

616.31

А 60

В.В.АЛЯМОВСКИЙ

**КЛИНИКО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ  
УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ  
СВЕТОТВЕРЖДАЕМЫХ  
КОМПОЗИЦИОННЫХ  
ПЛОМБИРОВОЧНЫХ  
МАТЕРИАЛОВ**



616.31  
А 60

В.В.Алямовский

**КЛИНИКО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ  
УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ  
СВЕТОТВЕРЖДАЕМЫХ  
КОМПОЗИЦИОННЫХ  
ПЛОМБИРОВОЧНЫХ  
МАТЕРИАЛОВ**

УБ

ВОЗВРАТИТЕ КНИГУ НЕ ПОЗЖЕ  
обозначенного здесь срока


401505

УДК 616.31 + 616.314-089.27

А 60

Алямовский Василий Викторович Клинико-технологические условия применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов. – Красноярск: Изд-во КГПУ, 2000. – 128 с.

Рецензент:

Действительный член Российской академии технологических наук, доктор медицинских наук, профессор *Ю.А. Федоров*

В книге представлены сведения о структуре, свойствах и технологии применения современных светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов.

Книга предназначена для врачей-стоматологов, аспирантов, клинических ординаторов, врачей-интернов и студентов стоматологических факультетов медицинских ВУЗов.

Табл. – 15, рис. — 45. Указатель литературы – 163 источника.

## ОГЛАВЛЕНИЕ

1. Введение .....	4
2. Структура и свойства светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов .....	6
3. Систематизация светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов .....	25
4. Клинико-технологические условия применения светотверждаемых композиционных пломбировочных материалов .....	32
4.1. Организация рабочего места врача-стоматолога .....	36
4.2. Стоматологические фотополимеризационные устройства .....	52
4.3. Подготовка пациентов к лечению и принципы применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов .....	52
5. Функциональное состояние пульпы и пародонта при применении светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов .....	94
6. Заключение .....	107
7. Литература .....	110

ISBN № 5-85981-084-9

© В.В.Алямовский, 2000

## 1. ВВЕДЕНИЕ

Материаловедение является неотъемлемой частью современной стоматологии. Несмотря на значительные успехи программ профилактики кариеса, вопросы пломбирования зубов занимают значительное место среди проблем терапевтической стоматологии. История пломбирования зубов зародилась до нашей эры, однако, осознанное восстановление кариозных зубов с целью сохранения их функции принадлежит главному лекарю багдадского госпиталя-школы Абу-бакр Мухаммед ибн-Закария аль-рази (841(850)-926(929) гг.), который рекомендовал заполнять полости в зубах смесью квасцов, мастики и меда. В 1480 г. Джованни Арколани (Арколанус) в университете Болоньи (Италия) поставил первую золотую пломбу в человеческом зубе.

Первый систематизированный медицинский труд по зубопротезированию издал в 1728 г. французский хирург и зубной лекарь Пьер Фошар, предложивший в качестве материалов для пломбирования зубов использовать свинец, олово и золото. Уже в то время, он давал материаловедческую характеристику материалам для пломбирования зубов, предпочитая использовать для восстановления зубов свинец из-за его пластичности и хорошей адаптации к стенкам кариозной полости.

В 1832 г. Ostermann изобрел первый фосфатный цемент для пломбирования зубов, но начало активных разработок и практического применения пломбировочных материалов относится к периоду после 1870 г., когда в Америке была изобретена первая ножная бормашина и проблема заполнения препарированных кариоз-

ных полостей стала очень актуальной. Необходимо отметить, что за столь длительный период истории развития материаловедения пломбировочных материалов, успехов в физике и химии, проблема качественного пломбирования зубов не потеряла своей остроты.

История развития пломбировочных материалов на полимерной основе началась в 40-х годах XX столетия. В 1941 г. была разработана система инициаторов полимеризации – перекись бензоила амина (BPO-Amin), благодаря которой в условиях температуры полости рта осуществлялась полимеризация компонентов материала. В связи с тем, что полученная после отверждения композиция не имела в своей структуре неорганического наполнителя, пломбы из таких материалов обладали недостаточной механической устойчивостью, отсутствием стабильности цвета, высоким коэффициентом термического расширения, токсичностью и значительным водопоглощением.

На протяжении 20 лет продолжались работы по модификации акриловых материалов путем введения в их состав неорганического наполнителя, которые в 1960 г. привели к выпуску варианта наполненной пластмассы – “Addent” (3M Company). В 1962 г., R.L.Bowen запатентовал (U.S. — Patent 3.066.112) пломбировочный материал, состоящий из мономера (бисфенол-А-диглицидилметакрилат – Bis-GMA) и силанизированной кварцевой муки. Таким образом, смола Bowen стала основой развития широкой гаммы композиционных пломбировочных материалов.

Следующим этапом в развитии материаловедения стало изобретение композиционных материалов, полимеризующихся под воздействием ультрафиолетового света. Старт полимеризации материалов “по команде” стал революционным шагом в области технологий пломбирования зубов. Недостатки использования ультрафиолета в ежедневной стоматологической практике привели в 1977 г. к созданию материалов, отверждающихся под воздействием света с длиной волны 400-500 нм.



Важными вехами в развитии композиционных пломбировочных материалов явились: разработка в 1977 г. микронаполненных композитов для пломбирования фронтальных зубов, а в 1985 г. гибридных композиционных материалов для восстановления любых групп зубов. Активное развитие стоматологического материаловедения привело к созданию в 90-х годах XX века сочетания композиционных материалов и стеклоиономерных цементов (компомеров), текучих композитов, конденсируемых композиционных пломбировочных материалов для восстановления жевательной группы зубов, органически модифицированной керамики (ORMOCER), "разумных реставрационных материалов" ("smart restorative materials").

Использование в повседневной клинической практике светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов привело к существенному повышению качества лечения кариеса и некариозных поражений зубов. В то же время, существование большого объема информации в отношении технологических моментов использования пломбировочных материалов, встречающаяся неоднозначность сведений о светоотверждаемых композитах привели к необходимости определенной систематизации имеющихся данных и клинико-экспериментальной отработке приемов применения композитов.

## 2. СТРУКТУРА И СВОЙСТВА СВЕТОТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Композиционные пломбировочные материалы представляют собой смесь неорганических частиц, взвешенных в связующей органической матрице. Матрицей большинства композитов является мономерная система Bis-GMA. При изготовлении современных композитов используются и другие мономеры: уретандиметакрилат

ты (UDMA), декандиолдиметакрилаты (D3 MA) и триэтиленгликольметакрилаты (TEGDMA). В качестве дополнительных компонентов органической матрицы применяют:

— полимеризационный ингибитор (монометилэфир гидрохинона) — для увеличения времени работы с материалом и сроков его хранения;

— фотостабилизатор (гидроксиметоксибензофенон) — светопоглотитель ультрафиолетовых лучей, вводимый для улучшения стабильности цвета и уменьшения изменения цвета материала от солнечных лучей;

— фотоинициатор (метилэфир бензоила, камфаронин) — для начала фотополимеризации.

В состав композита входят красители и пигменты, влияющие на свойства материала.

Наиболее простая формула мономера композиционного пломбировочного материала представлена на рис. 1.

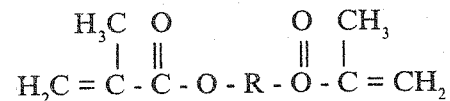


Рис. 1. Типичная формула мономера композиционного пломбировочного материала

Упрощенно мономер можно представить формулой MA - R - MA, где MA - остаток эфира метакриловой кислоты, R - органическое промежуточное звено. Полимеризация материала происходит за счет соединения мономеров друг с другом при помощи активных ионов кислорода и свободных радикалов. В светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалах для образования свободных радикалов из фотоинициатора применяется световая энергия, генерируемая стоматологическим фотополимеризационным устройством. Под воздействием света фотоинициатор подвергается

Важными вехами в развитии композиционных пломбировочных материалов явились: разработка в 1977 г. микронаполненных композитов для пломбирования фронтальных зубов, а в 1985 г. гибридных композиционных материалов для восстановления любых групп зубов. Активное развитие стоматологического материаловедения привело к созданию в 90-х годах XX века сочетания композиционных материалов и стеклоиономерных цементов (компомеров), текучих композитов, конденсируемых композиционных пломбировочных материалов для восстановления жевательной группы зубов, органически модифицированной керамики (ORMOCER), "разумных реставрационных материалов" ("smart restorative materials").

Использование в повседневной клинической практике светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов привело к существенному повышению качества лечения кариеса и некариозных поражений зубов. В то же время, существование большого объема информации в отношении технологических моментов использования пломбировочных материалов, встречающаяся неоднозначность сведений о светоотверждаемых композитах привели к необходимости определенной систематизации имеющихся данных и клинико-экспериментальной отработке приемов применения композитов.

## 2. СТРУКТУРА И СВОЙСТВА СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Композиционные пломбировочные материалы представляют собой смесь неорганических частиц, взвешенных в связующей органической матрице. Матрицей большинства композитов является мономерная система Bis-GMA. При изготовлении современных композитов используются и другие мономеры: уретандиметакрилат-

ты (UDMA), декандиолдиметакрилаты (D3 MA) и триэтиленгликольметакрилаты (TEGDMA). В качестве дополнительных компонентов органической матрицы применяют:

— полимеризационный ингибитор (монометилэфир гидроквинона) — для увеличения времени работы с материалом и сроков его хранения;

— фотостабилизатор (гидроксиметоксибензофенон) — светопоглотитель ультрафиолетовых лучей, вводимый для улучшения стабильности цвета и уменьшения изменения цвета материала от солнечных лучей;

— фотоинициатор (метилэфир бензоила, камфаронин) — для начала фотополимеризации.

В состав композита входят красители и пигменты, влияющие на свойства материала.

Наиболее простая формула мономера композиционного пломбировочного материала представлена на рис. 1.

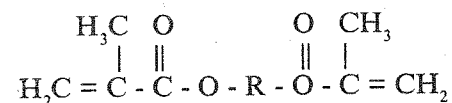


Рис. 1. Типичная формула мономера композиционного пломбировочного материала

Упрощенно мономер можно представить формулой MA - R - MA, где MA - остаток эфира метакриловой кислоты, R - органическое промежуточное звено. Полимеризация материала происходит за счет соединения мономеров друг с другом при помощи активных ионов кислорода и свободных радикалов. В светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалах для образования свободных радикалов из фотоинициатора применяется световая энергия, генерируемая стоматологическим фотополимеризационным устройством. Под воздействием света фотоинициатор подвергается

фрагментации с образованием активных радикалов, имеющих сродство к мономерам.

Важным моментом для качества протекания реакции полимеризации является полнота полимеризационного процесса. Если пломбирование заканчивается без использования пластиковой матрицы, то на поверхности пломбы образуется функционально неполноценный ингибированный кислородом слой материала, который следует обязательно удалить при проведении окончательной обработки пломбы.

На процесс полимеризации могут оказывать влияние некоторые вещества, такие как эвгенол. Эвгенол принадлежит к группе веществ, относящихся к фенолам. Если эвгенол или его следы присутствуют при полимеризации материала, то за счет более высокой активности, чем у бисфенола он соединяется посредством кислорода с глицидилметакрилатом и ингибирует реакцию полимеризации пломбировочного материала.

Неорганический наполнитель композиционного пломбировочного материала может быть представлен размельченными частицами бариевого стекла, кварца, фарфоровой муки, двуокиси кремния и других веществ, в значительной мере определяющих механическую прочность, консистенцию, рентгеноконтрастность, степень усадки и коэффициент термического расширения композита. Неорганический наполнитель подвергается специальной обработке поверхностно-активным веществом, типа диметилдихлорсиланом, который обеспечивает хорошее сцепление с органической матрицей и влияет на прочность материала.

Важная роль в определении свойств композиционных материалов отводится типу, размеру и форме частиц неорганического наполнителя, а также соотношению неорганического и органического компонентов в материале. Содержание в пломбировочном материале большого количества неорганического наполнителя способствует уменьшению полимеризационной усадки, препятствует деформации матрицы, снижает коэффициент термического расширения, улучшает поверх-

ностную твердость пломб и их сопротивляемость нагрузкам. Увеличение прочности параллельно повышению концентрации наполнителя может быть объяснено большим количеством связей между неорганическим наполнителем и матрицей пломб (Chung K.H., 1990).

Материалы с крупными частицами неорганического наполнителя (более 1 мкм) являются наиболее ранней группой композиционных материалов, а пломбы, изготовленные из них, обладают рядом недостатков: плохо полируются, за счет неровности пломб быстро изменяются в цвете, способствуют выраженному стиранию антагонистов, а также быстро стираются сами. Светотверждаемые материалы данной группы в настоящее время достаточно редко используются в мировой стоматологической практике.

Из представителей композитов с крупным размером частиц неорганического наполнителя можно отметить "Призмафил", который выпускается отечественной промышленностью (СтомаДент). Растровая электронная микроскопия (РЭМ) осуществленная с помощью растровой приставки "EM-ASID-4" электронного микроскопа "JEM-100C" (Jeol, Япония) показала, что неорганический наполнитель материала "Призмафил" представлен частицами неправильной формы с острыми краями (рис.2)\*. Линейка процентного распределения частиц неорганического наполнителя в материале представлена на рис.3.

Пломбы из композиционных материалов с мелкими частицами неорганического наполнителя (менее 1 мкм) имеют гладкую поверхность, легко полируются, отличаются высокой цветоустойчивостью и эстетичностью, однако за счет меньшего содержания неорганического наполнителя (менее 60%), имеют значительный коэффициент термического расширения и не об-

\* Выражаю глубокую признательность с. н. с. Института Биофизики СО РАН РФ г. Красноярск А.П. Пузырю за помощь при подготовке электронно-микроскопическим материалов.

ладают идеальной прочностью. Как и в случае с материалами, имеющими в своем составе неорганический наполнитель размером более 1 мкм, класс композитов с мелкими частицами недостаточно широко применяется в стоматологической практике вследствие ограниченности показаний к их использованию, в основном, на фронтальных зубах.

Представителями светоотверждаемых композитов, имеющих в составе мелкие частицы наполнителя, являются: "Helioprogress", "Heliomolar" (Ivoclar-Vivadent), "Silux Plus" (3M), "BisFil M" (Bisco). Просвечивающая электронная микроскопия (ПЭМ) "Silux Plus" показала, что размеры микронаполнителя материала укладываются в принятые рамки (рис.4, 5). РЭМ позволила установить наличие крупных частиц неорганического наполнителя, которые достигали размеров до 90 мкм (рис.6-8). Линейка процентного распределения частиц неорганического наполнителя в материале представлена на рис.9. Таким образом, микронаполненность пломбировочного материала является, в определенной мере, относительным понятием, так как в литературе имеются ссылки на добавление в условиях производства к микронаполнителю предварительно полимеризованных частиц, размер которых составляет 18-20 мкм. Это проводится с целью повышения насыщения материала наполнителем.

Статистический анализ распределения размеров частиц наполнителя "Silux Plus" показал на значительные различия в среднем размере частиц различных компонентов материала. Наполнитель эмалевой массы материала имел размер  $7,97 \pm 0,80$  мкм, опаковой —  $11,14 \pm 0,89$  мкм, а резцовой —  $4,24 \pm 0,71$  мкм.

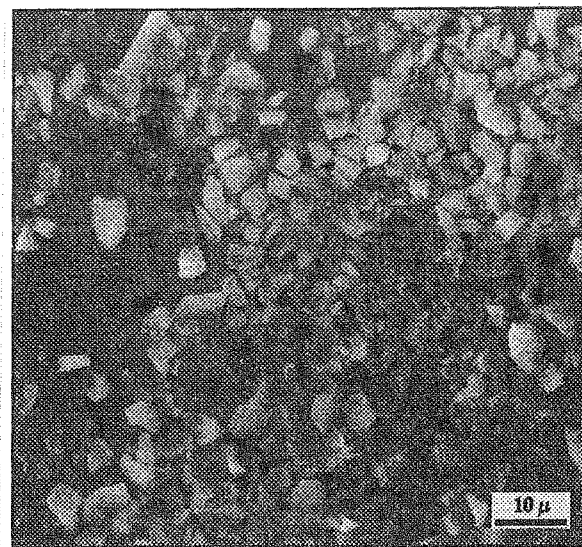


Рис.2. Неорганический наполнитель ("Призмафил"), x 1000.

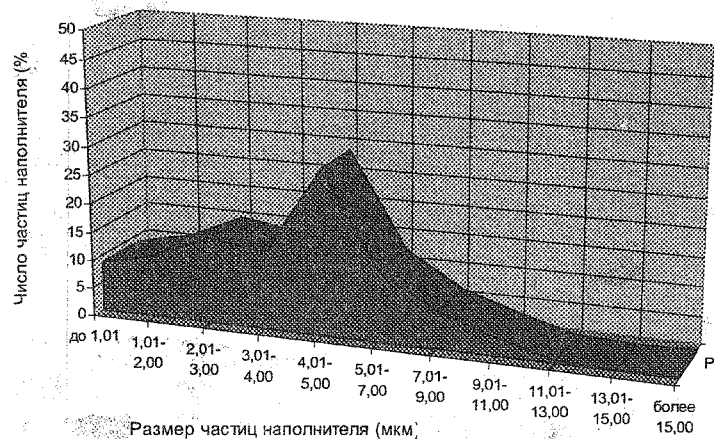


Рис.3. Распределение размеров частиц неорганического наполнителя материала "Призмафил" (%).

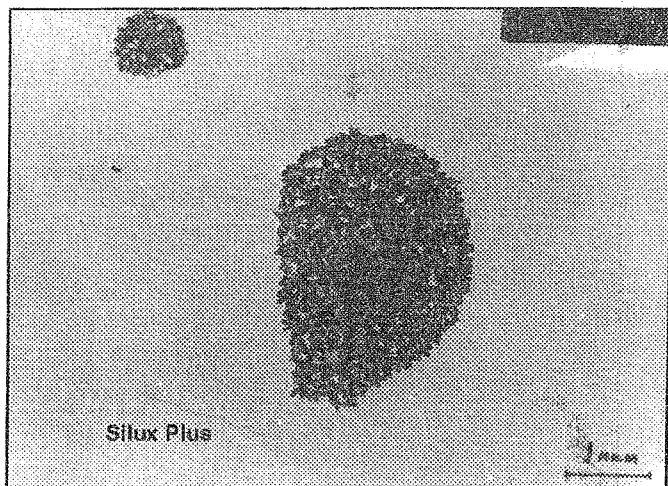


Рис.4. Неорганический наполнитель ("Silux Plus"),x10000.

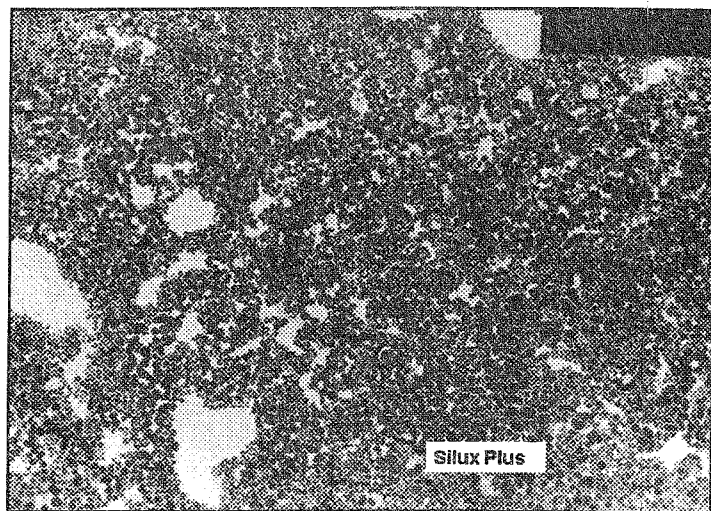


Рис.5. Неорганический наполнитель ("Silux Plus"),x10000.

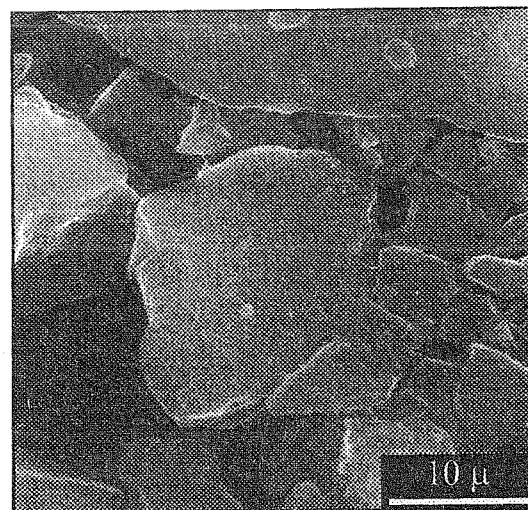


Рис.6. Неорганический наполнитель ("Silux Plus", universal opque paste), x1000.

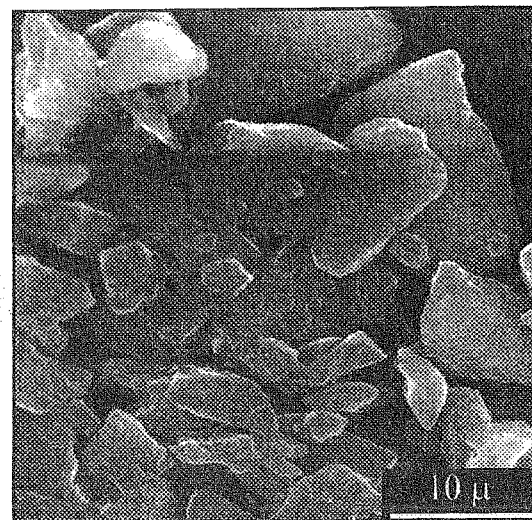


Рис.7. Неорганический наполнитель ("Silux Plus", light paste), x1000.



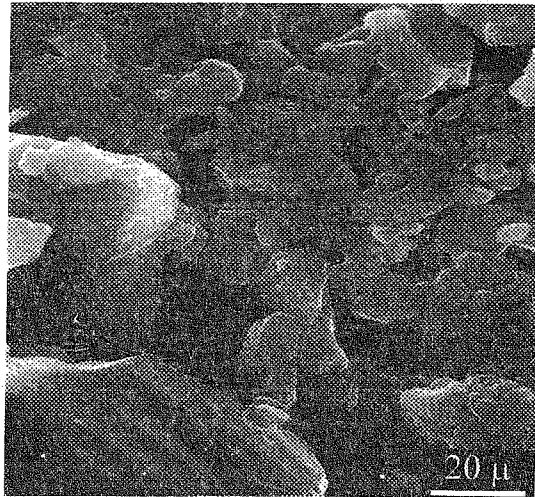


Рис.8. Неорганический наполнитель ("Silux Plus", incisal paste), x1000.

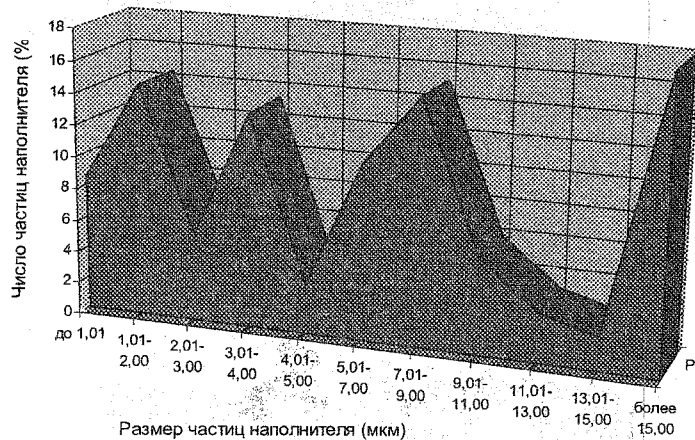


Рис.9. Распределение размеров частиц неорганического наполнителя "Silux Plus" (%).

Наиболее распространенными в мировой стоматологической практике являются светоотверждаемые композиты, имеющие сочетание крупных и мелких частиц неорганического наполнителя. По мнению большинства исследователей, эта группа композиционных материалов обладает хорошими оптическими и физическими свойствами, удобной консистенцией, незначительной истираемостью пломб и антагонистов. Коэффициент термического расширения таких композитов сопоставим с зубным, что с позиций клиники является положительным. Вследствие тщательного подбора соотношения частиц неорганического наполнителя такие композиты обладают универсальностью в использовании, как во фронтальном отделе, так и на жевательной группе зубов.

Среди материалов данной группы наиболее популярными являются: "Herculite XRV", "Prodigy", "Point 4" (KERR), "Charisma" (Heraeus-Kulzer), "Tetric", "Te-Econom" (Ivoclar-Vivadent), "Prisma TPH", "Spectrum TPH" (Dentsply), "Valux Plus", "Filtek Z250" (3M), "Degufill H", "Degufill Ultra" (Degussa), "Pertac" (ESPE), "Brilliant" (Coltene), "Arabesk Top" (VOCO).

Для качественной имитации тканей, восстанавливаемого зуба эти материалы имеют не только широкую цветовую гамму, но и компоненты, отличающиеся друг от друга по степени прозрачности. Твердые ткани интактных зубов обладают различной способностью к пропусканию или поглощению света. В связи с этим, выпускаются эмалевые и дентинные оттенки композитов, а также оттенки режущего края. Непрозрачность указанных компонентов материала соответствует различным восстанавливаемым тканям зубов.

Электронная микроскопия неорганического наполнителя "Herculite XRV" позволила установить, что его частицы имеют неправильную форму и разнообразные очертания (рис.10-12). Линейка процентного распределения частиц неорганического наполнителя в материале представлена на рис.13.

Похожая картина очертаний и размеров неорганического наполнителя наблюдалась у текучего светоотверждаемого композиционного пломбирочного материала "Revolution" (рис.14, 15), а линейка процентного распределения частиц незначительно отличалась от линейки, построенной для "Herculite XRV" (рис.16).

Композиционный пломбирочный материал "Valux Plus" содержит в своем составе наполнитель из сплава циркония и кремния, который имеет округлые очертания (рис.17, 18). Линейка процентного распределения частиц неорганического наполнителя "Valux Plus" представлена на рис.19.

