

Внутренняя медицина. – 2008. – № 1 (7). – Режим доступа к журн.: <http://www.mif-ua.com/archive/article/4399>.

4. Бойцов С. А. Новые российские рекомендации по профилактике, диагностике и лечению артериальной гипертензии: что в них нового // *Consilium medicum*. – 2005. – Т. 7. № 5. – С. 346–355.

5. Варакин Ю. Я. Эпидемиологические аспекты профилактики нарушений мозгового кровообращения // *Атмосфера. Нервные болезни*. – 2005. – № 2. – С. 4–10.

6. Верещагин Е. И. Современные возможности нейропротекции при острых нарушениях мозгового кровообращения и черепно-мозговой травме // *Медицина неотложных состояний*. – 2009. – № 2 (21). – С. 21–35.

7. Гладышев В. В., Кечин И. Л., Пухальська І. О., Рогачов І. О., Курпаяніді В. І. Виготовлення супозиторіїв з німодипіном в умовах аптеки // *Інформ. лист МОЗ України*. – 2012. – Вип. 40 з пробл. «Фармація». – 2012. – № 391. – С. 4.

8. Головкин В. А., Головкин В. В., Ткаченко Ю. П. Лекарственные средства для ректального применения в педиатрии. – Запорожье: «Просвіта», 2006. – 140 с.

9. Гусев Е. И., Скворцова В. И., Платонова И. А. Терапия ишемического инсульта // *Consilium medicum*. – 2003. – Т. 05. № 8. – Режим доступа к журн.: <http://www.consilium-medicum.com/article/14236>.

10. Гусев Е. И., Скворцова В. И., Стаховская Л. В. (и др.) // *Consilium medicum*. – 2003. – Т. 05. № 5. – Режим доступа к журн.: <http://www.consilium-medicum.com/medicum/article/14179>.

11. Гусев Е. И., Скворцова В. И., Стаховская Л. В. Проблема инсульта в Российской Федерации: время активных совместных действий // *Журнал неврологии и психиатрии*. – 2007. – № 8. – С. 4–10.

12. Кечин И. Л. Вплив німодипіну в полімерних плівках на циркуляторні й метаболічні порушення в головному мозку при експериментальній гострій гіпертонічній енцефалопатії // *Вісник наукових досліджень*. – 1999. – № 2. – С. 43–45.

13. КОМПЕНДИУМ-2012 – лекарственные препараты / Под ред. В. Н. Коваленко. – Киев: Морион, 2012. – 2320 с.

14. Лисянская А. П., Кечин И. Л. Разработка и биофармацевтические исследования суппозиторий с эналаприла малеатом // *Запорожский медицинский журнал*. – 2011. – Т. 13. № 3. – С. 83–85.

15. Нагорный В. В., Головкин В. А., Кечин И. Л. Сравнительное математическое моделирование фармакокинетики нимодипина // *Сборник науч. статей «Актуальні питання фармацевтичної та медичної науки та практики»*. – Запорожье, 2001. – Вип. 7. – С. 235–238.

16. Пат. 2412687 Российская Федерация, МПК C2 A61K8/04, A61K9/16, A61K9/48, A61K31/437. Стабильная твёрдая дисперсия производного винка-алкалоида и способы её получения / Заявители Ж. Бугаре, Э. Левер, М.-Д. Ибарра; патентообладатель П. Ф. Медикаман. – № 2007124572/15; заявл. 20.12.2005; опубл. 10.01.2009. – Режим доступа к патенту: <http://www.findpatent.ru/patent/241/2412687.html>.

17. Рогачев И. О., Гладышев В. В., Бурлака Б. С., Кечин И. Л. Влияние вспомогательных веществ на высвобождаемость нимодипина из ректальных суппозиторий // *Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики*. – 2011. – Вип. XXIV. № 3. – С. 74–77.

18. Рогачев І. О., Количева Н. Л. Вивчення мікробіологічної чистоти ректальних супозиторіїв з німодипіном // *Мат. XVI Міжнарод. мед. конгресу студ. та мол. вчених*. – Тернопіль, 2012. – С. 278.

19. Скворцова В. И. Ишемический инсульт: патогенез ишемии, терапевтические подходы // *Неврологический журнал*. – 2001. – № 3. – С. 4–9.

20. Vidal 2012. Справочник Видаль. Лекарственные препараты в России. – М.: АстраФармСервис, 2012. – 1664 с.

21. Тенцова А. И., Грецкий В. М. Современные аспекты исследования и производства мазей. – М.: Медицина, 1980. – 191 с.

22. Тихонов О. І., Кривов'яз О. В., Зубченко Т. М. Вивчення структурно-механічних властивостей супозиторіїв з вмістом фенольного гідрофобного препарату прополісу та ліпофільного екстракту пилку квіткового // *Вісник фармації*. – 2010. – № 4 (64). – С. 3–6.

