

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2012

УДК 615.462.03:616.314-089.23

Д. А. Доменюк, И. В. Зеленский, Е. Н. Иванчева

ИССЛЕДОВАНИЕ ГИДРОЛИТИЧЕСКОЙ СОПРОТИВЛЯЕМОСТИ БАЗИСНЫХ ПЛАСТМАСС ДЛЯ ОРТОДОНТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

Кафедра стоматологии общей практики ГБОУ ВПО Ставропольской государственной медицинской академии (355017, г. Ставрополь, ул. Мира, д. 310)

Методами определения краевого угла смачивания, величины поверхностной энергии и коэффициента пенетрации установлена гидролитическая сопротивляемость акриловых базисных пластмасс для ортодонтических аппаратов. Обнаружено, что светоотверждаемый базисный материал «Triad» обладает выраженной гидролитической сопротивляемостью, обеспечивая адгезионную устойчивость к оседанию микрофлоры из состава ротовой жидкости. Сокращение бактериальной обсемененности в области тканей протезного ложа обеспечит успешное прогнозирование отдаленных клинических результатов при повышении эффективности ортодонтических методов лечения.

Ключевые слова: коэффициент пенетрации, гидролитическая сопротивляемость, смачиваемость, поверхностная энергия, адгезионная устойчивость

THE INVESTIGATION INTO THE HYDROLYTIC RESISTANCE OF BASE RESINS FOR THE ORTHOPEDIC DEVICES

Domenyuk D.A., Zelensky I.V., Ivancheva E.N.

The hydrostatic resistance of base acrylic resins designed for the fabrication of orthopedic devices was estimated by measuring the surface energy and penetration coefficient with the help of the edge wetting angle technique. It was shown that the photocurable base material "Triad" exhibits the marked hydrolytic resistance and high anti-adhesive properties preventing the deposition of microorganisms from the oral fluids. Reduced bacterial population density in the tissues of the denture supporting area makes it possible to improve the efficacy of the orthodontic methods and enhances the probability of favourable prognosis of long-term clinical results.

Key words: coefficient of penetration, hydrolytic resistance, wettability, surface energy, anti-adhesive properties

Проблема взаимоотношения тканей и органов полости рта с конструкционными материалами, применяемыми для изготовления дентальных реставраций и ортодонтических аппаратов, является одной из актуальных в современной ортопедической стоматологии и ортодонтии [1].

В настоящее время основные материалы для изготовления ортодонтических аппаратов – это пластмассы на основе акрилатов. Многолетний опыт применения акриловых базисных пластмасс (АБП) показал, что их преимущества объясняются дешевизной, доступностью, механической прочностью и технологичностью [6]. Недостатками акриловых пластмасс являются большая усадка при полимеризации, низкая удельная ударная вязкость, приводящая к частым поломкам, а также избыточное выделение остаточного мономера и явления индивидуальной непереносимости [4].

На современном этапе развития стоматологического материаловедения значительно возросли требования к конструкционным материалам [5]. Доказано, что улучшение физико-механических, технологических и биологических свойств АБП позволяет значительно повысить эффективность ортодонтического лечения благодаря снижению побочного и токсико-аллергического действия лечебно-профилактических аппаратов [2, 8].

С целью улучшения качественных параметров зуботехнических пластмасс для ортодонтических аппаратов современные научные исследования ведутся в следующих направлениях: модификация акриловых композиций, армирование и наполнение акриловых пластмасс, усовершенствование технологий лабораторного изготовления и создание материалов неакриловой природы [14]. Отсутствие монометилметакрилата в момент полимеризации способствует увеличению молекулярной массы АБП, компактному расположению полимерных цепей при улучшении физико-механических показателей и биологической индифферентности материала [12].

Клинические наблюдения и результаты научных исследований убедительно свидетельствуют о том, что фактором, определяющим влияние стоматологических материалов на ткани живого организма и микрофлору полости рта, являются структура и физико-химические свойства восстановительного материала [3, 11]. Наличие пор, раковин, непрореагировавших гранул полимера и микродефектов в конструкции акрилового ортодонтического аппарата усиливает адгезивные свойства микробной флоры полости рта [10].

