038/srep32140.

32. Saini S., Belgacem M.N., Missoum K., Bras J. Natural active molecule chemical grafting on the surface of microfibrillated cellulose for fabrication of contact active antimicrobial surfaces. *Industrial Crops and Products.* 2015; 78: 82-90.

33. Dinjaski N., García E., García J.L., Prieto M.A., Fernández-Gutiérrez M., Parra-Ruiz F.J., San Román J., Selvam S., Lehman S.M., García A.J. Phacos, a functionalized bacterial polyester with bactericidal activity against methicillin-resistant staphylococcus aureus. *Biomaterials.* 2014; 35(1): 14-24.

34. Ye S., Chen Z., Majumdar P., Chisholm B., Stafslien S. Antifouling and antimicrobial mechanism of tethered quaternary ammonium salts in a cross-linked poly(dimethylsiloxane) matrix studied using sum frequency generation vibrational spectroscopy. *Langmuir: ACS J. Surf. and Colloids.* 2010; 26(21): 16455-16462.

35. Kumar B., Pathak R., Gautam H.K., Mathur A., Kumar P., Sardana K. Evaluation of antimicrobial efficacy of quaternized poly[bis(2-chloroethyl)ether-alt-1,3-bis[3-(dimethylamino)propyl]urea] against targeted pathogenic and multi-drug-resistant bacteria. *J. BioActive and Compatible Polymers.* 2016; 31(5): 467-480.

36. James N.R., Jayakrishnan A. Surface thiocyanation of plasticized poly(vinyl chloride) and its effect on bacterial adhesion. *Biomaterials.* 2003; 24(13): 2205-2212.

37. Poortinga A.T., Bos R., Norde W., Busscher H.J. Electric double layer interactions in bacterial adhesion to surfaces. *Surf. Sci. Rep.* 2002; 47(1): 1-32.

38. Tsuneda S., Aikawa H., Hayashi H., Hirata A. Significance of cell electrokinetic properties determined by soft-particle analysis in bacterial adhesion onto a solid surface. *J. Colloid and Interface Sci.* 2004; 279(2): 410-417.

Влияние параметров электретирования на поверхностные и электретные свойства полиэтилентерефталата // Известия Российского государственного педагогического университета им. А.И. Герцена. 2013. № 157. С. 55–60.

40. Rychkov D., Kuznetsov A., Rychkov A. Electret properties of polyethylene and polytetrafluoroethylene films with chemically modified surface // IEEE Trans. Dielectrics and Electrical Insulation. 2011. V. 18. Iss. 1. P. 8–14.

41. An Z., Mao M., Yao J., Zhang Y., Xia Z. Fluorinated cellular polypropylene films with time-invariant excellent surface electret properties by post-treatments // J. Physics D: Appl. Physics. 2010. V. 43. Iss. 41. P. 415302–415309.

42. Nakamura M., Nagai A., Yamashita K. Surface electric fields of apatite electret promote biological responses // Proceed. Int. Symp. on Electrets. "2011 – 14th International Symposium on Electrets, ISE 2011", 2011. P. 183–184.

43. Balazs D.J., Triandafillu K., Wood P., Chevolot Y., Van Delden C., Harms H., Hollenstein C., Mathieu H.J. Inhibition of bacterial adhesion on PVC endotracheal tubes by rf-oxygen glow discharge, sodium hydroxide and silver nitrate treatments // Biomaterials. 2004. V. 25. Iss. 11. P. 2139–2151.

44. Wang J., Kwok S.C.H., Chu P.K., Huang N., Pan C.J., Yang P., Leng Y.X., Chen J.Y., Sun H., Wan G.J., Liu Z.Y. Bacterial repellence from polyethylene terephthalate surface modified by acetylene plasma immersion ion implantation-deposition // Surf. and Coat. Tech. 2004. V. 186. Iss. 1-2 (Spec. Iss.) P. 299–304.

45. Галиханов М.Ф., Борисова А.Н., Крыницкая А.Ю. Активная упаковка для хлебобулочных изделий // Хранение и переработка сельхозсырья. 2006. № 5. С. 59–63.

46. Ponsonnet L., Boureanu M., Jaffrezic N., Othmane A., Dorel C., Lejeune P. Local pH variation as an initial step in bacterial surface-sensing and biofilm formation // Mater. Sci. and Eng.: C. 2008. V. 28. Iss. 5-6. P. 896–900.

47. Sampedro I., Hill J.E., Parales R.E., Krell T. Pseudomonas chemotaxis // FEMS Microbiol. Rev. 2015. V. 39. Iss. 1. P. 17–46.

48. Jerez C.A. Chemotactic transduction in biomining microorganisms // Hydrometallurgy. 2001. V. 59. Iss. 2-3. P. 347–356.

49. Li Y., Mu B. Progress in chemotaxis of bacteria // Chinese J. Appl. and Environm. Biol. 2006. V. 12. Iss. 1. P. 135–139.

50. Muskavitch Ma., Kort En., Springer Ms., Goy Mf., Adler J. Attraction by repellents: An error in sensory information processing by bacterial mutants // Science. 1978. V. 201. Iss. 4350. P. 63–65.

51. Ronsin G., Kirby A.J., Rittenhouse S., Woodnutt

39. Guzhova A.A., Temnov D.E., Galikhanov M.F. Influence of electretizing parameters on the surface and electret properties of polyethylene terephthalate. *Izvestiya Rossiyskogo gosudarstvennogo pedagogicheskogo universiteta im. A.I. Gertsena* (News of the A.I. Gertsen Russian State Pedagogical University). 2013; 157: 55-60 (in Russ.)

40. Rychkov D., Kuznetsov A., Rychkov A. Electret properties of polyethylene and polytetrafluoroethylene films with chemically modified surface. *IEEE Trans. on Dielectrics and Electrical Insulation.* 2011; 18(1): 8-14.