23. Фади Ал Зедан, Гладышев В. В., Бурлака Б. С., Нагорный В. В. Изучение структурно-механических свойств суппозиторий с амлодипином // *Запорожский медицинский журнал*. – 2013. – № 1 (76). – С. 63–66.

24. Фади Ал Зедан, Гладышев В. В., Бурлака Б. С., Кечин И. Л. Розробка й біофармацевтичні дослідження супозиторіїв з амлодипіном // *Медична хімія*. – 2011. – Т. 13. № 2 (47). – С. 72–75.

25. Цагареишвили Г. В., Головкин В. А., Грошовый Т. А. Биофармацевтические, фармакокинетические и технологические аспекты создания мягких лекарственных форм (ректальные препараты). – Тбилиси: Мецниереба, 1987. – 263 с.

26. Черный В. И., Островая Т. В., Черный Е. В. (и др.). Патологическое обоснование применения блокаторов кальциевых каналов и нейротрофических средств при остром нарушении кровообращения различного генеза // *Укр. журн. екстремальної медицини ім. Г. О. Можаяєва*. – 2005. – Т. 6. № 1 (д). – С. 110–113.

27. Klein M., Fesl G., Pfister H. W., Straube A. (et al.) Intra-arterial nimodipine in progressive postpartum cerebral angiopathy // *Cephalalgia*. – 2009. – Vol. 29. № 2. – P. 279–282.

28. Xiong R., Lu W., Yue P. (et al.). Distribution of an intravenous injectable nimodipine nanosuspension in mice // *J. pharm. pharmacol.* – 2008. – Vol. 60. № 9. – P. 1155–1159.

Поступила 25.10.2013

**Д. А. ДОМЕНЮК<sup>1</sup>, А. Г. КАРСЛИЕВА<sup>1</sup>, С. И. РИСОВАННЫЙ<sup>2</sup>,  
О. Н. РИСОВАННАЯ<sup>2</sup>, Л. В. ТАШУЕВА<sup>2</sup>, Ж. С. ОРФАНОВА<sup>2</sup>, Е. Н. ИВАНЧЕВА<sup>2</sup>**

## ИССЛЕДОВАНИЕ ГИДРОЛИТИЧЕСКОЙ СОПРОТИВЛЯЕМОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ РЕСТАВРАЦИЙ

<sup>1</sup>Кафедра стоматологии общей практики и детской стоматологии  
Ставропольского государственного медицинского университета,  
Россия, 355017, г. Ставрополь, ул. Мира, 310; тел. 8-918-870-1205. E-mail: domenyukda@mail.ru,

<sup>2</sup>кафедра стоматологии ФПК и ППС  
Кубанского государственного медицинского университета,  
Россия, 350000, г. Краснодар, ул. Кубанонабережная, 52/1;  
тел. 8 (861) 262-38-96. E-mail: stomatologia.fpk@qip.ru

Методами определения краевого угла смачивания и величины поверхностной энергии установлена гидролитическая сопротивляемость керамических реставрационных систем: силикатной полевошпатной обжигаемой керамики, силикатной стеклокерамики, оксидокерамики, инфильтрируемой алюмосиликатным лантановым стеклом, поликристаллической оксидной структурной керамики, а также естественных зубов.

Выявлено, что синтезированная поликристаллическая оксидная структурная керамика обладает выраженной гидролитической сопротивляемостью, что обеспечивает адгезионную устойчивость к осаждению микробной флоры из состава ротовой жидкости. Уменьшение бактериальной обсеменённости в области тканей протезного ложа позволит улучшить общее гигиеническое состояние полости рта, обеспечить стабильность отдалённых клинических результатов, повысив тем самым эффективность реставрационных методов лечения.

*Ключевые слова:* гидролитическая сопротивляемость, смачиваемость, поверхностная энергия, адгезионная устойчивость, бактериальная обсеменённость.

**D. A. DOMENYUK<sup>1</sup>, A. G. KARSLIEVA<sup>1</sup>, S. I. RISOVANNY<sup>2</sup>,  
O. N. RISOVANNY<sup>2</sup>, L. V. TASHUEVA<sup>1</sup>, G. S. ORFANOVA<sup>1</sup>, E. N. IVANCHEVA<sup>1</sup>**

## STUDY OF HYDROLYTIC RESISTANCE IN DENTAL RESTORATION

<sup>1</sup>*The department of general practice dentistry and pediatric dentistry of the Stavropol state medical university, Russia, 355017, Stavropol, Mira street, 310; tel. 8-918-870-12-05. E-mail: domenyukda@mail.ru;*

<sup>2</sup>*chair of stomatology Kuban state medical university, the department of stomatology, the faculty of post-educational training and professional retraining of dentists Kuban state medical university, Russia, 350000, Krasnodar, Kubano-Naberezhnaya street, 52; tel. 8 (861) 262-38-96. E-mail: stomatologia.fpk@qip.ru*

The methods of limiting wetting angle and surface energy have been employed to detect the hydrolytic resistance in ceramic restoration systems – silicate feldspar baked ceramics; silicate glass-ceramics; oxide ceramics infiltrated with lanthanum aluminosilicate glass; polycrystalline oxide structural ceramics, and natural teeth.

