

И.А. Воронов,
к.м.н., ассистент кафедры комплексного
зубочелюстного протезирования

Е.В. Ипполитов,
к.м.н., доцент кафедры микробиологии,
вирусологии, иммунологии

В.Н. Царев,
д.м.н., профессор, директор
Научно-исследовательского медико-
стоматологического института, зав.
кафедрой микробиологии, вирусологии,
иммунологии

МГМСУ им. А.И. Евдокимова

Подтверждение протективных свойств нового покрытия из карбида кремния «Панцирь» при моделировании микробной адгезии, колонизации и биодеструкции на образцах стоматологических базисных полимеров

Резюме. Моделирование процессов микробной адгезии, колонизации и биодеструкции на образцах базисных ортопедических полимеров *in vitro* и изучение протективных свойств покрытия «Панцирь», полученного методом ионно-плазменного напыления карбида кремния, показали, что покрытие «Панцирь» из карбида кремния существенно снижает уровень первичной микробной адгезии клинически значимых штаммов, населяющих полость рта. Все исследуемые образцы базисных ортопедических стоматологических пластмасс подвержены микробной колонизации представителями грамположительной кокковой флоры, грамотрицательных бактерий пародонтопатогенной группы, дрожжевых грибов рода *Candida*. Первичная микробная адгезия и последующее формирование биопленки существенно различаются у материалов разных групп (акриловые пластмассы, полиуретан, силикон), что определяется физико-химическими свойствами полимеров и адгезивной способностью разных видов микроорганизмов. Применение новой технологии нанесения покрытия из карбида кремния «Панцирь» статистически достоверно снижает процессы микробной адгезии, колонизации и препятствует последующей биодеструкции, что позволяет рассматривать его как важный протективный компонент протеза.

Ключевые слова: микробная адгезия, колонизация, биодеструкция, базисные ортопедические полимеры, покрытие карбида кремния

Для изготовления зубных, зубочелюстных протезов предложена методика ионно-плазменного напыления карбида кремния SiC, которая впервые проведена с использованием высоковакуумного агрегата М 3.000.000 лаборатории ионно-плазменного напыления НИИ вакуумной техники им. С.А. Векшинского (ОАО «НИИВТ им. С.А. Векшинского», Москва). Разработанное ионно-плазменное покрытие зубных протезов карбидом кремния получило рабочее название «Панцирь». Формирование защитной пленки карбида кремния происходит в результате бомбардировки поверхности базисов пучком ускоренных ионов кремнийорганического соединения — гексаметилциклотрисилоксана

Summary. Modeling of bacterial adhesion, colonization and biological degradation in samples of basic orthopedic polymers *in vitro* and study the protective properties of the coating, «armor», produced by the method of ion-plasma deposition of silicon carbide, have shown that the coating «armor» of silicon carbide significantly reduces the level of primary microbial adhesion clinically relevant strains inhabiting the mouth. All test samples of basic prosthetic dental plastics susceptible to microbial colonization of the representatives of the gram-positive coccal flora, Gram-negative bacteria periodontal pathogenic group yeast genus *Candida*. Initial microbial adhesion and subsequent biofilm formation significantly different in different groups of material (plastic, acrylic, polyurethane, silicone) that is determined by the physicochemical properties of polymers and adhesive ability of various microbial species. Application of new technology coating of silicon carbide «armor» significantly reduces the microbial processes of adhesion, colonization and prevents subsequent biodestruction that allows us to consider it as an important protective component of the prosthesis.

Key words: bacterial adhesion, colonization, biodestruction, basic orthopedic polymers, silicon carbide coating

($C_6H_{18}O_3Si_3$). При ударах ускоренных ионов о поверхность происходит диссоциация ионов и образование пленки карбида кремния. Пучок ионов аргона применяется также для очистки поверхностей базисов протезов от загрязнений путем распыления материала на поверхности, а также активации покрываемой поверхности протеза. Для нанесения ионно-плазменного покрытия карбидом кремния на зубной протез толщиной 400 нм требуется около 20 мин, а 1600 нм — 1 час 20 мин. Технология напыления запатентована сотрудниками лаборатории [4, 9].

По данным проведенных исследований, покрытие «Панцирь» существенно повышает прочностные

характеристики базисов ортопедических конструкций, снижает выброс токсичных мономеров, улучшает биосовместимость и повышает устойчивость базисов к деформации (коррозии) [4, 8, 13, 14].