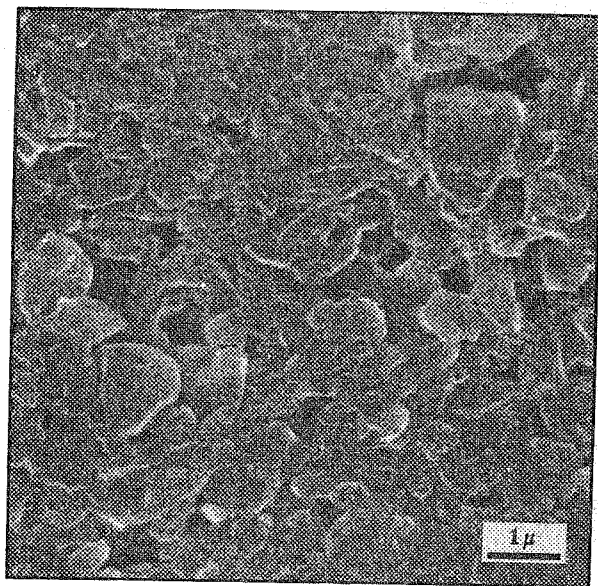


Рис.10. Неорганический наполнитель ("Herculite XRV", dentin), x10000.

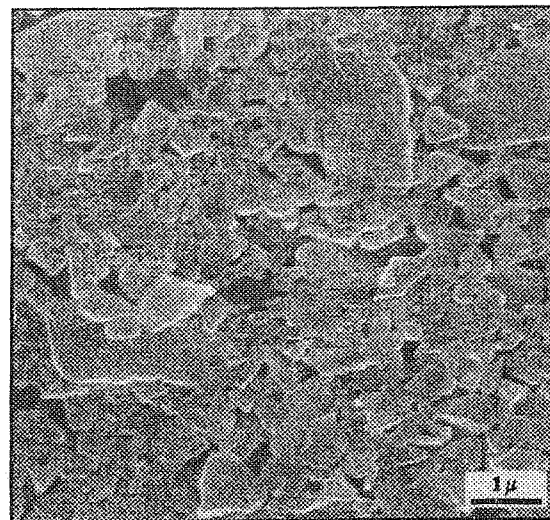


Рис.11. Неорганический наполнитель ("Herculite XRV", enamel), x10000.

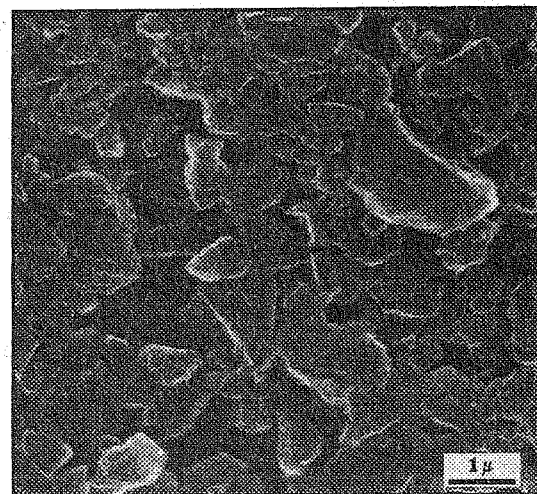


Рис.12. Неорганический наполнитель ("Herculite XRV", incisal), x10000.

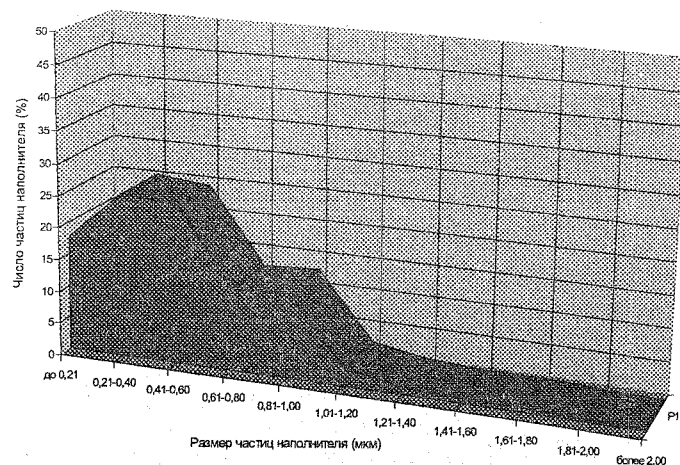


Рис.13. Распределение размеров частиц неорганического наполнителя "Herculite XRV" (%).

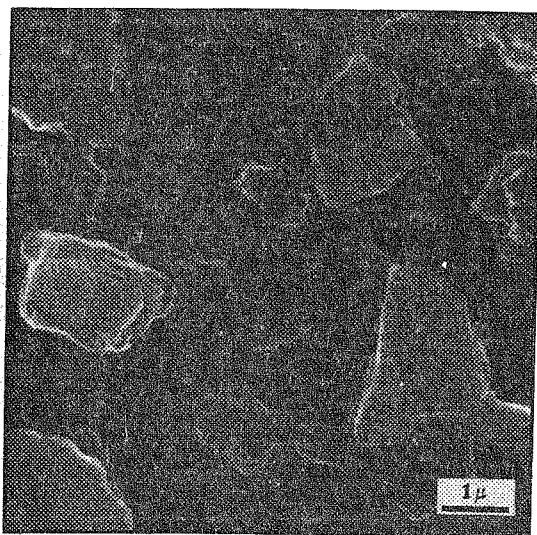


Рис.14. Неорганический наполнитель ("Revolution", universal opaquer), x10000.

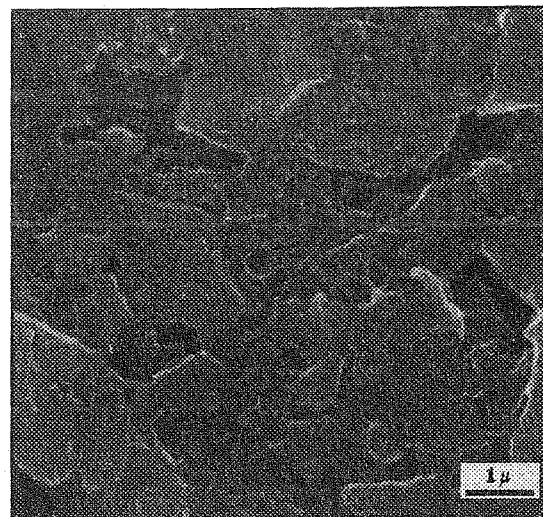


Рис.15. Неорганический наполнитель ("Revolution", color shade), x10000.

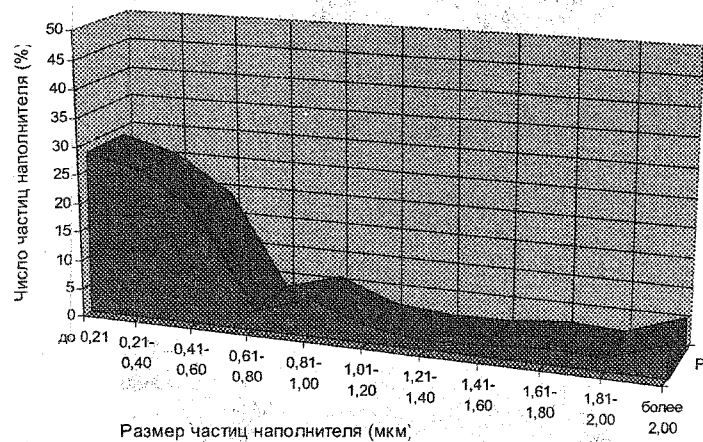
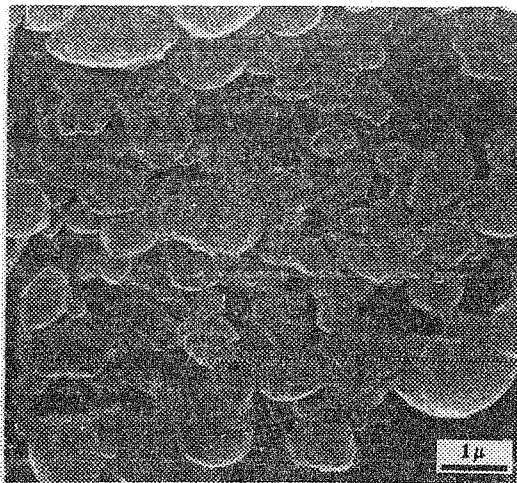
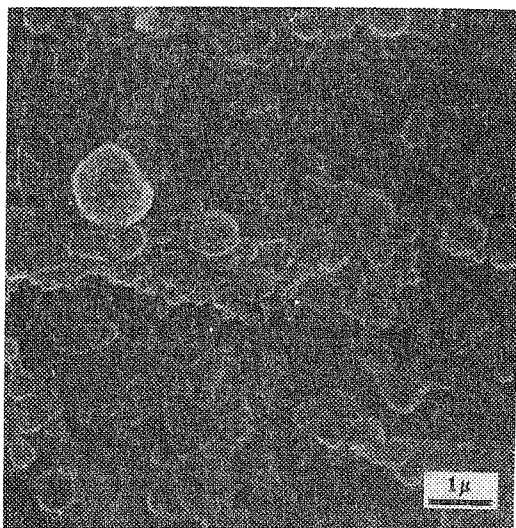


Рис.16. Распределение размеров частиц неорганического наполнителя "Revolution" (%).



17. Неорганический наполнитель («Valux Plus», universal opaque paste), x 10000.



18. Неорганический наполнитель («Valux Plus», color shade), x 10000.

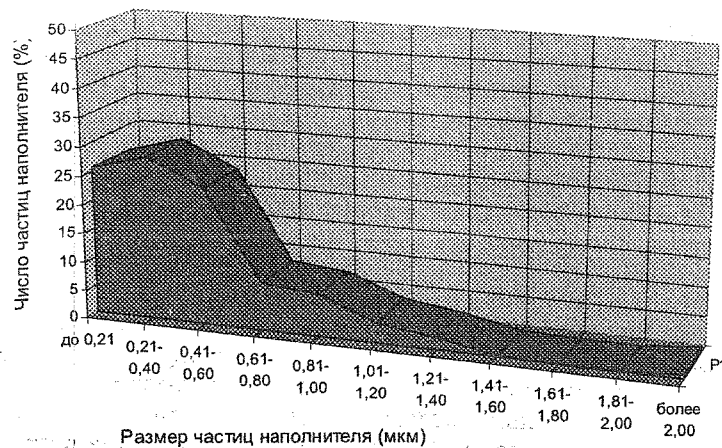


Рис.19. Распределение размеров частиц неорганического наполнителя «Valux Plus» (%).

Подводя итог характеристике неорганического наполнителя исследованных пломбирочных материалов, можно привести результаты расчета средних размеров частиц (табл.1).

Таблица 1

**Размеры частиц неорганического наполнителя светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов**

Материалы	Размер частиц (мкм)	Число частиц	Максимальный размер (мкм)	Минимальный размер (мкм)
«Herculite XRV»	0,51±0,01	550	2,42	0,08
«Valux Plus»	0,45±0,02	316	3,17	0,08
«Revolution»	0,62±0,04	264	5,17	0,08
«Призмафил»	4,00±0,12	385	17,0	0,75
«Silux Plus»	9,20±0,57	421	90,0	0,40

Таким образом, большинство указанных композиционных пломбирочных материалов укладываются в рамки классического представления о типах композитов. Вариабельность формы, размеров и соотношения величин частиц могут оказывать определенное влияние на качество изготовленных из них пломб, а значит должны учитываться при выборе пломбирочного материала для конкретного клинического случая.

Одной из самых серьезных проблем, возникающих при применении светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов, является нарушение краевого прилегания пломб. Нарушение краевого прилегания (адаптации) композиционных пломбирочных материалов к твердым тканям зубов, в той или иной мере, является характерным для всех групп композитов, что подтверждается большим числом работ, посвященных данной проблеме. Появление краевой микропроницаемости (микроподтекания) у композиционных пломбирочных материалов связано, прежде всего, с эффектом усадки материала в процессе полимеризации. Величина полимеризационной усадки не является постоянной и может претерпевать значительные изменения на протяжении достаточно длительного периода времени. Так, исследованиями V.Fano et al. (1997) установлено, что после завершения процесса фотополимеризации микронаполненных композитов в течение 1 минуты происходит продолжение усадки до 50,0% от общего усадочного объема, а 99,0% усадки фиксируется в течение первых 4 часов после лечения.

Временные изменения происходят и с микротвердостью композитов, которая увеличивается к окончанию первых суток после фотополимеризации (Kullmann W., 1990). J.L.Ferracane et al. (1995) и S.Gladys et al. (1997) установили, что улучшение механических свойств фотокомпозитов происходит на протяжении первых 30 дней, а затем состояние материалов стабилизируется. С изложенными данными полностью согласуются сведения G.Atmadja, R.W.Bryan (1990), которые выявили эффект

продолжения полимеризации фотокомпозитов после прекращения действия источника света.

Известно, что композиты первых поколений обладали одним общим для них свойством — текучестью, которая была обусловлена строением органического компонента и невысоким содержанием неорганического наполнителя. Большинство современных светоотверждаемых композитов имеют стабильную, пластичную структуру, но лишены свойства текучести, что иногда затрудняет их использование в ряде клинических ситуаций, например в обширных полостях II класса. В результате исследований были разработаны текучие гибридные светотверждаемые материалы: "Revolution" (KERR), "Tetric Flow" (Ivoclar-Vivadent), "Aeliteflow" (Bisco), "Florestore" (Denmat), "Flow It" (Jeneric Pentron), "Flowline" (Heraeus Kulzer), "Arabesk Flow" (VOCO), которые с успехом применяются в клинике при пломбировании полостей II класса на участках труднодоступных линейных углов, а также для фиксации стандартных керамических вкладок. Считают, что текучие композиты способны идеально адаптироваться к поверхности полости и компенсировать, благодаря текучести, полимеризационную усадку (Boer W.M., 1999).

Работы в области проблемы компенсации полимеризационной усадки, а также необходимость придания полимерным материалам определенных противокариозных свойств, привели к созданию компомеров — сочетания композиционных пломбирочных материалов и стеклоиономерных цементов. Компомеры имеют ряд неоспоримых преимуществ перед композиционными материалами при использовании их в ряде клинических ситуаций: в полостях V класса, временных зубах, при герметизации фиссур и других случаях. Достоинствами компомеров являются температурная инертность и способность к выделению фторидов в течение достаточно длительного периода нахождения в полости рта. Появление текучих компомеров — "Dyract Flow" (Dentsply), и устойчивых к нагрузкам — "Dyract AP" (Dentsply), значительно расширило области их применения. Наряду



ду с положительными сторонами в использовании компомеров следует учитывать и их недостатки: полимеризационную усадку, водопоглощение, истираемость (Sepet E. et al., 1997, Jumlongras D., White G.E., 1997, Brackett W.W. et al., 1998).

Интересным является факт возможной компенсации полимеризационной усадки компомера за счет поглощения влаги отвержденным материалом в объеме 3% (Новиков В.С., 1999). Подобный эффект водопоглощения присутствует и у светоотверждаемых композиционных материалов, хотя и выражен гораздо умеренней (Kullmann W., 1990, Iwami Y. et al., 1998). R.P.Pagniano, W.M.Jonston (1996) установили, что водопоглощение зависит от структуры композита и более выражено у микронаполненных композиционных материалов в сравнении с гибридными композитами. Параллельно водонасыщению композитов может протекать слабо выраженный процесс их растворения, объем которого достигает 0,3-44,3 мг/мм<sup>2</sup> (Kullmann W., 1990).

Постоянное совершенствование композиционных материалов привело к созданию новых разработок, в значительной мере влияющих на качество пломб. Так, использование в светоотверждаемом пломбировочном материале нового поколения "Solitaire" (Heraeus-Kulzer) смеси различных мономеров, имеющих от 2 до 6 акрилатных групп на одном центре, в отличие от распространенных мономеров Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, располагающих только двумя акрилатными группами, привело к формированию более обширных связей между органическими и неорганическими компонентами материала, что повысило устойчивость изготовленных из него пломб. По мнению исследователей, "Solitaire" за счет особенностей органической матрицы и неорганического наполнителя (мягкое полиглобулярное стекло, фтор-стекло, фторосодержащее стекло на основе алюмосиликата бария), можно отнести новому классу пломбировочных материалов — полимерному стеклу. Успешное использование в клинической практике "Solitaire" подтверждено публикациями последних лет (Чиликин В.,

Гросицкая И., 1998, Максимова О.П. с соавт., 1999, Ernst K. et al., 1998, Shnaider P., 1998).

Неоднозначность мнений о целесообразности применения амальгамы в качестве пломбировочного материала для жевательной группы зубов привело к формированию специализированного класса светоотверждаемых композитов, представителями которого являются: "Prodigy Condensable" (KERR), "SureFil" (Dentsply), "Filtek P60" (3M), "Pyramid" (Bisco).

Отдельными строками в ряду постоянно развивающихся полимерных пломбировочных материалов стоят "smart restorative materials" — "разумный реставрационный материал" "Ariston pHc" (Ivoclar-Vivadent) и материалы на основе ORMOCER (органически модифицированной керамики): "Definite" (Degussa AG) и "Admira" (VOCO). Исследованиями разработчиков новых групп полимерных пломбировочных материалов доказано, что одним из главных преимуществ указанных материалов является значительно меньшая полимеризационная усадка — 1,62-1,80%, что существенно снижает краевую проницаемость. За счет тщательно разработанного подбора частиц неорганического наполнителя разного размера создается возможность конденсации материалов, при проведении которой мелкие частицы соединяются с большими частицами. Это моделирует плотность и сопротивление, подобные процессам возникающим при уплотнении амальгамы.

### 3. СИСТЕМАТИЗАЦИЯ СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Наиболее распространенным приемом, используемым при проведении систематизации композиционных пломбировочных материалов, в том числе полимеризующихся под воздействием света, является учет размеров частиц неорганического наполнителя.

В большинстве классификаций композитов по размерам частиц наполнителя материалы подразделяются на 3 группы: макронаполненные, микронаполненные и гибридные (Иоффе Е., 1994, Макеева И.М., 1997, Лукиных Л.М., 1998, Трезубов В.Н. с соавт., 1999). Артельт Х.М. с соавт. (1996) наряду с гибридными композиционными пломбирочными материалами выделяют группу гибридных тонкодисперсных композитов, а Е.В. Боровский с соавт. (1997) вместо гибридных тонкодисперсных минионаполненные композиты. Похожую классификацию предлагает К. Leinfelder (1996), на основании которой композиты подразделяют на 4 группы: с крупным наполнителем (химического отверждения), с промежуточным (тонким) наполнителем, со смешанным гибридным наполнителем и с микронаполнителем из коллоидного кремнезема.

Более сложной для использования в клинической практике является классификация F. Lutz, R. W. Phillips (1983), согласно которой выделяют: макрофилированные (макронаполненные), минифилированные (минионаполненные), микрофилированные (микронаполненные), гибридные, мелкодисперсные гибридные (микрогибридные) и негомогенные микрофилированные композиты. В.Ф. Макеев, Д.Л. Старокадомский (1996) ссылаются на аналогичную классификацию, в которой отсутствует группа минифилированных композитов. И.Я. Поюровская (1992) приводит другой вариант классификации композитов R. W. Phillips: обычные, с малыми частицами, микронаполненные и гибридные.

Существует классификация композитов, в которой помимо размеров учитывается форма частиц неорганического наполнителя, что в какой-то степени важно для выбора адекватного материала в конкретной клинической ситуации (Вербич Л.А., 1994). Согласно ее данным композиты подразделяют на 6 групп: обычные, неоднородные микронаполненные с осколкообразными частицами, неоднородные микронаполненные с округлыми частицами, неоднородные микронаполненные с шарообразными частицами, гомогенные микронаполненные, гибридные.

Неоднозначно трактуется классификация полимерных пломбирочных материалов, предлагаемая A. L. Ring (1994), согласно которой среди материалов для постоянного пломбирования зубов выделяют группу пластмасс, включающую: обычные самополимеризующиеся пластмассы, композиты, макронаполненные и гибридные пластмассы.

В мировой практике используют и функционально-ориентированные классификации композитов, примером которой является шкала пломбирочных материалов принятая в Германии (Максимовский Ю.М. с соавт., 1998). На основании данной шкалы различают 4 поколения композитов: I — устаревшие композиты химического отверждения с наполнителем из микрочастиц; II — композиты для фронтальной группы зубов (гелиоотверждаемые); III — композиты для жевательных зубов; IV — универсальные композитные системы. Недостатком данной классификации считают отнесение к одному поколению материалов близких по функциональным особенностям, но имеющих различный тип наполнителя, разные физические свойства и методики применения.

Функционально-ориентированной классификацией является и швейцарская шкала, которая, по мнению Ю.М. Максимовского с соавт. (1998), наиболее приемлема. Согласно данным шкалы, также выделяют 4 поколения композитов: I — макро — и мидинаполненные композиты химического отверждения; II — гелиоотверждаемые композиты с макро-, микро — и мидинаполнителями; III — гибридные композиты химического и гелиоотверждения с рекомендацией по применению на нескольких классах полостей; IV — универсальные гибриды с показанием к применению для всех классов полостей.

Исходя из разнообразия вариантов подхода к систематизации композиционных пломбирочных материалов, можно предположить, что существует значительная разница в критериях оценки размеров частиц неорганического наполнителя, при отнесении конкретного

композита к той, или иной классификационной группе. Высказанное предположение подтверждается литературными данными. Так, к группе макронаполненных композитов Х.М.Артельт с соавт. (1996) относят материалы с размером частиц до 20,0 мкм, В.Ф.Макеев, Д.Л.Старокадомский (1996), F.Lutz, R.W.Phillips (1983) от 2,0 до 30,0 мкм, Е.Иоффе (1994), Е.Н.Жулев (1997), И.М.Макеева (1997), Л.М.Лукиных (1998), В.Н.Трезубов с соавт. (1999) — 1,0-100,0 мкм, Е.В.Боровский с соавт. (1997) — 10,0-45,0 мкм, Л.А.Вербич (1994) — 2,0-5,0 мкм, И.Я.Поюровская (1992) — 8,0-12,0 мкм, К.Ф.Leinfelder (1996) — 20,0-50,0 мкм.

Несмотря на значительные разночтения в оценке размеров наполнителя, просматривается один общий момент — неорганический компонент макронаполненных композиционных пломбирочных материалов имеет величину более 1,0 мкм.

Аналогичная картина наблюдается и в отношении размеров неорганического наполнителя другой, в основном, однозначно трактуемой группы материалов — микронаполненных композитов. По сведениям разных исследователей размер микронаполнителя композитов данной группы колеблется от 0,0007-0,04 мкм (Макеев В.Ф., Старокадомский Д.Л., 1996) до 1,0-200,0 мкм (Вербич Л.А., 1994). Вероятней всего, это происходит за счет отсутствия единого стандарта в классификации частиц неорганического наполнителя, и использования, в основном, литературных данных, а не результатов собственных исследований. Наряду с этим, большинство авторов полагают, что размер частиц неорганического наполнителя микронаполненных композитов должен находиться в пределах 1,0 мкм (Поюровская И.Я., 1992, Иоффе Е., 1994, Боровский Е.В. с соавт., 1997, Макеева И.М., 1997).

В отношении подхода к систематизации гибридных композиционных материалов и их вариантов особых проблем не возникает, поскольку это наиболее свободной классифицируемая группа композитов с различным сочетанием макро — и микрочастиц.

Важным аспектом, применяющимся для систематизации композиционных пломбирочных материалов, является учет степени наполненности композитов, играющей большую роль в определении величины усадки, водопоглощения и других важных физико-химических свойств композиционных пломб. Согласно известным представлениям об уровне наполненности композитов неорганическими компонентами различают низконаполненные (50,0-70,0% неорганического наполнителя) и высоконаполненные (70,0-87,0% неорганического наполнителя) композиционные пломбирочные материалы.

Еще одной существенной проблемой является отсутствие реальной, отражающей современное состояние вопроса систематизации светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов с учетом появления в последние годы принципиально новых материалов: компомеров, текучих композитов и компомеров, полимерных материалов для жевательной группы зубов, в том числе ормокеров и “smart restorative materials”.

На наш взгляд, современные светоотверждаемые композиционные пломбирочные материалы и материалы близких к ним видов следует подразделять на следующие группы.

#### **По величине неорганического наполнителя:**

1. **Макронаполненные** (размер частиц неорганического наполнителя — более 1 мкм), используемые для пломбирования кариозных полостей I, II классов.

“Призмафил”.

2. **Микронаполненные** (размер частиц неорганического наполнителя — до 1 мкм), используемые для пломбирования кариозных полостей III и V классов.

“Helioprogress”, “Heliomolar”.

3. **Гибридные** (комбинация размеров частиц неорганического наполнителя различной величины, при со-

держании не менее 80% наполнителя размером до 1 мкм), используемые для пломбирования всех классов кариозных полостей и проведения реставраций твердых тканей зубов различной сложности.

“Herculite XRV”, “Prodigy”, “Point 4”, “Charisma”, “Tetric”, “Te-Econom”, “Prisma TPH”, “Spectrum TPH”, “Valux Plus”, “Filtek Z250”, “Degufill H”, “Degufill Ultra”, “Pertac”, “Brilliant”, “Arabesk Top”.

### По структуре:

**1. Классические** светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы и компомеры (макро-, микронаполненные и гибридные композиты и компомеры, имеющие стандартную консистенцию и традиционную методику применения).

Композиты: “Призмафил”, “Helioprogress”, “Heliomolar”, “Silux Plus”, “Herculite XRV”, “Prodigy”, “Point 4”, “Charisma”, “Tetric”, “Te-Econom”, “Prisma TPH”, “Spectrum TPH”, “Valux Plus”, “Filtek Z250”, “Degufill H”, “Degufill Ultra”, “Pertac”, “Brilliant”, “Arabesk Top”.

Компомеры: “Dyract”, “Dyract AP” (Dentsply), “F-2000” (3M), “Elan” (KERR), “Hytac” (ESPE).

**2. Текущие** светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы и компомеры (имеют текучую консистенцию).

Композиты: “Revolution”, “Tetric Flow”, “Aeliteflow”, “Florestore”, “Flow It”, “Flowline”, “Arabesk Flow”.

Компомеры: “Dyract Flow”.

**3. Конденсируемые** светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы.

“Prodigy Condensable”, “SureFil”, “Filtek P60”, “Pyramid”, “Ariston pHc”.

**4. ОРМОКЕРЫ** (материалы на основе органически модифицированной керамики).

“Definite”, “Admira”.