41. An Z., Mao M., Yao J., Zhang Y., Xia Z. Fluorinated cellular polypropylene films with time-invariant excellent surface electret properties by post-treatments. *J. Physics D: Appl. Physics.* 2010: 43(41): 415302-415309.

42. Nakamura M., Nagai A., Yamashita K. Surface electric fields of apatite electret promote biological responses. Proceed. Int. Symp. on Electrets "2011 – 14th International Symposium on Electrets, ISE 2011", 2011: 183-184.

43. Balazs D.J., Triandafillu K., Wood P., Chevolot Y., Van Delden C., Harms H., Hollenstein C., Mathieu H.J. Inhibition of bacterial adhesion on PVC endotracheal tubes by rf-oxygen glow discharge, sodium hydroxide and silver nitrate treatments. *Biomaterials.* 2004: 25(11): 2139-2151.

44. Wang J., Kwok S.C.H., Chu P.K., Huang N., Pan C.J., Yang P., Leng Y.X., Chen J.Y., Sun H., Wan G.J., Liu Z.Y. Bacterial repellence from polyethylene terephthalate surface modified by acetylene plasma immersion ion implantation-deposition. *Surf. and Coat. Tech.* 2004: 186(1-2) (Spec. Iss.): 299-304.

45. Galikhanov M.F., Borisova A.N., Krynitskaya A.Yu. Active packing for bakery products. *Khranenie i pererabotka sel'khozsyr'ya* (Storage and Processing of Farm Products). 2006; 5: 59-63. (in Russ.)

46. Ponsonnet L., Boureanu M., Jaffrezic N., Othmane A., Dorel C., Lejeune P. Local pH variation as an initial step in bacterial surface-sensing and biofilm formation. *Mater. Sci. and Eng.: C.* 2008; 28(5-6): 896-900.

47. Sampedro I., Hill J.E., Parales R.E., Krell T. Pseudomonas chemotaxis. *FEMS Microbiol. Rev.* 2015; 39(1): 17-46.

48. Jerez C.A. Chemotactic transduction in biomining microorganisms. *Hydrometallurgy.* 2001; 59(2-3): 347-356.

49. Li Y., Mu B. Progress in chemotaxis of bacteria. *Chinese J. Appl. and Environm. Biol.* 2006; 12(1): 135-139.

50. Muskavitch Ma., Kort En., Springer Ms., Goy Mf., Adler J. Attraction by repellents: An error in sensory information processing by bacterial mutants. *Science.* 1978; 201(4350): 63-65.

G., Camilleri P. Structure and antimicrobial activity of new bile acid-based gemini surfactants // J. Chem. Soc., Perkin Trans. 2 (Phys. Org. Chem.). 2000. Iss. 7. P. 1302–1306.

52. Tan H., Xiao H. Synthesis and antimicrobial characterization of novel l-lysine gemini surfactants pended with reactive groups // Tetrahedron Lett. 2008. V. 49. Iss. 11. P. 1759–1761.

53. Caillier L., Taffin de Givenchy E., Levy R., Vandenberghe Y., Geribaldi S., Guittard F. Polymerizable semi-fluorinated gemini surfactants designed for antimicrobial materials // J. Colloid and Interface Sci. 2009. V. 332. Iss. 1. P. 201–207.

54. Chernyavskaya M.A., Stefanovich V.V., Sergeeva I.A., Belova A.S. Antimicrobial and surface-active properties of cationic surfactants based on chloroalkanes and alkylbenzenes // Pharm. Chem. J. 1984. V. 18. Iss. 11. P. 784–787.

55. Passet B.V., Golubyatnikova A.A., Enina N.V., Nekrasov S.V., Mordvinova E.T. Relationship of structure to antimicrobial activity in anionic surfactants // Pharm. Chem. J. 1985. V. 19. Iss. 11. P. 797–802.

56. Ergashev M.S., Makhsumov A.G., Il'khamdzhanov P. Synthesis and antimicrobial activity of cationic aminoacetylene fatty acid ester surfactants // Pharm. Chem. J. 1987. V. 21. Iss. 7. P. 510–512.

57. Aminov S.N., Tanaeva Z.F., Korneva L.E., Savitskaya L.A., Kim V. Synthesis, antimicrobial, and surfactant activity of octameric cyclic esters of alkylphosphonic acids // Pharm. Chem. J. 1987. V. 21. Iss. 11. P. 785–788.

58. Kumar R.S., Arunachalam S., Periasamy V.S., Preethy C. P., Riyasdeen A., Akbarsha M.A. Surfactant-cobalt(III) complexes: synthesis, critical micelle concentration (CMC) determination, DNA binding, antimicrobial and cytotoxicity studies // J. Inorg. Biochem. 2009. V. 103. Iss. 1. P. 117–127.

59. Murguía M.C., Cristaldi M.D., Grau R.J., Porto A., Conza J.D. Synthesis, surface-active properties, and antimicrobial activities of new neutral and cationic trimeric surfactants // J. Surfactants and Detergents. 2008. V. 11. Iss. 1. P. 41–48.

60. Miao Z., Zhang X., Zhang L., Wang Z., Li Y., Wang Y. Antimicrobial study of symmetrical gemini cationic surfactant based on N-hexadecyldimethylamine // Key Eng. Mater. 2014. V. 575-576. P. 245–248.

61. Nigmatullin R., Konovalova V., Gao F. Towards antimicrobial polymer materials: a new niche for clay/polymer nanocomposites // Encyclopedia of Polymer Composites: Properties, Performance and Applications. Nova Science Publ., 2011. P. 567–592.

62. Tsuneda S., Aikawa H., Hayashi H., Yuasa A., Hirata A. Extracellular polymeric substances responsible for bacterial adhesion onto solid surface // FEMS Microbiol. Lett. 2003. V. 223. Iss. 2. P. 287–292.

51. Ronsin G., Kirby A.J., Rittenhouse S., Woodnutt G., Camilleri P. Structure and antimicrobial activity of new bile acid-based gemini surfactants. *J. Chem. Soc., Perkin Trans. 2* (Phys. Org. Chem.). 2000; (7): 1302-1306.