Впервые применение композита с SiC было предложено за рубежом в качестве материала для изготовления медицинских имплантатов для замещения костной ткани, применения в стоматологии и ортопедии. Помимо отличных физико-механических свойств композит показал биосовместимость при имитации *in vitro* условий жидкой среды организма [13]. Было показано, что SiC и гидроксипатит (ГАП) в равной степени биосовместимы в отношении фагоцитоза [16], при этом если частицы SiC размером 5 мкм ингибировали рост клеточной культуры на одну треть, то титановые штифты, покрытые SiC, не оказывали негативного влияния на пролиферацию, что позволило спрогнозировать биосовместимость имплантатов с покрытием SiC. Покрытие искусственного сустава из SiC предотвращало воспаление, накопление в фагоцитах частиц полиэтилена, костного цемента и хромокобальтового сплава и способствовало формированию костной ткани [11].

Перспективным является создание протезов из SiC в сочетании с ГАП. При этом особое внимание привлекает золь-гельный синтез ГАП, позволяющий достичь высокой химической гомогенности, что в сочетании с правильной структурой SiC дает превосходную биосовместимость и прочность материала [15]. Существуют также подходы, в которых SiC в основании имплантата выступает в роли сенсора, позволяющего оценивать рост прилегающей костной ткани на ранних и поздних стадиях регенерации [17].

Однако патогенетические процессы, возникающие в полости рта при использовании ортопедических конструкций (протезов), и их механизмы в значительной степени остаются не раскрытыми. Вместе с тем данный вопрос имеет первостепенное значение в свете применения SiC в жидких средах организма, изготовлении покрытий для имплантатов и биосенсоров, а также различных вариантов протезов, что явилось основанием для проведения описанных выше исследований *in vitro* и *in vivo* [11, 12, 15, 17].

Вместе с тем следует отметить, что акриловые пластмассы и другие базисные полимеры являются прекрасным субстратом для микробной колонизации, однако в отечественной литературе имеются лишь единичные исследования взаимодействия базисных материалов с микробной биопленкой, возникающей в условиях текучей среды полости рта [2, 3, 6, 10]. Что касается исследования формирования биопленок и процессов последующей биодеструкции исследуемого покрытия из карбида кремния, то такие работы вообще не проводились, что и явилось основанием для выполнения нашего исследования.

Цель исследования: моделирование процессов микробной адгезии, колонизации и биодеструкции на образцах базисных ортопедических полимеров *in vitro* и изучение протективных свойств покрытия

«Панцирь», полученного методом ионно-плазменного напыления карбида кремния.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Проведены испытания образцов материалов для изготовления зубных протезов (всего 6 базисных материалов), представляющих собой производные полиакриловых пластмасс — «Фторакс» (АО «Стома», Украина), «Acry-Free» (Perflex Ltd., Израиль), «Quattro Ti Dental D» (Quattro Ti S.r.l, Италия); полиуретана — «Денталур» (ОАО НИИР, Россия) и силикона — «Valplast» (Valplast Int Corp., США), «Molloplast-B» (Detax Dental GmbH & Co.KG, Германия).

В строгом соответствии с инструкцией по применению материалов в лаборатории кафедры комплексного зубопротезирования МГМСУ, из материалов «Денталур» и «Quattro Ti Dental D» в условиях зуботехнической лаборатории «Дженсер Дент» (Москва) были приготовлены образцы базисов зубных протезов размером 100×100×2 мм. Все они были подвергнуты тщательной шлифовке. При этом обе стороны образцов не были полированными. В соответствии с рекомендованной технологией [4, 9], на каждый второй образец из каждого материала было нанесено покрытие «Панцирь» толщиной 800 нм. Из пластмассы «Фторакс» готовили образцы с покрытием «Панцирь» толщиной 200, 400 и 800 нм. Контролем служили образцы базисов зубных протезов без покрытия.

Для микробиологического исследования адгезии и сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) биопленок при помощи стального стоматологического сепарационного диска вырезали фрагменты образцов базисов зубных протезов размером примерно 10×10×2 мм. Для каждого исследования было подготовлено по 3 образца каждой базисной пластмассы на каждый срок инкубации, а из пластмассы «Фторакс» — 12 образцов (по 3 для каждой толщины покрытия).