### По назначению:

**1. Светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы и компомеры для пломбирования кариозных полостей фронтальной группы зубов (III, V классы):**

— микронаполненные: “Helioprogress”, “Heliomolar”, “Silux Plus”;

— гибридные: “Herculite XRV”, “Prodigy”, “Point 4”, “Charisma”, “Tetric”, “Te-Econom”, “Prisma TPH”, “Spectrum TPH”, “Valux Plus”, “Filtek Z250”, “Degufill H”, “Degufill Ultra”, “Pertac”, “Brilliant”, “Arabesk Top”, “Revolution”, “Tetric Flow”, “Aeliteflow”, “Florestore”, “Flow It”, “Flowline”, “Arabesk Flow”;

— компомеры: “Dyract”, “Dyract AP”, “Dyract Flow” “F-2000”, “Elan”, “Hytac”.

**2. Светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы и компомеры для пломбирования жевательной группы зубов (I, II классы):**

— макронаполненные: “Призмафил”;

— конденсируемые: “Prodigy Condensable”, “SureFil”, “Filtek P60”, “Pyramid”, “Ariston pHc”;

— гибридные: “Herculite XRV”, “Prodigy”, “Point 4”, “Charisma”, “Tetric”, “Te-Econom”, “Prisma TPH”, “Spectrum TPH”, “Valux Plus”, “Filtek Z250”, “Degufill H”, “Degufill Ultra”, “Pertac”, “Brilliant”, “Arabesk Top”, “Revolution”, “Tetric Flow”, “Aeliteflow”, “Florestore”, “Flow It”, “Flowline”, “Arabesk Flow”;

— компомеры: “Dyract AP”, “Elan”.

**3. Светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы и компомеры для восстановления всех групп зубов.**

— гибридные: “Herculite XRV”, “Prodigy”, “Point 4”, “Charisma”, “Tetric”, “Te-Econom”, “Prisma TPH”, “Spectrum TPH”, “Valux Plus”, “Filtek Z250”, “Degufill H”, “Degufill Ultra”, “Pertac”, “Brilliant”, “Arabesk Top”, “Revolution”, “Tetric Flow”, “Aeliteflow”, “Florestore”, “Flow It”, “Flowline”, “Arabesk Flow”;

— компомеры: “Dyract AP”, “Elan”;

— ОРМОКЕРЫ: “Definite”, “Admira”.

Предложенная систематизация не носит жесткого характера и может быть дополнена или изменена в соответствии с развитием материаловедения пломбировочных материалов, а также при совершенствовании представлений о свойствах материалов, используемых в практической стоматологии.

Таким образом, существование обширного рынка современных светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, постоянное появление новых образцов и групп материалов данного класса, а также совершенствование представлений о материалах, используемых в клинической практике, приводит к необходимости постоянного обновления информации и оптимизации светоотверждаемых технологий пломбирования зубов.

#### 4. КЛИНИКО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Вопросы клинико-технологических условий применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов достаточно подробно изложены в отечественной и зарубежной литературе. Сложность восприятия этого важного раздела обусловлена значительным объемом имеющейся информации, которая зачастую носит неоднозначный и противоречивый характер. Кажущаяся простота принципов работы с современными светоотверждаемыми композитами на практике оборачивается упущением ключевых моментов работы с ними, а это, в свою очередь, сказывается на точности работы, приводит к снижению качества пломб, уменьшению срока их службы и, в конечном итоге, не позволяет врачу-стоматологу получить удовлетворения от выполненной работы.

Необходимость обращения к анализу клинико-технологических условий применения светоотверждаемых

композиционных пломбировочных материалов была обусловлена, также результатами анкетирования врачей, использующих в своей работе эти материалы. Несмотря на то, что 80% врачей имели квалификационную категорию, а 82,9% сертификат специалиста, в процессе работы со светоотверждаемыми композитами некоторые из них допускали ряд достаточно серьезных ошибок, которые могли влиять на качество пломбирования.

Следует отметить, что при средней продолжительности периода работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами в течение 5 лет, количество изготавливаемых из них пломб в день составляло 2,83, причем только 60% врачей ежедневно использовали светоотверждаемые технологии в своей практике. Это не может не сказываться на качестве реставраций зубов даже самыми современными пломбировочными материалами.

Положительные свойства, заложенные разработчиками материалов и подтвержденные многолетними клиническими испытаниями, могут свестись на нет при неточном и небрежном применении пломбировочных материалов. Успех работы светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами начинается с правильного оснащения рабочего места врача-стоматолога, что и является основой оптимальных клинико-технологических условий их применения.

##### 4.1. Организация рабочего места врача-стоматолога

Современные светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы очень чувствительны к мельчайшим нарушениям технологии их использования, поэтому реальной необходимостью является продуманный подход к оснащению рабочего места стоматолога, применяющего эти материалы в клинической практике.

Стоматологическая установка, используемая для проведения реставраций должна иметь безмасляный



компрессор, четко функционирующие аспирационные системы, светильник, излучающий яркий, не искажающий цветовосприятие свет, высокоскоростную турбину с эффективной системой охлаждения вращающегося инструмента, низкоскоростной микромотор с системой охлаждения и возможностью плавной регулировки оборотов полирующих инструментов. Дополнительную точность в работу стоматолога-реставратора вносит наличие фиброоптической подсветки в конструкции стоматологических наконечников.

Использование для выработки сжатого воздуха масляного компрессора приводит к появлению в воздушной системе установки следов масла. Частицы масла при вращении бора высокоскоростного наконечника неизбежно попадают на ткани зуба и, тем самым, приводят к образованию тонкой масляной пленки на препарированной поверхности полости, которая является непреодолимым препятствием на пути формирования прочной адгезии между композитом и твердыми тканями зуба.

Применение для препарирования твердых тканей зуба некачественных наконечников и вращающихся инструментов не позволяет провести требуемого формирования полости, осуществить срезание эмалевых призм в рекомендуемом направлении, что негативно сказывается на качестве прилегания пломбировочного материала к тканям зуба.

Отсутствие эффективной системы охлаждения вращающихся инструментов может привести к перегреву зуба и возникновению осложнений со стороны пульпы, а также к микронарушениям выполненной реставрации из светоотверждаемого композиционного пломбировочного материала. Существуют различные системы охлаждения вращающегося инструмента, которые отличаются друг от друга количеством работающих водоводных каналов наконечника, а также наличием или отсутствием системы регулировки подачи воды на бор или абразивно-полирующую форму. В минуту из водовода высокоскоростного наконечника должно подаваться приблизительно 50 мл воды.

Важным фактором является возможность использования стоматологического кресла в положении "лежа" и работа "в 4 руки". Это облегчает длительное нахождение пациента в стоматологическом кресле и обеспечивает нормальный доступ к полости рта врачу и ассистенту. Длительность реставрационных манипуляций и особенности технологии применения композитов, требующих использования кислот и обильного промывания тканей зуба водой, обуславливают необходимость хорошего функционирования аспирационных систем стоматологической установки.

Большое значение играет температурный режим стоматологического кабинета. Оптимальным диапазоном температуры воздуха является 21-23°C. При понижении температуры композиционные материалы начинают терять свою пластичность, а при температуре выше 23-24°C становятся текучими, вязкими, прилипают к инструментам, что в конечном итоге сказывается на качестве пломб.

Полимеризация светоотверждаемых пломбировочных материалов проводится с помощью стоматологических фотополимеризационных устройств, генерирующих мощный световой поток. В связи с этим, большое значение приобретает необходимость использования средств защиты глаз медперсонала и пациентов. Случайное попадание прямых лучей светового потока может привести к воспалению конъюнктивы и повреждению сетчатки. Для предохранения глаз существуют различные устройства: защитные экраны, крепящиеся на корпусе полимеризатора или световоде, защитные колпачки оранжевого цвета, фиксирующиеся на концевой части световода, а также специальные очки. При необходимости постоянного использования в процессе реставрации очков, корректирующих зрение можно использовать специальные защитные насадки-клипы, которые закрепляют на очках с помощью зажимов. Использование защитных экранов и колпачков не гарантирует полноценного предохранения глаз, поскольку значительная часть светового потока попадает на бликующие

участки зубов и тканей полости рта, устройств, находящихся во рту при пломбировании, отражается от них, что снижает эффективность защиты. Очень важной проблемой остается защита глаз пациента при проведении фотополимеризации. Исследования показали, что лишь 6% врачей-стоматологов используют для этой цели защитные очки.

Применение в процессе работы яркого полимеризационного света, даже при использовании средств защиты глаз, приводит к еще одной проблеме — нарушениям цветовосприятия у врача-стоматолога, что может сказываться на качестве реставраций. Для решения этой проблемы С.В.Радлинский рекомендует давать периодический отдых глазам для цветовосстановления, рассматривая в течение 3-4 мин картины живописи в зеленых тонах, размещенные на стенах кабинета.

Следует отметить, что полноценная работа со светотверждаемыми пломбировочными материалами невозможна без наличия качественных стоматологических фотополимеризационных устройств и соблюдения основных технических приемов их использования.

#### **4.2. Стоматологические фотополимеризационные устройства**

Стоматологические фотополимеризационные устройства (СФУ) выпускаются значительным числом фирм, имеют конструктивные особенности, дизайн, но независимо от этого любое СФУ состоит из следующих основных узлов:

- 1) блока питания;
- 2) блока управления процессом полимеризации;
- 3) галогеновой лампы накаливания;
- 4) селективного светофильтра;
- 5) световода;
- 6) системы отвода тепла.

В качестве дополнительных узлов, достаточно часто встречающихся в комплектации СФУ можно назвать защитные экраны и колпачки, закрепляющиеся на кор-

пусе устройства или световоде. Ряд моделей фотополимеризаторов имеют встроенные приборы контроля интенсивности светового потока — радиометры.

Блок питания СФУ может подключаться к сети переменного тока или состоять из аккумуляторов. Большинство используемых СФУ работают от сети и имеют ряд существенных преимуществ перед фотополимеризаторами, питающимися за счет аккумуляторных батарей. Основным достоинством СФУ, работающих от сети переменного тока, является практически неограниченное время проведения фотополимеризации, тогда как у аккумуляторных СФУ процесс полимеризации ограничен величиной емкости батарей. Несмотря на существование системы контроля зарядки-разрядки у фотополимеризаторов аккумуляторного типа, батареям необходима периодическая "тренировка", что также требует определенных временных и финансовых затрат на приобретение дополнительных устройств или аккумуляторов повышенной емкости.

Преимуществами СФУ аккумуляторного типа могут считаться: возможность их автономного использования, отсутствие шнуров питания и плавное включение галогеновой лампы устройства, что повышает срок ее службы. Вместе с тем, многие сетевые фотополимеризаторы уже имеют функцию плавного включения лампы.

Блок управления процессом полимеризации, как правило, позволяет выполнять следующие функции: устанавливать время выключения полимеризационного света через 10-90с, включать режим непрерывной полимеризации. Некоторые модели СФУ имеют режим непрерывной полимеризации, а отсчет времени контролируется при помощи таймера со звуковым сигналом каждые 10с: "Optilux-150", "Optilux-180" (KERR), "Curing Light XL-2500" (3M) и другие. Наиболее распространенными интервалами времени, запрограммированными у большинства фотополимеризаторов, являются — 20 и 40с. Ряд современных фотополимеризационных устройств ("Elipar Highlight", "Elipar Trilight" (ESPE), "Degulux soft-start" (Degussa) имеют функцию

плавного старта полимеризации, а "VIP" (Bisco) – возможность программирования любого варианта полимеризационного процесса.

Галогеновая лампа накаливания является одним из важнейших узлов фотополимеризатора. У большинства выпускаемых СФУ она имеет мощность 75 Вт. Вместе с тем, достаточно высокая мощность галогеновой лампы далеко не всегда обеспечивает получение оптимальных параметров светового потока. Использование в некоторых моделях фотополимеризаторов галогеновых ламп мощностью 150 Вт, например у "Translux ECS" (Heraeus-Kulzer), объясняется конструктивными особенностями световодов – длинных гибких оптоволоконных систем. Чем больший путь проходит полимеризационный свет, тем вероятней значительные потери его мощности, что и компенсируется увеличением мощности источника света.

Использование в конструкции фотополимеризатора галогеновой лампы мощностью 35 Вт приводит к некоторому снижению мощности светового потока, но не ухудшает качества полимеризации пломбирочных материалов. Такой эффект достигается за счет улучшенных оптических характеристик световодов СФУ. Наиболее известными моделями фотополимеризаторов, имеющих галогеновый источник света мощностью 35 Вт являются "Optilux-150" (KERR) и "Helyolux II" (Ivoclar-Vivadent).

Для пропускания света в диапазоне 400-500 нм фотополимеризаторы имеют селективный, обычно интерференционный, светофильтр. Качественный светофильтр, согласно рекомендациям ADA (1993) не должен пропускать более 6,3 мВт/см<sup>2</sup> ультрафиолета и 10 Дж инфракрасного излучения. В процессе эксплуатации фотополимеризаторов происходит ухудшение состояния селективного светофильтра за счет нарушения его оптического покрытия, что повышает удельную мощность паразитных ультрафиолетовых и инфракрасных составляющих. Ухудшение качества селективного светофильтра может произойти за счет:

— длительного периода эксплуатации фотополимеризатора, который является сугубо индивидуальным и зависит от общего количества наработанных часов;

— использования мощной галогеновой лампы при отсутствии эффективной системы охлаждения деталей СФУ;

— небрежного использования фотополимеризатора (активное вращение световода, при отсутствии такой функции у модели СФУ, чрезмерно активной фиксации световода при его смене, механические повреждения другого рода);

Присутствие в световом потоке ультрафиолетового компонента, может привести к повреждению не только тканей полости рта, но и кожи рук врача или ассистента, поэтому рекомендуется предохранять кожу с помощью резиновых перчаток, пропускающих не более 4,0% ультрафиолета в обычном и около 7,0% в растянутом состоянии.

Для получения объективных данных о светофильтре фотополимеризатора нами предлагается 4-балльная система визуальной оценки его состояния:

1 балл — отличное (светофильтр одного тона, без дефектов);

2 балла – удовлетворительное (светофильтр с равномерным покрытием одного тона, изменениями в виде мелких пятен в пределах 0,1 мм, без потертостей и трещин);

3 балла — неудовлетворительное (светофильтр с неравномерным покрытием, в виде пятен размером свыше 1,0 мм, крапинок, с незначительными потертостями, без трещин);

4 балла – неприемлемое (светофильтр со значительными потертостями и дефектами в виде трещин).

Используя предложенную систему, была проведена оценка состояния светофильтров СФУ, находящихся в эксплуатации в медицинских учреждениях различных форм собственности. При оценке фотополимеризаторов, находящихся в личной собственности было отмечено отличное качество светофильтров у всех СФУ. В

ведомственных и муниципальных учреждениях состояние светофильтров СФУ составляло, в среднем,  $1,94 \pm 0,14$  балла, причем только у 30,3% фотополимеризаторов светофильтры были отличного качества. Установленный факт подтверждает зависимость состояния светофильтра от особенностей эксплуатации СФУ.

Световод фотополимеризатора предназначен для подведения светового потока к полимеризуемому материалу. В настоящее время выпускаются следующие разновидности световодов для СФУ:

- 1) стандартные изогнутые приблизительно под углом  $60^\circ$  световоды для удобного подхода к различным поверхностям зубов;
- 2) прямые световоды большого диаметра (до 13 мм) для одномоментной полимеризации большой площади материала (используется в ортодонтии и других клинических ситуациях);
- 3) дуал-световоды для одновременного подведения светового потока к разным поверхностям зуба;
- 4) турбосветоводы для усиления мощности светового потока;
- 5) минисветоводы (диаметр – до 2 мм) для максимально близкого подведения светового потока к полимеризуемому материалу;
- 6) гибкие световоды;
- 7) одноразовые световоды для пациентов группы риска.

Световод может быть заключен в металлическую оболочку и иметь резиновую накладку (световоды фирмы "KERR"), что предохраняет их от случайного повреждения и обеспечивает удобство фиксации при проведении фотополимеризации.

Состояние световода в значительной мере влияет на параметры светового потока, а значит и на эффективность полимеризации пломбирочного материала. Потери мощности светового потока даже на новом световоде могут достигать 20%. В случае загрязнения или повреждения концевой части световода происходит

значительное ухудшение полимеризационных характеристик СФУ.

Для визуальной оценки состояния световода нами предлагается 5-балльная система, согласно которой: отличному состоянию световода присваивается показатель в 1 балл (световод чистый, без дефектов), хорошему — 2 балла (незначительное загрязнение световода, до 10% площади, легко удаляемые следы технологического процесса, без дефектов), удовлетворительному — 3 балла (умеренное загрязнение световода, до 25% площади, трудно удаляемые следы технологического процесса, без дефектов), неудовлетворительному — 4 балла (сильное загрязнение световода, до 50% площади, трудно удаляемые следы технологического процесса, без дефектов) и неприемлемому — 5 баллов (сильное загрязнение световода, до 100% площади, трудно удаляемые следы технологического процесса, имеются неустраняемые дефекты).

Проведенные исследования показали, что в практической стоматологии не уделяется должного внимания контролю состояния световодов фотополимеризаторов. Так, из числа исследованных СФУ лишь 18,8% имели световоды, находящиеся в отличном состоянии, причем в случаях личной эксплуатации средний балл составлял  $1,92 \pm 0,21$ , а при использовании в муниципальных и ведомственных медицинских учреждениях —  $2,67 \pm 0,18$  балла.

Системы отвода тепла, вырабатываемого галогеновой лампой фотополимеризатора, могут быть двух типов:

- 1) активные – на базе вентилятора принудительного охлаждения, которыми оборудованы большинство моделей СФУ;

- 2) пассивные – модели СФУ не имеющие принудительного вентиляционного охлаждения, укомплектованные галогеновыми лампами низкой мощности и охлаждаемые за счет конструктивных особенностей фотополимеризаторов (модельный ряд "ЭСТУС" и некоторые модели "Астролюкс").

При выборе СФУ большинство стоматологов отдадут предпочтение фотополимеризаторам, снабженных системой принудительного охлаждения узлов, позволяющей их эксплуатировать в течение длительного времени. Система принудительного охлаждения может работать по двум принципам:

1) работать постоянно, с момента включения фотополимеризатора в сеть ("Optilux-150");

2) включаться и выключаться при достижении температуры в корпусе СФУ установленных значений.

Одним из факторов, гарантирующих долговременную эксплуатацию фотополимеризатора с системой автоматического включения охлаждения, является требование отключения СФУ от сети только после остановки вентилятора охлаждения. Несоблюдение этого правила приводит к перегреву и деформации корпуса СФУ, что может полностью вывести его из строя. Для предупреждения подобного эффекта может быть предусмотрена система термозащиты СФУ от перегрева, установленная, например, в модели "QHL 75" (Dentsply).

Интересным свойством фотополимеризатора "Elipar Highlight" является способность автоматического повышения мощности светового потока при образовании эффекта запотевания концевой части световода за счет повышенной влажности и разницы температуры помещения и полости рта.

Дополнительные функции СФУ может придать возможность использования измененного спектра выходного светового потока с помощью дополнительных светофильтров. Использование разных светофильтров позволяет:

— диагностировать ранний и скрытый кариес (желтый или зеленый свет);

— осуществлять дополнительную подсветку полости рта (белый или желтый свет);

— проводить физиотерапевтическое воздействие (красный или зеленый свет).

Помимо визуального контроля состояния светофильтра и световода фотополимеризатора большое

значение имеют две основные характеристики полимеризационного света:

1) энергетическая светимость – плотность мощности светового потока (ПМСП), отвечающая за полноту процесса полимеризации пломбировочного материала;

2) инфракрасная составляющая — плотность мощности теплового потока (ПМТП), чрезмерная величина которой в полимеризационном свете может привести к тепловому повреждению пульпы.

Для объективного контроля состояния фотополимеризатора обе характеристики принято измерять в мВт/см<sup>2</sup>.

Для контроля параметров СФУ существуют специальные устройства – радиометры. В настоящее время для измерений ПМСП распространены автономные версии радиометров: "Curing Radiometer" (KERR), "Cure Rite-8000" (EFOS), "Cure Rite" (Dentsply), а для регистрации ПМТП "Heat Radiometer" (KERR). Кроме того, тестирование теплового потока может быть осуществлено с помощью специальных "тепловых таблеток", изменяющих цвет при избытке тепла в полимеризационном свете.

Некоторые современные фотополимеризаторы имеют встроенные радиометры, позволяющие контролировать ПМСП. В отдельных моделях радиометры представлены в виде обычного фотоприемника и индикатора, позволяющего судить о пригодности СФУ ("Evicrolux", "Optilux-360", "Curing Light XL-3000", "Elipar Highlight"), а в других – в виде цифрового радиометра: "Aurora-350" (WHS), "Optilux-500" (KERR), "Coltolux 4" (Coltene), "Elipar Trilight", "Эстус".

Общепринятыми оптимальными показателями ПМСП считают величину не менее 300 мВт/см<sup>2</sup>, а ПМТП не должна превышать 50 мВт/см<sup>2</sup>. В отношении величины энергетической светимости существуют различные мнения. Так, Е.В.Боровский с соавт. (1996) считают достаточной для полимеризации энергетическую светимость величиной в 100 мВт/см<sup>2</sup>. Большинство зарубежных исследователей сходятся во мнении, что ПМСП должна быть в пределах 300-600 мВт/см<sup>2</sup>, а дальнейшее по-



вышение мощности светового потока не приводит к улучшению качества пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов. Несмотря на важное значение второй характеристики полимеризационного света – ПМТП, в научной литературе практически нет сведений о ее роли в развитии осложнений со стороны пульпы и их профилактике.

Между тем, проведенные термометрические исследования свидетельствуют о существенной роли ПМТП в динамике повышения температуры в полости зуба при проведении фотополимеризации пломбировочных материалов. Контроль над изменением температуры в полости моляров и резцов был осуществлен с помощью термодатчиков, помещенных в области свода полости зуба и блока регистрации температуры, сопряженного с персональным компьютером.

Термометрические исследования позволили установить существенные изменения температуры в коронковой части полости зуба при проведении фотополимеризации. Использование СФУ с различными параметрами ПМСП и ПМТП на зубах, имеющих отличающийся объем твердых тканей позволило получить данные, представленные в табл.2, 3 и на рис.20, 21. Из данных табл.2 и рис.20 следует, что использование СФУ “Auroga-200”, генерирующего световой поток плотностью мощности 555 мВт/см<sup>2</sup>, а тепловой — 40 мВт/см<sup>2</sup> приводит к значительному повышению температуры в коронковой части как резцов, так и моляров. Динамика изменений температуры была наиболее выражена у резцов, вероятней всего за счет меньшего объема твердых тканей, и достигала 16,52±0,54°С, тогда как у моляров прирост температуры составил 11,16±0,61°С.

Анализируя закономерность термических изменений при использовании СФУ “Auroga-200”, можно отметить факт максимального прироста температуры у моляров к 76,29±0,66с, а у резцов к 71,79±0,24с. Данные табл.2 и рис.21 свидетельствуют о том, что максимальная динамика роста температуры у моляров наблюдается к 30с, у резцов к 35с, а затем подъем температуры становится более плавным.

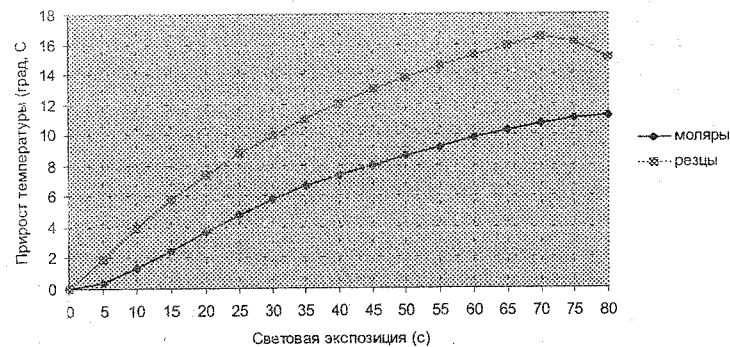


Рис.20. Динамика изменений температуры в полости зуба в процессе фотополимеризации (СФУ “Auroga-200”).

Таблица 2

**Изменения температуры в коронковой пульпе в процессе фотополимеризации (СФУ “Auroga-200”)**

Время экспозиции (с)	Прирост температуры (°С)		P
	моляры	резцы	
5	0,38±0,07	1,84±0,09	<0,001
10	1,30±0,15	3,95±0,16	*
15	2,44±0,20	5,77±0,21	*
20	3,69±0,26	7,36±0,26	*
25	4,77±0,32	8,74±0,31	*
30	5,76±0,38	9,96±0,35	*
35	6,68±0,39	11,06±0,38	*
40	7,38±0,42	12,07±0,40	*
45	7,99±0,45	12,96±0,43	*
50	8,59±0,48	13,80±0,45	*
55	9,19±0,51	14,56±0,47	*
60	9,78±0,56	15,29±0,50	*
65	10,24±0,57	15,91±0,51	*
70	10,71±0,59	16,52±0,54	*
75	11,07±0,62	16,16±0,53	*
80	11,16±0,61	15,12±0,52	*

Примечание: \* — p<0,001

Таблица 3

**Изменения температуры в коронковой пульпе резцов  
в процессе фотополимеризации  
(СФУ “Aurora-200” и “Optilux-150”)**

Время экспозиции (с)	Прирост температуры (°C)		P
	“Aurora-200”	“Optilux-150”	
5	1,84±0,09	1,38±0,08	<0,01
10	3,95±0,16	2,69±0,14	<0,001
15	5,77±0,21	3,66±0,18	*
20	7,36±0,26	4,56±0,20	*
25	8,74±0,31	5,41±0,21	*
30	9,96±0,35	6,26±0,23	*
35	11,06±0,38	7,08±0,24	*
40	12,07±0,40	7,76±0,25	*
45	12,96±0,43	8,36±0,25	*
50	13,80±0,45	8,95±0,25	*
55	14,56±0,47	9,51±0,25	*
60	15,29±0,50	10,06±0,26	*
65	15,91±0,51	10,52±0,26	*
70	16,52±0,54	11,01±0,25	*
75	16,16±0,53	11,51±0,25	*
80	15,12±0,52	11,93±0,28	*

Примечание: \* —  $p < 0,001$

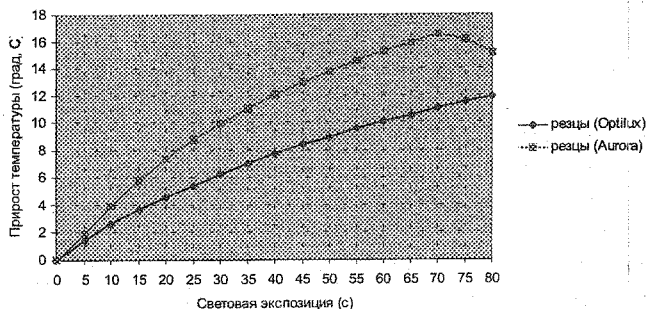


Рис.21. Динамика изменений температуры в полости зуба в процессе фотополимеризации (СФУ “Aurora-200” и “Optilux-150”).