It has been shown that the synthesized polycrystalline oxide structural ceramics has prominent hydrolytic resistance, which provides it with adhesion resistance against the microbial deposits from the oral liquid. Reduced bacterial contamination at the prosthetic bed tissues helps improve the general hygiene in the oral cavity also adding stability to remote clinical outcomes thus working a positive effect on the efficiency of the restoration treatments.

*Key words:* hydrolytic resistance, wetting, surface energy, adhesion resistance, bacterial contamination.

Проблема повышения эффективности реставрационных методов лечения остаётся одной из актуальных в современной стоматологии [8].

Совершенствование керамических материалов, обладающих химической стабильностью, механической прочностью, низкой теплопроводностью при значительных эстетических показателях, привело к созданию надёжных и эффективных реставрационных систем [7]. Применение высокотехнологичного инновационного компьютерного обеспечения на всех клинико-лабораторных этапах позволяет изготавливать конструкции с высокой прецизионностью и предсказуемо воспроизводимым качеством. Это существенно сокращает величину краевого зазора по сравнению с предельно допустимыми параметрами, обеспечивая эстетичные и стабильные результаты без угрозы клинических осложнений [6].

Клинические наблюдения и результаты научных исследований убеждают, что защита от формирования микробной биоплёнки является одним из ведущих факторов, определяющих долгосрочный успешный прогноз реставрационных методов лечения [3, 9].

Определение параметров гидролитической сопротивляемости денальных реставраций, изготовленных из различных групп керамических реставрационных систем (КРС), позволит обосновать избирательность применения материалов, обладающих устойчивостью к образованию комплексных соединений со слюной, а также спрогнозировать адгезионную устойчивость стоматологической керамики к осаждению бактериальных агентов из состава ротовой жидкости [1, 2, 4].

Комплексная оценка результатов исследований гидролитической сопротивляемости позволит получить значимые для клинической практики данные о морфологии и свойствах поверхности керамических материалов. Избирательное применение керамических реставраций, наименее подверженных микробной колонизации, будет способствовать уменьшению образования биопленки как организованного взаимодействия сообщества микроорганизмов, снижая риск развития воспалительных (аллергических) реакций со стороны тканей протезного ложа.

Сохранение стабильных показателей бактериальной обсеменённости позволит не только повысить эффективность механизмов санации, но и увеличить компенсаторные возможности микробиологической системы при поддержании физиологических способов сохранения гомеостаза. Это позволит улучшить общее гигиеническое состояние полости рта, обеспечить долговременную стабильность отдалённых клинических результатов при сохранении конструкционной целостности и увеличении срока службы керамических реставраций [5].

Цель исследования – обосновать избирательное применение КРС для повышения эффективности реставрационных методов лечения на основе определения гидролитической сопротивляемости.

### Материалы и методы

Из современной международной классификации ISO: 2001 (Стоматологическая керамика) по химиче-

скому составу нами были выделены четыре исследуемые группы КРС. В 1-й группе исследовали силикатную обжигаемую керамику для облицовки каркасов несъёмных зубных протезов: высокотемпературную керамику «IPS Classic» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн) и низкотемпературную керамику «Ducera LFS» («Ducera»). Во 2-й группе была изучена силикатная стеклокерамика: упрочнённый лейцитом цельнокерамический материал «IPS Empress I» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн), облицованный полевошпатными стёклами «IPS Empress I Sinterglaskeramik» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн); цельнокерамический материал на основе четырёхкремниевой фтористой слюды «Dicog», облицованный самоглазирующимися окрашенными фарфорами «Dicog»; цельнокерамический реставрационный материал на основе дисиликата лития «IPS Empress II» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн), облицованный апатитовой стеклокерамикой «IPS Empress II Sinterglaskeramik» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн). В 3-й группе была исследована оксидокерамика, инфильтрируемая алюмосиликатным лантановым стеклом: алюмооксидная каркасная керамика «In-Ceram-Alumina» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия), облицованная алюмооксидным фарфором «Vitadur Alfa» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия); алюмомагнезиальная каркасная керамика «In-Ceram Spinell» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия), облицованная алюмооксидным фарфором «Vitadur Alfa» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия); алюмооксидная каркасная керамика с добавлением диоксида циркония «In-Ceram Zirconia» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия), облицованная алюмооксидным фарфором «Vitadur Alfa» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия). В 4-й группе был изучен прессованно-спечённый иттрий-стабилизированный тетрагональный поликристаллический цирконий (ИСТПЦ) CAD/CAM системы «Cyratina®» («B. V. Oratio», Нидерланды), облицованный «VITA VM 9» («Vita Zahnfabrik»), и оксид алюминия (ОА) CAD/CAM системы «Procera All-Ceram®», облицованный «Procera-All-Ceram-Verblend-keramik» («Nobel Biocare AB», Gothenburg, Швеция/«Degu Dent», Hanau, США – Германия), относящиеся к поликристаллической оксидной структурной керамике (ПОСК). В 5-й группе была исследована эмаль интактных постоянных зубов, удалённых по ортодонтическим показаниям.