Применение АБП с высокой частотой поверхности и структурной однородностью уменьшит микробную обсемененность лечебных аппаратов. Это повысит колонизационную резистентность макроорганизма, повысит эффективность адекватных механизмов санации, снизит риск инициирования и возникновения воспалительных процессов в тканях протезного ложа, создавая тем самым оптимальные условия для восстановления микроэкологического статуса ротовой полости [7, 9].

Комплексная оценка результатов исследований гидролитической сопротивляемости АБП позволит получить значимые для клинической практики данные, а индивидуализация показаний при обоснованном выборе базисных материалов для ортодонтических аппаратов будет способствовать активной защите тканей протезного ложа. Это улучшит общее гигиеническое состояние полости рта, обеспечит стабильность отдаленных клинических результатов, сохранит конструкционную целостность при увеличении срока службы лечебных ортодонтических аппаратов.

Цель исследования – повышение эффективности ортодонтических методов лечения путем применения базисных пластмасс, научно обоснованного по результатам исследования гидролитической сопротивляемости.

Материалы и методы

Из современной международной классификации ISO 1567:1999 (Стоматология – Материалы для базисов протезов) нами были выделены 3 исследуемые группы АБП для изготов-

ления ортодонтических аппаратов [13]. В 1-ю группу вошли быстротвердеющие базисные пластмассы холодного способа отверждения на основе полиметилметакрилата (ПММА): «Протакрил-М» (АО «Стома», Украина), «Vertex self-curing» («Vertex», Голландия), «Triplex cold» («Ivoclar-Vivadent», Лихтенштейн). Изготовленные методом гидрополимеризации на гипсовой основе, эти базисные пластмассы относятся к гомо- или сополимерам на основе акриловых смол. Порошок – мелкодисперсный, суспензионный ПММА, содержащий инициатор – пероксид бензоила и активатор – дисульфанил; жидкость – метиловый эфир метакриловой кислоты, содержащий активатор – диметилпаратолуидин. Прочность на изгиб: «Протакрил-М» – 68 МПа, «Vertex self-curing» – 78 МПа, «Triplex cold» – 86 МПа; прочность при сжатии: «Протакрил-М» – 62 МПа, «Vertex self-curing» – 71 МПа, «Triplex cold» – 82 МПа; ударная вязкость: «Протакрил-М» – 3,2 кДж/мм², «Vertex self-curing» – 3,3 кДж/мм², «Triplex cold» – 3,5 кДж/мм²; микротвердость: «Протакрил-М» – 106 МН/мм², «Vertex self-curing» – 109 МН/мм², «Triplex cold» – 112 МН/мм²; водопоглощение: «Протакрил-М» – 0,85 мг/см³, «Vertex self-curing» – 0,80 мг/см³, «Triplex cold» – 0,77 мг/см³. Во 2-ю группу были включены базисные пластмассы горячей полимеризации на основе ПММА: «ProBase Hot» («Ivoclar-Vivadent», Лихтенштейн), «Prothyl Hot» («Zhermack», Италия) «Characterized Lucitone» («Dentsply De Trey», Германия). Изготовленные методом компрессионного прессования, эти базисные пластмассы относятся к привитым сополимерам на основе акриловых смол. Порошок – мелкодисперсный, суспензионный и привитой сополимер метилового эфира метакриловой кислоты; жидкость – метиловый эфир метакриловой кислоты, содержащий сшивагент – диметакриловый эфир дифенилолпропана. Прочность на изгиб: «ProBase Hot» – 122 МПа, «Prothyl Hot» – 116 МПа, «Characterized Lucitone» – 118 МПа; прочность при сжатии: «ProBase Hot» – 120 МПа, «Prothyl Hot» – 112 МПа, «Characterized Lucitone» – 114 МПа; ударная вязкость: «ProBase Hot» – 8,2 кДж/мм², «Prothyl Hot» – 7,8 кДж/мм², «Characterized Lucitone» – 8,0 кДж/мм²; микротвердость: «ProBase Hot» – 280–320 МН/мм², «Prothyl Hot» – 270–280 МН/мм², «Characterized Lucitone» – 280–300 МН/мм²; водопоглощение: «ProBase Hot» – 0,28 мг/см³, «Prothyl Hot» – 0,30 мг/см³, «Characterized Lucitone» – 0,31 мг/см³. К 3-й группе был отнесен базисный материал «Triad» («Dentsply», США), изготовленный с применением технологии вакуумного светотверждения. Полимеризация осуществляется под действием голубого света с длиной волны 400–500 нм. Материал представляет собой шпитуемую акриловую пластмассу, имеющую структуру взаимопроникающей полимерной сетки, не содержащей ПММА. Прочность на изгиб – 185 МПа; прочность при сжатии – 130 МПа; ударная вязкость – 18,2 кДж/мм²; микротвердость – 320–500 МН/мм²; водопоглощение – 0,20 мг/см³.