Из данных табл.3 и рис.21 следует, что использование СФУ “Optilux-150” (ПМСП — 470 мВт/см<sup>2</sup>, ПМТП — 10 мВт/см<sup>2</sup>) приводит к значительному снижению прироста температуры — 11,93±0,28°C ( $p < 0,001$ ), а максимальная динамика прироста температуры у резцов в случае применения СФУ “Optilux-150” наблюдается к 35с и составляет 7,08±0,24°C.

Учитывая важность для практической стоматологии таких отрезков времени, как 20 и 40с, проведен анализ прироста температуры при использовании различных СФУ. Так, у резцов прирост температуры в полости зуба к 20с составил 7,36±0,26°C (СФУ “Aurora-200”) и 4,56±0,20°C (СФУ “Optilux-150”). К 40с температура выросла до 12,07±0,40 и 7,76±0,25°C, соответственно. Температура в коронковой части полости моляров была ниже и составляла 3,69±0,26 и 7,38±0,42°C, через 20 и 40с, соответственно. Такой существенный прирост температуры в полостях зубов не может не сказываться на функциональном состоянии пульпы зубов и тканей пародонта, подвергшихся воздействию полимеризационного света.

Поднимая вопрос о качестве фотополимеризаторов, следует сказать, что каждое устройство из любого модельного ряда имеет свои индивидуальные особенности, генерирует световой поток с различными характеристиками, поэтому выбор СФУ должен основываться исходя из необходимых функций и финансовых возможностей. В подтверждение этих слов можно привести результаты исследования основных параметров новых и находящихся в эксплуатации фотополимеризационных устройств (табл.4). Как следует из данных табл.4 средние показатели всех СФУ отвечают нормативным требованиям по параметру ПМСП за исключением СФУ “Астролокс” (139,50±9,19 мВт/см<sup>2</sup>). Наивысшие показатели ПМСП установлены у “Megalux CS” — 807,33±39,75 мВт/см<sup>2</sup>. ПМТП большинства СФУ также находилась в пределах нормы за исключением “Litex-660”, средние тепловые характеристики которого составляли 236,80±34,25 мВт/см<sup>2</sup>, что превышает предельно допустимое значение почти в 5 раз.

Из числа исследованных СФУ 32,9% не имели оптимальных показателей ПМСП и ПМТП, в том числе ПМСП была ниже нормы у 14,3% СФУ, а в 19,6% случаях ПМТП превышала нормальные показатели. У 63,6% фотополимеризаторов "Litex-660" тепловая нагрузка достигала 300 мВт/см<sup>2</sup>. Такое высокое выделение тепла СФУ указанной модели, предположительно, было связано с их длительной эксплуатацией (7 лет) и значительными дефектами светофильтров в виде больших участков отсутствия селективного покрытия, либо с механическим повреждением.

Таблица 4

**Параметры стоматологических фотополимеризационных устройств**

Модель СФУ	Количество СФУ	Технические параметры СФУ	
		ПМТП (мВт/см <sup>2</sup> )	ПМСП (мВт/см <sup>2</sup> )
"Aurora-200" (WHS)	19	469,44±23,82	24,89±2,10
"Optilux-150" (KERR)	12	410,18±25,86	15,91±2,58
"Litex-660" (Dentamerica)	11	382,60±63,00	236,80±34,25
"Polofil Lux" (VOCO)	6	510,00±71,76	26,80±3,47
"Megalux CS" (Megadenta)	4	807,33±39,75	41,67±1,76
"Litex-680A" (Dentamerica)	3	384,00±63,00	37,50±10,50
"XL-3000" (3M)	2	357,00±67,88	3,50±2,12
"CU-100" (ABM Technique)	2	402,50±9,19	49,00±43,84
"Астролюкс" (Россия)	2	139,50±9,19	5,00±0,00

В связи с изложенными данными закономерным становится вопрос о возможности "деградации" фотополимеризаторов и о сроках наступления последней. Динамика изменений показателей полимеризационного света была изучена путем регистрации циклов полимеризации при использовании нового фотополимеризационного устройства "Optilux-150" (рис.22). Следует отметить, что первые 1000с полимеризационного времени были наработаны в предэксплуатационный период, на протяжении которого параметры СФУ измеряли каждые 200с. За период эксплуатации было наработано 4000с.

На рис.22 видно, что первые 1000с полимеризационного времени не приводили к значительному изменению ПМСП и ПМТП. Наблюдения за динамикой параметров СФУ в предэксплуатационный период позволили установить наличие периода изменений ПМСП и ПМТП — "периода разогрева", длительность которого составляла 200с. За указанное время параметры СФУ увеличивались с 312 мВт/см<sup>2</sup> (ПМСП) до 333 мВт/см<sup>2</sup>. ПМТП изменялась с 12 мВт/см<sup>2</sup> до 14 мВт/см<sup>2</sup>. В течение последующих 3000с полимеризационного времени произошло резкое повышение ПМСП и ПМТП до 408 мВт/см<sup>2</sup> и 25 мВт/см<sup>2</sup>, соответственно.

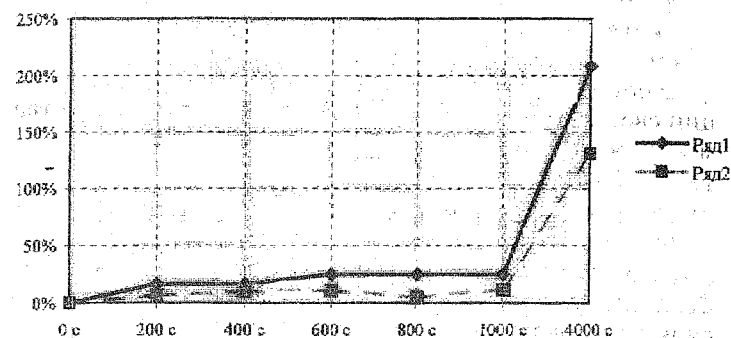


Рис.22. Динамика параметров мощности "Optilux-150" на протяжении периода эксплуатации (ряд 1 – ПМТП, ряд 2 – ПМСП).

Исходя из изложенного, можно сделать вывод о необходимости, как минимум, еженедельного контроля параметров СФУ, по результатам которого следует проводить сервисное обслуживание фотополимеризаторов. При эксплуатации фотополимеризатора с новым галогеновым источником света происходят значительные потери энергии рабочего спектра (400-500 нм), так как всего 7% энергии светового потока находится в указанном диапазоне. Невозможно избежать потерь энергии и на отражателе галогеновой лампы, геометрия которого позволяет сфокусировать не более 45-50% светового потока в рабочем диапазоне волн. В процессе использования фотополимеризатора происходит помутнение отражателя галогеновой лампы, которое усиливается при перегреве в случае преждевременного отключения вентилятора фотополимеризатора. Поэтому, даже в случаях правильной эксплуатации СФУ может произойти ухудшение выходных параметров галогеновых ламп, что приводит к необходимости их периодической замены. Мнения о периодичности замены действующих галогеновых ламп фотополимеризаторов различны и регламентируются сроками от 1 мес до 1 года или порядка 5000 циклов. Рекомендации об обязательной замене галогенового источника через 1 мес, неподтвержденные объективными данными измерений, не должны восприниматься как руководство к действию и имеют, вероятней всего, коммерческую основу.

Использование при проведении фотополимеризации световодов с улучшенными оптическими свойствами (турбосветоводы) приводит к увеличению показателей ПМСП и ПМТП на величину до 50%, причем их прирост у СФУ с галогеновыми лампами мощностью 75 Вт выше, чем у фотополимеризаторов, имеющих галогеновые лампы мощностью 35 Вт (табл.5, 6). Этот факт следует учитывать в тех случаях, когда требуется использовать турбосветовод при относительно низких показателях ПМСП и достаточно высокой величине ПМТП.

Таблица 5

**Плотность мощности светового потока  
стоматологических фотополимеризационных устройств  
при использовании различных типов световодов**

Модель СФУ	Количество СФУ	Технические параметры СФУ	
		ПМСП (мВт/см <sup>2</sup> ) при использовании стандартного световода	ПМСП (мВт/см <sup>2</sup> ) при использовании турбо-световода
"Aurora-200"	7	475,50±28,67	658,83±34,05
"Optilux-150"	5	360,75±39,89	432,25±47,10
Итого	12	432,27±26,31	561,55±41,50

Таблица 6

**Плотность мощности теплового потока  
стоматологических фотополимеризационных устройств  
при использовании различных типов световодов**

Модель СФУ	Количество СФУ	Технические параметры СФУ	
		ПМТП (мВт/см <sup>2</sup> ) при использовании стандартного световода	ПМТП (мВт/см <sup>2</sup> ) при использовании турбо-световода
"Aurora-200"	7	24,00±3,61	31,17±5,17
"Optilux-150"	5	9,25±2,14	13,25±4,15
Итого	12	19,00±3,10	24,55±4,06

Таким образом, использование в работе фотополимеризаторов, имеющих оптимальные технические характеристики является важной составной частью ус-

пешной работы со светоотверждаемыми пломбировочными материалами. Вместе с тем, существует множество правил подготовки тканей зуба к реставрации, технологических приемов использования стоматологических фотополимеризационных устройств и пломбировочных материалов, что и будет изложено ниже.

#### **4.3. Подготовка пациентов к лечению и принципы применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов**

Необходимым условием качественной работы светоотверждаемыми композитами считается хороший уход пациентами за полостью рта. В связи с этим, не следует стремиться сразу, применять светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы, если у пациента установлен низкий уровень гигиены рта и нежелание, или неспособность, к выполнению рекомендаций по уходу за полостью рта.

Негативное влияние зубных отложений на эффективность использования фотокомпозитов подтверждается следующими известными фактами.

1. Наличие зубных отложений на зубах препятствует образованию качественной адгезивной связи между пломбировочными материалами и твердыми тканями зубов.

2. Зубные отложения способствуют развитию заболеваний пародонта, которые в значительной мере затрудняют или делают невозможным эффективное использование современных светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов без соответствующей подготовки полости рта.

3. Зубные отложения влияют на кариесрезистентность зубов, от показателей которой зависит долговременность службы пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов.

4. Имеются сведения о неблагоприятном воздействии зубного налета на состоянии поверхности фотополимер-

ных пломб, причем у компомеров изменения выражены гораздо сильнее (Макеева И.М., 1997, Sweet S.P. et al., 1990, Skopek R.J., Liljemark W.F., 1994, Willershausen B. et al., 1999). В этой связи, становится актуальной проблема ответственности не только врача, но и пациента за качество и сохранность пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов при неблагоприятной гигиенической ситуации в полости рта.

Собственные исследования показали, что пациентов с пломбами из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, можно подразделить на 2 группы: имеющих и не имеющих отклонения качества пломб, выполненных из материалов данного вида. Результаты исследований свидетельствуют, что у пациентов с дефектами пломбирования наблюдаются достоверно худшие показатели кариесрезистентности и интенсивности кариеса зубов (табл.7). При выделении из общего числа пломб с отклонениями качества, группы с дефектами, имеющими наибольшее значение для полноценности реставраций: нарушение краевого прилегания, сколы пломбировочного материала, развитие вторичного кариеса, показатель КПУп повышается до  $24,50 \pm 3,39$ , а кариесрезистентность снижается до  $2,70 \pm 0,21$  баллов.

Таблица 7

#### **Отклонения качества пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов в зависимости от состояния твердых тканей зубов**

Показатели состояния твердых тканей зубов	Пациенты, имеющие отклонения качества пломб	Пациенты, не имеющие отклонений качества пломб	P
КПУп	$22,91 \pm 2,17$	$15,74 \pm 1,82$	$< 0,05$
Кариесрезистентность по В.Б.Недосеко (баллы)	$2,59 \pm 0,14$	$2,17 \pm 0,08$	$< 0,05$



Необходимо отметить, что во всех случаях перед применением светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов следует проводить гигиеническую обработку зубов, обращая особое внимание на состояние пришеечных областей коронок и межзубных промежутков.

Удаление зубных отложений может быть проведено с помощью различных способов и средств: чистки зубов, использования абразивных профилактических паст, ультразвуковых, пьезоэлектрических и воздушных скейлеров, пескоструйных бластеров, флоссов. Применение профилактических паст, содержащих фториды, следует резко ограничить или отменить, так как за счет укрепления кристаллической решетки эмали возможно снижение полноценности ее протравливания и, как следствие, уменьшение эффективности адгезии пломбировочных материалов.

Качественно проведенная профилактическая обработка зубов позволит наиболее точно подобрать цвет пломбировочного материала для восстановления дефекта твердых тканей зуба. Проблема выбора цвета пломбировочного материала является одной из наиболее значимых для стоматологической практики. Если в первые десятилетия развития материаловедения пломбировочных материалов предпочтение отдавалось лишь прочности пломб, то в настоящее время, наряду с высокими физико-химическими свойствами, материалы для пломбирования должны иметь цветовую гамму, позволяющую максимально точно имитировать ткани зуба.

Результаты исследований свидетельствуют о том, что среди пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, поставленных в сроки от 6 до 48 мес, 38,2% имели несоответствие цвета с эмалью зуба, причем 42,6% из числа пломб находились на фронтальных зубах. Причинами такого несоответствия могли быть не только наличие зубного налета на их поверхности (10,6%) и употребление крепкого кофе (49,6%), но и изначально неправильный подбор цвета пломбировочного материала.

Выбор цвета материала, используемого для проведения реставрации, является ответственным и сложным моментом в технологической цепочке пломбирования. Современные светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы имеют широкую цветовую гамму, тем не менее, процесс получения реставрации, не отличающейся по цвету от восстанавливаемых тканей зуба достаточно трудоемкий.

Наиболее распространенной цветовой шкалой для пломбировочных материалов является универсальная шкала "Vita Lumin" (Vita Zahnfabrik). Применение данной шкалы предполагает возможность удобного и быстрого подбора цвета пломбировочного материала. На практике же установлено существенное расхождение цвета материалов с градациями шкалы (Yap A.U.J. et al., 1996), что позволило автору сделать вывод о целесообразности изготовления шкалы из оригинального материала или коррекции цвета в процессе проведения реставрации.

Для облегчения процедуры подбора и оценки цвета постоянно предлагаются новые — простые и сложные методики. В этой связи, значительный интерес представляет концепция "промежуточного цвета", представленная в новом светоотверждаемом композиционном пломбировочном материале "Synergy" (Coltene). Предложенные разработчиками "цветовые пары" из 12 оттенков (A1/D1, A2/B2, A3/D3, A3.5/B3, A4/Mz5, C2/C3) значительно облегчают работу врача при выборе цвета эмали и позволяют нивелировать незначительные погрешности.

Существуют различные мнения в отношении вопроса, — на каком этапе реставрационной работы следует подбирать необходимый цвет пломбировочного материала? Можно определять цвет до начала препарирования, но тогда могут возникнуть проблемы из-за ориентации исключительно на общий вид зуба. Если определять цвет после протравливания и высушивания зуба, то его цвет и прозрачность будут искажены дегидратацией ткани, а выполненная реставрация будет иметь

более светлый оттенок, в сравнении с окружающими тканями зуба или соседними зубами. Поэтому общепризнанным считается мнение, что цвет следует определять при естественном и искусственном освещении в условиях влажной поверхности тканей зуба.

При определении необходимых оттенков пломбировочного материала необходимо условно делить коронку зуба на тело (основную среднюю часть коронки), шейку и режущий край (жевательную поверхность). Как правило, основной цвет коронки зуба определяется цветом ее тела. Незначительные по площади режущий край (жевательная поверхность), при осмотре с вестибулярной стороны, имеют другие оттенки цвета. Режущий край, как правило, имеет более светлый оттенок и большую прозрачность, чем тело коронки зуба. Шейка зуба обычно имеет более темные и желтоватые оттенки. Учитывая большую площадь вестибулярной поверхности тела зуба необходимый (основной) цвет подбирают, соответственно цвету тела. После выбора основного цвета основываясь на результатах подбора, можно выбрать необходимые оттенки для режущего края (жевательной поверхности) и шейки зуба.

Учитывая правило подбора цвета на увлажненных зубах, существуют рекомендации по предварительному смачиванию поверхности цветовой шкалы материала перед проведением процедуры определения цвета. В качестве рекомендации по более точному подбору цвета пломбировочного материала в литературе можно встретить следующий прием. На поверхность непротравленной эмали наносится небольшое количество подобранного пломбировочного материала, проводится фотополимеризация, после чего правильно подобранный материал должен не отличаться по цвету от тканей зуба. Следует отметить, что такой прием не всегда может оказаться полезным для практического использования по ряду причин.

1. После окончательной обработки пломбы из светоотверждаемого композиционного пломбировочного материала может возникнуть эффект просветления или

потемнения пломбы за счет качества окончательно обработанной ее поверхности. Недостаточно отполированная пломба может иметь более светлый оттенок за счет избыточного поглощения света, а отлично отполированная пломба, казаться несколько темнее за счет отражения части света.

2. Изготовленная пломба из светоотверждаемого композиционного материала в ряде случаев светлеет, либо темнеет за счет возможного продолжения полимеризации на протяжении нескольких часов после завершения пломбирования или отступлений от технологического процесса.

Эффект просветления или потемнения материала в процессе или после фотополимеризации может быть обусловлен различными способностями цветовосприятия у врачей-стоматологов. Исследования показали, что 20,0% отмечают потемнение, а 17,1% — просветление материалов в процессе полимеризации. 14,3% стоматологов считают, что светоотверждаемые композиционные пломбировочные материалы темнеют в ближайшие дни после их постановки, а 17,1% отмечают эффект их просветления.

Определив цвет тела зуба, переходят к подбору оттенков, необходимых для построения цветовой композиции зуба. Естественный зуб состоит из неоднородных по своим оттенкам и прозрачности тканей: эмали, дентина и цемента. Поэтому, для придания цвету зуба естественного вида следует использовать пломбировочный материал различных оттенков и степени прозрачности: эмалевые — более прозрачные, дентиновые — менее прозрачные, опаковые и оттенки режущего края. Подобная процедура необходима в тех случаях, когда требуется восстановление значительной части коронки зуба и не всегда обязательна — при восстановлении до 25% поверхности коронок, когда часто бывает достаточно использовать только эмалевые оттенки материала.

При выборе цвета пломбировочного материала следует учитывать степень прозрачности тканей зуба, которая по рекомендациям С.В.Радлинского (1997) быва-

ет трех видов: высокая, средняя и низкая, а также необходимо ориентироваться на глубину дефекта твердых тканей зуба. Известно, что чем больше глубина дефекта, тем более темным он выглядит при определении его цвета, поэтому, выбирая необходимый цветовой оттенок, нужно учитывать толщину создаваемой в данном месте пломбы и ориентироваться на соответствующий цветовой оттенок.

Цвет восстанавливаемого зуба зависит от его расположения в зубной дуге. Если ориентироваться только на цвет фронтальных зубов, то нужно учитывать то обстоятельство, что боковые зубы имеют больше желтоватых оттенков. Игнорирование этого факта при восстановлении боковых зубов может привести к их неестественно белому оттенку.

Препарирование твердых тканей зубов может сопровождаться выраженной болезненностью, поэтому обезболивание, в большинстве случаев, является неотъемлемым этапом работы со светоотверждаемыми композиционными пломбирочными материалами. В арсенале современной стоматологии имеется множество высокоэффективных обезболивающих препаратов, применение которых стало неотъемлемой частью стоматологической практики. Вместе с тем, необходимость обязательного проведения обезболивающих мероприятий перед препарированием зубов не является догмой и должна определяться в каждом клиническом случае.

Подготовка кариозной полости к пломбированию современными светоотверждаемыми композиционными материалами играет большую роль, несмотря на существование прогрессивных адгезивных технологий. Прежде всего, следует отметить отсутствие необходимости препарирования кариозных полостей по принципам Блэка, что вместе с эффективным охлаждением вращающегося инструмента водой обеспечивает максимально щадящий режим препарирования. К методам щадящего препарирования кариозных полостей можно отнести использование: кинетического (воздушно-абразивного) препарирования твердых тканей зубов и спе-

циальных лазеров при обработке полостей, с целью усиления адгезии композиционных материалов.

Ярким примером щадящего препарирования является методика формирования полостей II класса, характеризующаяся созданием полости блюдцеобразной формы на контактной поверхности жевательных зубов и последующим применением адгезивной техники. Наблюдения Н. Nordbo et al. (1998) на протяжении 7 лет подтвердили приемлемое качество таких пломб в 70% случаев. По мнению W.M. Voer (1999) каждая полость должна раскрываться по возможности минимально, так как при небольшой поверхности пломбы легче добиться цветового соответствия.

Общепринято, что качественное препарирование кариозных полостей можно провести только при условии использования современных высокоскоростных наконечников и алмазных, или карбидно-вольфрамовых, вращающихся инструментов. Применение качественных боров позволяет максимально точно и наименее травматично провести формирование всех необходимых элементов полостей кариозного и некариозного происхождения. Использование в работе неисправных наконечников, затупленных и не отцентрированных вращающихся инструментов, могут привести к дополнительному травмированию тканей зуба, образованию ослабленных участков эмали и дентина, которые могут разрушиться в процессе фотополимеризации пломбирочного материала.

Как правило, с помощью алмазного вращающегося инструмента на эмали выполняется скос (фальц) под углом 45°, обеспечивающий максимальное раскрытие призм и увеличение адгезии и маскировки по линии "эмаль-композит". Если эффект достаточной степени адгезии пломбирочного материала может быть достигнут за счет применения высокоэффективных связующих систем последних поколений, то полноценная маскировка пломбы, зачастую, обеспечивается созданием фальца. По мнению Т.Ф. Виноградовой, С.Уголевой (1996) величина фальца должна близкой к размерам

кариозного дефекта, а в случае дефектов травматического происхождения – равняться, или превышать его.

Имитация фальца происходит и при использовании новых воздушно-абразивных технологий препарирования зубов. Принимая решение о создании фальца, следует учитывать архитектуру эмали зубов и формировать скос эмалевого края так, чтобы эмалевые призмы были срезаны вертикально или наискось. Препарирование без формирования скоса эмалевого края ведет к параллельному разрезу призматического угла и создает условия для образования краевой щели. Силы, образующиеся при полимеризационной усадке, могут в этом случае превосходить соединительные силы эмалевых призм и вызывать их отрыв от основной массы эмали.

Изоляция операционного поля (препарированной кариозной полости) от влаги является немаловажным моментом, обеспечивающим хорошее качество реставрационных работ. Для изоляции зубов перед реставрацией максимальной эффективностью обладает коффердам, который можно накладывать на различных этапах работы в полости рта: до или после препарирования полостей. Тем не менее, с достаточным успехом можно использовать гигроскопичные стандартные ватные валики и ретракторы мягких тканей полости рта. Используя в клинической практике коффердам, следует помнить о том, что длительная изоляция зубов от влаги может привести к пересыханию ранее поставленных пломб, а это способствует нарушению их краевого прилегания (Bouschlicher M.R. et al., 1996). Для предупреждения попадания десневой жидкости в полости, расположенные в пришеечной области зубов применяют ретрационные нити, пропитанные вазоконстриктором.

Эра протравливания твердых тканей зуба началась в 1955 г. в результате исследований M.G. Buonopose и заложена в основу всех современных адгезивных технологий реставраций зубов. В настоящее время практически ни у кого не возникает сомнений в целесообразности подготовки поверхности эмали перед использованием композитов с помощью раствора ортофосфор-

ной кислоты. Вместе с тем, периодически возникают дискуссии о концентрации кислоты и времени протравливания эмали.

Так, С.Уголева (1996) рекомендует проводить протравливание в течение 30-45с, при низкой резистентности эмали сокращать экспозицию до 15с, а в случае высокой резистентности — увеличивать до 60с. W.W.Barkmeier et al. (1985), A.E.Khairy, R.J.Simonsen (1987) установили, что для достижения требуемой адгезии достаточно 30-секундного протравливания эмали. W.M.Boer (1999) считает целесообразным проводить кислотное протравливание эмали в течение 30-40с, А.В. Борисенко (1999) на протяжении 20-30с, а Л.М. Лукиных (1998) — 40с. Значительная разница в рекомендациях по времени протравливания эмали прослеживается в работе W.W.Barkmeier et al. (1986), которые не выявили различий в адгезии композитов к поверхности эмали, обработанной 37% гелем ортофосфорной кислоты в течение 15 или 60с. Аналогичный результат получили R.O.Gilpatrick et al. (1991), установившие, что протравливание 37% гелем ортофосфорной кислоты на протяжении 5с приводит к образованию хорошей, достоверно не отличающейся адгезионной связи между светоотверждаемым композитом и поверхностью эмали, как и в случае увеличения времени протравливания до 60с. Таким образом, осуществляя выбор времени протравливания эмали, следует ориентироваться на рекомендации, изложенные в инструкции по применению пломбирочного материала.

Большинство стоматологов используют в своей практике 30-40% растворы (гели) ортофосфорной кислоты. Исследования показали, что применение кислоты большей концентрации, например 50% раствора приводит к образованию преципитата монокальциумфосфат моногидрата, который легко удаляется струей воды, а использование кислоты с концентрацией менее 27%, способствует образованию преципитата дикальциумфосфат дегидратата, который не удаляется водой и способен взаимодействовать с адгезивом, ослабляя связь

“адгезив-композит”. Наряду с этим, в последние годы появились предложения использовать для протравливания тканей зуба 15% раствор ортофосфорной кислоты в течение 30с.

Методика тотального протравливания твердых тканей зуба появилась гораздо позже предложений M.G.Vuonopore — в 1979 г. после работ Фузаямы и до сих пор не существует единого мнения и подхода к осуществлению этого приема повышения адгезии композитов к твердым тканям зуба. Основанием для применения технологии протравливания дентина является образование в результате препарирования полости так называемого “смазанного слоя” (smear layer).