Экспериментальные металлокерамические образцы материалов 1-й группы были получены путём нанесения всех слоёв обжигаемой керамики (опак, дентин, эмаль, глазурь) на предварительно отлитые и подвергнутые механической, пескоструйной, а также пароструйной обработке базисные пластинки из кобальто-хромового сплава «Remanium Star» («DENTFURUM»).

Экспериментальные стеклокерамические образцы материалов 2-й группы «IPS Empress I» и «IPS Empress II» были изготовлены методом инъекционного прессования с применением техники литья по выплавляемым моделям. Образец из материала «Dicog» изготавливали путём помещения стандартного блока № 10 в печь «Programat P 90» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн) на три минуты при 250° С, после чего хвостовики удаляли крампонными щипцами. Все образцы глазурили в печи «Programat P 90» («Ivoclar-Vivadent»

Schaan, FL, Лихтенштейн) согласно инструкциям фирм-производителей.

Экспериментальные оксидокерамические каркасы материалов 3-й группы были получены методом шликерного литья с использованием высокочастотного ультразвукового прибора «Vitasonic II» («Vita Corporation») на предварительно изготовленных специальных гипсовых моделях. После спекания в печи «Inceramat II» («Vita Corporation») по программе 1 с последующим насыщением лантановым алюмосиликатным стеклом по программе 2 избыток стекла был удалён последующей пескоструйной обработкой частицами  $Al_2O_3$  (размер 10–20 мкм при давлении 2 бара). Аппликация алюмооксидного фарфора «Vitadur Alfa» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия) проведена также в печи «Inceramat II» («Vita Corporation») согласно инструкции фирмы-производителя.

Экспериментальные образцы материалов 4-й группы прессованно-спечённого ИСТПЦ CAD/CAM системы «Cyratina®» («B. V. Oratio», Нидерланды) были получены из стандартного плотноспечённого блока, уплотнённого методом горячего изостатического прессования. После этапа фрезерования процесс удаления остаточной пористости происходил путём помещения образцов в специальную печь на один час при температуре 1450° С и давлении 1000 бар. Облицовка ИСТПЦ проведена методом послойного нанесения обжигаемой керамики «VITA VM 9» («Vita Zahnfabrik», Bad Sackingen, Германия). Экспериментальные образцы прессованно-спечённого ОА CAD/CAM системы «Procera All-Ceram®» («Nobel Biocare AB», Gothenburg, Швеция/«Degu Dent», Hanau, США – Германия) были изготовлены путём помещения стандартного прессованно-спечённого блока в печь для обжига на один час при температуре 1550–1650° С. После этапа фрезерования удаление остаточной пористости происходило путём помещения образцов в специальную печь на один час при температуре 1500° С и давлении 1000 бар. Облицовка алюмооксидного каркаса проведена методом послойного нанесения обжигаемой керамики «Procera All-Ceram-Verblend-keramik» («Nobel Biocare AB», Gothenburg, Швеция/«Degu Dent», Hanau, США – Германия).

Образцы эмали естественных зубов (ЕЗ) получены путём иссечения сепарационным диском жевательной поверхности в пределах эмали и поверхностного слоя дентина толщиной 3 мм.

Размер экспериментальных образцов составил 10x10x3 мм. Для каждого материала было изготовлено по три образца, всего 33 образца.

Для исследования гидролитической сопротивляемости КРС были использованы:

- метод определения краевого угла смачивания (Θ) между жидкой (искусственная слюна) и твёрдой (керамика, эмаль зуба) фазами;
- метод определения величины поверхностной энергии твёрдой фазы (керамического материала).

Использование методов позволяет провести сравнительный анализ параметров смачиваемости, определить величину поверхностной энергии керамических реставраций, установить показатели поверхностного и межфазного натяжения раствора искусственной слюны, а также спрогнозировать гидролитическую сопротивляемость адгезии и колонизации микробных агентов из состава ротовой жидкости.