Индексную оценку первичной микробной адгезии с образцами базисных полимерных материалов проводили традиционным методом [5]. Все бактериологические исследования были выполнены в бактериологической лаборатории кафедры микробиологии, вирусологии, иммунологии МГМСУ им. А.И. Евдокимова.

В экспериментах *in vitro* использовали различные тест-штаммы микробов: 1 — тест-штаммы пародонтопатогенной группы бактерий — клинические изоляты, выделенные из пародонтальных карманов больных пародонтитом (*Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum*), 2 — тест-штаммы условно-патогенной группы бактерий — референтный штамм *Staphylococcus aureus* ATCC 29213, клинический изолят *Streptococcus sanguinis*, 3 — тест-штаммы дрожжевых грибов — референтные штаммы *Candida albicans* NCTC 885-653 и *Candida Krusei* ATCC 24408.

Выбор штаммов микроорганизмов определялся их значимостью в развитии воспалительных процессов

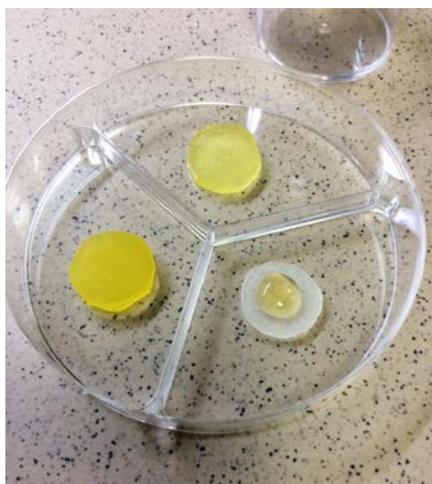


Рис. 1. Нанесение взвеси тест-штамма *Candida albicans* на образцы базисных стоматологических материалов

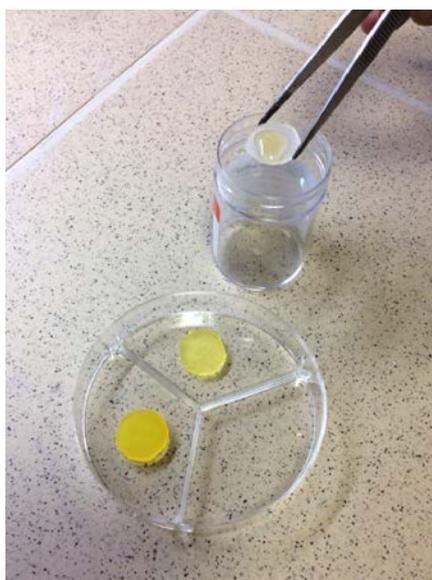


Рис. 2. Перенос образца с нанесенным тест-штаммом в емкость для последующей ультразвуковой обработки



Рис. 3. Обработка образца стоматологической пластмассы с тест-штаммом в ультразвуковой ванночке «UltraEst-M» (ООО «Геософт», РФ)

полости рта, а постановка эксперимента первичной адгезии соответствовала общепринятому алгоритму [3, 5, 10].

Для проведения методики оценки первичной адгезии идентичные исследуемые образцы стоматологических материалов размером $100 \times 100 \times 2$ мм помещали в чашку Петри; затем на поверхность наносили взвесь суточной культуры микроорганизмов тест-штаммов в количестве 100 мкл. Количество бактерий в 1 мл взвеси составляло 10^8 КОЕ/мл в соответствии со стандартом мутности 0,5 McFarland, грибов — 10^6 КОЕ/мл. Экспозиция — 40 минут в анаэроостате при 37°C (для анаэробных бактерий), а для грибов — в обычных условиях при комнатной температуре (рис. 1).

Процедура постановки эксперимента соответствовала стандартному протоколу с использованием обработки образцов с адгезированными тест-штаммами ультразвуком и последующим бактериологическим учетом числа выросших колоний [5].

Для обработки ультразвуком использовали ультразвуковую ванну «Ultra-Est-M» (НПФ «Геософт», Россия). Экспозиция образцов составляла 10 минут при частоте 60 кГц, что позволяло перевести во взвешенное состояние микробные клетки, вступившие в процесс в первичной адгезии

с поверхностью стоматологического материала (рис. 2, 3).