Экспериментальные образцы материалов 1-й группы «Протакрил-М», «Vertex self-curing» и «Triplex cold» размером 20 × 20 × 2 мм были получены путем смешивания компонентов (порошка и жидкости) при строгом соблюдении пропорциональных соотношений, указанных фирмой-производителем. После формовки массы образцы на гипсовой основе помещали в гидрополимеризатор «Ivomat IP3» («Ivoclar-Vivadent») на 8 мин при давлении 6 атм. Это предотвращало чрезмерное испарение мономера из поверхностных слоев материала, способствуя усилению прочностных свойств пластмассы при уменьшении пористости сжатия.

Для получения разъемной гипсовой пресс-формы материалов 2-й группы «ProBase Hot», «Prothyl Hot» и «Characterized Lucitone» на огнеупорной модели были отмоделированы восковые репродукции размером 20 × 20 × 2 мм с последующей паковкой в кюветы. Кюветы залили гипсом III класса Dental Hydrocall («Kerr Lab.», США). После затверждения гипса, удаления восковых репродукций и раскрытия кювет было произведено покрытие обоих слоев гипсовой пресс-формы изоляционным лаком «Aislar Separating Fluid» («Heraeus Kulzer»,

Германия). Затем в чашечку для замешивания, прилагаемую к каждой упаковке пластмассы, был налит мономер и до насыщения насыпан порошок полимера. Замешивание проводили шпателем в течение 30 с, после чего чашку закрывали. Пластмассу заливали в пресс-форму вручную, проложив между половинками кюветы полиэтиленовую пленку (метод компрессионного прессования). Закрытую кювету помещали в гидравлический пресс, где выдерживали в течение 5 с под давлением 20 бар. Открыв кювету, убирали излишки пластмассы скальпелем. После этого процедуру повторяли при давлении 40 бар и затем (уже без полиэтиленовой пленки) – при давлении 80 бар. Через 10 мин кювету помещали в водяной полимеризатор «Acrydig 4» («F. Manfred»). Образцы полимеризовали при всех параметрах цикла, указанных фирмой-производителем.

Образец 3-й группы «Triad» размером 20 × 20 × 2 мм был получен из готовой к использованию стандартной пластины. После предварительного размягчения материал на гипсовой основе помещали в фотополимеризатор «Fotest» и полимеризовали в режиме «Б» в течение 6 мин 10 с при рабочем уровне разрежения не менее 80 кгс/см² с мощностью вспышки не менее 80 Дж при частоте 0,5 Гц.

После удаления гипса каждый экспериментальный образец был механически обработан и отполирован сначала муслиновым полировальным кругом с помощью пемзы с водой, затем – полировочной пастой до глянцевого блеска. Образцы трех исследуемых групп были помещены в дистиллированную воду на 50 ч при 37°C. Для каждого материала было изготовлено и исследовано по 5 образцов, всего 35 образцов.

В качестве материала экспериментального исследования были использованы дистиллированная вода, раствор искусственной слюны (рецептура Т. Fusayama: 0,42 г/л KCl + 0,40 г/л NaCl + 0,795 г/л CaCl₂ + 0,69 г/л Na₂HPO₄ + 0,005 г/л Na₂S · 9H₂O + 1,0 г/л мочевины + дистиллированная вода до 1 л) и чистая околушная слюна. Нестимулированная околушная слюна получена неинвазивным методом с помощью модифицированной двухкамерной капсулы Carlson-Crittenden («Stone Machine Co.», Колтон, Калифорния, США). Вязкость материалов определяли с помощью вискозиметра Освальда. Было получено и исследовано по 10 мл каждой жидкой среды, всего 30 мл.

