

А.А. Копытов<sup>1</sup>,  
к.м.н., к.с.н., доцент кафедры  
ортопедической стоматологии  
медицинского института

Н.С. Тыщенко<sup>1</sup>,  
врач-ординатор

С.В. Поклад<sup>2</sup>,  
химик-технолог

<sup>1</sup> НИУ «БелГУ»

<sup>2</sup> ООО «ТехноДент», Белгород

## Стеклоиономерный цемент «Полиакрилин» для надежной фиксации

**Резюме.** Гидродинамические характеристики стеклоиономерных цемента для фиксации играют важную роль в надежности ортопедического лечения. К этим параметрам целесообразно отнести: толщину пленки, текучесть, растворимость, которые зависят от соблюдения рекомендаций производителя, отраженных в инструкции по применению.

**Summary.** Hydrodynamic characteristics of glass-ionomer cements for fixation play an important role in reliability of orthopedic alignment. It is reasonable to refer to such characteristics: film thickness, flowability, dissolubility, which depend on compliance with manufacture's recommendations, reflected in the instruction for use.

**Ключевые слова:** текучесть, толщина пленки, стеклоиономерные цементы, расцементировка, несъемные конструкции

**Key words:** flowability, film thickness, glass-ionomer cements, decementing, fixed constructions

Одним из наиболее востребованных подходов к реабилитации больных с вторичной частичной адентией является восстановление окклюзионных соотношений несъемными конструкциями, для изготовления которых могут применяться различные материалы [1, 2]. Накопленный клинический опыт показывает, что этот подход к лечению частичной вторичной адентии весьма далек от совершенства и при наличии хорошего прогноза возможны осложнения, в большей степени определяемые окклюзионной нагрузкой [3].

Воздействию окклюзионной нагрузки и развитию связанных с ним осложнений посвящено достаточно много работ, в которых рассматриваются перегрузка тканей опорных зубов [4, 5], откол облицовочного покрытия [6].

Кроме того, к часто встречающимся осложнениям причисляют расцементировку несъемных конструкций [7]. Уменьшение количества расцементировок возможно за счет повышения эксплуатационно-технологических характеристик цемента для фиксации [8]. Демонстрация производителями соответствующих и превышающих требования ГОСТ характеристик цемента, применяемых для постоянной фиксации несъемных конструкций, приветствуется потребителями. При этом количество расцементировок остается достаточно распространенным осложнением.

Поскольку основная функция стоматологических цемента — создание в области края коронки надежного герметизма, длительно противостоящего воздействию ротовой жидкости, то среди эксплуатационно-технологических характеристик цемента считаем необходимым выделить группы гидродинамических параметров. К этим параметрам целесообразно отнести толщину пленки, текучесть, растворимость. Выделение гидродинамических параметров стеклоиономерных цемента (СИЦ), на наш взгляд, позволяет разработчикам

стоматологической продукции обсуждать проблему расцементировок несъемных конструкций, стремясь от комплексного подхода к системному. Кроме того, выделение этих параметров в отдельную группу имеет большое практическое значение, ибо оно мотивирует сотрудников стоматологических учреждений к корректному приготовлению цемента.

В современной литературе, посвященной ортопедической стоматологии, гидродинамическим аспектам внимания практически не уделяется. Факт расцементировок несъемных конструкций воспринимается как часто встречающееся осложнение, при этом большинство специалистов причиной расцементировок считают окклюзионную нагрузку. Следует отметить, что, независимо от характера и силы окклюзионного взаимодействия, демпфирование окклюзионного нагружения протекает однотипно. При нагружении бугра искусственной коронки зуба в первую очередь сила, генерируемая жевательной мускулатурой, будет затрачиваться для:

- разрушения пищевого комка (в случае если прочностные характеристики комка ниже прочностных характеристик тканей пародонта);
- деформации волокон периодонта зубов, непосредственно и опосредованно контактирующих с нагружаемым зубом;
- преодоления сопротивления биологических жидкостей в объеме периодонтального пространства и порового пространства костной ткани;
- деформации собственной поверхности коронки.