После завершения культивирования с помощью исследовательского стереомикроскопа («Nikon», Япония) подсчитывали количество колоний, выросших на питательных средах (рис. 4), определяли десятичный логарифм и рассчитывали индекс первичной адгезии для каждого образца материала и исследуемых тест-штаммов [5, 10]:

$$I_a = \frac{\lg A}{\lg N},$$

где I_a — индекс первичной адгезии; $\lg A$ — десятичный логарифм прилипших бактерий, определенных культуральным методом; $\lg N$ — десятичный логарифм количества бактерий в исходной взвеси.

Статистическую обработку результатов проводили методом вариационной статистики с вычислением вероятности различий (доверительные различия при $p < 0,05$).

Для дальнейшего изучения процесса взаимодействия бактерий (колонизация, формирование биопленки и биодеструкция) с образцами зубных протезов из различных базисных пластмасс с покрытием «Панцирь» и без покрытия был использован референс-штамм *Staphylococcus aureus*, патогенетически значимый микроорганизм в реализации воспалительных процессов в полости рта [2, 6, 7]. Кон-

центрация бактерий в суточной бульонной культуре составляла 10^4 кл/мл [1, 4]. Для решения поставленных задач была проведена инкубация с бульонной культурой *S. aureus* в концентрации 10^4 кл/мл в жидкой питательной среде Luria-Bertani, в термостате в течение 24, 48 часов, 7, 18 суток при температуре 37°C образцов зубных протезов из 6 базисных пластмасс и проведено изучение в сканирующем электронном микроскопе (СЭМ). Всего подготовлено и изучено в исследованиях СЭМ 108 образцов зубных протезов.

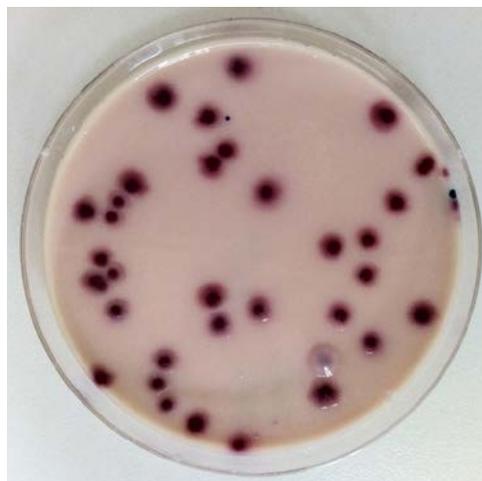


Рис. 4. Рост колоний штамма *Candida albicans* на хромогенной среде после ультразвуковой обработки образца (количественный посев — $4 \cdot 10^3$ КОЕ)

РЕЗУЛЬТАТЫ

При оценке первичной адгезии микробиоты полости рта установлено, что образцы материала «Фторакс» без покрытия, взятые в качестве контроля, отличались достоверно более высоким индексом адгезии всех штаммов, кроме *Fusobacterium nucleatum*. Самый высокий уровень адгезии отмечен для грамположительных кокков — клинического изолята *Streptococcus sanguinis* и референс-штамма *Staphylococcus aureus* — 0,95 и 0,92, адгезивная активность которых к образцам без покрытия превышала таковую у пародонтопатогенного вида *Porphyromonas gingivalis* и дрожжевых грибов рода *Candida* (см. таблицу).

Иная картина наблюдалась при тестировании образцов материала «Фторакс» с покрытием «Панцирь», причем снижение адгезии бактерий и грибов коррелировало с толщиной покрытия. При толщине 200 нм наблюдали достоверное снижение адгезии большинства тест-штаммов, кроме *Fusobacterium nucleatum* и *Candida albicans*, по сравнению с исходными значениями. При толщине 400 нм наблюдали достоверное снижение адгезии всех тест-штаммов, а при толщине 800 нм значения индексов адгезии, как правило, достоверно отличались не только от исходных, но и от полученных при толщине 200 нм ($p < 0,05$).

Аналогичная картина наблюдалась для образцов других материалов с некоторыми особенностями. Так, полимер полиуретана «Денталур» и «Moloplast-B» отличались более низким уровнем адгезии анаэробных штаммов и дрожжевых грибов *Candida albicans* NCTC 885—653, но не *Candida Krusei*, при сохраняющемся высоком уровне адгезии грамположительных

кокков — *Streptococcus sanguinis* и референс-штамма *Staphylococcus aureus*. После нанесения покрытия индексы адгезии достоверно снижались для всех тест-штаммов.