Методика определения смачиваемости основана на установлении зависимости между величиной поверхностной энергии твердого тела (КРС, ЕЗ) и поверхностным натяжением жидкой фазы (р-р «искусственная слюна»). Раствор искусственной слюны (рН=7,0±0,2) составлен по рецептуре Т. Fusayama (1975): 0,42 г/л KCl + 0,40 г/л NaCl + 0,795 г/л CaCl<sub>2</sub> + 0,69 г/л Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> + 0,005 г/л Na<sub>2</sub>Sr<sub>9</sub>H<sub>2</sub>O + 1,0 г/л мочевины + дист. H<sub>2</sub>O 1000 мл. Определение смачиваемости КРС и ЕЗ р-ром искусственной слюны проводилось с использованием полностью автоматизированного оптического прибора для измерения краевого угла смачивания и анализа контура капли «OCA 40 Micro» («Data Physics Instruments GmbH», Германия), созданного специально для проведения анализа смачиваемости отдельных волокон и твердых образцов особо малых размеров. Техника проведения: исследуемая поверхность образца фиксируется на предметном столике с подъемным механизмом и устанавливается в заданном положении относительно камеры. Электронная дозирующая система путем подачи из поршневого насоса высокого давления через систему позиционирования дозирующей иглы обеспечивает попадание жидкости (р-р искусственной слюны) на поверхность объекта. Регулируемая подсветка, система наведения резкости с 55-кратным увеличением и регулируемым углом наблюдения обеспечивают оптимальные условия изображения капли, после чего видеоизмерительная система с USB-камерой записывает цифровое изображение. Камера фиксирует процесс формирования капли на поверхности и передает данные на компьютер. Программное обеспечение DSA1 контролирует и управляет автоматическими частями системы (автодозирования), а также определяет базовую линию для расчета краевого угла смачивания. Информация, полученная с видео- и фотоизображений, с помощью заданной программы преобразуется в цифровые показатели. Установленные параметры анализируются, суммируются и сохраняются в базе данных компьютера. Программа имеет базу данных поверхностных свойств всех существующих твердых тел, которая может быть расширена в ходе работы. Относительная погрешность показателей ±0,1%.

Величина поверхностного и межфазного натяжения между раствором искусственной слюны и исследуемыми образцами определена с помощью цифрового тензиометра K20 «EasyDyne» («KRUSS», Германия) с компьютерным управлением. Измерения на приборе полностью автоматизированы и контролируются встроенным микропроцессором. Статистические методы и коррективы обеспечивают непосредственное считывание результатов измерения с дисплея. Калибровка производится единожды независимо от метода измерения, так как все параметры и калибровочные данные сохраняются в автоматическом режиме. Методика определения поверхностного/межфазного натяжения (дью Нуи) основана на измерении максимального усилия (F) для отрыва кольца с известной геометрией (длиной смачивания, L), сделанного из Pt-Ir сплава (угол смачивания = 0°). При подъеме кольца жидкость (р-р искусственной слюны) стремится стечь с него, что приводит к постепенному утончению пленки жидкости и отрыву кольца. Сила межфазного натяжения рассчитывается на основе разницы между максимальным усили-

ем (F<sub>max</sub>), приложенным для отрыва кольца, и силой гидростатического столба жидкости под кольцом (F<sub>v</sub>). Показатели силы гидростатического столба жидкости взяты из таблиц (Харкинса-Джордана) или рассчитаны на основе разности плотностей фаз, геометрических данных кольца и высоты поднятия тонкого слоя жидкости. Современные методы анализа показали, что максимальная нагрузка на весы (максимальное натяжение) фиксируется в момент, когда краевой угол смачивания равен 0°, при этом под кольцом образуется тонкая пленка жидкости. В момент отрыва кольца пленка жидкости истончается, и поверхностное/межфазное натяжение уже не максимально. Цифровой тензиометр K20 «EasyDyne» позволяет несколько раз растянуть/сжать тонкий слой пленки без обрыва и на основе нескольких измерений рассчитать среднее значение. Программное обеспечение SW1002 контролирует и управляет автоматическими частями системы. С помощью заданной программы установленные параметры анализируются, суммируются и сохраняются в базе данных компьютера. Диапазон измерений: 0–999 мН/м. Относительная погрешность показателей ±0,1 мН/м. Показатели поверхностной энергии КРС (10<sup>-3</sup> Дж/м<sup>2</sup>) были рассчитаны на основе величин краевого угла смачивания (Θ) керамических материалов с использованием уравнения Дюпре–Юнга и построения графика (Zisman), устанавливающего линейное соотношение зависимости косинуса краевого угла смачивания (cos Θ) от показателей поверхностного натяжения раствора искусственной слюны (справочные данные).

## Результаты исследования и их обсуждение

Величина краевого угла смачивания керамических реставраций и эмали естественных зубов представлена на рисунке 1.