Если сила, развиваемая жевательной мускулатурой, перевела упругие деформации перечисленных объектов в пластические деформации и по номиналу или по времени продолжает обладать разрушающим потенциалом, то следует говорить о деформации и разрушении цемента. То есть в первую очередь разрушаются менее прочные или непосредственно воспринимающие нагружение

составляющие жевательного аппарата. С этих позиций мысль о том, что разрушение цемента, приготовленного в строгом соответствии с рекомендациями производителя, приводит к расцементировке несъемных конструкций, представляется не очень корректной. Однако нарушение технологии клинического приготовления цементной смеси влияет на способность цемента противостоять различным видам воздействия. Особенно это следует учесть при использовании стеклоиономеров в качестве цементов для фиксации. Несоблюдение рекомендуемого производителем соотношения порошок/жидкость может привести к нарушению механизма отверждения цемента, так как во время процесса созревания цемента сохранившаяся в нем вода частично гидратирует непрореагировавшие частицы стеклянного порошка, образуя силикагель в виде оболочки, в которую заключаются остаточные частицы стекла (рис. 1).

Таким образом, отвержденный цемент имеет характерную структуру, в которой содержатся распределенные в матрице из кальциевых и алюминиевых полисолей частицы непрореагировавшего порошка в оболочке из силикагеля. Когда порошок и жидкость смешиваются с образованием пасты, поверхность стеклянных частиц подвергается действию полимерной кислоты. Кальциевые, алюминиевые, фторидные и другие ионы выщелачиваются в водную среду. Макромолекулы полиакриловой кислоты сшиваются этими ионами, прежде всего ионами кальция, с образованием твердой массы, в течение последующего времени (до 24 ч) формируется новая фаза, в которой ионы алюминия скрепляют цементную структуру, что приводит к повышению жесткости и прочности цемента. Кроме того, полиакриловая кислота реагирует с кальцием гидроксиапатита твердых тканей зуба, обеспечивая химическую адгезию с дентином, и образует водородную связь с коллагеном. Адгезионная прочность этих связей 2–7 МПа, но клинический опыт указывает на ее долговечность [9, 10]. Избыточное понижение соотношения порошок/жидкость помимо улучшения манипуляционных свойств и увеличения текучести может привести к повышенной растворимости материала, снижению прочности и увеличению времени твердения, что при окклюзионном нагружении может привести к смещению конструкции [11, 12]. Непрореагировавшие молекулы кислот могут раздражать ткани периодонта.

Таким образом, нарушая рекомендуемое производителем соотношение порошок/жидкость для повышения текучести смеси с целью гарантированно добиться восстановления протетической плоскости, стоматолог значительно ухудшает эксплуатационно-технологические характеристики СИЦ.

Компания «ТехноДент» (Белгород) разработала и производит СИЦ «Полиакрилин» для фиксации

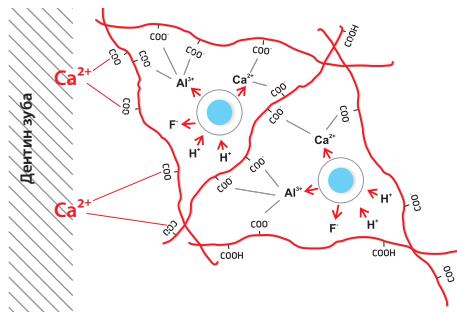


Рис. 1. Схема образования матрицы СИЦ и взаимодействия поликислот СИЦ с кальцием дентина

#### Рабочие характеристики СИЦ «Полиакрилин»

Соотношение порошок/жидкость, г/г	2,3/1,0 2 мерника порошка без верха/1 капля жидкости
Время смешивания, с	30–45
Рабочее время, мин	2,0–2,5
Время твердения от начала смешивания, мин	6–7

коронки, мостовидных протезов, вкладок и штифтов (регистрационное удостоверение № РЗН 2015/2855 от 17.11.2016).