Для исследования гидролитической сопротивляемости АБП были использованы:

- метод определения краевого угла смачивания (Θ) между жидкими средами и АБП;
- метод определения поверхностной энергии АБП и поверхностного натяжения жидких сред;
- метод определения коэффициента пенетрации жидких сред.

Применение предложенных методов позволяет провести сравнительную оценку параметров гидролитической сопротивляемости АБП, а также спрогнозировать адгезионную устойчивость ортодонтических аппаратов из базисных пластмасс к оседанию микробных агентов из состава ротовой жидкости (слюны).

Для измерения краевого угла смачивания (Θ) АБП использовали исследуемую жидкую среду, проекционный аппарат, предметный столик, расположенный на регулируемом по высоте и наклону штативе, а также экран со сменными бумажными листами. Проекционный аппарат располагается на расстоянии 50 см от предметного столика, расстояние до экрана – 20 см. Предметный столик находится в одной горизонтальной плоскости с экраном и проекционным аппаратом. После предварительной фокусировки на предметном столике в строго горизонтальном положении последовательно располагали испытываемые экспериментальные образцы. Из пипетки на центр пластинок (место пересечения диагоналей) всех образцов последовательно наносили равные количества жидкостей. Границы контуров капли фиксировали на бумажном экране. С каждого экспериментального образца было получено 3 результата. Каждый результат фиксировали на отдель-

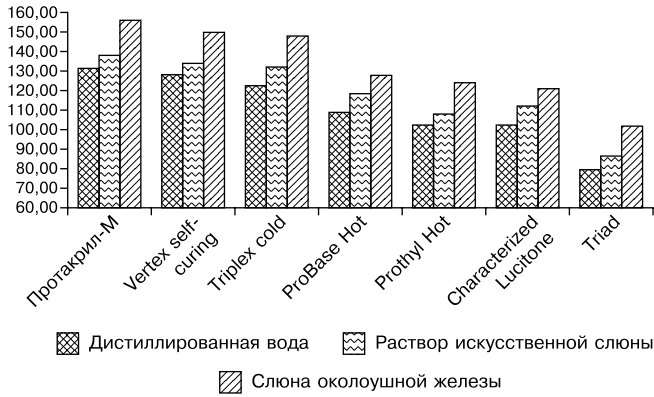


Рис. 1. Краевой угол смачивания (в градусах) акриловых базисных пластмасс для ортодонтических аппаратов.

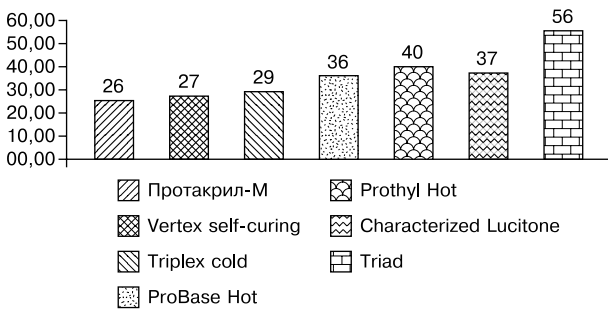


Рис. 2. Поверхностная энергия ($\cdot 10^{-3}$ Дж/м²) акриловых базисных пластмасс для ортодонтических аппаратов.

ном бумажном экране. По каждому из основных параметров капли (высота, форма сферической поверхности, радиус периметра контакта, величина тангенциального соотношения с твердой фазой) рассчитывали краевой угол смачивания.

Показатели поверхностной энергии АБП ($\cdot 10^{-3}$ Дж/м²) были рассчитаны на основе величин Θ базисных материалов с помощью уравнения Дюпре–Юнга и построения графика (Zisman), устанавливающего линейное соотношение зависимости косинуса Θ ($\cos \Theta$) от показателя поверхностного натяжения исследуемых растворов (справочные данные).

Расчет коэффициента пенетрации (КП) каждой жидкой среды ($\cdot 10^{-2}$ мс⁻¹) производили по формуле:

$$КП = \gamma \cdot \cos \frac{\Theta}{2\eta},$$

где γ – поверхностное натяжение жидкой среды (справочные данные), η – вязкость жидкой среды (справочные данные).