Довольно высокие показатели адгезии грамположительных кокков и грибов отмечены для материалов «Аcry-Free» и особенно для «Quattro Ti» без покрытия, причем наиболее высокие индексы выявлены у грамположительных кокков и дрожжевых грибов *Candida albicans* и *Candida Krusei*. Так, индексы адгезии клинического изолята *Streptococcus sanguinis* и референс-штамма *Staphylococcus aureus* составляли 0,85 и 0,93 соответственно. Однако при нанесении покрытия наблюдалось снижение индексов адгезии этих и тест-штаммов других видов в пределах от 1,5 до 2,5 раз ($p < 0,05$).

Следовательно, покрытие «Панцирь» из карбида кремния существенно снижает уровень первичной микробной адгезии клинически значимых штаммов, населяющих полость рта.

Вместе с тем показано, что исход взаимодействия макроорганизма и зубного протеза, колонизированного микробной флорой, определяется формированием биопленок («биообрастание») и их деструктивным действием на базисный материал («биодеструкция») [2, 7, 10]. Поэтому на базе лаборатории анатомии микроорганизмов НИИ эпидемиологии и микробиологии им. Н.Ф. Гамалеи (зав. лабораторией — д.м.н. Л.В. Диденко) совместно с Автандиловым Г.А., Смирновой Т.А., Шевлягиной Н.В. были проведены соответствующие исследования с применением СЭМ.

Предварительно проводили инкубацию образцов зубных протезов из 6 базисных пластмасс с бульонной

Значения индексов первичной адгезии микробной флоры полости рта к образцам стоматологических (базисных) пластмасс без покрытия и с покрытием «Панцирь»

Образцы базисных пластмасс	<i>Porphyr. gingivalis</i>	<i>Fusobact. nucleatum</i>	<i>Staphyl. aureus</i>	<i>Strept. sanguinis</i>	<i>Candida albicans</i>	<i>Candida Krusei</i>
«Фторакс» без покрытия	0,67±0,04	0,32±0,04 ²	0,92±0,04 ³	0,95±0,05 ³	0,61±0,05	0,86±0,04 ³
«Фторакс» с покрытием «Панцирь»						
• 200 нм	0,59±0,03	0,29±0,03	0,70±0,04 ¹	0,79±0,03 ¹	0,59±0,04	0,62±0,04 ¹
• 400 нм	0,41±0,04 ¹	0,24±0,04 ¹	0,64±0,04 ¹	0,74±0,05 ¹	0,51±0,05 ¹	0,56±0,03 ¹
• 800 нм	0,39±0,04 ¹	0,22±0,03 ¹	0,39±0,03 ¹	0,42±0,04 ¹	0,44±0,04 ¹	0,43±0,03 ¹
«Денталур» без покрытия	0,59±0,05	0,26±0,03 ²	0,86±0,05 ³	0,83±0,05 ³	0,33±0,02 ²	0,61±0,04
«Денталур» с покрытием	0,33±0,04 ¹	0,19±0,02 ¹	0,44±0,04 ¹	0,49±0,03 ¹	0,23±0,02 ¹	0,39±0,03 ¹
Moloplast-B» без покрытия	0,37±0,04	0,27±0,04 ²	0,61±0,05 ³	0,67±0,05 ³	0,44±0,05	0,65±0,04 ³
Moloplast-B» с покрытием	0,25±0,03 ¹	0,17±0,04 ¹	0,32±0,04 ¹	0,34±0,03 ¹	0,28±0,03 ¹	0,37±0,04 ¹
«Аcry-Free» без покрытия	0,46±0,04	0,36±0,05 ²	0,65±0,05 ³	0,66±0,04 ³	0,49±0,03	0,79±0,05 ³
«Аcry-Free» с покрытием	0,36±0,02 ¹	0,18±0,03 ¹	0,38±0,04 ¹	0,39±0,02 ¹	0,36±0,02 ¹	0,38±0,03 ¹
«Quattro Ti» без покрытия	0,65±0,05	0,45±0,04 ²	0,85±0,05 ³	0,93±0,05 ³	0,63±0,04	0,61±0,05
«Quattro Ti» с покрытием	0,35±0,03 ¹	0,31±0,03 ¹	0,37±0,04 ¹	0,46±0,05 ¹	0,35±0,03 ¹	0,36±0,04 ¹
«Valplast» без покрытия	0,51±0,04	0,32±0,04 ²	0,53±0,05	0,41±0,05 ²	0,56±0,05	0,59±0,05
«Valplast» с покрытием	0,31±0,03 ¹	0,23±0,03 ¹	0,21±0,04 ¹	0,23±0,03 ¹	0,31±0,04 ¹	0,35±0,04 ¹