52. Tan H., Xiao H. Synthesis and antimicrobial characterization of novel L-lysine gemini surfactants pended with reactive groups. *Tetrahedron Lett.* 2008; 49(11): 1759-1761.

53. Caillier L., Taffin de Givenchy E., Levy R., Vandenberghe Y., Geribaldi S., Guittard F. Polymerizable semi-fluorinated gemini surfactants designed for antimicrobial materials. *J. Colloid and Interface Sci.* 2009; 332(1): 201-207.

54. Chernyavskaya M.A., Stefanovich V.V., Sergeeva I.A., Belova A.S. Antimicrobial and surface-active properties of cationic surfactants based on chloroalkanes and alkylbenzenes. *Pharm. Chem. J.* 1984; 18(11): 784-787.

55. Passet B.V., Golubyatnikova A.A., Enina N.V., Nekrasov S.V., Mordvinova E.T. Relationship of structure to antimicrobial activity in anionic surfactants. *Pharm. Chem. J.* 1985; 19(11): 797-802.

56. Ergashev M.S., Makhsumov A.G., Il'khamdzhanov P. Synthesis and antimicrobial activity of cationic amino acetylene fatty acid ester surfactants. *Pharm. Chem. J.* 1987; 21(7): 510-512.

57. Aminov S.N., Tanaeva Z.F., Korneva L.E., Savitskaya L.A., Kim V. Synthesis, antimicrobial, and surfactant activity of octameric cyclic esters of alkylphosphonic acids. *Pharm. Chem. J.* 1987; 21(11): 785-788.

58. Kumar R.S., Arunachalam S., Periasamy V.S., Preethy C. P., Riyasdeen A., Akbarsha M.A. Surfactant-cobalt(III) complexes: synthesis, critical micelle concentration (CMC) determination, DNA binding, antimicrobial and cytotoxicity studies. *J. Inorg. Biochem.* 2009; 103(1): 117-127.

59. Murguía M.C., Cristaldi M.D., Grau R.J., Porto A., Conza J.D. Synthesis, surface-active properties, and antimicrobial activities of new neutral and cationic trimeric surfactants. *J. Surfactants and Detergents.* 2008; 11(1): 41-48.

60. Miao Z., Zhang X., Zhang L., Wang Z., Li Y., Wang Y. Antimicrobial study of symmetrical gemini cationic surfactant based on N-hexadecyldimethylamine. *Key Eng. Mater.* 2014; (575-576): 245-248.

61. Nigmatullin R., Konovalova V., Gao F. Towards antimicrobial polymer materials: a new niche for clay/polymer nanocomposites. Encyclopedia of Polymer Composites: Properties, Performance and Applications. Nova Science Publ., 2011: 567-592.

62. Tsuneda S., Aikawa H., Hayashi H., Yuasa A., Hirata A. Extracellular polymeric substances responsible for bacterial adhesion onto solid surface. *FEMS*

63. Speranza G., Gottardi G., Pederzolli C., Lunelli L., Canteri R., Pasquardini L., Carli E., Lui A., Maniglio D., Brugnara M., Anderle M. Role of chemical interactions in bacterial adhesion to polymer surfaces // Biomaterials. 2004. V. 25. Iss. 11. P. 2029–2037.

64. Garrett T.R., Bhakoo M., Zhang Z. Bacterial adhesion and biofilms on surfaces // Progr. Nat. Sci. 2008. V.18. Iss. 9. P. 1049–1056.

65. Friedlander R.S., Vlamakisc H., Kimb P., Khanb M., Kolterc R., Aizenberg J. Bacterial flagella explore microscale hummocks and hollows to increase adhesion // Proceed. Natl. Acad. Sci. 2013. V. 110 (14). P. 5624–5629.

66. Hsu L.C., Worobo R.W., Moraru C.I., Fang J., Borca-Tasciuc D.A. Effect of micro- and nanoscale topography on the adhesion of bacterial cells to solid surfaces // Appl. and Environm. Microbiol. 2013. V. 79. Iss. 8. P. 2703–2712.

67. Taylor R.L., Verran J., Lees G.C., Ward A.J.P. The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethyl methacrylate // J. Mater. Sci.: Materials in Medicine. 1998. V. 9. Iss. 1. P. 17–22.

68. Ma H., Winslow C.J., Logan B.E. Spectral force analysis using atomic force microscopy reveals the importance of surface heterogeneity in bacterial and colloid adhesion to engineered surfaces // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2008. V. 62. Iss. 2. P. 232–237.

69. Zhang X., Levanen E., Wang L. Superhydrophobic surfaces for the reduction of bacterial adhesion // RSC Adv. 2013. V. 3. Iss. 30. P. 12003–12020.

70. Crick C.R., Parkin I.P., Ismail S., Pratten J. An investigation into bacterial attachment to an elastomeric superhydrophobic surface prepared via aerosol assisted deposition // Thin Solid Films. 2011. V. 519. Iss. 11. P. 3722–3727.

71. Muszanska A.K., Nejadnik M.R., Chen Y., Busscher H.J., Van Der Mei H.C., Norde W., Van Den Heuvel E.R. Bacterial adhesion forces with substratum surfaces and the susceptibility of biofilms to antibiotics // Antimicrob. Agents and Chemother. 2012. V. 56. Iss. 9. P. 4961–4964.

72. Chen G., Zhu H. Bacterial adhesion to silica sand as related to Gibbs energy variations // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2005. V. 44. Iss. 1. P. 41–48.

73. Zhao Q. Effect of surface free energy of graded Ni-P-PTFE coatings on bacterial adhesion // Surf. and Coat. Technol. 2004. V. 185. Iss. 2-3. P. 199–204.

74. Nill P., Loeffler R., Kern D.P., Goehring N., Peschel A. Studying bacterial adhesion forces: Staphylococcus aureus on elastic poly(dimethyl) siloxane substrates // 36th Int. Conf. on Micro & Nano Eng. Genoa, 19–22 September 2010. P. 178.