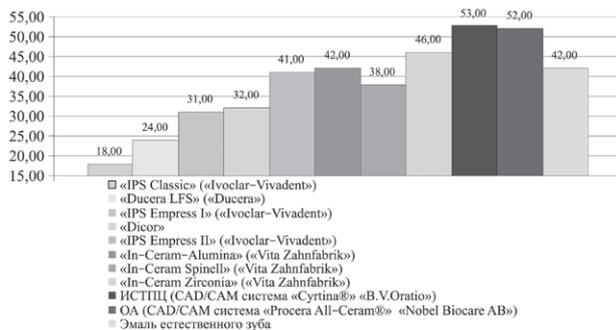


Рис. 1. Величина краевого угла смачивания керамических реставраций и эмали естественных зубов

Величина краевого угла смачивания (Θ), образуемого жидкой (искусственная слюна) и твердой (керамическая реставрация, эмаль зуба) фазами позволяет определить, насколько форма капли жидкости на поверхности твердого тела в условиях динамического равновесия приближается к сферической (Θ=450–550). Керамические реставрации, краевой угол смачивания (Θ) которых согласован с параметрами краевого угла смачивания сферической формы (Θ=450–550), обладают наименьшей площадью поверхности при минимальной поверхностной энергии для данного объема. Это позволяет свести к минимуму суммарную энергию жидкости, уменьшив при этом смачиваемость керамического материала.

Величина поверхностной энергии керамических реставрационных систем представлена на рисунке 2.

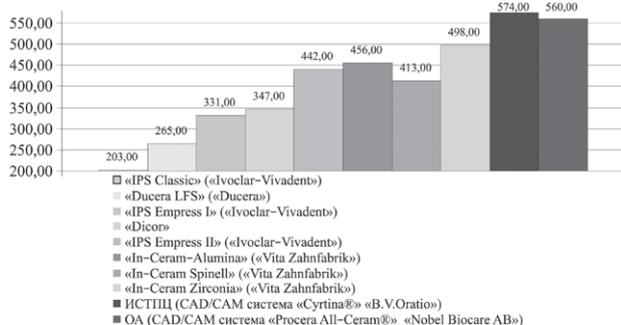


Рис. 2. Показатели поверхностной энергии керамических реставрационных систем

Керамические реставрации, имеющие высокие показатели поверхностной энергии, при взаимодействии с жидкостями (искусственная слюна) с низким поверхностным натяжением обладают выраженной взаимопроницаемостью. Явление проницаемости связано с возникновением устойчивого межмолекулярного притяжения на ограниченной площади при достижении стабильного динамического равновесного состояния. Это препятствует распространению жидкой фазы (искусственной слюны) по поверхности керамических реставраций с высокой поверхностной энергией, обеспечивая снижение показателей смачиваемости.

Анализируя показатели гидролитической сопротивляемости КРС по результатам методов определения краевого угла смачивания (Θ) и величины поверхностной энергии, установили следующее:

1. Показатели краевого угла смачивания (Θ) ИСТПЦ (CAD/CAM система «Cyrtina®» «B. V. Oratio») в  $2,21 \pm 0,11 - 2,94 \pm 0,15$  раза превышают показатели силикатной обжигаемой керамики [«Ducera LFS» («Ducera»), «IPS Classic» («Ivoclar Vivadent»)]; в  $1,29 \pm 0,06 - 1,71 \pm 0,09$  раза превышают значения краевого угла смачивания (Θ) силикатной стеклокерамики [«IPS Empress I», «IPS Empress II» («Ivoclar-Vivadent»), «Dicor» («Dicor»)]; в  $1,15 \pm 0,06 - 1,39 \pm 0,07$  раза превышают показатели краевого угла смачивания (Θ) оксидокерамики, инфильтрируемой стеклом [«In-Ceram Alumina», «In-Ceram Spinell», «In-Ceram Zirconia» («Vita Zahnfabrik»)] и в  $1,26 \pm 0,06$  раза превышают аналогичные значения эмали естественных зубов.

2. Величина поверхностной энергии ( $10^{-3} \text{ Дж/м}^2$ ) ИСТПЦ (CAD/CAM система «Cyrtina®» «B. V. Oratio») в  $2,17 \pm 0,11 - 2,83 \pm 0,14$  раза превышает показатели силикатной обжигаемой керамики [«Ducera LFS» («Ducera»), «IPS Classic» («Ivoclar Vivadent»)]; в  $1,30 \pm 0,07 - 1,73 \pm 0,09$  раза превышает значения поверхностной энергии силикатной стеклокерамики («IPS Empress I», «IPS Empress II» («Ivoclar-Vivadent»), «Dicor» («Dicor»)]; в  $1,16 \pm 0,06 - 1,40 \pm 0,07$  раза превышает показатели поверхностной энергии оксидокерамики, инфильтрируемой стеклом [«In-Ceram Alumina», «In-Ceram Spinell», «In-Ceram Zirconia» («Vita Zahnfabrik»)].