¹ Статистически достоверная разница ($p < 0,05$) при сравнении значений по вертикали — без покрытия и с покрытием «Панцирь»; ² статистически достоверное снижение при сравнении значений по горизонтали со столбцом 1; ³ статистически достоверное повышение при сравнении значений по горизонтали со столбцом 1.

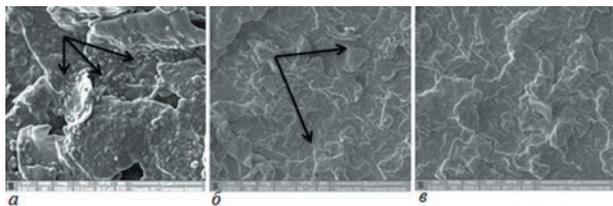


Рис. 5. «Фторакс» с покрытием, инкубация со *S. aureus* 7 суток: а — покрытие «тонкое» 200 нм, $\times 10000$ (множественные очаги колонизации); б — «среднее» 400 нм, $\times 5000$ (единичные очаги колонизации); в — «толстое» 800 нм, $\times 5000$ (отсутствие признаков колонизации)

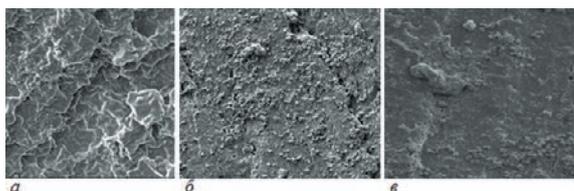


Рис. 6. «Фторакс» с покрытием инкубация со *S. aureus* 18 суток: а — покрытие «тонкое» 200 нм, $\times 5000$ (сплошная складчатая структура биопленки); б — «среднее» 400 нм, $\times 5000$ (множественные очаги колонизации); в — «толстое» 800 нм, $\times 10000$ (единичные очаги колонизации)

культурой *S. aureus* в концентрации 10^4 кл/мл в жидкой питательной среде Luria-Bertani, в термостате в течение 24, 48 часов, 7, 18 суток при температуре 37°C для выращивания биопленки и последующего изучения на СЭМ. Для каждого исследования было подготовлено по 3 образца каждой базисной пластмассы на каждый срок инкубации, а из пластмассы «Фторакс» — 12 образцов (по 3 для каждой толщины покрытия). Всего подготовлено и изучено в исследованиях СЭМ 108 образцов зубных протезов. Поверхность образцов зубных протезов была изучена с помощью двулучевого сканирующего электронного микроскопа Quanta 200 3D (FEI, США) в режимах высокого и низкого вакуума при ускоряющих напряжениях 5, 10 и 25 кВ.

Результаты исследования с применением СЭМ показали, что на 7-е сутки инкубации на поверхности образца появлялась биопленка, которая распространялась на всю поверхность образца к 18-м суткам культивирования (рис. 5 и 6).

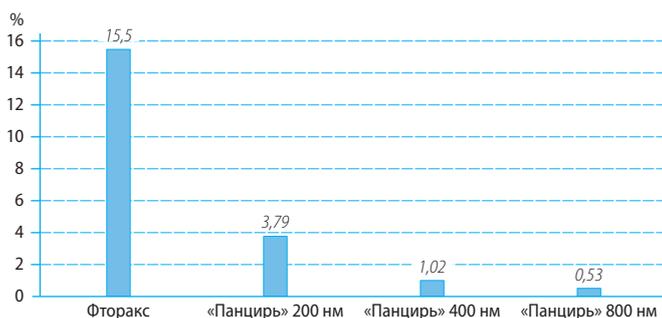


Рис. 7. Динамика колонизации (биообразования) образцов зубных протезов из пластмассы «Фторакс» после нанесения покрытия «Панцирь» различной толщины. Инкубация с *S. aureus* 7 суток