Статистический анализ результатов исследования проведен с использованием программ Biostat, Statistica 6.0 для Windows фирмы “Stat Soft, Inc.”. Достоверные различия при сравнении средних величин в парных сравнениях определяли по t-критерию Стьюдента при $p < 0,05$. Если распределение изучаемых параметров не соответствовало нормальному (гаусову) распределению, применяли непараметрический метод, и сравнение проводили по критерию Вилкоксона–Манна–Уитни. Корреляционный анализ выполняли с помощью коэффициентов корреляции Пирсона. При малом числе наблюдений, когда общая статистическая совокупность дробилась на группы, достоверность результатов рассчитывали с использованием одностороннего варианта точного критерия Фишера. Различия признавали значимыми при доверительной вероятности $p < 0,05$.

Результаты и обсуждение

Величины Θ (в градусах) АБП для ортодонтических аппаратов представлены на рис. 1.

Величина Θ , образуемого жидкой и твердой фазой, позволяет определить, насколько форма капли жидкости на поверхности твердого тела в условиях динамического равновесия приближается к сферической ($\Theta = 45-55^\circ$). АБП для ортодонтических аппаратов, Θ которых наиболее приближен к параметрам Θ сферической формы ($\Theta = 45-55^\circ$), имеют наименьшую площадь поверхности при минимальной поверхностной энергии для данного объема. Это позволяет свести к минимуму суммарную энергию жидкости, уменьшив смачиваемость полимерного базисного материала.

Анализ показателей смачиваемости АБП основан на положении, что если потенциальный барьер на поверхности базисного материала тормозит достижение равновесного значения краевого угла, то причиной этого является газовая пористость, структурная неоднородность, наличие непрореагировавших гранул полимера и продуктов конденсации. Это связано с высокой вязкостью, плохой смачиваемостью пространства между волокнами и полимерной матрицей в процессе роста полимерных цепей при отсутствии их химического взаимодействия, а также образованием вакуумных пространств, содержащих кислород. Использование этого метода позволяет утверждать, что при уменьшении величины Θ улучшается гидролитическая сопротивляемость АБП микробной адгезии из состава жидкой среды.

Показатели поверхностной энергии ($\cdot 10^{-3}$ Дж/м²) АБП для ортодонтических аппаратов представлены на рис. 2.

Показатель поверхностной энергии позволяет определить силу межмолекулярного притяжения частиц (атомов, молекул), сосредоточенную на границе раздела твердой и жидкой фазы. Поверхностная энергия связана с работой по растяжению жидкой фазы на поверхности материала и не связана с приданием жидкости четко контурированной формы. Жидкость с низкой поверхностной энергией будет легко растекаться по поверхности твердого тела с высокой поверхностной энергией, так как поверхность субстрата будет полностью замещена поверхностью с более низкими показателями энергии, обеспечивая устойчивую взаимопроницаемость.

Коэффициенты пенетрации ($\cdot 10^{-2}$ мс⁻¹) и поверхностное натяжение ($\cdot 10^3$ Дж/м²) дистиллированной воды, раствора

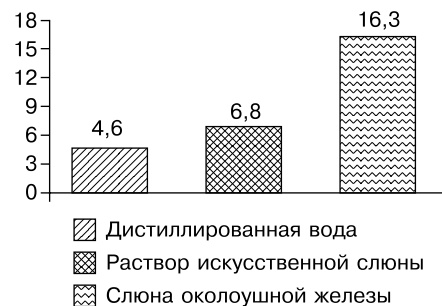


Рис. 3. КП ($\cdot 10^{-2}$ мс⁻¹) дистиллированной воды, раствора искусственной слюны и слюны околоушной железы.

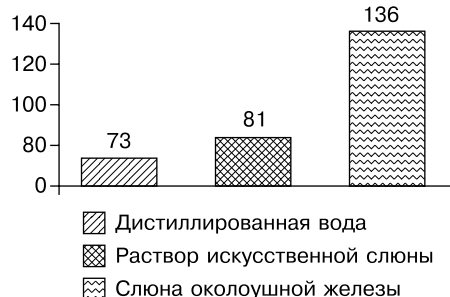


Рис. 4. Поверхностное натяжение ($\cdot 10^{-3}$ Дж/м²) дистиллированной воды, раствора искусственной слюны и слюны околоушной железы.

искусственной слюны и слюны околоушной железы представлены на рис. 3 и 4.