В состав смазанного слоя входят обломки дентинных трубочек, клетки микрофлоры полости рта, слущенные эпителиоциты. Располагаясь на поверхности дентина, смазанный слой снижает его проницаемость, и препятствует образованию гибридной зоны. За счет образования гибридного слоя происходит создание высокопрочной адгезивной связи композиционного материала с дентином. Следует учитывать и тот факт, что в смазанном слое находятся разнообразные микроорганизмы, способные размножаться под пломбой, поэтому его следует убирать. Исследования Л.А.Елизовой (1993) свидетельствуют о том, что через протравленный дентин за счет повышения проницаемости могут проникать микроорганизмы, а это приводит к необходимости дополнительной защиты пульпы и применения препаратов, вызывающих окклюзию дентинных трубочек. Следует отметить, что протравленный дентин не остается постоянно в деминерализованном состоянии, и через 4 месяца полностью реминерализуется (Tatsumi T. et al., 1992).

В отношении приемов протравливания дентина, как и в походах к протравливанию эмали существуют разнообразные мнения. W.M.Boeg (1999) рекомендует проводить протравливание дентина стандартным 37% гелем ортофосфорной кислоты в течение 10с, вслед за 30-40-секундным протравливанием эмали. И.М.Макеева

(1996), A.J.Gwinnett, J. Kanca (1992), предлагают большее время протравливания — 15с. А.В.Борисенко (1999) приводит два варианта протравливания дентина. Первый вариант полностью повторяет технику И.М.Макеевой (1997), а второй предполагает нанесение геля на 20с на эмаль, с последующим распределением его по поверхности дентина и экспозицией в течение 10с. Еще большую экспозицию ортофосфорной кислоты на поверхность дентина — 20с, рекомендует использовать Л.М.Лукиных (1998). 10% раствор ортофосфорной кислоты в экспериментальных условиях использовали M.Fujitani et al. (1991), J.Perdigao et al. (1996). Учитывая разносторонность информации об оптимальном времени протравливания дентина, как и в случае с эмалью, целесообразно придерживаться рекомендаций фирмы, выпускающей материал.

Химический агент и его концентрация также играют роль в формировании связи определенного качества между композиционным материалом и дентином. G.Kato, N.Nakabaayashi (1996) установили, что в случае использования 35% ортофосфорной кислоты для протравливания возникают значительные разрушения в структуре деминерализованного дентина. Подобного эффекта не возникало при применении 10% ортофосфорной кислоты, а адгезионная связь между композитом и влажным дентином была выше. Прямо противоположные данные были получены J.Wu et al. (1998), которые выявили возможность отрыва бондинга от поверхности дентина, протравленного 10% раствором ортофосфорной кислоты в процессе фотополимеризации композитов. Для протравливания дентина, помимо традиционной ортофосфорной кислоты можно использовать малеиновую кислоту и 10% раствор ЭДТА.

Предварительная обработка дентина различными медикаментами и составами может приводить как к повышению, так и к понижению адгезионной связи между пломбировочным материалом и дентином. Установлено, что для обработки кариозной полости перед постановкой пломб из композиционных материалов не следу-



ет применять этиловый спирт, который способствует разрушению органической матрицы материалов, а также препараты, содержащие фенол и эвгенол, ингибирующие процесс полимеризации композитов. Имеются рекомендации по обработке дентина пемзой или чистящей пастой перед постановкой прокладки из стеклоиономера, в случае отсутствия специального дентин-кондиционера. Их целесообразность оспаривается результатами исследований M. Bachmann et al. (1997), которые установили снижение прочности связи очищенного подобным образом дентина с бондинговыми агентами.

Важным этапом подготовки кариозной полости к внесению адгезивов является процедура промывания и высушивания полости после протравливания эмали и дентина. В данном случае промывание кариозной полости решает две задачи: предупреждение возможного повреждения пульпы остатками кислоты и создание оптимальных условий для формирования полноценной адгезивной связи. Исследованием J. B. Summitt et al. (1992) установлено, что присутствие кислоты в недостаточно промытой кариозной полости приводит к значительному снижению адгезии композиционных материалов к тканям зуба.

Считается, что для полного удаления следов ортофосфорной кислоты промывание следует осуществлять на протяжении 20-30 с, после чего необходимо приступить к высушиванию полости. Техника высушивания кариозной полости может быть разнообразной, однако, существует общее правило — полость не должна быть пересушена, так как практически все современные адгезивы обладают гидрофильными свойствами и работают по принципу создания влажной адгезионной связи. Величина адгезии к протравленному и слегка увлажненному дентину на 5-7 МПа больше, чем к протравленному и пересушенному за счет того, что чрезмерное высушивание дентина после промывания, посредством мощной струи воздуха, приводит к механическому повреждению волокон коллагена. Воздушная нерегулируемая струя может вызвать слипание коллагеновых волокон

дентина, а это, в свою очередь, снижает глубину проникновения компонентов адгезивной системы, что ухудшает качество адгезии. Кроме того, воздействие сильной воздушной струи на поверхность дентина может вызвать повышение чувствительности зубов после пломбирования за счет гидродинамических процессов, протекающих в структуре дентина. В то же время, слишком влажный дентин приводит к растворению праймера и снижает эффективность его действия.

Очень важным моментом в выполнении реставраций зубов композитами считается предупреждение контаминации эмали и дентина подготовленной полости со слюной, тканевой жидкостью или кровью. В случае нарушения данного условия процедуру протравливания тканей зуба следует повторить. Наряду с этим, имеются единичные сведения об отсутствии значительных изменений в прочности связи большинства современных адгезивных систем в одном флаконе с тканями зуба, загрязненными следами слюны (El Kalla T. H., Garcia G. F., 1997).

Основываясь на невозможности депульпированных зубов обеспечить условия влажной адгезии, и наличии структурных перестроек в твердых тканях зуба в результате воспаления пульпы и после депульпирования, можно предположить нецелесообразность использования современных светоотверждаемых композиционных материалов в депульпированных зубах. Вместе с тем, имеются сведения об успешном использовании композиционных материалов при восстановлении депульпированных зубов различной групповой принадлежности, не прибегая к дополнительной ретенции с помощью внутриканальных штифтов (Сарфати Э. с соавт., 1997, Judd P. L. et al., 1990).

Роль адгезивных систем в образовании связи между композитом и твердыми тканями зуба сложно переоценить. Именно с их помощью идет формирование гибридного слоя, являющегося основным связующим и буферным звеном практически любой реставрации. Применение адгезивов даже в случае использования пломбировочных материалов ранних поколений спо-

способствует улучшению краевого прилегания и повышает срок их службы в полости рта (Солнцев А.С., 1998, 1999).

Существование большого числа адгезивных систем предопределяет наличие у них различных свойств. Помимо основного эффекта — формирования устойчивой связи между композитом и тканями зуба, адгезивы могут нести другие функции, такие как: защита пульпы от воздействия компонентов композиционных материалов (Bordin-Aykroyd S. et al., 1992, Starr R.M., 1994, Jumlongras D., White G.E., 1997, Zaher C.A., 1998), предупреждение развития вторичного кариеса (Грютцнер А., 1998, Ронь Г.И., Мандра Ю.В., 1999, Dijkman G.E., Anders J., 1992, Fruits T.J. et al., 1996, Wu Y.H. et al., 1997), торможение развития микрофлоры (Sharaf A.S. et al., 1995, Fraga R.C. et al., 1996), силинизация керамических вкладок (Torregiani P., 1996).

Использование адгезивных систем предполагает точное исполнение технологического процесса их применения с соблюдением характерных особенностей конкретного вида адгезива. Отступление от правил приводит к нежелательным клиническим эффектам, прежде всего к нарушению краевого прилегания композиционных материалов.

На начальном этапе развития адгезивных технологий широкое применение нашли однокомпонентные бондинговые системы (адгезив фирмы СтомаДент), которые постепенно были практически вытеснены двухкомпонентными составами, включающими в себя праймер и адгезив. Примерами двухкомпонентных адгезивных систем могут служить: "OptiBond" (KERR), "Scotchbond Multi-Purpose" (3M), "EBS-Multi" (ESPE), "Pro Bond" (Dentsply), "Syntac" (Ivoclar-Vivadent). Разработка праймера позволила возвращать спавшиеся коллагеновые волокна протравленного дентина в исходное состояние за счет введения в их состав регидрирующих агентов (HEMA). Еще одной функцией праймера является содействие проникновению гидрофильных мономеров в поверхностный слой дентина и их химическому сцеплению

с гидрофобными мономерами композитов. Качественная обработка дентина праймером обеспечивает сильную взаимосвязь композита через адгезив с праймированным дентином, значительно превышающую по прочности показатели устойчивости интактного дентина (Garcia-Godoy F., Neuman E., 1996).

Важным условием качественного применения праймера является его тщательное нанесение на поверхность дентина. Считается, что для того, чтобы праймер хорошо впитался, его следует выдержать на поверхности дентина в течение 20-30 с. Встречаются и другие варианты использования праймеров ("Syntac") с рекомендациями к экспозиции в течение 15 с. Достаточно четко регламентируется техника подсушивания праймера и адгезива после нанесения на поверхность твердых тканей зуба. Целесообразно раздувать адгезивы легкой струей воздуха для предупреждения образования чрезмерно толстого непрочного адгезивного слоя, что может привести к формированию линии слабости реставрации. Использование сильной струи воздуха при распределении адгезива приводит к внедрению в структуру адгезива пузырьков воздуха, что проявляется в образовании светлой полосы в толще реставрации. К побочным эффектам другого рода можно отнести разбрызгивание адгезива воздухом, которое может привести к возникновению поражений на слизистой оболочке полости рта. В этой связи, справедливой является рекомендация по проведению тщательной ревизии десневой борозды с целью устранения адгезива после завершения пломбирования, особенно пришеечных полостей.

Следующим шагом в эволюции адгезивов явилось создание, так называемых, адгезивных систем "в одном флаконе". Под этим термином не следует понимать ранние разработки адгезивов, которые также выпускались в одном флаконе, но не несли функций праймера и адгезива одновременно. За последние 5 лет были разработаны новые эффективные системы, представляющие собой смесь праймера и адгезива: "Prime&Bond 2.0", "Prime&Bond 2.1", "Prime&Bond NT" (Dentsply), "One-

Step" (Bisco), "Optibond Solo", "Optibond Solo Plus" (KERR), "Single Bond" (3M), "One coat bond" (Coltene), "Solobond M" (VOCO), а ряд из них "Prime&Bond NT" (Dentsply), "Optibond Solo Plus" (KERR) модифицированы неорганическим наполнителем.

Совершенно новым этапом развития адгезивных технологий явилось создание самокондиционирующих систем, не требующих осуществления протравливания тканей зуба, как отдельного и неотъемлемого этапа работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами. Одним из примеров является кондиционер "NRC" (Dentsply), который наносится на ткани зуба и не смывается перед нанесением остальных компонентов адгезивной системы. Обособленно в этом ряду стоит новая разработка фирмы ESPE — "Prompt L-Pop", включающий в себя кондиционер, праймер и адгезив одновременно (рис.23). Запатентованная форма хранения адгезива, быстрая и удобная активация его компонентов, а также многочисленные материалологические исследования, свидетельствуют о высокой эффективности его применения с большинством известных фотокомполитов и значительных преимуществах перед другими адгезивными системами.



Рис.23. Адгезивная система "Prompt L-Pop"

Динамичное развитие адгезивных систем предполагает проведение тщательных исследований эффективности новых составов. Имеется достаточное число работ, посвященных изучению свойств модифицированных адгезивов. W.M.Воег (1999) ссылается на мнение многих исследователей, что адгезивы "в нескольких флаконах" превосходят системы "в одном флаконе", хотя последние медленно, но верно улучшают свое качество. Тем не менее, исследования последних лет подтверждают высокое качество адгезивов "в одном флаконе" и отсутствие принципиальных отличий их характеристик от показателей классических адгезивных систем (Fruits T.J. et al., 1996, Holderegger C. et al., 1997, El Kalla T.H., Garcia G.F., 1997, Pagliarini A. et al., 1997).

При практическом применении адгезивных систем "в одном флаконе" следует помнить, что большинство из них требуют двукратного нанесения на поверхность тканей зуба. В этом случае первая порция несет функцию праймера, а вторая – адгезива. Использование подобной адгезивной системы "One coat bond" не требует нанесения второго слоя адгезива, что выгодно отличает ее от других систем. Исходя из вышеизложенной информации, можно сделать вывод, что применение адгезивных систем, несмотря на существование общих правил, носит индивидуальный характер и зависит от рекомендаций фирмы-изготовителя.

Важными правилами использования адгезивных систем являются условия их хранения и регламентация времени нахождения системы в открытом состоянии. Как правило, адгезивные системы изготавливают на основе ацетона или этилового спирта, исключение составляет "Prompt L-Pop", у которого основой является вода. Наличие в составе адгезива ацетона или спирта подразумевает их достаточно быстрое испарение при нахождении в открытом состоянии, особенно это касается ацетоносодержащих систем. В связи с этим, не следует заранее наливать большое количество адгезива, которое не может быть использовано одномоментно или в течение короткого промежутка времени. С этой

целью при заборе и нанесении адгезивных систем удобно использовать одноразовые миниапликаторы, которые, помимо экономичности, позволяют точно и мягко нанести компоненты системы на подготовленную поверхность дентина и эмали.

Не смотря на достаточно высокие защитные свойства современных адгезивов, применение лечебных и изолирующих прокладок признается необходимым в определенных клинических случаях. Состав материалов для прокладок, их физико-химические свойства могут играть существенную роль в повышении или понижении качества реставраций из светоотверждаемых композиционных материалов.

Защитная функция изолирующих прокладочных материалов в случае применения современных фотокомпозиатов может быть поставлена под определенное сомнение, поскольку и на композит и на саму прокладку возможна реакция со стороны пульпы (Fuks A.B. et al., 1990). Использование изолирующих прокладок под композиционные материалы предопределяется, преимущественно, одним, но очень важным фактором — компенсацией усадки композита. Таким образом, в терапевтической стоматологии появилась технология компенсации усадки — “сэндвич-техника”.

При использовании “сэндвич-техники” в качестве базового компонента наиболее часто применяют стеклоиономерные цементы. Выбор стеклоиономеров основывается на их хороших адгезивных свойствах, практически полном отсутствии токсичности и достаточной связью с композиционными материалами. Методику применения стеклоиономерных цементов в “сэндвич-технике” следует проводить с обязательным учетом их особенностей.

В 1992 г. R.E.Kerby и L.Knobloch предложили для усиления адгезии к композитам использовать протравливание поверхности стеклоиономерных цементов 37% раствором ортофосфорной кислоты. Исследования последних лет в отношении этого вопроса носят прямо противоположный характер. В одних, категорически

отвергается такая методика, и приводятся примеры отрыва стеклоиономерных цементов от поверхности дентина при фотополимеризации композитов за счет существования устойчивой связи между цементом и композитом (Артельт Х.М. с соавт., 1996, Борисенко А.В., 1999, Kakaboura A.I. et al., 1996), в других, протравливанию цемента и нанесению на него адгезива отводится значимая роль (Макеева И.М., 1997, Burgess J.O., 1996, Farah S.C., 1998).

Еще одним, не менее важным качеством стеклоиономерных цементов является их способность препятствовать возникновению рецидива кариеса. В этой связи, необходимо учитывать сообщение F.V. de Araujo et al. (1996), которые установили значительное снижение выделения фторидов из стеклоиономерных цементов в случае покрытия их адгезивным составом “Scotchbond Multi-Purpose”.

Аналогией “сэндвич-техники” является методика комбинированного использования композиционного материала, обладающего значительно меньшей усадкой, чем классический гибридный фотокомпозит. Подобное решение приводится в работе О.П.Максимовой с соавт. (1999), применивших комбинацию светоотверждаемого материала “Solitaire” и фторидсодержащего фотокомпозита “Charisma-F”. Можно предположить, что подобная комбинация светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов ведет не только к упрочнению и улучшению эстетических качеств реставраций, но и, основываясь на данных о кариеспрофилактической роли фторидсодержащих композитов (Anders J., et al., 1990, Dijkman G.E., Anders J., 1992), к удлинению срока службы последней.

Одним из ведущих условий правильного применения фотокомпозитов является послойная техника внесения пломбирочных материалов в кариозную полость и их поэтапная полимеризация. Послойная полимеризация, в определенной мере, удлиняет период постановки пломбы, но в то же время обеспечивает компенсацию полимеризационной усадки и возмож-

ность корректировки цвета материала по ходу проведения пломбирования.

В большинстве публикаций признается, что наиболее важным эффектом послойного внесения фотокомполитов в кариозную полость является компенсация усадки. Каждая вносимая порция пломбировочного материала должна иметь определенный объем, позволяющий формировать слой не более 2 мм. Указанный объем пломбировочного материала установлен на основании исследований, показавших, что только при толщине слоя не более 2 мм может быть достигнута полноценная фотополимеризация материала (Боровский Е.В. с соавт., 1996, Sakaguchi R.L. et al., 1992, Marais J.T. et al., 1997). Вместе с тем, имеются публикации, в которых приводятся другие данные. Так, Е.Н. Жулев (1997) и А.В.Борисенко (1999) допускают полимеризацию слоя толщиной до 3 мм, а И.К.Луцкая (1994) до 4 мм, несмотря на то, что имеются исследования G.Atmadja, R.W.Bryan (1990), доказывающие отсутствие полноценной полимеризации композитов путём использования приема повышения экспозиции, даже при увеличении толщины слоя материала. Тем не менее, в последние годы появились пломбировочные материалы — “Filtek Z250” (3M) и “Prodigy Condensable” (KERR), разработчики которых допускают одномоментную полимеризацию слоев толщиной до 2,5 и даже 5 мм.

Технология внесения порций светоотверждаемого композита также имеет определенное обоснование. По мнению С.Радлинского (1996) адгезивная техника — это, главным образом, построение реставрации зуба путем склеивания фрагментов композита, компомера с использованием поверхностного слоя, ингибированного кислородом. Поверхностный слой образуется в результате полимеризационной усадки композита, компомера и по составу напоминает ненаполненную адгезивную систему. Поэтому, получение прочного соединения вносимой порции композита с ранее отвержденной, склеиваемой поверхностью возможно только при нали-

ции на поверхности слоя, ингибированного кислородом, который путем пластической обработки внесенной порции композита должен быть полностью вытеснен и утилизирован (Радлинский С., 1996, Макеева И.М., 1997, Борисенко А.В., 1999).

Ориентация слоев вносимого композита может быть различной, однако, наиболее часто встречается информация о необходимости последовательного наложения композита косыми слоями, с последующей направленной полимеризацией каждого слоя через твердые ткани зуба (Радлинский С., 1996, Макеева И.М., 1997, Борисенко А.В., 1999). Вместе с тем, существует информация об отсутствии необходимости строго регламентировать последовательность нанесения или форму слоев материала для получения пломб отличного качества (Воег W.M., 1999).

Помимо определенной ориентации слоев вносимого в кариозную полость композита, приемами компенсации полимеризационной усадки являются: проведение не прямой композитной реставрации с использованием полимеризованной вкладки из того же материала (Kawahara S., 1999), применение предварительно полимеризованных шариков из композиционного материала (Appelquist E.A., Meiers J.C., 1997).

Таким образом, величина усадки пломбировочного материала и, как следствие, качество прилегания светоотверждаемого композиционного пломбировочного материала зависит от значительного числа факторов. Среди них большая роль отводится технике полимеризации пломбировочных материалов. Считается, что полимеризация светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов происходит по направлению к источнику света, поэтому в литературе достаточно часто описывается прием первоначального направления светового потока через ткани зуба, а затем уже со стороны пломбировочного материала. Использование такого приема фотополимеризации, по мнению авторов, способствует “привариванию” пломбировочного материала к тканям зуба. Проведенные нами электрон-

но-микроскопические исследования доказали преимущество методики первичной полимеризации светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов через ткани зуба.

Важным критерием качества пломб является способность материала максимально плотно соединяться с твердыми тканями зуба. Большинство отечественных исследователей обозначают указанное свойство термином “прилегание”. В зарубежной литературе такой термин отсутствует, но существует такое понятие, как “адаптация пломбировочного материала”. Не смотря на то, что термин “адаптация” по существу является более сложным, чем “прилегание”, для одинакового понимания данных процессов оба термина целесообразно считать тождественными. Большинство исследований, посвященных вопросам прилегания пломбировочных материалов к твердым тканям зуба, отражают лишь часть проблемы – краевое прилегание материалов и связанную с ними краевую проницаемость. Вместе с тем, существуют рекомендации Т. Yanagawa et al. (1996) о целесообразности выделения краевой и внутренней адаптации пломбировочных материалов, также играющей важную роль в формировании качества пломб.

Для изучения внутреннего прилегания (адаптации) светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов к стенкам, углам и дну кариозных полостей было проведено формирование полостей I класса и пломбирование их светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами с использованием различных схем полимеризации:

— стандартная схема полимеризации (ССП) – полимеризация со стороны жевательной поверхности в течение всего периода времени, рекомендованного инструкцией;

— компенсационная схема полимеризации (КСП) полимеризация со стороны вестибулярной поверхности зуба в течение ½ периода времени, рекомендованного инструкцией, со стороны оральной поверхности в течение ½ периода времени, рекомендованного инструкцией;

ей и завершающая полимеризация со стороны жевательной поверхности в течение всего периода времени, рекомендованного инструкцией.

После послышной полимеризации пломбировочных материалов по указанным схемам изготавливали шлифы, проводили РЭМ с получением цифровых изображений для последующего анализа.

Исследования показали, что состояние прилегания всех изученных светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов зависело от схем их полимеризации. Использование КСП в значительной мере улучшало прилегание пломбировочных материалов к тканям зубов (табл.8, рис.24, 25).

Таблица 8

**Показатели прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов в зависимости от схем полимеризации**

Материал	ССП (мкм)	Число измерений	КСП (мкм)	Число измерений	P
“Herculite XRV”	11,20±0,22	337	7,25±0,26	241	<0,001
“Valux Plus”	10,42±0,34	266	8,41±0,26	235	<0,001
“Silux Plus”	10,89±0,43	244	7,43±0,36	224	<0,001
“Revolution”	12,02±0,43	300	10,32±0,48	290	<0,01
“Solitaire”	14,65±0,58	244	6,07±0,19	232	<0,001
“Призмафил”	14,42±0,58	281	10,14±0,70	107	<0,001

Данные табл.8 свидетельствуют о том, что лучшие показатели прилегания при использовании компенсационной схемы полимеризации наблюдались у “Solitaire”, “Herculite XRV” и “Silux Plus”. Незначительно худшее прилегание было у “Valux Plus” и самое низкое у материалов “Призмафил” и “Revolution”. Таким образом, использование схемы предварительной полимеризации



материалов через твердые ткани зуба положительно влияло на качество их прилегания к твердым тканям зуба.

Необходимо отметить, что прилегание СКПМ к различным участкам полостей при сохранении зависимости от схем полимеризации имело значительные отличия (рис.26), причем наиболее проблемными участками полостей являлись зоны перехода стенок в дно (углы), в которых наблюдались худшие показатели прилегания пломбировочных материалов к твердым тканям зуба.

Появление в последние годы СФУ с функцией “плавного старта” фотополимеризации способствовало преодолению эффекта, так называемого, полимеризационного стресса. Полимеризационный стресс – это явление повышенного напряжения в структуре полимеризуемого пломбировочного материала. Как следует из данных литературы, максимальные напряжения в структуре материала возникают в течение первых секунд фотополимеризации. В связи с этим, функцией “плавного старта” следует считать способность фотополимеризатора в течение первых 10-20с генерировать световой поток с плотностью мощности, составляющей 20-40% от конечных показателей, регистрируемых на завершающем этапе полимеризации. Несмотря на некоторые особенности величины ПМСП и времени работы функции “плавного старта” у различных моделей СФУ, основной принцип данной функции остается неизменным. При отсутствии фотополимеризатора с функцией “плавного старта”, ее можно смоделировать с помощью стандартного СФУ путем увеличения расстояния между световодом и полимеризуемым материалом.

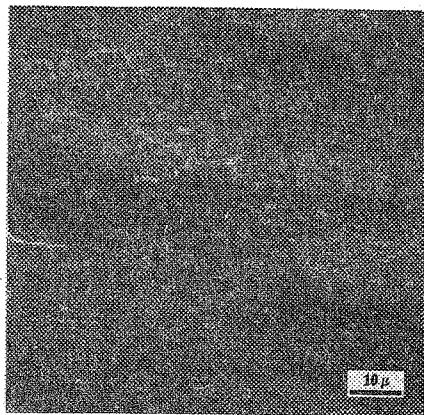


Рис. 24. Прилегание “Herculite XRV” (дно, ССП), x1000.

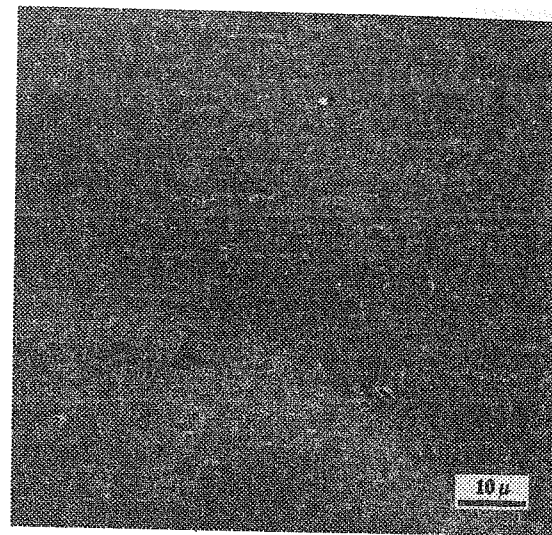


Рис.25. Прилегание “Herculite XRV” (дно, КСП), x1000.