Так, через 7 суток инкубации в образцах зубных протезов из материала «Фторакс» с покрытием «Панцирь» адгезия и формирование микроколоний стафилококков наблюдались только в отдельных участках поверхности, как правило, в углублениях между отдельными выступающими над поверхностью крошквидными структурами. Следует отметить, что при малой толщине (200 нм) покрытия участков поверхности, на которых обнаруживались бактерии, их было значительно больше, чем при средней (400 нм) и большей толщине покрытия (800 нм). Через 18 суток культивирования биопленку определяли практически на всей поверхности изученных образцов из материала «Фторакс», причем выявлялись микроколонии бактерий, покрытые матриксом биопленки (биообращение).

В отличие от контрольных образцов «Фторакс» биопленка на покрытии карбидом кремния к 7-м суткам практически не образовывалась и при СЭМ не выявлялись очаги биодеструкции. К 18-м суткам определяли незначительные скопления микробов без выраженного матрикса, которые в последующем не прогрессировали, то есть биообращение оставалось на низком уровне.

На диаграмме (рис. 7) наглядно видны существенные изменения величины колонизации (биообращения) образцов зубных протезов из материала «Фторакс» без покрытия и с покрытием различной толщины. Нанесение на образцы зубных протезов из пластмассы «Фторакс» покрытия «Панцирь» толщиной всего 200 нм давало снижение показателя биообращения поверхности в 4 раза. При удвоенной толщине покрытия «Панцирь» (400 нм) показатель биообращения снижался еще почти в 4 раза, достигая 15 раз. При толщине покрытия «Панцирь» 800 нм биообращение образцов зубных протезов из пластмассы «Фторакс» снижалось в 28,6 раза.

Таким образом, можно сделать заключение, что покрытие «Панцирь» существенно снижает уровень первичной микробной адгезии клинически значимых штаммов и последующее формирование микробной биопленки. Проведенные электронно-микроскопические исследования показали, что образцы зубных протезов из изученных базисных материалов с покрытием «Панцирь» относительно образцов без покрытия хуже колонизируются биопленкопродуцирующим штаммом стафилококка и практически не подвергаются биодеструкции. Этот эффект как и антиадгезивные свойства оказались различными у разных базисных материалов.

По-видимому, структура SiC не позволяет белкам и жидкостям проникать сквозь наноструктурированную поверхность, а также не пропускает ионы металлов и крупные молекулы изнутри [14]. Как показала СЭМ, поверхность с исследуемым покрытием оказалась более гладкой, чем без такового, что, как установлено, играет ведущую роль в процессах микробной адгезии и колонизации [10]. Описанные свойства, несомненно, делают покрытия из SiC перспективными в ортопедической стоматологии, так как можно предполагать их изолирующую роль, предотвращающую выделение остаточного

мономера и адсорбцию жидкости в базовый материал, а также ухудшающую прикрепление микроорганизмов на поверхность протезов [8, 17].

Полученные нами результаты позволяют не только обосновать выбор того или иного материала, но также прогнозировать целесообразность его использования у конкретного пациента с учетом его индивидуального микробиоценоза, то есть доминирования пародонтопатогенных анаэробов (пародонтит), грамположительных кокков (стоматит) или грибов рода *Candida* (кандидоз). Полученные данные позволяют расширить уже известные представления о персонифицированном подходе к применению стоматологических полимеров для изготовления базисов зубных протезов [1, 3, 7, 10].

ВЫВОДЫ

1. Все исследуемые образцы базисных ортопедических стоматологических пластмасс подвержены микробной колонизации представителями грамположительной

кокковой флоры («зеленящий» стрептококк, золотистый стафилококк), грамотрицательных бактерий пародонтопатогенной группы (порфиромонас, фузобактерии), дрожжевых грибов рода *Candida*.