75. Bayoudh S., Othmane A., Bettaieb F., Bakhrouf A., Ouada H.B., Ponsonnet L. Quantification of the

Microbiol. Lett. 2003; 223(2): 287-292.

63. Speranza G., Gottardi G., Pederzolli C., Lunelli L., Canteri R., Pasquardini L., Carli E., Lui A., Maniglio D., Brugnara M., Anderle M. Role of chemical interactions in bacterial adhesion to polymer surfaces. *Biomaterials.* 2004; 25(11): 2029-2037.

64. Garrett T.R., Bhakoo M., Zhang Z. Bacterial adhesion and biofilms on surfaces. *Progr. Nat. Sci.* 2008; 18(9): 1049-1056.

65. Friedlander R.S., Vlamakisc H., Kimb P., Khanb M., Kolterc R., Aizenberg J. Bacterial flagella explore microscale hummocks and hollows to increase adhesion. *Proceed. Natl. Acad. Sci.* 2013; 110(14): 5624-5629.

66. Hsu L.C., Worobo R.W., Moraru C.I., Fang J., Borca-Tasciuc D.A. Effect of micro- and nanoscale topography on the adhesion of bacterial cells to solid surfaces. *Appl. and Environm. Microbiol.* 2013; 79(8): 2703-2712.

67. Taylor R.L., Verran J., Lees G.C., Ward A.J.P. The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethyl methacrylate. *J. Mater. Sci.: Materials in Medicine.* 1998; 9(1): 17-22.

68. Ma H., Winslow C.J., Logan B.E. Spectral force analysis using atomic force microscopy reveals the importance of surface heterogeneity in bacterial and colloid adhesion to engineered surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2008; 62(2): 232-237.

69. Zhang X., Levanen E., Wang L. Superhydrophobic surfaces for the reduction of bacterial adhesion. *RSC Adv.* 2013; 3(30): 12003-12020.

70. Crick C.R., Parkin I.P., Ismail S., Pratten J. An investigation into bacterial attachment to an elastomeric superhydrophobic surface prepared via aerosol assisted deposition. *Thin Solid Films.* 2011; 519(11): 3722-3727.

71. Muszanska A.K., Nejadnik M.R., Chen Y., Busscher H.J., Van Der Mei H.C., Norde W., Van Den Heuvel E.R. Bacterial adhesion forces with substratum surfaces and the susceptibility of biofilms to antibiotics. *Antimicrob. Agents and Chemother.* 2012; 56(9): 4961-4964.

72. Chen G., Zhu H. Bacterial adhesion to silica sand as related to Gibbs energy variations. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2005; 44(1): 41-48.

73. Zhao Q. Effect of surface free energy of graded Ni-P-PTFE coatings on bacterial adhesion. *Surf. and Coat. Technol.* 2004; 185(2-3): 199-204.

74. Nill P., Loeffler R., Kern D.P., Goehring N., Peschel A. Studying bacterial adhesion forces: Staphylococcus aureus on elastic poly(dimethyl)siloxane substrates. 36th Int. Conf. on Micro & Nano Eng. Genoa, 19-22 September 2010. P. 178.

75. Bayoudh S., Othmane A., Bettaieb F., Bakhrouf A., Ouada H.B., Ponsonnet L. Quantification of the adhesion free energy between bacteria and hydrophobic and hydrophilic substrata. *Mater. Sci. and Eng.: C.* 2006;

adhesion free energy between bacteria and hydrophobic and hydrophilic substrata // Mater. Sci. and Eng.: C. 2006. V. 26. Iss. 2-3. P. 300–305.

76. Satriano C., Messina G.M.L., Carnazza S., Guglielmino S., Marletta G. Bacterial adhesion onto nanopatterned polymer surfaces // Mater. Sci. and Eng.: C. 2006. V. 26. Iss. 5-7. P. 942–946.

77. Boks N.P., Kaper H.J., Norde W., van der Mei H.C., Busscher H.J. Mobile and immobile adhesion of staphylococcal strains to hydrophilic and hydrophobic surfaces // J. Colloid and Interface Sci. 2009. V. 331. Iss. 1. P. 60–64.

78. Tsibouklis J., Stone M., Thorpe A.A., Graham P., Peters V., Heerlien R., Smith J.R., Green K.L., Nevell T.G. Preventing bacterial adhesion onto surfaces: the low-surface-energy approach // Biomaterials. 1999. V. 20. Iss. 13. P. 1229–1235.

79. Thorpe A.A., Peters V., Smith J.R., Nevell T.G., Tsibouklis J. Poly(methylpropenoxyfluoroalkylsil oxane)s: a class of fluoropolymers capable of inhibiting bacterial adhesion onto surfaces // J. Fluor. Chem. 2000. V. 104. Iss. 1. P. 37–45.

80. Yeniyol C.O., Tuna A., Yener H., Zeyrek N., Tilki A., Coskuner A. Bacterial colonization of double J stents and bacteriuria frequency // Int. Urol. and Nephrol. 2002. V. 34. Iss. 2. P. 199–202.

81. Sohn E.-H., Kim J., Kim B.G., Kang J. I., Chung J.-S., Ahn J., Yoon J., Lee J.-C. Inhibition of bacterial adhesion on wellordered comb-like polymer surfaces // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2010. V. 77. Iss. 2. P. 191–199.

82. Nejadnik M.R., van der Mei H.C., Norde W., Busscher H.J. Bacterial adhesion and growth on a polymer brush-coating // Biomaterials. 2008. V. 29. Iss. 30. P. 4117–4121.

83. Ostuni E., Chapman R.G., Liang M.N., Meluleni G., Pier G., Ingber D.E., Whitesides G.M. Self-assembled monolayers that resist the adsorption of proteins and the adhesion of bacterial and mammalian cells // Langmuir: the ACS J. Surfaces and Colloids. 2001. V. 17. Iss. 20. P. 6336–6343.