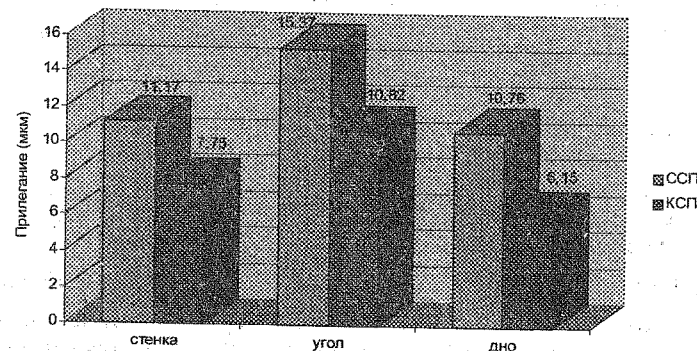


Рис.26. Итоговые показатели прилегания пломбировочных материалов к различным участкам кариозных полостей (стандартная схема полимеризации – ССП, компенсационная схема полимеризации — КСП).

Для изучения влияния техники “плавного старта” на качество прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов были выбраны фотополимеризаторы “Megalux CS” и “Elipar Highlight”. Оба фотополимеризатора имели одинаковые показатели ПМСП на завершающем этапе полимеризации – 707 мВт/см<sup>2</sup>. “Megalux CS” генерировал световой поток с одинаковой плотностью мощности на всем протяжении процесса фотополимеризации, а световой поток “Elipar Highlight” в течение первых 10с имел плотность мощности 100 мВт/см<sup>2</sup>. Полимеризацию пломбировочных материалов проводили по стандартной схеме.

Электронно-микроскопические исследования подтвердили влияние особенностей полимеризационного старта на качество прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов к твердым тканям зубов (табл.9). Из данных табл.9 следует, что использование “Elipar Heighlight”, имеющего функцию “плавного старта” приводит к значительному улучшению прилегания “Herculite XRV” и “Revolution” к твердым тканям зуба.

Таблица 9

**Показатели прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов в зависимости от условий полимеризационного старта (мкм)**

Материал	“Megalux CS”	Число измерений	“Elipar Heighlight”	Число измерений	P
“Herculite XRV”	14,59±0,63	133	10,67±0,47	145	<0,001
“Revolution”	15,66±0,67	110	9,48±0,26	117	<0,01

Корреляционный анализ подтвердил зависимость качества прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов от условий полимеризации. Результаты корреляционного анализа пред-

ставлены на рис.27. Из данных рис.27 следует, что между схемами полимеризации, ПМСП и качеством прилегания материалов к твердым тканям зуба существует умеренно выраженная достоверная корреляционная связь, а ПМТП существенно не влияет на степень прилегания. Установлено, что техника полимеризации может влиять не только на степень прилегания материалов к твердым тканям зуба, но и приводить к ряду нежелательных моментов, таких как разрыв адгезионной связи, разрушение эмали и дентина (рис.28-30).

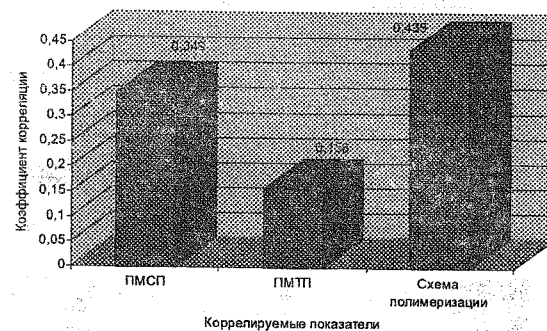


Рис.27. Результаты корреляционного анализа показателей прилегания светоотверждаемых композиционных материалов.

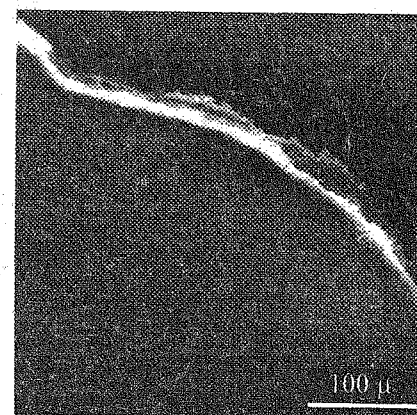


Рис.28. Разрушение адгезива (угол, КСП, “Призмафил”), x300.

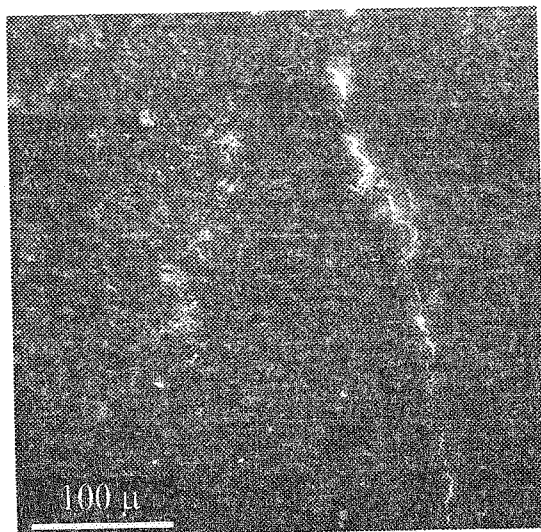


Рис.29. Разрушение дентина (дно, ССП, "Призмафил"), х300.

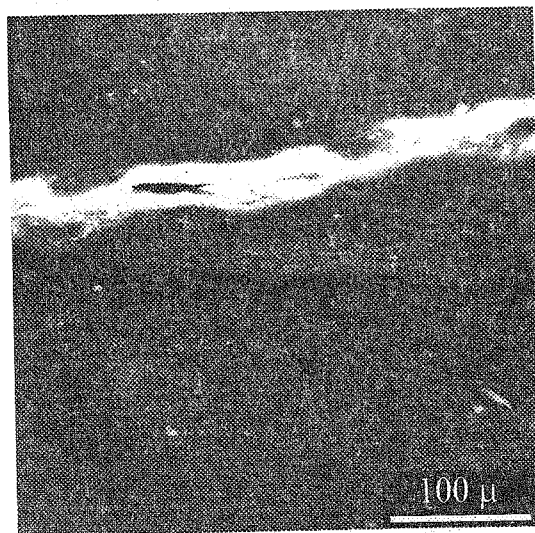


Рис.30. Разрушение дентина (стенка, ССП, "Revolution", СФУ "Megalux CS"), х300.

Учитывая положительное влияние техники "плавного старта" фотополимеризации на формирование качественного прилегания пломбировочных материалов, были проведены экспериментальные исследования по регистрации усадки в области дна и стенок моделей кариозных полостей. Для осуществления эксперимента на соответствующих участках полости располагали тензодатчики, обработанные адгезивом, таким образом, чтобы они могли перемещаться за материалом в процессе полимеризации.

Исследования процессов усадки позволили установить существенные отличия в ее величине при различных условиях старта фотополимеризации и типах пломбировочных материалов (табл.10, 11). Из данных табл.10 следует, что максимальные изменения объема текучего композита "Revolution" наблюдаются при фотополимеризации первого слоя материала, внесение следующих порций материала при условии "жесткого старта" не приводило к достоверным изменениям степени усадки. Казалось бы, парадоксальная картина возникновения максимальной усадки при использовании техники "плавного старта" компенсировалась незначительными показателями усадки при введении последующих порций "Revolution".

Таблица 10

**Результаты регистрации максимальной усадки в области дна кариозной полости при фотополимеризации "Revolution" (мкм)**

Показатели	1-й слой	2-й слой	3-й слой	P
Число наблюдений	10	10	10	
Жесткий старт	114,40±18,50	92,10±7,40	105,60±16,20	P1>0,05 P2>0,05
Плавный старт	164,30±3,13	6,43±1,23	5,21±1,23	P1<0,05 P2>0,05
P	>0,05	>0,05	<0,05	

Примечание: P1 – достоверность различий между усадкой первого и второго слоев материала, P2 – достоверность различий между усадкой второго и третьего слоев.

Совершенно иначе протекали процессы усадки при фотополимеризации "Herculite XRV", консистенция которого относительно плотная (табл.11). Из данных табл.11 видно, что основные изменения объема "Herculite XRV" происходят в период полимеризации первой порции материала, а полимеризация второго слоя уже не приводит к существенной усадке. Использование техники "плавного старта" позволяет достичь значительной компенсации усадки первого слоя (1,7 раза), а при полимеризации второй порции материала компенсационный эффект еще выше (3,7 раза). При полимеризации третьего слоя "Herculite XRV" усадочные процессы не наблюдались.

Таблица 11

**Результаты регистрации максимальной усадки в области дна кариозной полости при фотополимеризации "Herculite XRV" (мкм)**

Показатели	1-й слой	2-й слой	P
Число наблюдений	10	10	
Жесткий старт	187,80±22,80	20,00±5,00	<0,001
Плавный старт	113,20±9,70	5,44±0,29	<0,001
P	<0,05	<0,001	

Тензометрические исследования позволили установить разницу во времени возникновения пика напряжений на различных участках полостей (рис.31).

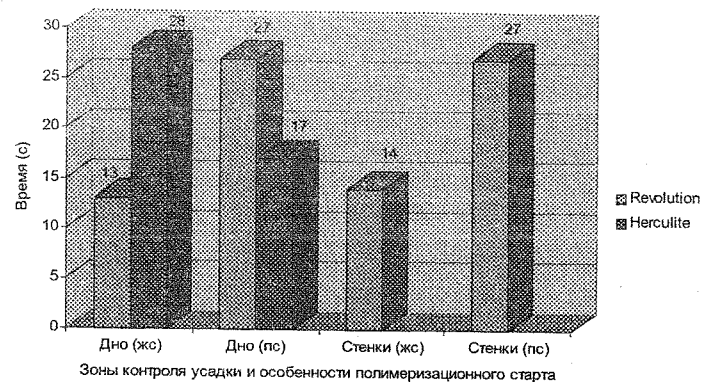


Рис.31. Временные показатели пика напряжения, возникающего при усадке "Revolution" и "Herculite XRV" в условиях "жесткого" и "плавного" стартов полимеризации (жс – "жесткий старт", пс – "плавный старт").

Из данных рис.31 следует, что в области дна пик деформационных напряжений при использовании "жесткого старта" возникал у "Revolution" на 13с, а у "Herculite XRV" на 28с. Использование техники "плавного старта" привело к перераспределению максимальных полимеризационных нагрузок, которые произошли у "Revolution" на 27с, а у "Herculite XRV" на 17с. Аналогичные изменения происходили в области стенок полостей при полимеризации "Revolution". Так, в условиях "жесткого старта" максимум усадки пришелся на 14с, а при использовании "плавного старта" на 27с.

Таким образом, процессы усадки при использовании различной техники полимеризации классического и текучего светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов имеют свои особенности и должны учитываться при их клиническом применении.

Интересные данные, доказывающие преимущество использования техники "плавного старта" полимеризации были получены при исследовании микротвердости

пломбирочного материала "Herculite XRV" с помощью пирамиды Виккерса (табл.12).

Таблица 12

**Итоговые показатели микротвердости "Herculite XRV" в зависимости от различных условий полимеризации**

Показатели	КСП	ССП	Жесткий старт	Плавный старт
Число измерений	26	27	23	28
Микротвердость (ГПа)	0,999±0,019	1,070±0,030	0,988±0,020	1,060±0,026
P	>0,05			
P1			<0,05	

Примечание: P — в сравнении со ССП;  
P1 — в сравнении с "плавным стартом".

Данные табл.12 свидетельствуют о том, что применение техники "плавного старта" приводит к достоверному повышению микротвердости пломб. Использование стандартной схемы полимеризации повышает микротвердость "Herculite XRV" до 1,070±0,030 ГПа, в сравнении с компенсационной схемой полимеризации, хотя данные не являются достоверными.

Необходимо отметить, что микротвердость "Herculite XRV" при горизонтальном перемещении индентера (от стенки к стенке кариозной полости) практически не отличалась на всех участках пломб (рис.32), тогда как при вертикальном перемещении индентера (от дна к поверхности пломбы), микротвердость увеличивалась (рис.33). Использование функции "плавного старта" (пс) полимеризации приводило к повышению микротвердости "Herculite XRV", в отличие от образцов, полимеризованных с помощью метода "жесткого старта" (жс).

Полученные данные, позволяют высказать предположение о том, что "жесткий старт" фотополимеризации

приводит к быстрому формированию твердого поверхностного слоя материала, который в дальнейшем становится своеобразным барьером проникновения светового потока, а значит и для течения полноценной полимеризации глубже лежащих слоев материала. Напротив, использование функции "плавного старта" способствует постепенной и более полноценной полимеризации пломбирочного материала.

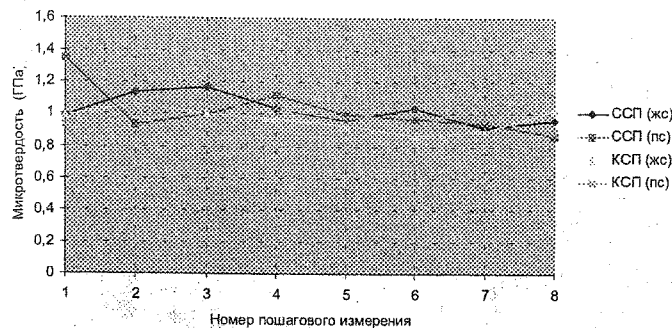


Рис.32. Микротвердость "Herculite XRV" при горизонтальном перемещении индентера.

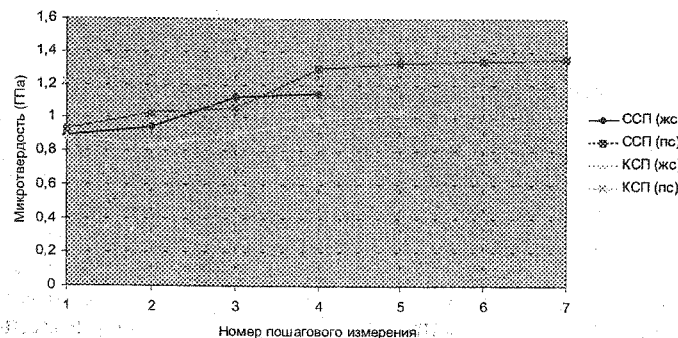


Рис.33. Микротвердость "Herculite XRV" при вертикальном перемещении индентера.



Доказательством высказанных предположений могут служить результаты исследований оптических характеристик твердых тканей зубов. С этой целью, были проведены спектрофотометрические исследования и измерение остаточной ПМСП при прохождении через эмаль и дентин.

Являясь оптически сложной структурой, зубы обладают способностью перераспределять и поглощать значительное количество попавшего на них светового потока. Спектрофотометрические исследования позволили установить оптимальные значения длины волны светового потока, способного проходить через твердые ткани зуба (рис.34).

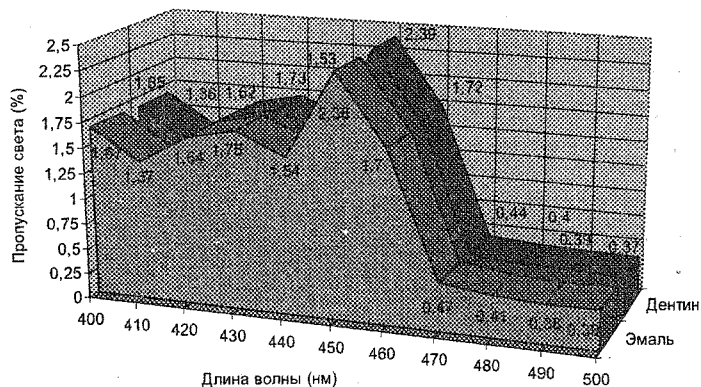


Рис.34. Степень прохождения света через твердые ткани зуба в зависимости от длины волны.

Из показателей рис.34 следует, что наиболее благоприятным диапазоном для прохождения светового потока, через твердые ткани зуба является длина волны 450-460 нм, причем эта особенность характерна, как для эмали, так и для дентина. Световой поток с длиной волны ниже 450 нм проходит через ткани зуба в меньшем объеме, а при длине волны свыше 460 нм ткани зуба становятся оптически непрозрачными.

Полученные данные полностью подтверждаются результатами исследований ПМСП, прошедшего через ткани зуба определенной толщины (табл.13). Данные табл.13 свидетельствуют, что дентин толщиной 1,95 мм пропускает всего  $1,67 \pm 0,01\%$  ПМСП, а сочетание эмали и дентина способствует повышению ПМСП, но на незначительную, хотя и достоверную величину. Так, при толщине слоя эмали с дентином в 2,05 мм проходит всего  $3,33 \pm 0,04\%$ , при увеличении толщины до 2,75 мм —  $2,23 \pm 0,07\%$  ПМСП.

Таблица 13

**Остаточная плотность мощности светового потока после прохождения через твердые ткани зуба (%)**

Показатели	Дентин (1,95 мм)	Эмаль-дентин (2,05 мм)	Эмаль-дентин (2,75 мм)
Число измерений	32	32	32
Остаточная ПМСП (%)	$1,67 \pm 0,01$	$3,33 \pm 0,04$	$2,23 \pm 0,07$
P	<0,001		
P1		<0,001	

Примечание: P — в сравнении с остаточной ПМСП (эмаль-дентин, 2,05 мм);

P1 — в сравнении с остаточной ПМСП (эмаль-дентин, 2,75 мм).

Таким образом, закономерным является вывод о том, что в результате воздействия светового потока на твердые ткани зуба происходит практически полное его поглощение, а энергия света, вероятней всего, преобразуется в тепловую составляющую светового потока. Учитывая изложенную информацию, можно предположить, что предварительное проведение фотополимеризации через твердые ткани зуба является моделью технологии "плавного старта" и, в конечном итоге, благоприятно сказывается на качестве пломб из светоотверждаемых композиционных пломбирочных материалов.



Продолжительность фотополимеризации слоев пломбировочных материалов различна и, прежде всего, должна быть указана в инструкции к пломбировочному материалу. И.К.Луцкая (1994) рекомендует проводить фотополимеризацию в течение 20-60с в зависимости от конкретного вида композита. По мнению Л.М.Лукиных (1998), каждый слой фотокомпозита следует полимеризовать в течение 30с. Е.Иоффе (1996) считает, что оптимальной является экспозиция — 40-60с, в зависимости от характера композитного материала и его цвета, а Е.В.Боровский с соавт.(1996), Т.Ф.Виноградова, С.Уголева (1996) указывают на необходимость проведения фотополимеризации в течение 20-40с учетом типа композита, срока хранения и цвета материала. Влияние тона и компонентов пломбировочного материала на способность к пропусканию света отражено в работах С.Радлинского (1996), В.Н.Грисимова (1999).

Считается, что чем продолжительней период воздействия света, тем полноценней протекает фотополимеризация композита (Иоффе Е., 1996, Ciamroni A.L. et al., 1994, 1995). Указанный факт оспаривается в работе Т. Brosh et al. (1997), которые установили, что экспозиция продолжительностью более 60с, при условии наличия источника света с оптимальными характеристиками, не повышает микротвердость и устойчивость к растяжению пломб из фотокомпозитов. Вместе с тем, нельзя не учитывать необходимость компенсации недостаточной мощности фотополимеризаторов путем увеличения световой экспозиции (Иоффе Е., 1996, 1997, Sakaguchi R.L. et al., 1992, Miyazaki M. et al., 1996).

На полноценность полимеризации светоотверждаемых материалов оказывает существенное влияние и расстояние, на котором происходит процесс отверждения. Е.Иоффе (1996, 1997) достаточно широко определяет оптимальное расстояние от торца световода до полимеризуемой поверхности — не более 6 мм. Учитывая данные о влиянии мощности фотополимеризаторов на качество полимеризации композиционных материалов, такой свободный подход к определению оптимального

расстояния для проведения полноценного отверждения композитов следует считать неприемлемым.

Исследования А.С.Shortall, Е.Harnigton (1997) убедительно доказывают линейную зависимость между увеличением расстояния от световода до полимеризуемой поверхности и снижением мощности светового потока фотополимеризатора. По их мнению, достоверно значимое снижение мощности света происходит на расстоянии 3 мм и более. R.L.Sakaguchi et al. (1992) выявили значительное уменьшение интенсивности света при удалении световода от полимеризуемой поверхности на 2 мм. Собственные исследования позволили установить изменения плотности мощности светового и теплового потоков при удалении световода от фотоприемника радиометра на расстояние 3 мм (табл.14, 15).

Таблица 14

**Плотность мощности светового потока стоматологических фотополимеризационных устройств в зависимости от степени приближения световода к фотоприемнику радиометра**

Модель СФУ	Количество СФУ	Технические параметры СФУ	
		ПМСН (мВт/см <sup>2</sup> ) при контакте световода с фотоприемником	ПМСН (мВт/см <sup>2</sup> ) при удалении световода от фотоприемника на 3,0 мм
"Aurora-200"	19	469,44±23,82	362,67±17,24
"Optilux-150"	12	410,18±25,86	310,64±16,91
"Litex-660"	11	382,60±63,00	304,40±31,97
"Polofil Lux"	6	510,00±71,76	404,20±69,15
"Megalux CS"	4	807,33±39,75	706,00±36,00
"Litex-680A"	3	384,00±63,00	317,50±55,50

Данные табл. 14, 15 свидетельствуют о том, что удаление световода разных моделей СФУ на расстояние 3,0 мм от фотоприемника радиометра приводит к различному

уменьшению ПМСП и ПМТП. Учитывая тот факт, что все включенные в табл. 14, 15 фотополимеризаторы имеют галогеновые источники света мощностью 75Вт, за исключением "Optilux-150" (35Вт), проведен анализ вероятной зависимости снижения параметров СФУ от мощности галогеновой лампочки при контакте с фотоприемником радиометра и на удалении в 3,0 мм.

Таблица 15

**Плотность мощности теплового потока стоматологических фотополимеризационных устройств в зависимости от степени приближения световода к фотоприемнику радиометра**

Модель СФУ	Количество СФУ	Технические параметры СФУ	
		ПМТП (мВт/см <sup>2</sup> ) при удалении световода от фотоприемника на 3,0 мм	ПМТП (мВт/см <sup>2</sup> ) при контакте световода с фотоприемником
"Aurora-200"	19	24,89±2,13	19,11±1,92
"Optilux-150"	12	15,91±2,58	11,64±2,04
"Litex-660"	11	236,80±34,25	230,50±35,34
"Polofil Lux"	6	26,80±3,47	21,60±4,63
"Megalux CS"	4	41,67±1,76	38,00±1,15
"Litex-680A"	3	37,50±10,50	32,50±7,50

Результаты анализа показали, что при эксплуатации фотополимеризаторов с галогеновым источником мощностью 75Вт его параметры в меньшей мере реагируют на увеличение расстояния. Так, ПМСП таких СФУ уменьшалась на 19,5%, а ПМТП на 17,5%. Более значительные изменения происходили при изучении показателей "Optilux-150" — ПМСП снизился на 23,9%, а ПМТП на 26,6%. Корреляционный анализ не позволил установить достоверной зависимости между ПМСП и сроком эксплуатации фотополимеризации после последней замены галогеновой лампы ( $r = -0,275$ ).

Ситуация снижения мощности светового потока может возникать при пломбировании кариозных полостей II класса, особенно в случаях их значительной глубины. Необходимо отметить, что полости этого класса являются одними из наиболее сложных в плане возникновения полимеризационной усадки. В этой связи, заслуживает внимания оценка эффективности приемов, направленных на преодоление обозначенной проблемы.

Разработка различных светопроводящих конструкций, способных подвести световой поток к полимеризуемой поверхности явилось определенным достижением в решении проблемы полноценной полимеризации пломб, в кариозных полостях, локализирующихся на проксимальных поверхностях, в особенности, жевательной группы зубов. Наиболее распространенным приемом в повседневной клинической практике является использование светопроводящих клиньев. Эффективность их применения признается достаточным числом авторов (Cvitko E., et al., 1992, Ericson D. et al., 1994, Drexler P. et al., 1997), которые считают, что пластиковые клинья способствуют повышению микротвердости пломб и уменьшению процессов микроподтекания за счет компенсации полимеризационной усадки.

Вместе с тем имеются сведения, что глубина полимеризации, проведенной с помощью светопроводящих клиньев гораздо меньше, чем активация светом непосредственно от источника (Ciamponi A.C. et al., 1994, 1995, Voer W.M., 1999). Кроме того, A.C. Ciamponi et al. (1995) выявили зависимость между выходными параметрами источника света и эффективностью светопроводящих клиньев. Аналогичные экспериментальные данные были получены В.Н. Грисимовым (1996), который установил, что незначительная величина светового потока на выходе клина (от 0,06 до 4,0% на различных участках клина) не может повлиять на полноценность полимеризации. Это позволило ему сделать вывод о необходимости дополнительной полимеризации материала со стороны жевательной поверхности. Ука-

занная рекомендация является полной аналогией компенсационной схемы полимеризации светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, подтвердившей свою эффективность при проведении экспериментально-клинических исследований.

Таким образом, существует множество аспектов в использовании стоматологических фотополимеризационных устройств, которые необходимо учитывать, в той или иной мере, в различных клинических ситуациях. Правильная эксплуатация фотополимеризаторов обеспечивает значительную часть успеха в достижении качественных результатов пломбирования зубов светоотверждаемыми композиционными материалами.

В клинической практике в качестве вспомогательных устройств достаточно часто применяют внутриканальные и парапульпарные штифты, которые в то же время могут играть отрицательную роль, ухудшая эстетические качества реставрации и вызывая эффект появления трещин в зубах. Вопрос о принципах использования матриц, также находится в состоянии дискуссии. Имеются данные об успешном использовании металлических матриц (Lacy A.M., 1996, Liebenberg W.H., 1997, 1999). В то же время, E.Cvitko et al. (1992) выявили дефекты красной адаптации светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов в полостях II класса при использовании металлических матриц, в отличие от случаев применения прозрачных пластиковых матриц. Использование пластиковых матриц приводит не только к образованию гладкой поверхности пломбы из светоотверждаемого композиционного материала, но и в некоторой мере способствуют повышению его микротвердости (Dannheimer M.F. et al., 1996).

Завершающим этапом постановки пломб из светоотверждаемых композиционных материалов является окончательная обработка реставраций и нанесение на их поверхность различных составов. Если реставрация заканчивается без использования пластиковой матрицы, то на ее поверхности образуется функционально неполноценный ингибированный кислородом слой, кото-

рый следует обязательно удалить. Слой, ингибированный кислородом легко впитывает красители, пигменты и может изменить цвет реставрации.