2. Сканирующая электронная микроскопия позволяет наглядно контролировать динамику формирования и развития микробной биопленки на образцах базисных стоматологических полимерных материалов.
3. Первичная микробная адгезия и последующее формирование биопленки существенно различаются у материалов разных групп (акриловые пластмассы, полиуретан, силикон), что определяется физико-химическими свойствами полимеров и адгезивной способностью разных видов микроорганизмов.
4. Применение новой технологии нанесения покрытия из карбида кремния «Панцирь» статистически достоверно снижает процессы микробной адгезии, колонизации и препятствует последующей биодеструкции, что позволяет рассматривать его как важный протективный компонент протеза.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Автандилов Г.А. Биодеструкция зубных протезов из полимерных материалов: экспериментальное исследование: автореф. дис. ... к.м.н. — М., 2013. — 24 с.
2. Автандилов Г.А., Воронов И.А., Лебедеко И.Ю. и др. Стафилококки в ротовой полости и их роль в биодеструкции съемных неметаллических протезов. — *Российский стоматологический журнал*. — 2015; 1: 14—20.
3. Арутюнов С.Д., Царев В.Н., Ипполитов Е.В. и др. Формирование биопленки на временных зубных протезах: соотношение процессов первичной микробной адгезии, коагрегации и колонизации. — *Стоматология*. — 2012; 5 (91): 5—10.
4. Воронов И.А., Митрофанов Е.А., Калинин А.Л. и др. Разработка нового покрытия из карбида кремния для защиты зубных протезов от биодеструкции. — *Российский стоматологический журнал*. — 2014; 1: 4—9.
5. Давыдова М.М., Плахтий Л.Я., Царев В.Н. Экспериментальные методы изучения адгезии микроорганизмов к стоматологическим материалам. — Царев В.Н. (ред.). Микробиология, вирусология и иммунология полости рта. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. — С. 260—266.
6. Зайченко О.В., Новикова Н.Д., Ильин В.К. Оценка колонизации акриловых пластмасс, используемых при зубном протезировании, условно-патогенными микроорганизмами в эксперименте in vitro. — *Российский стоматологический журнал*. — 2005; 3: 19—22.
7. Диденко Л.В., Автандилов Г.А., Царев В.Н. и др. Микробная колонизация и формирование биопленок на полимерных материалах медицинского назначения как основа персистенции микроорганизмов при заболеваниях полости рта. — *ЖМЭИ*. — 2015; 5: 64—9.
8. Лебедеко И.Ю., Воронов И.А. Оценка защитных свойств покрытия «Панцирь» из карбида кремния от потенциально опасных продуктов миграции из стоматологических пластмасс «Quattro Ti» и «Molloplast-B» для базиса протезов. — *Российский стоматологический журнал*. — 2014; 6: 4—8.

9. Калинин А.Л., Митрофанов Е.А., Симакин С.Б. Способ формирования тонкопленочного защитного покрытия на базисах съемных зубных протезов, обтураторах и компонентах челюстно-лицевых протезов. — Пат. № 2540227 Российская Федерация, заявка № 2013127770/02 от 19.06.2013 г. — <http://www.findpatent.ru/patent/254/2540227.html>

10. Царев В.Н., Ипполитов Е.В., Трефилов А.Г., Арутюнов С.Д., Пивоваров А.А. Особенности адгезии анаэробных пародонтопатогенных бактерий и грибов *C. albicans* к экспериментальным образцам базисной стоматологической пластмассы в зависимости от шероховатости поверхности и способа полировки. — *ЖМЭИ*. — 2014; 6: 21—7.

11. Aspenberg P. Benign response to particles of diamond and SiC: bone chamber studies of new joint replacement coating materials in rabbits. — *Biomaterials*. — 1996; 8: 807—12.

12. Coletti C. Culture of mammalian cells on single crystal SiC substrates. — *Mater Res Soc Symp Proc*. — 2006; 950.

13. González P. New biomorphic SiC ceramics coated with bioactive glass for biomedical applications. — *Biomaterials*. — 2003; 26: 4827—32.

14. Harder C., Rzany A., Schaldach M. Coating of vascular stents with antithrombogenic amorphous silicon carbide. — *Prog Biomed Res*. — 1999; 4: 71—7.

15. Kim H.-W. Hydroxyapatite coating on titanium substrate with titania buffer layer processed by sol-gel method. — *Biomaterials*. — 2004; 13: 2533—8.

16. Nordsletten L. Human monocytes stimulation by particles of hydroxyapatite, silicon carbide and diamond: in vitro studies of new prosthesis coatings. — *Biomaterials*. — 1996; 15: 1521—7.

17. Sadow S.E. Biocompatible sol-gel based nanostructured hydroxyapatite coatings on nano-porous SiC. In: Silicon Carbide Biotechnology. — Elsevier, 2012. — P. 333—349.