84. Nurioglu A.G., Esteves A.C.C., De With G. Non-toxic, non-biocide-release antifouling coatings based on molecular structure design for marine applications // J. Mater. Chem. B. 2015. V. 3. Iss. 32. P. 6547–6570.

85. Ki D.P., Young S.K., Dong K.H., Young H.K., Eun H.B.L., Hwal S., Kyu S.C. Bacterial adhesion on PEG modified polyurethane surfaces // Biomaterials. 1998. V. 19. Iss. 7-9. P. 851–859.

86. Bruinsma G.M., van der Mei H.C., Busscher H.J. Bacterial adhesion to surface hydrophilic and hydrophobic contact lenses // Biomaterials. 2001. V. 22. Iss. 24. P. 3217–3224.

87. Herrero M., Navarro R., Grohens Y., Reinecke H., Mijangos C. Controlled wet-chemical modification

26(2-3): 300-305.

76. Satriano C., Messina G.M.L., Carnazza S., Guglielmino S., Marletta G. Bacterial adhesion onto nanopatterned polymer surfaces. *Mater. Sci. and Eng.: C.* 2006; 26(5-7): 942-946.

77. Boks N.P., Kaper H.J., Norde W., van der Mei H.C., Busscher H.J. Mobile and immobile adhesion of staphylococcal strains to hydrophilic and hydrophobic surfaces. *J. Colloid and Interface Sci.* 2009; 331(1): 60-64.

78. Tsibouklis J., Stone M., Thorpe A.A., Graham P., Peters V., Heerlien R., Smith J.R., Green K.L., Nevell T.G. Preventing bacterial adhesion onto surfaces: the low-surface-energy approach. *Biomaterials.* 1999; 20(13): 1229-1235.

79. Thorpe A.A., Peters V., Smith J.R., Nevell T.G., Tsibouklis J. Poly(methylpropenoxyfluoroalkylsil oxane)s: a class of fluoropolymers capable of inhibiting bacterial adhesion onto surfaces. *J. Fluor. Chem.* 2000; 104(1): 37-45.

80. Yeniyol C.O., Tuna A., Yener H., Zeyrek N., Tilki A., Coskuner A. Bacterial colonization of double J stents and bacteriuria frequency. *Int. Urol. and Nephrol.* 2002; 34(2): 199-202.

81. Sohn E.-H., Kim J., Kim B.G., Kang J. I., Chung J.-S., Ahn J., Yoon J., Lee J.-C. Inhibition of bacterial adhesion on wellordered comb-like polymer surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2010; 77(2): 191-199.

82. Nejadnik M.R., van der Mei H.C., Norde W., Busscher H.J. Bacterial adhesion and growth on a polymer brush-coating. *Biomaterials.* 2008; 29(30): 4117-4121.

83. Ostuni E., Chapman R.G., Liang M.N., Meluleni G., Pier G., Ingber D.E., Whitesides G.M. Self-assembled monolayers that resist the adsorption of proteins and the adhesion of bacterial and mammalian cells. *Langmuir: the ACS J. Surfaces and Colloids.* 2001; 17(20): 6336-6343.

84. Nurioglu A.G., Esteves A.C.C., De With G. Non-toxic, non-biocide-release antifouling coatings based on molecular structure design for marine applications. *J. Mater. Chem. B.* 2015; 3(32): 6547-6570.

85. Ki D.P., Young S.K., Dong K.H., Young H.K., Eun H.B.L., Hwal S., Kyu S.C. Bacterial adhesion on PEG modified polyurethane surfaces. *Biomaterials.* 1998; 19(7-9): 851-859.

86. Bruinsma G.M., van der Mei H.C., Busscher H.J. Bacterial adhesion to surface hydrophilic and hydrophobic contact lenses. *Biomaterials.* 2001; 22(24): 3217-3224.

87. Herrero M., Navarro R., Grohens Y., Reinecke H., Mijangos C. Controlled wet-chemical modification and bacterial adhesion on PVC-surfaces. *Polym. Degrad. and Stab.* 2006; 91(9): 1915-1918.

and bacterial adhesion on PVC-surfaces // Polym. Degrad. and Stab. 2006. V. 91. Iss. 9. P. 1915–1918.

88. Krsko P., Kaplan J.B., Libera M. Spatially controlled bacterial adhesion using surface-patterned poly(ethylene glycol) hydrogels // Acta Biomater. 2009. V. 5. Iss. 2. P. 589–596.

89. Saldarriaga Fernandez I.C., van der Mei H.C., Lochhead M.J., Grainger D.W., Busscher H.J. The inhibition of the adhesion of clinically isolated bacterial strains on multi-component cross-linked poly(ethylene glycol)-based polymer coatings // Biomaterials. 2007. V. 28. Iss. 28. P. 4105–4112.

90. Lee H.J., Park K.D., Park H.D., Lee W.K., Han D.K., Kim S.H., Kim Y.H. Platelet and bacterial repellence on sulfonated poly(ethylene glycol)-acrylate copolymer surfaces // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2000. V. 18. Iss. 3-4. P. 355–370.

91. Baumgartner J.N., Chang Z.Y., Cooper S.L. Physical property analysis and bacterial adhesion on a series of phosphonated polyurethanes // Biomaterials. 1997. V. 18. Iss. 12. P. 831–837.

92. Park J.H., Cho Y.W., Kwon I.C., Jeong S.Y., Bae Y.H. Assessment of PEO/PTMO multiblock copolymer/segmented polyurethane blends as coating materials for urinary catheters: in vitro bacterial adhesion and encrustation behavior // Biomaterials. 2002. V. 23. Iss. 19. P. 3991–4000.

93. Karabanova L.V., Sergeeva L.M., Mikhalovska S.V., Meikle S.T., Helias M., Lloyd W. Semi-interpenetrating polymer networks based on polyurethane and poly(vinyl pyrrolidone) obtained by photopolymerization: structure-property relationships and bacterial adhesion // Polym. Eng. and Sci. 2004. V. 44. Iss. 5. P. 940–947.