КП определяет способность жидкости заполнять на твердой поверхности все микроскопические поднутрения: углубления, микропоры, трещины и капиллярные пространства. Величина адгезии между твердой и жидкой фазой зависит от количества поднутрений, глубины проникновения жидкости, прочности образующихся вторичных связей, наличия микро-механического сцепления, текучести (вязкости) жидкости, а также давления, которое было приложено при ее нанесении.

АБП для ортодонтических аппаратов, имеющие низкие показатели поверхностной энергии ($26 \pm 1,06 - 56 \pm 2,25 \cdot 10^{-3}$ Дж/м²), при взаимодействии с дистиллированной водой, искусственной слюной и слюной околоушной железы, имеющими более высокий показатель поверхностного натяжения ($73 \pm 2,96 - 137 \pm 5,52 \cdot 10^{-3}$ Дж/м²), при широком диапазоне КП ($4,6 \pm 0,22 - 16,3 \pm 0,78 \cdot 10^{-2}$ мс⁻¹) не обеспечивают эффективную взаимопроницаемость. Отсутствие выраженного межмолекулярного притяжения с образованием устойчивых связей, а также несогласованность энергетических показателей на поверхности раздела твердой и жидкой фазы препятствуют достижению динамического равновесного состояния. Это свидетельствует о нестабильности показателей смачиваемости АБП исследуемыми жидкими средами.

Материалы 1-й группы обладают наибольшей смачиваемостью ($132 \pm 5,26 - 138 \pm 5,52^\circ$) при минимальных показателях поверхностной энергии ($26 \pm 1,06 - 29 \pm 1,17 \cdot 10^{-3}$ Дж/м²). Пространственная конфигурация имеет линейную структуру с незначительным количеством боковых ответвлений и соединений между звеньями. Полимерные цепи, представленные хаотично расположенными, однонаправленными волокнами малой толщины с низкой молекулярной массой, формируют небольшие полимеризованные скопления. Зоны между скоплениями заполнены множественными непрореагировавшими гранулами полимера [3].

Минимальное высвобождение свободных радикалов при холодном типе полимеризации не обеспечивает существенного роста полимерных структур, а также стабильности соединений полимерных цепей при помощи концевых связей со значительным увеличением молекулярной массы. Процесс роста полимеров, связанный с высокой вязкостью и плохой смачиваемостью между волокнами, приводит к образованию вакуумных пространств и увеличивает склонность материала к деформациям. Кроме того, скапливающийся в вакуумных пространствах кислород не обеспечивает полной полимеризации. Это повышает содержание остаточного мономера в зонах контакта, снижая однородность материала. Множественная открытая и закрытая пористость с образованием межволоконных вакуумных пространств, а также большое число непрореагировавших гранул полимера обеспечивают выраженную шероховатость со значительным количеством микроскопических поднутрений [3].

Материалы 2-й группы характеризуются выраженной смачиваемостью ($110 \pm 4,41 - 118 \pm 4,70^\circ$) при низких показателях поверхностной энергии ($36 \pm 1,46 - 40 \pm 1,65 \cdot 10^{-3}$ Дж/м²). Пространственная конфигурация имеет разветвленную структуру с большим количеством переплетений полимерных цепей и наличием ответвленных боковых групп. Длинные, упорядоченно расположенные однонаправленные волокна средней толщины с умеренной молекулярной массой сгруппированы в полимеризованные скопления. Участки между скоплениями заполнены незначительным количеством непрореагировавшего полимера [3].

Образованию материала со сложной объемно-пространственной конфигурацией в виде сильно скрученных спиралей с большим количеством переплетенных, особенно длинных полимерных цепей значительного диаметра и высокой молекулярной массы препятствует горячий тип полимеризации. Высвобождение недостаточного количества свободных радикалов не способствует формированию высоко-

комолекулярных соединений с упорядоченной структурой. Кроме того, стабильности и устойчивости вторичных связей, создаваемых силами Ван-дер-Ваальса и удерживающих молекулы полимера, недостаточно для формирования жесткого и прочного материала, обладающего достаточной плотностью. Незначительная газовая пористость, а также присутствие непрореагировавших гранул полимера и вакуумных пространств обеспечивают умеренную шероховатость при наличии микроскопических поднутрений [3].