При смешивании порошка с жидкостью в рекомендуемом производителем соотношении (см. таблицу) получается пластичная масса с толщиной пленки 12 мкм (требование ГОСТ 31578 и ISO 9917-1 — не более 25 мкм). После отверждения образуется цемент с высокой биологической совместимостью к твердым тканям зуба, достаточной прочностью (130 МПа; требования ГОСТ — не менее 70 МПа) и стойкостью к кислотной эрозии.

Полиакриловая кислота связывается с кальцием дентина и обеспечивает химическую адгезию и герметичное краевое прилегание цемента к твердым тканям зуба и к основным конструкционным материалам. Кондиционирование поверхностей твердых тканей улучшает адгезию цемента. Фторсодержащий стеклонаполнитель, способный выделять и накапливать ионы фтора, обеспечивает пролонгированный противокариесный эффект материала. Эстетические свойства цемента позволяют использовать его для фиксации безметалловых коронок и мостов из высокопрочных типов керамики.

Сначала в течение 10–15 секунд с жидкостью следует смешать половину отмеренного порошка. Затем добавив порциями оставшуюся часть порошка и круговыми движениями шпателя тщательно замешать в течение 20–30 секунд до получения пластичной консистенции.

Для фиксации материал следует внести в коронку и зафиксировать ее на подготовленной культе без излишнего давления. Пациент должен сомкнуть челюсти и с постоянным давлением выдержать в течение времени твердения цемента. Затем излишки материала необходимо удалить.

Все манипуляции (смешивание порошка с жидкостью, внесение цемента в коронку, наложение коронки на культю) должны производиться за время, указанное производителем как «рабочее время», при условии точного соблюдения соотношения порошок/жидкость.

#### ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ СИЦ «ПОЛИАКРИЛИН». КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ

Пациентка К., 49 лет, обратилась в стоматологическую клинику с жалобами на эстетическую недостаточность,



Рис. 2. Исходная клиническая ситуация



Рис. 3. Препарирование твердых тканей

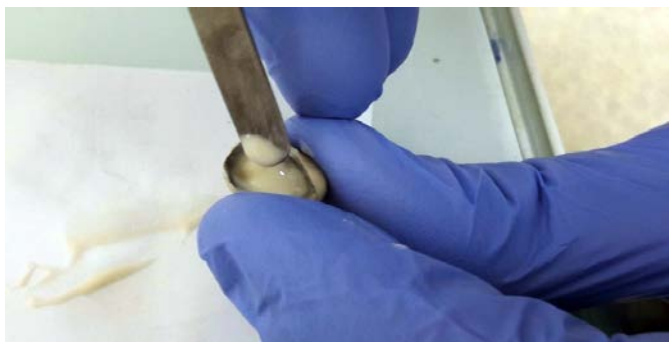


Рис. 4. Внесение СИЦ «Полиакрилин для фиксации»



Рис. 5. Фиксация металлокерамических коронок



Рис. 6. Последовательная фиксация одиночных металлокерамических коронок

нарушение функции жевания, речи (рис. 2). Диагноз: частичная вторичная адентия верхней и нижней челюстей (K08.1); патологическая стираемость твердых тканей зубов II степени, осложненная деформацией зубных дуг (K03.0); верхняя челюсть — I класс по Кеннеди; нижняя челюсть — II класс, I подкласс по Кеннеди; прямой травматический узел (K05.3).

Функциональная окклюзия восстанавливалась одиночными металлокерамическими коронками на зубы 1.3—2.2 и 4.7, шинирующими конструкциями на зубы 1.4, 1.5, 2.3, 2.4, 4.4 и 4.5 и съёмными протезами.

Препарирование зубов (рис. 3) проводилось с водно-воздушным охлаждением под местным обезболиванием 4% ультракаином с ретракционной нитью размера 00 торговой марки Ultraprak (США). После препарирования были изготовлены временные коронки. Повторный визит назначен через 14 дней. По истечении назначенного срока временная конструкция снята. Для достижения оптимального ионного обмена между структурами зуба и СИЦ, проведено нанесение на поверхности культей зубов кондиционера — 10—15% раствора полиакриловой кислоты. Каждый зуб обрабатывался в течение 10 секунд. Фиксировали постоянные металлокерамические коронки на подготовленные культы зубов, применяя фиксирующий материал «Полиакрилин» (рис. 4—7).