94. Shi L., Ardehali R., Caldwell K.D., Valint P. Mucin coating on polymeric material surfaces to suppress bacterial adhesion // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2000. V. 17. Iss. 4. P. 229–239.

95. Chua P.H., Neoh K.G., Kang E.T., Wang W. Surface functionalization of titanium with hyaluronic acid/chitosan polyelectrolyte multilayers and RGD for promoting osteoblast functions and inhibiting bacterial adhesion // Biomaterials. 2008. V. 29. Iss. 10. P. 1412–1421.

96. Cadieux P., Watterson J.D., Denstedt J., Harbottle R.R., Puskas J., Howard J., Gan B.S., Reid G. Potential application of polyisobutylene-polystyrene and a lactobacillus protein to reduce the risk of device-associated urinary tract infections // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2003. V. 28. Iss. 2-3. P. 95–105.

97. DiTizio V., Ferguson G.W., Mittelman M.W., Khoury A.E., Bruce A.W., DiCosmo F. A liposomal hydrogel for the prevention of bacterial adhesion to catheters // Biomaterials. 1998. V. 19. Iss. 20. P. 1877–1884.

88. Krsko P., Kaplan J.B., Libera M. Spatially controlled bacterial adhesion using surface-patterned poly(ethylene glycol) hydrogels. *Acta Biomater.* 2009; 5(2): 589-596.

89. Saldarriaga Fernandez I.C., van der Mei H.C., Lochhead M.J., Grainger D.W., Busscher H.J. The inhibition of the adhesion of clinically isolated bacterial strains on multi-component cross-linked poly(ethylene glycol)-based polymer coatings. *Biomaterials.* 2007; 28(28): 4105-4112.

90. Lee H.J., Park K.D., Park H.D., Lee W.K., Han D.K., Kim S.H., Kim Y.H. Platelet and bacterial repellence on sulfonated poly(ethylene glycol)-acrylate copolymer surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2000; 18(3-4): 355-370.

91. Baumgartner J.N., Chang Z.Y., Cooper S.L. Physical property analysis and bacterial adhesion on a series of phosphonated polyurethanes. *Biomaterials.* 1997; 18(12): 831-837.

92. Park J.H., Cho Y.W., Kwon I.C., Jeong S.Y., Bae Y.H. Assessment of PEO/PTMO multiblock copolymer/segmented polyurethane blends as coating materials for urinary catheters: in vitro bacterial adhesion and encrustation behavior. *Biomaterials.* 2002; 23(19): 3991-4000.

93. Karabanova L.V., Sergeeva L.M., Mikhalovska S.V., Meikle S.T., Helias M., Lloyd W. Semi-interpenetrating polymer networks based on polyurethane and poly(vinyl pyrrolidone) obtained by photopolymerization: structure-property relationships and bacterial adhesion. *Polym. Eng. and Sci.* 2004; 44(5): 940-947.

94. Shi L., Ardehali R., Caldwell K.D., Valint P. Mucin coating on polymeric material surfaces to suppress bacterial adhesion. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2000; 17(4): 229-239.

95. Chua P.H., Neoh K.G., Kang E.T., Wang W. Surface functionalization of titanium with hyaluronic acid/chitosan polyelectrolyte multilayers and RGD for promoting osteoblast functions and inhibiting bacterial adhesion. *Biomaterials.* 2008; 29(10): 1412-1421.

96. Cadieux P., Watterson J.D., Denstedt J., Harbottle R.R., Puskas J., Howard J., Gan B.S., Reid G. Potential application of polyisobutylene-polystyrene and a lactobacillus protein to reduce the risk of device-associated urinary tract infections. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2003; 28(2-3): 95-105.

97. DiTizio V., Ferguson G.W., Mittelman M.W., Khoury A.E., Bruce A.W., DiCosmo F. A liposomal hydrogel for the prevention of bacterial adhesion to catheters. *Biomaterials.* 1998; 19(20): 1877-1884.

98. Arciola C.R., Cenni E., Pizzoferrato A., Maltarello M.C. Disposable contact lenses and bacterial adhesion. In vitro comparison between ionic/high-water-content and non-ionic/low-water-content lenses.

98. Arciola C.R., Cenni E., Pizzoferrato A., Maltarello M.C. Disposable contact lenses and bacterial adhesion. In vitro comparison between ionic/high-water-content and non-ionic/low-water-content lenses // Biomaterials. 1995. V. 16. Iss. 9. P. 685–690.

99. Wei J., Ravn D.B., Gram L., Kingshott P. Stainless steel modified with poly(ethylene glycol) can prevent protein adsorption but not bacterial adhesion // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2003. V. 32. Iss. 4. P. 275–291.

100. Kiil S., Dam-Johansen K., Weinell C.E., Pedersen M.S. Seawater-soluble pigments and their potential use in self-polishing antifouling paints: simulation-based screening tool // Progr. Org. Coat. 2002. V. 45. Iss. 4. P. 423–434.

101. Monfared H., Sharif F. Design guidelines for development of tin-free antifouling self-polishing coatings using simulation // Progr. Org. Coat. 2008. V. 63. Iss. 1. P. 79–86.

102. Yebra D.M., Kiil S., Dam-Johansen K. Antifouling technology – past, present and future steps towards efficient and environmentally friendly antifouling coatings // Progr. Org. Coat. 2004. V. 50. Iss. 2. P. 75–104.

103. Samui A.B., Chavan J.G., Hande V.R. Study on film forming organo-copper polymer // Progr. Org. Coat. 2006. V. 57. Iss. 4. P. 301–306.

104. Ananda Kumar S., Sasikumar A. Studies on novel silicone/phosphorus/sulphur containing nano-hybrid epoxy anticorrosive and antifouling coatings // Progr. Org. Coat. 2010. V. 68. Iss. 3. P. 189–200.