Материал 3-й группы обладает наименьшей смачиваемостью ($86 \pm 3,42^\circ$) при умеренных показателях поверхностной энергии ($56 \pm 2,25 \cdot 10^{-3}$ Дж/м²). Конфигурация полимера имеет поперечно шитую, объемно-пространственную структуру в виде сильно скрученных спиралей с большим количеством переплетенных, особенно длинных полимерных цепей и ответвленных боковых групп большого размера со значительным диаметром и высокой молекулярной массой. Это обеспечивается низкой вязкостью, хорошей смачиваемостью между подверженными специальной обработке волокнами и матрицей на этапе роста полимерного материала [3].

Структура светоотверждаемых АБП идентична структуре композитных материалов, так как она объединяет высокую наполненность полимерным акриловым наполнителем уретандиметакрилатной матрицы, содержащей коллоидный оксид кремния. Инициатором реакции полимеризации и источником создания свободных радикалов является ультрафиолетовый свет. Одномоментное и множественное высвобождение свободных радикалов способствует связыванию всех частиц наполнителя и матрицы с образованием взаимопроникающей сетчатой структуры. Полная полимеризация материала по всей толщине приводит к формированию трехмерно сшитых структур без вакуумных пространств и непрореагировавших гранул полимера, сводя к минимуму при этом показатели водопоглощения и полимеризационной усадки. Сложная надмолекулярная структура волокон и аморфной матрицы с образованием устойчивых химических связей, а также световой тип полимеризации обеспечивают практически полное отсутствие пористости при минимальном количестве микроскопических поднутрений [3].

Выводы

1. Определение параметров смачиваемости, поверхностной энергии и коэффициента пенетрации позволяет дать научно обоснованную и экспериментально апробированную оценку гидролитической сопротивляемости АБП для ортодонтических аппаратов.
2. Изучение коэффициента пенетрации дает возможность наиболее объективно и достоверно оценить величину поверхностного натяжения и вязкости жидкой фазы, а также морфологию поверхности базисного материала для прогнозирования устойчивости механизмов адгезии.
3. Светоотверждаемая АБП "Triad" при полном отсутствии пористости, минимальном числе поверхностных поднутрений, наименьшей смачиваемости и умеренных показателях поверхностной энергии обладает выраженной гидролитической сопротивляемостью. Снижение работы адгезионных механизмов со стороны жидкой фазы уменьшает вероятность образования комплексных соединений со слюной, обеспечивая устойчивость материала к оседанию микробной флоры из состава ротовой жидкости. Создание оптимальных условий для поддержания микробиологического статуса полости рта при улучшении общего гигиенического состояния значительно повышает эффективность ортодонтических методов лечения.
4. Базисные пластмассы холодного типа отверждения на основе ПММА при выраженной шероховатости, наибольшей смачиваемости и минимальной поверхностной энергии характеризуются незначительной гидролитической сопротивляемостью. Повышение работы адгезионных механизмов со стороны жидкой фазы способствует микробной колонизации,

усиливая патогенетическое действие условно-патогенных и патогенных бактерий при снижении барьерной функции местного иммунитета. Это приводит к развитию инвазии в тканях протезного ложа, уменьшая тем самым эффективность проводимого аппаратного лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алимов С. И. Влияние зубных протезов на состояние тканей протезного ложа и среду полости рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Ташкент, 2001.
2. Гаврилов Е. И. Протез и протезное ложе. – М., 1979.
3. Доменюк Д. А., Гаража С. Н., Иванчева Е. Н. // Рос. стоматол. журн. – 2010. – № 6. – С. 6–10.
4. Жулёв Е. Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии: Учебник для мед. вузов. – Н. Новгород, 2002.
5. Колесов С. И., Колесов И. С. Материаловедение и технология конструкционных материалов. – М., 2004.
6. Крег Р., Пауэрс Дж., Ватага Дж. Стоматологические материалы: свойства и применение: Пер. с англ. – СПб., 2005.
7. Кузнецов Е. А., Царёв В. Н., Давыдова М. М. Микробная флора полости рта и ее роль в развитии патологических процес-

сов: Учеб. пособие для студентов, интернов и врачей стоматологов. – М., 1995.