Через 7 дней после лечения на контрольном приеме была произведена оценка состояния слизистой оболочки после эпителизации десневого края (рис. 8).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

СИЦ «Полиакрилин» для фиксации одиночных коронок и мостовидных протезов показал себя как надежный и долговременный материал при оказании



Рис. 7. Вид ортопедического протеза после удаления излишков фиксирующего материала



Рис. 8. Металлокерамические коронки, зафиксированные на фиксирующий материал «Полиакрилин для фиксации» через 7 дней

стоматологической помощи в лечебно-профилактических учреждениях, как доступную широкому кругу

врачей-стоматологов альтернативу более дорогим зарубежным аналогам.

#### ЛИТЕРАТУРА:

1. **Лебедеко А.И.** Применение металлокерамических зубных протезов на каркасах из золотого сплава «Супер КМ»: дис. ... к.м.н. — М., 2003. — 153 с.
2. **Лебедеко И.Ю., Назарян Р.Г., Романкова Н.В., Максимов Г.В., Вураки Н.К.** Сопоставительный анализ современных методов изготовления мостовидных зубных протезов на основе диоксида циркония. — *Российский стоматологический журнал*. — 2015; 2 (19): 6—9.
3. **Брагина О.М., Жулев Е.Н., Демин Д.Н.** Экспертная система определения показаний для применения металлокерамических мостовидных протезов. — *Современные проблемы науки и образования*. — 2015; 1 (ч. 1): 1388.
4. **Щербаков А.С., Рудакова Ю.А., Иванова С.Б., Некрасов А.Н.** Изменения показателей кровотока пародонта при протезировании временными мостовидными протезами. — *Стоматология*. — 2015; 1 (94): 40—44.
5. **Копытов А.А.** Динамика показателей десневой жидкости в процессе реабилитации пациентов с мостовидными протезами при различном наклоне опорных зубов: автореф. дис. ... к.м.н. — МГМСУ, 2007. — 21 с.
6. **Михеева А.А., Большаков Г.В.** Изучение прочности соединения реставрационных материалов для починки стоматологической керамики. — *Казанский медицинский журнал*. — 2014; 1 (95): 22—25.
7. **Садыков М.И., Глуштенко В.П., Эртесян А.Р.** Применение новой искусственной коронки в клинике ортопедической стоматологии при низких клинических коронках. — *Современные проблемы науки и образования*. — 2015; 3: 202.
8. **Полянская О.Г., Климова Т.Н., Шемонаев В.И., Виншу В.А., Степанов В.А.** Анализ клинической эффективности цементов для постоянной фиксации зубных протезов. — *Волгоградский научно-медицинский журнал*. — 2015; 4 (48): 41—43.
9. **Поюровская И.Я.** Стоматологическое материаловедение. Уч. пособ. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. — 192 с.
10. **ван Нурт Р.** Основы стоматологического материаловедения. Уч. пособ. (пер. с англ.). — 2-е изд. — М.: КМК-Инвест, 2004. — 304 с.
11. **Цимбалистов А.В., Копытов А.А., Сорокина Т.В.** Сравнительная оценка текучести эндодонтических материалов на основе эпоксидных смол. — *Эндодонтия Today*. — 2015; 3: 21—24.
12. **Цимбалистов А.В., Копытов А.А., Сорокина Т.В.** Сравнительная оценка технологических параметров эндодонтических материалов на основе эпоксидных смол. — *Институт стоматологии*. — 2016; 1 (70): 82—4.

## Новинка от «ТехноДент»

# Реставрин

универсальный реставрационный наногибридный композит

**Три группы оттенков различной светопроницаемости:**

универсальные (A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2),  
дентин-опаковые (OA2, OA3),  
прозрачные (TC)

**Преимущества:**

- легко полируется
- не липнет к инструменту
- стабилен при моделировании
- рентгеноконтрастен
- флюоресцентен



**Tehno  
Dent**