Сравнительный анализ показателей смачиваемости основан на положении о том, что если потенциальный барьер на поверхности КРС тормозит достижение равновесного значения краевого угла, то причиной этого является структурная неоднородность. К факторам, определяющим неоднородность текстуры, относятся: высокое содержание примесей, большое количество частично оплавленных частиц, преобладание стекловидной фазы над кристаллической, низкая частота по-

верхности, наличие микродефектов и открытой пористости.

Силикатная обжигаемая высокотемпературная керамика для облицовки каркасов несъемных зубных протезов «IPS Classic» («Ivoclar-Vivadent» Schaan, FL, Лихтенштейн) обладает наибольшей смачиваемостью при умеренных показателях поверхностной энергии. Её неравновесная двухфазная система состоит из минимальной кристаллической фазы, представленной единично расположенными островками кристаллизации (зёрнами лейцита) и преобладающей стеклофазы (стеклянной матрицы). Различная степень расплавления кристаллов в стеклянной матрице при множественном количестве частично оплавленных частиц определяет слоистую структуру керамического материала. Преобладание крупнодисперсных частиц кристаллической фазы и минимальное число центров кристаллизации (менее 35% объёма материала) при их неравномерном распределении внутри стеклофазы способствуют низкой насыщенности стеклянной матрицы частицами кристаллической фракции. Несогласованность значений коэффициентов термического линейного расширения (КТЛР) и температур плавления исходных компонентов препятствует равномерному распределению мелкодисперсных высокоочищенных частиц низкотемпературных фракций на поверхности крупнодисперсных, слабо очищенных кристаллов, стремящихся к округлению при минимизации и выравнивании поверхностной энергии в фазе спекания. Это способствует образованию мультифазных макрокристаллических конгломератов неправильной формы, представленных наслоившимися друг на друга многослойными оплавленными структурами. Слои, образующиеся в результате обжига, имеют различную толщину, величину и форму спекшихся фракций. Гомогенного заполнения матрицы (рефракционного скелета) не происходит, что обеспечивает умеренные показатели плотности, высокую открытую пористость при низкой чистоте поверхности.

Наименьшей смачиваемостью при высоких показателях поверхностной энергии обладает прессованно-спечённый ИСТПЦ CAD/CAM системы «Cyrtina®» («B. V. Oratio», Нидерланды) и OA CAD/CAM системы «Procera All-Ceram®» («Nobel Biocare AB», Gothenburg, Швеция/«Degu Dent», Hanau, США – Германия). Изготовленные промышленным способом и уплотнённые методом горячего изостатического прессования цельнокерамические плотноспечённые блоки ИСТПЦ и OA обладают высокой степенью очистки исходных компонентов, оптимальным соотношением стабилизирующих добавок с согласованными значениями КТЛР и температур плавления. Синтеризация ИСТПЦ и OA, связанная с максимальным сближением кристаллов при объёмном (трёхмерном) компрессионном сжатии и высокой усадке материала, способствует образованию кластеров с взаимно перемежающимися слоями. Это обеспечивает формирование трёхмерно упорядоченной, объёмно пространственной нанокристаллической структуры с максимальной плотностью, высокой чистотой поверхности, структурной однородностью при отсутствии открытой пористости.

Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Прессованно-спечённый ИСТПЦ и OA при наименьшей смачиваемости, согласованной с параметрами эмали естественных зубов и высоких показателях поверхностной энергии, обладает выраженной гидролитической сопротивляемостью. Снижение работы всех

механизмов адгезии со стороны жидкой фазы уменьшает вероятность образования комплексных соединений со слюной, прогнозируя адгезионную устойчивость керамических реставраций из ИСТПЦ и ОА к осадению микробной флоры из состава ротовой жидкости.

2. Уменьшение бактериальной адгезии на керамических реставрациях из ИСТПЦ и ОА прогнозирует снижение микробной обсемененности в области тканей протезного ложа. Это улучшит общее гигиеническое состояние полости рта, сохранит конструкционную целостность КРС, обеспечит стабильность отдаленных клинических результатов, повысив тем самым эффективность реставрационных методов лечения.

3. Силикатная обжигаемая керамика [«IPS Classic» («Ivoclar Vivadent»), «Ducera LFS» («Ducera»)] при выраженной смачиваемости и умеренных показателях поверхностной энергии обладает незначительной гидролитической сопротивляемостью. Увеличение работы адгезионных механизмов со стороны жидкой фазы повышает вероятность образования комплексных соединений со слюной. Это прогнозирует снижение адгезионной устойчивости дентальных реставраций из силикатной обжигаемой керамики к осадению микробной флоры из состава ротовой жидкости.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Доменюк Д. А. Прогнозирование клинической эффективности цельнокерамических реставраций с учетом микроструктурных особенностей / Д. А. Доменюк, С. Н. Гаража, Е. Н. Иванчева // Российский стоматологический журнал. – 2010. – № 4. – С. 10–12.