Для окончательной обработки пломб из светоотверждаемых композиционных материалов применяют различные абразивные системы. Из числа средств, используемых для шлифовки и полировки пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, наиболее известными являются: камни типа "арканзас", абразивные диски и полоски, резиновые абразивные формы, резиновые колпачки, щетки и пасты для полировки пломб фирм "3M" (США), "Hawe Neos Dental" (Швейцария), "Edenta" (Швейцария), "NTI" (Германия), "GC" (Япония), "Produits Dentaires S.A." (Швейцария), "Super-Dent" (США). Высокой эффективностью при обработке пломб обладают камни типа "арканзас" и карбидно-вольфрамовые финиры для высокоскоростного наконечника фирмы "KERR". Преимущество камней типа "арканзас" заключается в скорости и достаточной мягкости обработки пломб из светоотверждаемых композитов и, в то же время, невозможности повреждения эмали без применения значительного давления на вращающийся инструмент со стороны врача. Карбидно-вольфрамовые финиры фирмы "KERR" выпускаются в виде отличающихся форм для обработки различных поверхностей пломб и имеют насечки двух типов: 16 граней – для предварительной обработки и 32 грани – для проведения окончательной обработки пломб.

При проведении окончательной обработки пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов следует учитывать, что имеются сведения, о возникновении микродефектов при проведении шлифовки и полировки пломб, особенно из микронаполненных композитов, на границе "эмаль-пломба", а это может вызвать нарушение краевой адаптации пломб (Ferracane J.L. et al., 1992). В этой связи, представляют интерес данные о необходимости нанесения на поверхность полированной композиционной плом-

бы состава, обладающего реминерализующим или нивелирующим микродефекты действием. В этом качестве можно использовать практически любые средства реминерализации твердых тканей зубов, а также специальные составы типа "OpGuard" (KERR).

На основании изложенного можно заключить, что пломбирование зубов светоотверждаемыми композиционными материалами является многогранным, сложным процессом, а достижение высокого качества реставраций зависит от точного соблюдения всех необходимых клинико-технологических условий. Следует отметить, что работа со светоотверждаемыми композитами требует внимательного отношения не только к технической стороне процесса реставрации, но и учета возможных реакций со стороны пульпы и окружающих зуб тканей.

## 5. ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ПУЛЬПЫ И ТКАНЕЙ ПАРОДОНТА ПРИ ПРИМЕНЕНИИ СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Реакция пульпы в ответ на вмешательства на твердых тканях зуба общеизвестна. Кариес, некариозные поражения и заболевания пародонта приводят не только к нарушению целостности зуба, но и вызывают значительные ультраструктурные изменения в пульпе. В связи с этим, любые манипуляции, связанные с пломбированием кариозных полостей могут привести к различным, в том числе и необратимым процессам в пульпе зуба.

Известны исследования, посвященные изменениям функционального состояния пульпы зуба в ответ на препарирование кариозных полостей, использование различных типов анестетиков перед препарированием, применение пломбировочных материалов. Описаны эффекты возникновения постпломбировочной чувстви-

тельности зубов к раздражителям, при использовании светоотверждаемых композиционных материалов (Грютцнер А., 1996, Иоффе Е., 1997). И.М.Макеева (1996) указывает на возможность возникновения пульпитов за счет эффектов микроподтекания и разгерметизации пломб.

По данным S. Suzuki et al. (1994) высокоскоростное препарирование зубов вызывает минимальный ответ со стороны одонтобластов в течение первых 3 дней. Через 7 дней происходит их реорганизация, а через 10 дней после препарирования появляются новые одонтобласты, что свидетельствует о восстановлении их функции. Н.Р.Stanly (1995) выявлен более выраженный эффект влияния на пульпу высокоскоростного препарирования зубов в сравнении с низкоскоростными методами обработки твердых тканей зубов. Установлено, что препарирование зубов у больных пародонтитом вызывает более выраженную вазоконстрикцию сосудов пульпы, чем у лиц с клинически здоровым пародонтом (Погабало И.В., 1998).

Исследования Н.Р.Stanly (1995) свидетельствуют о том, что применение химически полимеризуемых композитов в сравнении со светоотверждаемыми приводит к более значительным изменениям в пульпе, а чрезмерные усилия при конденсации материалов в кариозной полости усугубляют это состояние. Ответ пульпы на пломбирование композиционными материалами может быть обусловлен проникновением компонентов адгезивов в полость зуба (Hamid A. et al., 1996, Hamid A, Hume W.R., 1997, Hamid A. et al., 1998).

Имеются сведения о вероятности травмирования пульпы за счет повышения температуры в полости зуба на величину 5,5°C в процессе фотополимеризации пломбировочных материалов (Йодковска Э., 1996). Е.К.Нансен, Е.Амуссен (1993) пришли к мнению, что увеличение экспозиции при использовании малоощенных ламп может привести к увеличению температуры на глубине 3,2 мм ниже наружной поверхности пломбы на 1,5-12,3°C, что также может повредить пульпу.

Функциональное состояние пульпы играет большую роль в обеспечении кариесрезистентности твердых тканей зубов (Деньга О.В. с соавт., 1995). Выявленные В.И.Гречишниковым (1992) значительные структурные изменения эмали и дентина депульпированных зубов и при воспалении пульпы свидетельствуют о важности исследований в области функциональной диагностики пульпы зубов, как одного из ведущих факторов, определяющих качество реставраций из композиционных светоотверждаемых материалов. К сожалению, исследования в этой области носят единичный характер.

Так, И.В.Погабало (1998) установила, что фотополимеризация пломбировочных материалов оказывает на сосуды пульпы расслабляющее воздействие, увеличивая на 67-74% интенсивность кровотока у лиц с клинически здоровым пародонтом. По ее данным, использование вазоконстрикторов при проведении анестезии замедляет процесс восстановления гемодинамики в пульпе до полугода, тогда как после лечения без анестезии или под анестезией без сосудосуживающих средств восстановление интенсивности кровотока происходит к концу 1-й недели и это не зависит от вида фотополимеризуемых материалов. Выявлена взаимосвязь между экспозицией светового потока при фотополимеризации и функциональным состоянием пульпы зуба, которая выражается в более длительных изменениях кровоснабжения пульпы в случаях экспозиции света в течение 150 с.

Зависимость функционального состояния сосудистого русла пульпы от состояния тканей пародонта подтверждается исследованиями И.В.Погабало (1998). Имеются данные о влиянии состояния пульпы зуба на регионарное кровообращение в пародонте (Царе Р.Я., 1978). Установлены существенно меньшие изменения тонуса сосудов пульпы в ответ на фотополимеризацию при заболеваниях пародонта (Погабало И.В., 1998).

Исследованиями W.F.Caughman et al. (1991) установлено повышение цитотоксичности к фибробластам десны мономеров низконаполненных композитов, в сравнении с высоконаполненными. Подобные данные

были получены A.D.Gilbert et al. (1994), которые выявили торможение роста и гибель фибробластов десны в случае воздействия недостаточно полимеризованного фотокомпозита. Имеются сведения о возможности негативного влияния фотополимеризационного света на слизистую оболочку полости рта за счет ультрафиолетового компонента (Bonding N., 1992).

Существуют различные методы исследования функционального состояния пульпы: электроодонтодиагностика, реодентография, фотодентография, ультразвуковая доплерография сосудов пульпы.

Несмотря на существующие данные об относительности показаний электроодонтодиагностики пульпы (Логина Н.К., 1994, Чертыковцев В.Н., 1999) метод находит широкое применение в стоматологии. Так, исследованиями Н.И.Перьковой (1990) установлена зависимость между состоянием электровозбудимости пульпы и ее ультраструктурой, а Б.Т.Мороз с соавт. (1993, 1999) на основе иммуногистохимических исследований пришли к выводу, что данные о величине порогов электровозбудимости пульпы могут отражать не органические необратимые изменения в ней, а лишь функциональные процессы, что позволяет избежать необоснованной экстирпации пульпы. Для изучения влияния фотополимеризации на функционально-диагностические показатели пульпы были использованы следующие методы: определение электровозбудимости пульпы (ЭВП), реодентография (РДГ) и фотодентография (ФДГ). Оценку состояния пародонта зубов, запломбированных светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами проводили с помощью: реопародонтографии (РПГ), фотоплетизмографии (ФПГ) и лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ).

ЭВП определяли с помощью аппаратов "ЭОМ-3" и "Vitality Scanner-2006" (Analytic Technology, США). При использовании аппарата "ЭОМ-3" придерживались стандартной методики проведения электроодонтодиагностики. "Vitality Scanner-2006" (рис.35) представляет собой прибор, который имеет активный электрод,

выполненный в виде держателя-зонда с индикаторной лампочкой и пассивный электрод, фиксирующийся на нижней губе.

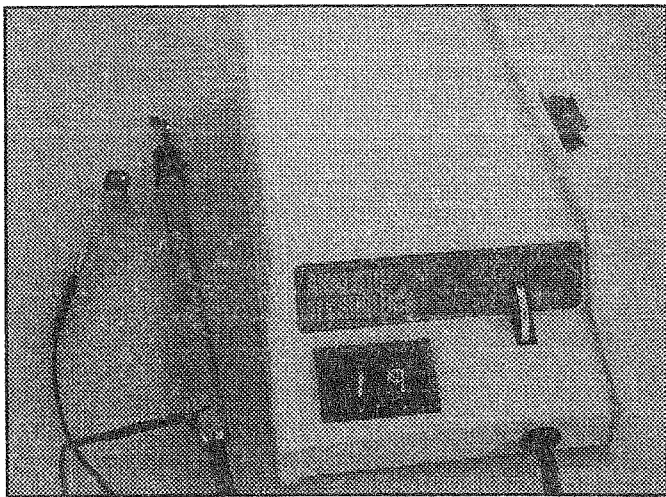


Рис.35. Аппарат для определения ЭВП "Vitality Scanner-2006".

На панели прибора имеется табло, на котором автоматически высвечиваются цифровые данные. В процессе работы с прибором можно изменять скорость притока подачи тока на активный электрод. Процедуру работы с "Vitality Scanner-2006" начинали с изоляции обследуемого зуба ватными валиками, высушивания его поверхности, смазывания контактной поверхности активного электрода токопроводящим гелем. В этом качестве использовали фторсодержащий гель фирмы "Oral-B" (Англия).

При наличии хорошего контакта активного электрода с поверхностью зуба загоралась индикаторная лампочка и цифровое табло на панели прибора. Процесс ЭОД прерывали при возникновении первых ощущений: прохождения тока через зуб, чувства дискомфорта и других эффектов. ЭВП оценивали в условных единицах (у.е.) на основании данных норм, представ-

ленных производителем "Vitality Scanner-2006". Для резцов эти показатели находились в диапазоне 10-40 у.е., премоляров — 20-50 у.е. и моляров — 30-70 у.е.

Функционально диагностические исследования сосудов пульпы и пародонта проводили с использованием специальной аппаратуры сопряженной с персональными компьютерами. РДГ, ФДГ, РПГ и ФПГ проводили с использованием автоматизированного диагностического комплекса "Диастом" (НТЦ "Медасс", Москва) (рис.36). Для оценки состояния тонуса сосудов пульпы и пародонта большое практическое значение имеют: расчет индекса кровенаполнения – реографического индекса (РИ), индекса периферического сопротивления сосудов (ИПС) и оптической плотности кровотока (FS). ЛДФ позволяет судить о состоянии микроциркуляции в коже и слизистых оболочках. Сущность метода заключается в подаче монохроматического излучения гелий-неонового лазера к исследуемому участку по световодному зонду. Отражаясь от эритроцитов, оно претерпевает изменение частоты (эффект Доплера), прямо пропорционально скорости их движения. Отраженное от эритроцитов излучение поступает по световодному зонду в прибор для дальнейшей обработки. На выходе прибора формируется аналоговый сигнал, пропорциональный показателю микроциркуляции. Регистрацию ЛДФ осуществляли с помощью лазерного анализатора кровотока "ЛАКК-01" (НПП "Лазма", Москва) (рис.37). Для оценки микроциркуляции в слизистой оболочке десны рассчитывают показатель микроциркуляции в перфузионных единицах (п.е.) и проводят анализ амплитудно-частотного спектра одним из информативных критериев которого является индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ).

Исследования электровозбудимости пульпы показали высокую эффективность и меньшую трудоемкость методики применения "Vitality Scanner-2006", в сравнении с "ЭОМ-3" и наличия прямой корреляционной зависимости между показателями ЭВП, полученными с помощью обоих приборов.



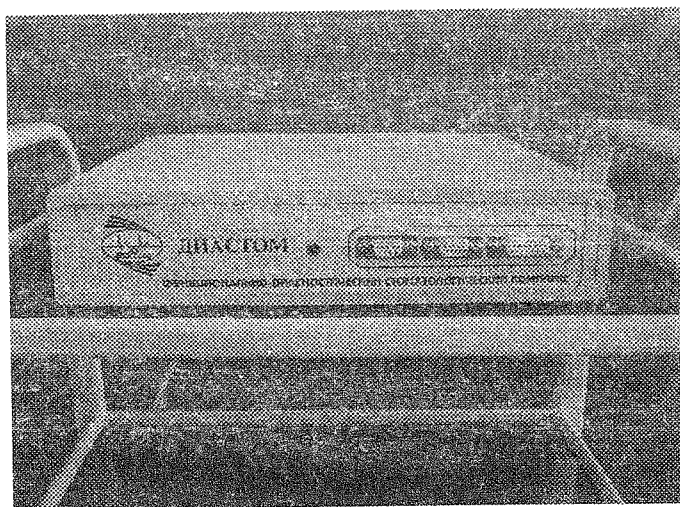


Рис.36. Автоматизированный диагностический комп-плекс "Диастом".

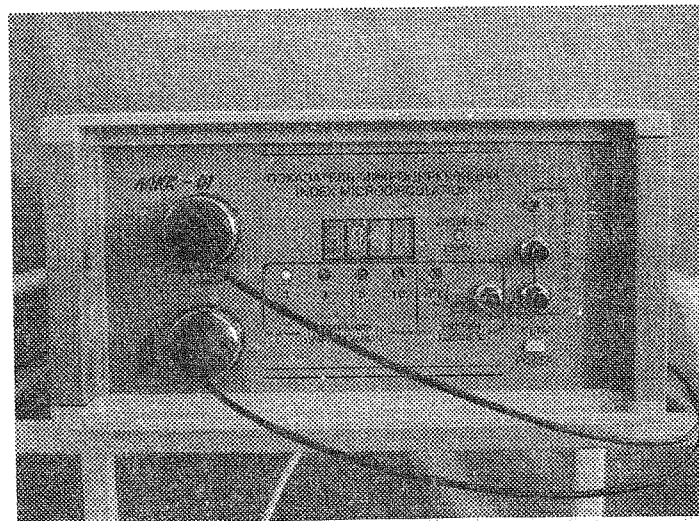


Рис.37. Лазерный анализатор кровотока "ЛАКК-01".

Исследования показали, что на всех этапах применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов происходят различные изменения электровозбудимости пульпы (рис.38). Препарирование кариозных полостей приводит понижению порога ЭВП, а фотополимеризация вызывает увеличению показателей электровозбудимости пульпы. Однако, эти изменения носят временный характер, претерпевают периодические изменения и уже на 10 и 21 сутки после фотополимеризации ЭВП снижается до  $30,28 \pm 2,62$  и  $29,90 \pm 2,42$  у.е., соответственно, что практически не отличается от исходных данных. Следует отметить факт повышенной чувствительности пульпы к действию электрического тока в 14,8% случаев, что может свидетельствовать о наличии локальной гиперестезии. У 4,9% пациентов фотополимеризация не вызвала никаких изменений со стороны электровозбудимости пульпы. Отсутствие долгосрочных изменений электровозбудимости пульпы, вероятней всего, объясняется оптимальными параметрами света фотополимеризатора фирмы "Demetron" (KERR), смонтированного на стоматологической установке "Prostyle Compact" (Planmeca): ПМСП —  $320 \text{ мВт/см}^2$ , ПМТП —  $7 \text{ мВт/см}^2$ .

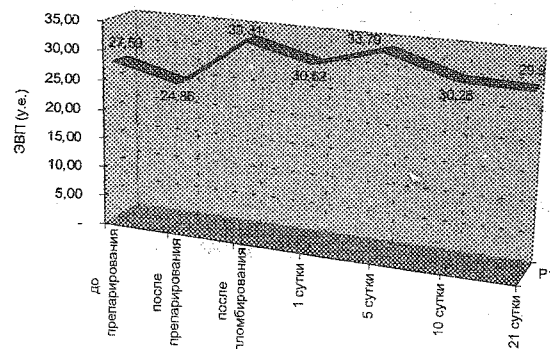


Рис.38. Динамика изменений ЭВП в процессе применения светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов (по данным "Vitality Scanner-2006").

Проведенные РДГ и ФДГ-исследования позволили установить изменения сосудистого русла пульпы в ответ на использование светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов (СКПМ) (рис.39-41).

Препарирование твердых тканей зуба вызывало вазоконстрикторную реакцию в пульпе, что проявлялось снижением РИ, FS и повышением ИПС. Фотополимеризация приводила к расширению сосудов, что проявлялось в виде усиления кровотока — повышение РИ, FS и снижение ИПС. Как и в случаях изменения электровозбудимости пульпы, показатели сосудистого тонуса на протяжении всего периода исследования претерпевали определенные изменения, но эти колебания уже на первые сутки после фотополимеризации не были достоверно значимыми и практически не отличались от данных контрольной группы. Таким образом, фотополимеризация светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов вызывает расширение сосудов пульпы, которые не являются долговременными, а функциональное состояние сосудистого русла пульпы нормализуется уже практически через одни сутки при условии использования фотополимеризатора с оптимальными техническими характеристиками.

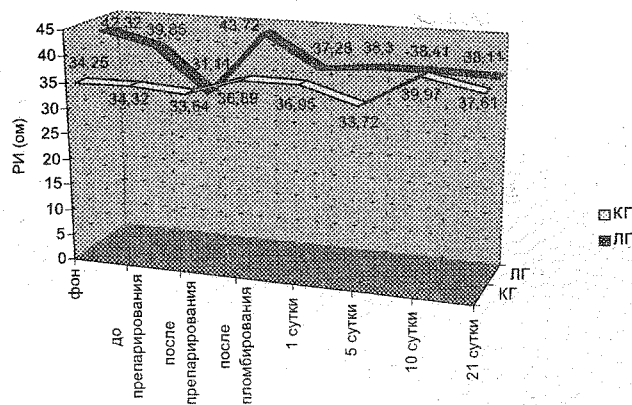


Рис.39. Динамика изменений РИ по данным РДГ в процессе использования СКПМ (КГ—контрольная группа, ЛГ—лечебная группа).

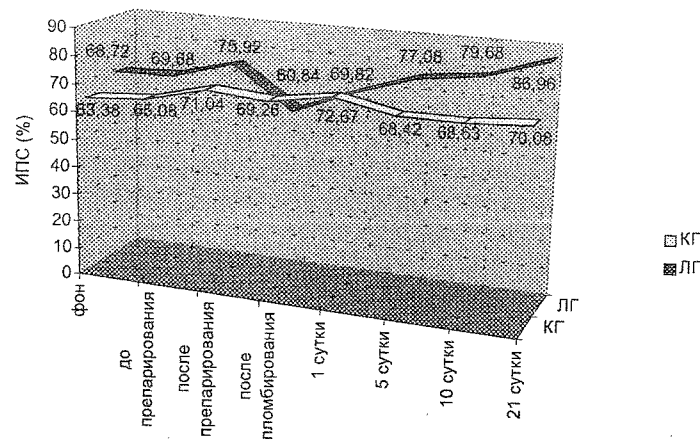


Рис.40. Динамика изменений ИПС по данным РДГ в процессе использования СКПМ (КГ—контрольная группа, ЛГ—лечебная группа).

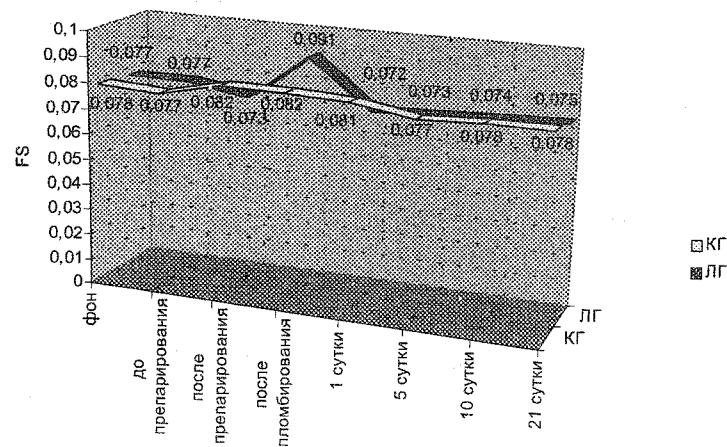


Рис.41. Динамика изменений FS по данным ФДГ в процессе использования СКПМ (КГ—контрольная группа, ЛГ—лечебная группа).

Исследования функционального состояния сосудов пародонта позволили установить закономерности в изменениях сосудистого тонуса, схожие с процессами, происходящими в пульпе в процессе применения СКПМ (рис.42-44). В результате препарирования в пародонте, как и в пульпе, наблюдается незначительная вазоконстрикция сосудов пародонта (снижение РИ, повышение ИПС). Фотополимеризация приводила к расширению сосудов пародонта, что подтверждалось увеличением РИ, FS и снижением ИПС. Нормализация тонуса сосудов пародонта происходила на 5 сутки после лечения, хотя уже по истечении первых суток различия РИ и ИПС в лечебной и контрольной группах были недостоверными. При анализе данных фотодентограмм (рис.44) не установлено выраженной реакции сосудов пародонта на препарирование, но в результате фотополимеризации происходило достоверное повышение FS в лечебной группе. Как и при анализе реопародонтограмм установлен факт нормализации показателей FS в лечебной группе к 5 суткам после лечения, в сравнении с данными контрольной группы.

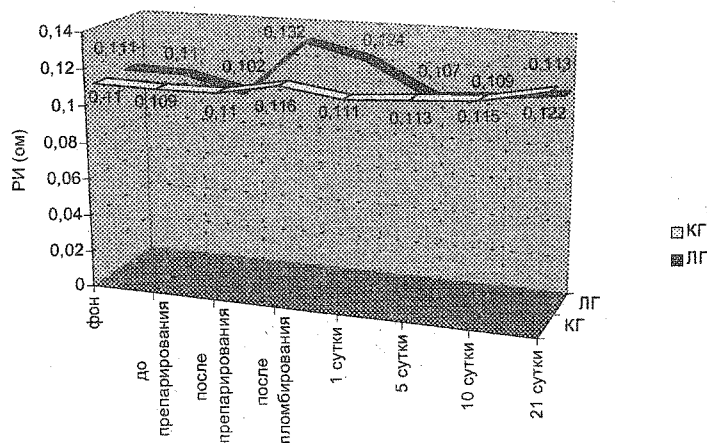


Рис.42. Динамика изменений РИ по данным РПГ в процессе использования СКПМ (КГ-контрольная группа, ЛГ-лечебная группа).

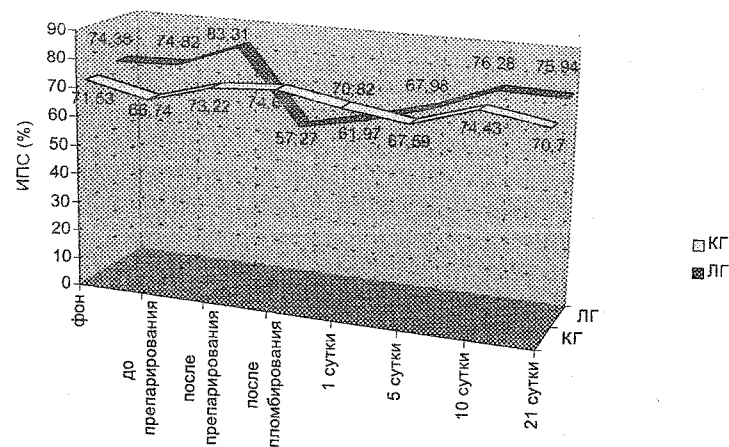


Рис.43. Динамика изменений ИПС по данным РПГ в процессе использования СКПМ (КГ-контрольная группа, ЛГ-лечебная группа).

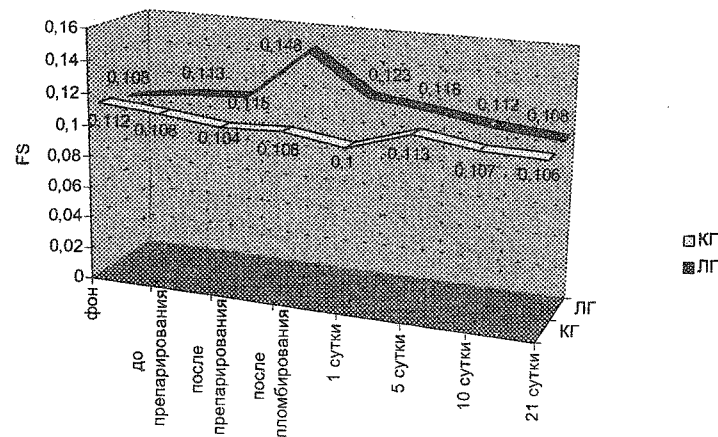


Рис.44. Динамика изменений FS по данным ФПГ в процессе использования СКПМ (КГ-контрольная группа, ЛГ-лечебная группа).

Результаты ЛДФ полностью соответствуют данным, полученным с помощью РПГ и РДГ. Фотополимеризация приводила к незначительному повышению кровенаполнения в маргинальной десне, о чем свидетельствовало повышение ПМ. В последующие дни после проведения лечения наблюдались колебания ПМ в маргинальной десне, вместе с тем, они не имели характерной закономерности, что позволяет констатировать нормализацию микроциркуляции в пародонте уже на первые сутки после проведения процедуры фотополимеризации. О кратковременных нарушениях микроциркуляции в десне свидетельствует снижение ИЭМ после фотополимеризации и его быстрое восстановление уже через одни сутки.

Таким образом, проведенные исследования убедительно свидетельствуют о ведущей роли оптимальных параметров стоматологических фотополимеризационных устройств и приемов их применения, не только для достижения качества пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, но и для предупреждения осложнений со стороны пульпы и пародонта. Значение этого фактора повышается, особенно, в тех случаях, когда клиническая ситуация требует длительной световой экспозиции на пломбировочные материалы и ткани зуба.