105. Joyce T.J., Grigg H., Langton D.J., Nargol A.V.F. Quantification of self-polishing in vivo from explanted metal-on-metal total hip replacements // Tribol. Int. 2011. V. 44. Iss. 5. P. 513–516.

106. De La Rosa V.R. Poly(2-oxazoline)s as materials for biomedical applications // J. Mater. Sci.: Materials in Medicine. 2014. V. 25. Iss. 5. P. 1211–1225.

107. Valkirs A.O., Seligman P.F., Haslbeck E., Caso J.S. Measurement of copper release rates from antifouling paint under laboratory and in situ conditions: implications for loading estimation to marine water bodies // Marine Pollut. Bull. 2003. V. 46. Iss. 6. P. 763–779.

108. Camail M., Humbert M., Margaillan A., Riondel A., Vernet J.L. New acrylic titanium polymers: 1. Synthesis and characterisation of new titanium trialkoxide methacrylate monomers prepared via the esterification of methacrylic acid by titanium tetraalkoxides // Polymer. 1998. V. 39. Iss. 25. P. 6525–6531.

109. Camail M., Humbert M., Margaillan A., Vernet J.L. New acrylic titanium polymers: 2. Synthesis and characterization of organotitanium polymers // Polymer. 1998. V. 39. Iss. 25. P. 6533–6539.

Biomaterials. 1995; 16(9): 685-690.

99. Wei J., Ravn D.B., Gram L., Kingshott P. Stainless steel modified with poly(ethylene glycol) can prevent protein adsorption but not bacterial adhesion. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.* 2003; 32(4): 275-291.

100. Kiil S., Dam-Johansen K., Weinell C.E., Pedersen M.S. Seawater-soluble pigments and their potential use in self-polishing antifouling paints: simulation-based screening tool. *Progr. Org. Coat.* 2002; 45(4): 423-434.

101. Monfared H., Sharif F. Design guidelines for development of tin-free antifouling self-polishing coatings using simulation. *Progr. Org. Coat.* 2008; 63(1): 79-86.

102. Yebra D.M., Kiil S., Dam-Johansen K. Antifouling technology – past, present and future steps towards efficient and environmentally friendly antifouling coatings. *Progr. Org. Coat.* 2004; 50(2): 75-104.

103. Samui A.B., Chavan J.G., Hande V.R. Study on film forming organo-copper polymer. *Progr. Org. Coat.* 2006; 57(4): 301-306.

104. Ananda Kumar S., Sasikumar A. Studies on novel silicone/phosphorus/sulphur containing nano-hybrid epoxy anticorrosive and antifouling coatings. *Progr. Org. Coat.* 2010; 68(3): 189-200.

105. Joyce T.J., Grigg H., Langton D.J., Nargol A.V.F. Quantification of self-polishing in vivo from explanted metal-on-metal total hip replacements. *Tribol. Int.* 2011; 44(5): 513-516.

106. De La Rosa V.R. Poly(2-oxazoline)s as materials for biomedical applications. *J. Mater. Sci.: Materials in Medicine.* 2014; 25(5): 1211-1225.

107. Valkirs A.O., Seligman P.F., Haslbeck E., Caso J.S. Measurement of copper release rates from antifouling paint under laboratory and in situ conditions: implications for loading estimation to marine water bodies. *Marine Pollut. Bull.* 2003; 46(6): 763-779.

108. Camail M., Humbert M., Margaillan A., Riondel A., Vernet J.L. New acrylic titanium polymers: 1. Synthesis and characterization of new titanium trialkoxide methacrylate monomers prepared via the esterification of methacrylic acid by titanium tetraalkoxides. *Polymer.* 1998; 39(25): 6525-6531.

109. Camail M., Humbert M., Margaillan A., Vernet J.L. New acrylic titanium polymers: 2. Synthesis and characterization of organotitanium polymers. *Polymer.* 1998; 39(25): 6533-6539.

110. Li J., Liu Y., Jiang Z., Ma K., Ren X., Huang T.-S. Antimicrobial cellulose modified with nanotitania and cyclic n-halamine. *Ind. and Eng. Chem. Res.* 2014; 53(33): 13058-13064.

111. Yonehara Y., Yamashita H., Kawamura C., Itoh K. A new antifouling paint based on a zinc acrylate

110. Li J., Liu Y., Jiang Z., Ma K., Ren X., Huang T.-S. Antimicrobial cellulose modified with nanotitania and cyclic n-halamine // Ind. and Eng. Chem. Res. 2014. V. 53. Iss. 33. P. 13058–13064.

111. Yonehara Y., Yamashita H., Kawamura C., Itoh K. A new antifouling paint based on a zinc acrylate copolymer // Progr. Org. Coat. 2001. V. 42. Iss. 3-4. P. 150–158.

112. Mirabedini S.M., Pazoki S., Esfandeh M., Mohseni M., Akbari Z. Comparison of drag characteristics of self-polishing co-polymers and silicone foul release coatings: a study of wettability and surface roughness // Progr. Org. Coat. 2006. V. 57. Iss. 4. P. 421–429.

113. Bakhshi H., Yeganeh H., Yari A., Nezhad S.K. Castor oil-based polyurethane coatings containing benzyl triethanol ammonium chloride: synthesis, characterization, and biological properties // J. Mater. Sci. 2014. V. 49. Iss. 15. P. 5365–5377.

114. Coma V., Freire V., Silvestre A.J.D. Recent advances on the development of antibacterial polysaccharide-based materials / In: Polysaccharides: Bioactivity and Biotechnology. Springer Int. Publ., 2015. P. 1751–1803.

115. Yebra D.M., Kiil S., Weinell C.E., Dam-Johansen K. Effects of marine microbial biofilms on the biocide release rate from antifouling paints-a model-based analysis // Progr. Org. Coat. 2006. V. 57. Iss. 1. P. 56–66.

116. Evans S.M., Nicholson G.J. The use of imposex to assess tributyltin contamination in coastal waters and open seas // The Science of the Total Environment. 2000. V. 258. Iss. 1-2. P. 73–80.