2. Доменюк Д. А. Структурные преобразования оксида алюминия в цельнокерамическом материале Procera AllCeram® на этапах технологического цикла / Д. А. Доменюк, С. Н. Гаража, В. Н. Олесова, Е. Н. Иванчева, В. П. Рогатнев, В. И. Перевозников, А. Г. Зверьяев // Российский стоматологический журнал. – 2009. – № 6. – С. 4–7.

3. Кузнецов Е. А. Микробная флора полости рта и её роль в развитии патологических процессов / Е. А. Кузнецов, В. Н. Царёв, М. М. Давыдова: Уч. пособие для студентов, интернов и врачей-стоматологов. – М.: Знание, 1995. – 285 с.

4. Поздеев О. К. Медицинская микробиология / Под ред. В. И. Покровского. – М.: Медицина, 2001. – С. 116–132.

5. Савичук И. О. Микроэкология полости рта, дисбактериоз и пути его коррекции / И. О. Савичук, А. В. Савичук // Современная стоматология. – 2002. – № 4. – С. 9–12.

6. Beuer F. Marginale und innere passung von CAM-gefrasteten zirkoniumoxid-einzelkronen bei unterschiedlichen Präparationswinkeln // J. dtsh. zahnarztl. – 2003. – № 58. – P. 517–523.

7. Duret F. CAD – CAM in dentistry / F. Duret, J. –L. Blouin, B. Duret // Assoc. am. dent. j. – 2008. – Vol. 117. № 4. – P. 715–726.

8. Sadan A. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations Part 1 / A. Sadan, M. B. Blatz, B. Lang // Int. j. periodontics restorative dent. – 2005. – № 3. – P. 213–291.

9. Scarano A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study / A. Scarano, M. Piattelli, S. Caputi, G. A. Favero, A. Piattelli // J. periodontol. – 2004. – № 2. – P. 292–296.

Поступила 05.09.2013

**Д. А. ДОМЕНЮК<sup>1</sup>, А. Г. КАРСЛИЕВА<sup>1</sup>, Л. В. ТАШУЕВА<sup>1</sup>,  
Ж. С. ОРФАНОВА<sup>1</sup>, Е. Н. ИВАНЧЕВА<sup>1</sup>, С. И. РИСОВАННЫЙ<sup>2</sup>**

## ИЗМЕНЕНИЕ АНТИОКСИДАНТНОЙ СИСТЕМЫ СМЕШАННОЙ СЛЮНЫ У ДЕТЕЙ НА ЭТАПАХ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БАЗИСНЫХ МАТЕРИАЛОВ

<sup>1</sup>Кафедра стоматологии общей практики и детской стоматологии

Ставропольского государственного медицинского университета,

Россия, 355017, г. Ставрополь, ул. Мира, 310; тел. 8-918-870-12-05. E-mail: domenyukda@mail.ru;

<sup>2</sup>кафедра стоматологии ФПК и ППС Кубанского государственного медицинского университета,

Россия, 350000, г. Краснодар, ул. Кубанонабережная, 52/1;

тел. 8 (861) 262-38-96. E-mail: stomatologia.fpk@qip.ru

С помощью клинико-лабораторных методов проведено исследование антиоксидантной системы нестимулированной ротовой жидкости у детей в возрасте от 4,5 до 8 лет после наложения съемных ортодонтических конструкций по показателям диеновых конъюгатов, триеновых конъюгатов, оснований Шиффа, а также параметрам антиоксидантной активности. Выявлено, что аппараты из фотоотверждаемого базисного композитного материала «Versuo» за счет минимального прироста показателей оксидантной и антиоксидантной активности смешанной слюны без развития «окислительного стресса» обеспечивают наименьшие сроки адаптации в сравнении с конструкциями из базисных пластмасс холодного, горячего типов полимеризации.

**Ключевые слова:** свободнорадикальное окисление, воспаление, антиоксиданты, окислительный стресс, спектрофотометрия.

**D. A. DOMENYUK<sup>1</sup>, A. G. KARSLIEVA<sup>1</sup>, L. V. TASHUEVA<sup>1</sup>,  
G. S. ORFANOVA<sup>1</sup>, E. N. IVANCHEVA<sup>1</sup>, S. I. RISOVANNY<sup>2</sup>**

CHANGE OF MIXED SALIVA ANTIOXIDANT SYSTEM OF CHILDREN AT THE STAGES  
OF ORTHODONTIC TREATMENT USING THE BASE MATERIALS