8. Мишнев Л. М. Применение пластиночных зубных протезов, обработанных ультразвуком и прогнозирование выбора материалов для протезирования при явлениях непереносимости: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Л., 1987.
9. Моциев М. О. Влияние различных конструкций и материалов зубных протезов на защитные факторы полости рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1997.
10. Рубежов А. Л. Состояние тканей пародонта в зависимости от качества зубных протезов и гигиены полости рта: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – СПб., 1998.
11. Соболева Т. Ю. Профилактика кариеса зубов и заболеваний пародонта у лиц, пользующихся зубными протезами и ортодонтической аппаратурой: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Л., 1990.
12. Уруков Ю. Н. Применение модифицированной пластмассы для изготовления базисов съёмных протезов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Чебоксары, 1995.
13. International Organization for Standardization. ISO 1567:1999 Dentistry-Denture Base Polymers. – Geneva, 1999.
14. van Noort R. Основы стоматологического материаловедения: Пер. с англ. – 2004. – С. 219–230.

Поступила 25.02.12

© С. С. ЕДРАНОВ, 2012
УДК 616.216.1-001-018.73-076.5

С. С. Едранов

ХАРАКТЕРИСТИКА АПОПТОЗА И NO-СИНТАЗЫ В СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКЕ ГАЙМОРОВОЙ ПАЗУХИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ТРАВМЕ И ХРОНИЧЕСКОМ ВОСПАЛЕНИИ

Кафедра гистологии ГБОУ ВПО Владивостокский государственный медицинский университет Минздрава России (690990, Приморский край, г. Владивосток, пр. Острякова, д. 2)

Установлено усиление активности индуцибельного изофермента NO-синтазы (iNOS) и повышение апоптотического индекса в клетках слизистой оболочки максиллярной пазухи человека при травме и хроническом риносинусите. При переломе верхней челюсти апоптотические ядра визуализируются во всей толще многорядного эпителия и на протяжении слизистой оболочки имеют тенденцию к очаговым группировкам. Однако в условиях хронического воспаления апоптотические клетки доминируют на глубоких уровнях подслизистой основы и относятся к фибробластоподобным и тучным клеткам. Результаты работы обсуждаются в связи с данными о цитотоксической и апоптогенной функции NO в слизистой оболочке.

Ключевые слова: апоптоз, травма, хроническое воспаление

CHARACTERISTICS OF APOPTOSIS AND NO SYNTHASE IN THE MUCOUS MEMBRANE OF THE HUMAN THE MAXILLARY SINUS IN CASE OF AN INJURY AND CHRONIC INFLAMMATION

Edranov S.S.

This study has demonstrated that a mechanical injury and chronic rhinosinusitis are associated with a rise in the activity of an inducible isoenzyme of NO synthase (iNOS) and an increase of the apoptotic index in the mucous cells of the maxillary sinus of man. In the case of a fracture of the upper jaw, the apoptotic nuclei are visualized throughout the entire cross section of the many-layer epithelium and the mucous membrane showing the tendency toward assembling into focal groups. However, under conditions of chronic inflammation, the apoptotic fibroblast-like and mast cells predominate in the deep-lying submucous layers. The results of the study are discussed in the context of the data about the cytotoxic and apoptogenic function of NO in the mucous membrane.

Key words: apoptosis, NO-synthesizing systems in the mucous membrane of the human maxillary sinus, injury, chronic inflammation

Травматизм костей лицевого скелета – одна из центральных проблем челюстно-лицевой хирургии, а последствия этих травм занимают лидирующие позиции в структуре причин первичной инвалидности по стоматологии [1]. Современная концепция патогенеза травматического повреждения рассматривает два основных взаимосвязанных механизма гибели клеток: апоптоз и некроз [3, 4, 8, 11, 15]. Апоптоз запускается в момент травмы

как механизм отсроченного вторичного повреждения ткани и представляет собой физиологическую гибель клеток, необходимую для обновления клеточного пула органов, дифференцировки и развития [4, 5]. В то время как некроз – это необратимая гибель клетки, смерть в результате апоптоза на определенных этапах может быть задержана или предупреждена [3]. Поэтому особую актуальность приобретают исследования механизмов активации апоптоза, его временного и пространственного распространения в клеточной популяции.

Оксид азота (NO), оказывая регуляторное, фармакологическое и токсическое действие широкого спектра, влияет на

Едранов Сергей Сергеевич – канд. мед. наук, докторант каф. гистологии, тел. 8 (902) 556-25-64, e-mail: mobilestom@yandex.ru