117. Michel P., Averty B., Andral B., Chiffoleau J.F., Galgani F. Tributyltin along the coasts of corsica (western mediterranean): a persistent problem // Marine Pollut. Bull. 2001. V. 42. Iss. 11. P. 1128–1132.

118. Birchenough A.C., Barnes N., Evans S.M., Hinz H., Kronke I., Moss C. A review and assessment of tributyltin contamination in the North Sea, based on surveys of butyltin tissue burdens and imposex/intersex in four species of neogastropods // Marine Pollut. Bull. 2002. V. 44. Iss. 6. P. 534–543.

119. Biomedical polymers / ed. M. Jenkins. Cambridge: Woodhead Publ., 2007. 236 p.

120. Bieser A.M., Thomann Y., Tiller J.C. Contact-active antimicrobial and potentially self-polishing coatings based on cellulose // Macromol. Biosci. 2011. V. 11. Iss. 1. P. 111–121.

copolymer. *Progr. Org. Coat.* 2001; 42(3-4): 150-158.

112. Mirabedini S.M., Pazoki S., Esfandeh M., Mohseni M., Akbari Z. Comparison of drag characteristics of self-polishing co-polymers and silicone foul release coatings: a study of wettability and surface roughness. *Progr. Org. Coat.* 2006: 57(4): 421-429.

113. Bakhshi H., Yeganeh H., Yari A., Nezhad S.K. Castor oil-based polyurethane coatings containing benzyl triethanol ammonium chloride: synthesis, characterization, and biological properties. *J. Mater. Sci.* 2014; 49(15): 5365-5377.

114. Coma V., Freire V., Silvestre A.J.D. Recent advances on the development of antibacterial polysaccharide-based materials. In: Polysaccharides: Bioactivity and Biotechnology. *Springer Int. Publ.*, 2015: 1751-1803.

115. Yebra D.M., Kiil S., Weinell C.E., Dam-Johansen K. Effects of marine microbial biofilms on the biocide release rate from antifouling paints-a model-based analysis. *Progr. Org. Coat.* 2006; 57(1): 56-66.

116. Evans S.M., Nicholson G.J. The use of imposex to assess tributyltin contamination in coastal waters and open seas. *The Science of the Total Environment.* 2000; 258(1-2): 73-80.

117. Michel P., Averty B., Andral B., Chiffoleau J.F., Galgani F. Tributyltin along the coasts of corsica (western mediterranean): a persistent problem. *Marine Pollut. Bull.* 2001; 42(11): 1128-1132.

118. Birchenough A.C., Barnes N., Evans S.M., Hinz H., Kronke I., Moss C. A review and assessment of tributyltin contamination in the North Sea, based on surveys of butyltin tissue burdens and imposex/intersex in four species of neogastropods. *Marine Pollut. Bull.* 2002; 44(6): 534-543.

119. Biomedical polymers / ed. M. Jenkins. Cambridge: Woodhead Publ., 2007. 236 p.

120. Bieser A.M., Thomann Y., Tiller J.C. Contact-active antimicrobial and potentially self-polishing coatings based on cellulose. *Macromol. Biosci.* 2011; 11(1): 111-121.

Об авторах:

Люсова Людмила Ромуальдовна, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой химии и технологии переработки эластомеров им. Ф.Ф. Кошелева Института тонких химических технологий им. М.В. Ломоносова ФГБОУ ВО «МИРЭА – Российский технологический университет» (119571, Россия, Москва, просп. Вернадского, д. 86).

Ильин Андрей Александрович, кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры химии и технологии переработки эластомеров им. Ф.Ф. Кошелева Института тонких химических технологий им. М.В. Ломоносова ФГБОУ ВО «МИРЭА – Российский технологический университет» (119571, Россия, Москва, просп. Вернадского, д. 86).

Шибряева Людмила Сергеевна, доктор химических наук, профессор, ведущий научный сотрудник ФГБУН «Институт биохимической физики им. Н.М. Эмануэля Российской академии наук» (119334, Россия, Москва, ул. Косыгина, д. 4); ведущий научный сотрудник ФГБНУ «Федеральный научный агроинженерный центр ВИМ» (109428, Россия, Москва, 1-й Институтский проезд, д. 5).

About the authors:

Lyudmila R. Lyusova, D.Sc. (Engineering), Professor, Head of the F.F. Koshelev Chair of Chemistry and Technology of Elastomers Processing, M.V. Lomonosov Institute of Fine Chemical Technologies, MIREA – Russian Technological University (86, Vernadskogo pr., Moscow 119571,Russia).

Andrey A. Ilyin, Ph.D. (Engineering), Senior Lecturer of the F.F. Koshelev Chair of Chemistry and Technology of Elastomers Processing, M.V. Lomonosov Institute of Fine Chemical Technologies, MIREA – Russian Technological University (86, Vernadskogo pr., Moscow 119571, Russia).

Lyudmila S. Shibryaeva, D.Sc. (Chemistry), Professor, Leading Researcher of the N.M. Emanuel Institute of Biochemical Physics of the Russian Academy of Sciences (4, Kosygin St., Moscow 119334, Russia); Leading Researcher of the Federal Scientific Agroengineering Center VIM (5, 1st Institutskiy driveway, Moscow 109428, Russia).

Для цитирования: Люсова Л.Р., Ильин А.А., Шибряева Л.С. Способы борьбы с биопленками на поверхности полимерных материалов // Тонкие химические технологии / Fine Chemical Technologies. 2018. Т. 13. № 6. С. 5–27. DOI: 10.32362/2410-6593-2018-13-6-5-27

For citation: Lyusova L.R., Ilyin A.A., Shibryaeva L.S. Methods of preventing biofilms formation on the surfaces of polymer materials. *Tonkie khimicheskie tekhnologii / Fine Chemical Technologies.* 2018; 13(6): 5-27. (in Russ.). DOI: 10.32362/2410-6593-2018-13-6-5-27