## 6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Изложенные литературные данные, а также результаты собственных исследований позволяют предложить вариант концепции клинико-технологических условий работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами (рис.45), которая состоит из нескольких блоков:

1. Основные клинико-технологические условия работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами.
2. Варианты реализации технологических условий работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами.
3. Влияние основных параметров полимеризационного света на показатели усадки и микротвердости светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов, состояние пульпы и пародонта.
4. Дополнительные условия, влияющие на качество пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов.

К блоку основных клинико-технологических условий работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами отнесены: выбор пломбировочного материала и технические параметры фотополимеризатора (плотность мощности светового и теплового потоков), существенным образом влияющие на качество пломб.

Вариантами реализации технологических условий работы с материалами данной группы, согласно концепции, являются: применение турбосветовода, коррекция расстояния между световодом и полимеризуемой поверхностью, особенности полимеризационного старта и схем полимеризации, которые, за счет изменения показателей мощности светового и теплового потоков, определяют величину усадки пломбы и ее микротвердости.

Фотоэкспозиции отводится роль основного звена третьего блока концепции. От продолжительности процесса фотополимеризации, в значительной мере, зависят усадка и микротвердость пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов. Увеличение времени полимеризации материала приводит к росту показателей суммарной тепловой мощности, повышению температуры в полости зуба, что в свою очередь вызывает изменение электровозбудимости пульпы и реакцию сосудов пульпы и пародонта.

К дополнительным условиям, влияющим на качество пломбирования, отнесены: приемы препарирования полостей, внесения материалов и окончательной обработки реставраций. Долговечность и полноценность службы пломб из светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов определяется резистентностью твердых тканей зуба и уровнем гигиены полости рта.

Центральным звеном концепции является достижение оптимального прилегания пломбировочных материалов к твердым тканям зуба, обеспечивающего значительную часть успеха качественной реставрации зубов светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами.

В завершение, хотелось бы отметить, что предложенная концепция не является окончательной. Блоки концепции могут быть изменены и дополнены в процессе развития представлений о клинико-технологических условиях работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами.

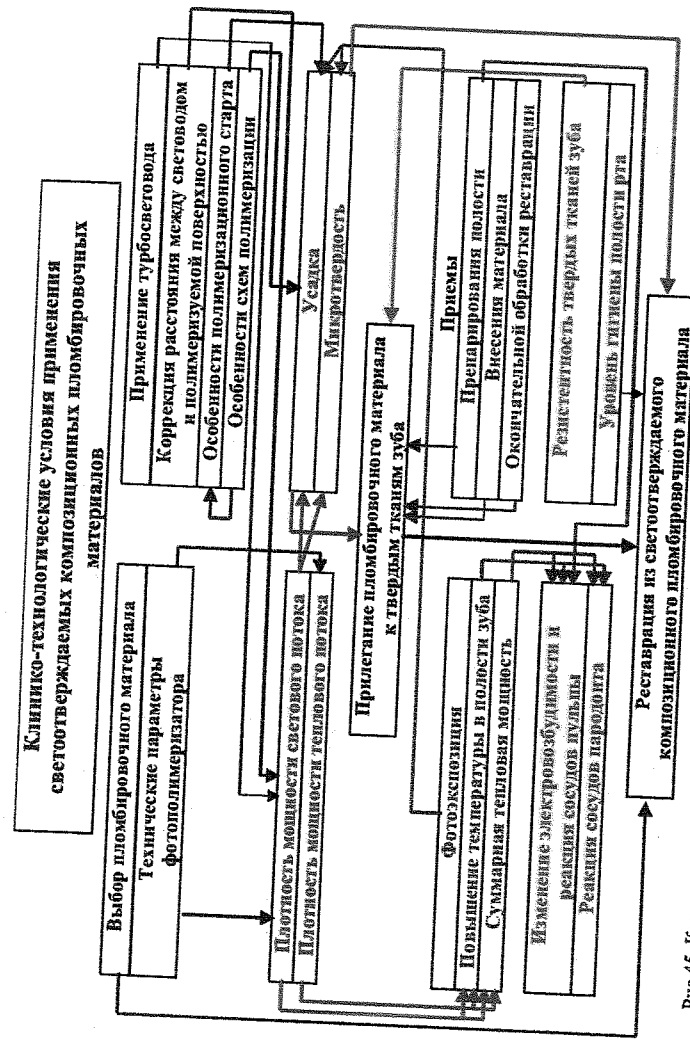


Рис. 45. Концепция клинико-технологических условий работы со светоотверждаемыми композиционными пломбировочными материалами.

## 7. ЛИТЕРАТУРА

1. Алямовский В.В. Сравнительная характеристика устройств для светоотверждения пломбировочных материалов // Актуальные вопросы стоматологии: Матер. X Красноярской краевой конф. стоматологов. — Красноярск, 1996. — С.33-35.

2. Алямовский В.В. Сравнительная характеристика структуры светоотверждаемых пломбировочных материалов "Herculite XRV" и "Revolution" по данным электронной микроскопии // Актуальные вопросы стоматологии: Матер. IX Красноярской краевой конф. стоматологов, посвященной 20-летию стоматологического факультета. — Красноярск, 1998. — Часть II. — С.58-59.

3. Алямовский В.В. Результаты исследования структуры светоотверждаемого пломбировочного материала "Herculite XRV" методом электронной микроскопии // Актуальные вопросы стоматологии: Матер. IX Красноярской краевой конф. стоматологов, посвященной 20-летию стоматологического факультета. — Красноярск, 1998. — Часть II. — С.60-61.

4. Алямовский В.В., Мишнева О.Ю. Особенности структуры светоотверждаемого текучего композиционного материала "Revolution" // Современные стоматологические технологии: Сборник тез. III научно-практической конф. стоматологов. — Барнаул, 1999. — С.11-12.

5. Алямовский В.В. Краевое прилегание светоотверждаемого композиционного материала "Herculite XRV" // Проблемы медицины и биологии: Сборник научных трудов по материалам Всероссийской научной

конференции-семинару, посвященной 275-летию Российской Академии Наук. — Кемерово, 1999. С.44.

6. Алямовский В.В. Электронно-микроскопическая картина неорганического компонента светотверждаемых пломбировочных материалов "Herculite XRV" и "Valux Plus" // Матер. IV междунар. конф. челюстно-лицевых хирургов и стоматологов. — СПб., 1999. — С.14-15.

7. Алямовский В.В., Федоров Ю.А. Состояние пульпы в результате фотополимеризации пломбировочных материалов по данным электроодонтодиагностики // Пародонтология. — 2000. — №1. — С.40-42.

8. Алямовский В.В. Опыт использования фотополимеризации композиционных пломбировочных материалов в условиях эксперимента // Пародонтология. — 2000. — №2. — С.39-40.

9. Алямовский В.В., Ефремов С.Н. Нерешенные вопросы влияния фотополимеризации на состояние пульпы // Матер. V междунар. конф. челюстно-лицевых хирургов и стоматологов. — СПб., 2000. — С.18.

10. Алямовский В.В. Характеристика краевого прилегания светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов // Матер. V междунар. конф. челюстно-лицевых хирургов и стоматологов. — СПб., 2000. — С.18-19.

11. Алямовский В.В. Реакция пульпы зубов на полимеризацию светоотверждаемых композиционных пломбировочных материалов // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. — Красноярск, 2000. — С.24-25.

12. Алямовский В.В. Структура неорганического наполнителя композита Valux Plus // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. — Красноярск, 2000. — С.112-113.

13. Алямовский В.В. Использование фотополимеризатора Elipar Hightlight для полимеризации классическо-



го и текучего композитов // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.117-118.

14. Алямовский В.В. Эффективность использования турбо-световодов для стоматологических фотополимеризаторов // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.130-131.

15. Алямовский В.В. Оценка фотополимеризаторов с плавным стартом экспериментальным путем // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.178-179.

16. Алямовский В.В. Особенности технических подходов к полимеризации светоотверждаемых пломбировочных материалов // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.194-195.

17. Алямовский В.В. Состояние световодов и светофильтров стоматологических фотополимеризаторов, эксплуатируемых в условиях клиники // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.204-205.

18. Алямовский В.В. Результаты оценки жизнеспособности пульпы с помощью аппаратов ЭОМ-3 и Vitality Scanner // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.206-207.

19. Алямовский В.В. Технологические аспекты применения текучего композиционного материала Revolution // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: Матер. Междунар. конф. – Красноярск, 2000. – С.210-211.

20. Алямовский В.В. Экспериментальная оценка техники полимеризации светотверждаемого текучего пломбировочного материала "Revolution" // Современные стоматологические технологии: Матер. IV-й научно-практической конф. стоматологов. – Барнаул, 2000. – С.40-42.

21. Артельт Х.М., Дрожжина В.А., Федоров Ю.А. Современные стоматологические материалы и их применение в лечебной практике. – С.-Петербург-Куксхавен. — 1996. — 139 с.

22. Барер Г.М., Овчинникова И.А. AirFlow prep K1 — альтернатива микромотору? // Клиническая стоматология. — 1999. — №1. — С.14-16.

23. Бирглекнер В. Использование несмываемого кондиционера NRC в выполнении материалом Dugast AP реставраций, подверженных нагрузкам // Вестник стоматологии. — 1999. — №7. — С.4.

24. Борисенко А.В. Композиционные пломбировочные материалы. — М.: Книга плюс. — 1999. — 175 с.

25. Боровский Е.В., Макеева И.М., Эстеров Е.А. Требования к фотополимеризаторам, исходя из особенностей проведения реставрационных работ с использованием светоотверждаемых композитных материалов // Новое в стоматологии. — 1996. — №5. — С.15-20.

26. Вербич Л.А. Кратко о композитах: что выбирать и чем работать? // Новое в стоматологии. — 1994. — №5. — С.12-15.

27. Виноградова Т.Ф., Уголева С. Методика применения композитных материалов // Новое в стоматологии. — 1995. — №4. — С.9-16.

28. Виноградова Т.Ф., Уголева С. Методика применения композиционных материалов // Новое в стоматологии. Специальный выпуск. — 1996. — №3. — С.25-34.

29. Гарвалинский С.Г. Кинетическое (воздушно-абразивное) препарирование твердых тканей зубов // Стоматология для всех. — 1998. — №2. — С.4-7.

30. Гарвалинский С.Г. Кинетическое (воздушно-абразивное) препарирование твердых тканей зубов // Стоматология для всех. — 1998. — №2. — С.4-7.

30. Гемонов В.В., Большаков Г.В., Цыренов Б.Б. Гистоархитектоника эмали зубов человека // *Стоматология*. — 1998. — №1. — С.5-7.

31. Гречишников В.И. Нарушение резистентности твердых тканей депульпированных зубов, патогенез, пути профилактики и лечения (клинико-экспериментальное исследование): Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 1992. — 25 с.

32. Грисимов В.Н. Светопроводящая эффективность межзубного клина // *Новое в стоматологии*. — 1996. — №2. — С.13-14.

33. Грисимов В.Н. Проявление эффекта Тиндаля в эмали зуба // *Новое в стоматологии*. — 1996. — №3. — С.41-43.

34. Грисимов В.Н. Перераспределение интенсивности излучения галогенового источника твердыми тканями зуба // *Новое в стоматологии*. — 1996. — №5. — С.21-24.

35. Грисимов В.Н. Эффект гало: оптическая модель и условия воспроизведения при реставрации режущего края // *Институт стоматологии*. — 1999. — №3. — С.38-41.

36. Грисимов В.Н. Оптико-морфологическое обоснование эстетической реставрации зубов светотверждаемыми композитами: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — СПб., 1999. — 53 с.

37. Грютцнер А. Новые адгезивные системы // *ДентАрт*. — 1996. — №1. — С.9-13.

38. Грютцнер А. Прайм & Бонд 2.0: исследования, преимущества, использование // *ДентАрт*. — 1996. — №2. — С.33-37.

39. Грютцнер А. Прайм энд Бонд Эн-Ти следующий шаг к совершенству // *ДентАрт*. — 1998. — №3. — С.41-49.

40. Деньга О.В., Деньга Э.М., Левицкий А.П. Оценка кариес-протекторной активности пульпы при кислотном воздействии на эмаль зуба // *Вестник стоматологии*. — 1995. — №3. — С.164-169.

41. Деньга О.В., Деньга Э.М., Левицкий А.П., Иванов В.С. Возможность оценки кариесогенной ситуации по электрофизическим параметрам слюны // *Вестник стоматологии*. — 1995. — №3. — С.187-191.

42. Дрожжина В.А., Вихров А.П. Новые реставрации аппроксимальных дефектов II класса // *Институт стоматологии*. — 1999. — №4. — С.52-53.

43. Елизова Л.А. Изменение свойств дентина при медикаментозной обработке кариозных полостей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1993. — 21 с.

44. Жулев Е.Н. Материаловедение в ортопедической стоматологии. — Н.Новгород: Изд-во НГМА. — 1997. — 136 с.

45. Иммуногистохимическое исследование пульпы зубов при воспалении / Жаворонкова М.Д., Мороз Б.Т., Казаков В.К. и др. // *Актуальные проблемы клинической аллергологии и иммунологии*. — СПб., 1993. — Ч.2. — С.175-178.

46. Иоффе Е., Несмеянов А. Адгезивная технология в современной стоматологии // *Новое в стоматологии*. — 1994. — №4. — С.26-27.

47. Йодковска Э. Современная концепция применения и эффективность прокладочных материалов // *Новости стоматологии*. — 1996. — №2-3. — С.9-17.

48. Клинические методы определения резистентности зубов к кариесу / Г.Г.Иванова, В.К.Леонтьев, Т.Н.Жорова и др. // *Институт стоматологии*. — 1999. — №1. — 42-49.

49. Кречина Е.К., Козлов В.И., Терман О.А., Сидоров В.В. Лазерная доплеровская флоуметрия в стоматологии: Метод. рекомендации. — М., 1997. — 12 с.

50. Логинова Н.К. Функциональная диагностика в стоматологии. — М.: Партнер, 1994. — 80 с.

51. Лукиных Л.М. Лечение и профилактика кариеса зубов. — Н.Новгород: НГМА, 1998. — 168 с.

52. Луцкая И.К. Современное стоматологическое материаловедение и использование его достижений в клинической практике // *Труды ЦНИИС*. — М., 1994. — С.7-12.

53. Макеев В.Ф., Старокадомский Д.Л. Полимерные композитные материалы стоматологического назначения // *Новости стоматологии.* — 1996. — №1. — С.40-43.

54. Макеева И.М. Современные взгляды на технику протравливания зубов // *ДентАрт.* — 1996. — №1. — С.16-19.

55. Макеева И.М. Реставрация зубов и современные пломбировочные материалы // *Стоматология.* — 1996. — №4. — С.4-8.

56. Макеева И.М. Восстановление зубов светоотверждаемыми композитными материалами. — /ОАО/ Стоматология, 1997. — 72 с.

57. Максимова О.П., Николаев А.И., Цепов Л.М. Перспективы применения в стоматологии сочетания материалов Solitaire и Charisma F // *Клиническая стоматология.* — 1999. — №1. — С.10-12.

58. Максимовский Ю.М., Бутова В.Г., Ульянова Т.В., Ананьева Н.Г. Развитие и функционирование стоматологического рынка // *Стоматология для всех.* — 1998. — №1. — С.58-61.

59. Мороз Б.Т., Перькова Н.И., Казаков В.К. Нейрогуморальные механизмы компенсаторных функций при воспалении пульпы // *Материалы IV международной конференции челюстно-лицевых хирургов и стоматологов.* — СПб., 1999. — С.103.

60. Недосеко В.Б. Резистентность зубов в проблеме кариеса: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1988. — 43 с.

61. Новиков В.С. Композиты и компомеры — конкуренция или сосуществование? // *Новости Denstply.* — 1999. — №3. — С.28-29.

62. Новиков В.С. Старый принцип в новом свете // *Вестник стоматологии.* — 1999. — №6. — С.4.

63. Перькова Н.И. Ультроструктурная характеристика пульпы и дентина зуба человека при различных клинических стадиях генерализованного пародонтита: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Л., 1990. — 14 с.

64. Погабало И.В. Исследование функционального состояния пульпы зуба при пломбировании светоотверждаемыми материалами: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1998. — 20 с.

65. Поюровская И.Я. Новые материалы в терапевтической стоматологии. (Обзор) // *Зубоврачебный вестник.* — 1992. — Вып.1. — С.19-26.

66. Поюровская И.Я. Стоматологические материалы — состояние, проблемы, перспективы // *Новое в стоматологии. Специальный выпуск.* — 1992. — №4. — С.2-17.

67. Радлинский С. Реставрация зубов материалами "Дентсплай": адгезивная техника // *ДентАрт.* — 1996. — №2. — С.26-31.

68. Радлинский С. Реставрационные конструкции переднего и бокового зубов // *ДентАрт.* — 1996. — №4. — С.22-29.

69. Радлинский С. Реконструкция зубов в адгезионной технике // *Дент-Арт.* — 1997. — №2. — С.18-27.

70. Ронь Г.И., Мандра Ю.В. К вопросу о выборе бондинговых систем при лечении кариеса // *Клиническая стоматология.* — 1999. — №1. — С.48-51.

71. Сарфати Э., Хартер Ж.-К., Радиге Ж. Развитие концепции восстановления депульпированных зубов // *Клиническая стоматология.* — 1997. — №1. — С.32-34.

72. Солнцев А.С. Сравнительные данные адгезивных свойств традиционных пломбировочных материалов с применением промежуточного склеивающего подслоя / *Современные проблемы стоматологии: Тез. докл.* — Новосибирск, 1998. — С.104-106.

73. Солнцев А.С. Вторичный кариес зубов (Этиология, патогенез, клиника, диагностика, профилактика): Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — Омск, 1999. — 34 с.

74. Терапевтическая стоматология: / Под редакцией проф. Е.В.Боровского. — М.: /ООО/ Медицинское Информационное Агентство: /ТОО/ Техлит, 1997. — 544 с.

75. Трезубов В.Н., Штейнгарт М.З., Мишнев Л.М. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение: Учебник для медицинских вузов/ Под ред. проф. В.Н.Трезубова. — СПб.: Специальная Литература, 1999. — 324 с.

76. Уголева С. Композиционные пломбировочные материалы // Новое в стоматологии. Специальный выпуск. — 1996. — №3. — С.8-17.

77. Уголева С. Значение дентиновых адгезивов при реставрации зубов композитами // Новое в стоматологии. Специальный выпуск. — 1996. — №3. — С.18-24.

78. Царе Р.Я. Регионарное кровообращение в пародонте в зависимости от возраста, состояния пульпы зуба и наличия патологических очагов в периодонте: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1978. — 21 с.

79. Чертыковцев В.Н. Пульпа зуба. Современные методы диагностики. — М.: Полиграфресурсы, 1999. — 116 с.

80. Чиликин В., Гросицкая И. Солитейр — отечественный опыт работы // Клиническая стоматология. — 1998. — №3. — С.56-57.

81. Applequist E.A., Meiers J.C. Влияние методики пломбирования полостей V класса на микроутечку в композитной пломбе // Квинтессенция. — 1997. — №1. — С.33-37.

82. Ardens J., Ruben I., Dijkman A.G. The effect of fluoride release from a fluoride-containing composite resin on secondary caries: An in vitro study // Quintessence Int. — 1990. — Vol.21, №8. — P.671-674.

83. Atmadja G., Bryant R.W. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins // Austr. Dent. J. — 1990. — Vol.35, №3. — P.213-218.

84. Bachmann M., Paul S.J., Luthy H., Scharer P. Effect of cleaning dentine with soap and pumice on shear bond strength of dentine-bonding agents // J. Oral. Rehabil. — 1997. — Vol.24, №6. — P.433-438.

85. Barkmeier W.W., Gwinnett J.A., Shaffer S.E. Effects of enamel etching time on bond strength and morphology // J. Clin. Orthod. — 1985. — Vol.19, №19. — P.36-38.

86. Воег W.M. Композитные реставрации. Современный уровень техники. Часть I. Основы адгезивной техники // Новое в стоматологии. — 1999. — №8. — С.3-15.

87. Воег W.M. Композитные пломбы: современные уровень техники. Часть III. Восстановление эстетики фронтальных и боковых зубов при непосредственном пломбировании композитными материалами // Новое в стоматологии. — 1999. — №9. — С.3-8.

88. Bonding N. Effect of irradiation with dental polymerized lamps on human Langerhans cells: a study made on human skin transplanted to nude mice // Tandlagebladet. — 1992. — Vol.96, №6. — P.243-248.

89. Bordin-Aykroyd S., Setton J., Davies E.H. In vitro bond strength of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth // Dent. Mater. — 1992. — Vol.8, №1. — P.74-78.

90. Bouschlicher M.R., Boyer D.B. Effect of ramped/stepped light intensity on polymerization shrinkage forces // ESPE Products in the focus of international science: 17<sup>th</sup> Annual Meeting IADR, Vancouver, March 11-13, 1999. — P.29.

91. Bowen R.L. Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations // J. Am. Dent. Assoc. — 1963. — Vol.66, №1. — P.57-64.

92. Brackett W.W., Gunnin T.D., Gilpatrick R.O., Browning W.D. Microleakage of class V compomer and light-cured glass ionomer restorations // J. Prosthet. Dent. — 1998. — Vol.79, №3. — P.261-263.

93. Brosh T., Baharav H., Gross O., Laufer B.Z. The influence of surface loading and irradiation time during curing on mechanical properties of a composite // J. Prosthet. Dent. — 1997. — Vol.77, №6. — P.573-577.

94. Burgess J.O. Сэндвич-техника при пломбировании задних зубов // Fenestra. — 1996. — Вып.7. — С.55.

95. Chung K.H. The relationship between composition and properties of posterior resign composites // J. Dent.res. — 1990. — Vol.69, №3. — P.852-856.

96. Ciamponi A.L., Lujan V.A.P., Santos J.F.F. Effectiveness of reflective wedges on the polymerization of composite resin // *Quintessence Int.* — 1994. — Vol.25, №9. — P.599-602.

97. Ciamponi A.L., Del Portillo V.A., Santos J.F.F. Эффективность отражательных клиньев при полимеризации композитов // *Квинтэссенция.* — 1995. — №2. — С.43-46.

98. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials / S.Gladys, B. van Meerbeek, M.Bream et al. // *J. Dent. Res.* — 1997. — Vol.76, №4. — P.883-894.

99. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites / W.F.Caughman, G.B.Caughman, R.A.Shiflett // *Biomaterials.* — 1991. — Vol.12, №8. — P.737-740.

100. Cvitko E., Denehy G., Boyer D.B. Effect of matrix systems and polymerization techniques on microleakage of Class II resin composite restorations // *Am. J. Dent.* — 1992. — Vol.5, №6. — P.321-323.

101. Dijkman G.E., Arends J. Secondary caries in situ around fluoride-releasing light-curing composites: a quantitative model investigation on four materials with a fluoride content between 0 and 26 vol % // *Caries Res.* — 1992. — Vol.26, №5. — P.351-357.

102. Drexler P., Garcia-Godoy F., Boj J.R. Surface hardness of a resin composite cured with a transparent cone // *Pediatr. Dent.* — 1997. — Vol.19, №6. — P.419-420.

103. El Kalla I.H., Garcia-Godoy F. Saliva contamination and bond strength of single-bottle adhesives to enamel and dentin // *Am. J. Dent.* — 1997. — Vol.10, №2. — P.83-87.

104. Ericson D., Paulsson L., Sowiak H., Derand T. Reduction of cusp deflection resulting from composite polymerization shrinkage, using a light-transmitting cone // *Scand. J. Dent. Res.* — 1994. — Vol.102, №4. — P.244-248.

105. Ernst K., Martin M., Willershausen B. Medical examination of "Solitaire" dental materials: the results of

first trials after 6 months // *Клиническая стоматология.* — 1998. — №3. — С.48-52.

106. Fano V., Ortalli I., Pizzi S., Bonanini M. Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning // *Biomaterials.* — 1997. — Vol.18, №6. — P.467-470.

107. Farach C.S., Orton V.G., Collard S.M. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites // *Aust. Dent. J.* — 1998. — Vol.43, №2. — P.81-86.

108. Ferracane J.L., Condon J.R. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography // *Dent. Mater.* — 1992. — Vol.8, №5. — P.290-295.

109. Ferracane J.L., Condon J.R., Mitchem J.C. Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites // *J. Dent. Res.* — 1992. — Vol.71, №9. — P.1628-1632.

110. Ferracane J.L., Hopkin J.K., Condon J.R. Properties of heat-treated composites after aging in water // *Dent. Mater.* — 1995. — Vol.11, №6. — P.354-358.

111. Fraga R.C., Siqueira-Junior J.F., de Uzeda M. In vitro evaluation of antibacterial effects of photo-cured glass ionomer liners and dentin bonding agents during setting // *J. Prosthet. Dent.* — 1996. — Vol.76, №5. — P.483-486.

112. Frey O. Prompt. The breakthrough: etch, prime and bond — in 15 seconds! // *Dent-Trend.* — 1999. — October — P.1-2.

113. Frommator U., Ernst C.P., Willershausen B. The influence of soft-start polymerization on marginal integrity of class V fillings // *ESPE Products in the focus of international science: 17<sup>th</sup> Annual Meeting IADR, Vancouver, March 11-13, 1999.* — P.28.

114. Fruits T.J., Duncanson M.G.Jr., Miller R.C. Bond strengths of fluoride-releasing restorative materials // *Am. J. Dent.* — 1996. — Vol.9, №5. — P.219-222.

115. Fuks A.B., Funnel B., Cleaton-Jones P. Pulp response to a composite resin inserted deep cavities with and

without a surface seal // *J. Prosthet. Dent.* — 1990. — Vol.63, №2. — P.129-134.

116. Garcia-Godoy F., Neuman E. Dentastic bond strength to dentin // *Am. J. Dent.* — 1996. — Vol.9, №3. — P.130-132.

117. Garcia-Godoy F., Rontani P. Interfacial adaptation of resin cured with a dual intensity light curing unit // *ESPE Products in the focus of international science: 17<sup>th</sup> Annual Meeting IADR, Vancouver, March 11-13, 1999.* — P.27.

118. Gilbert A.D., Lloyd C.H., Scrimgeour S.N. The effect of a light-cured periodontal dressing material on HeLa cells and fibroblasts in vitro // *J. Periodontol.* — 1994. — Vol.65, №4. — P.324-329.

119. Gilpatrick R.O., Ross J.A., Simonsen R.J. Прочность адгезионных соединений пластмассы с эмалью при различном времени травления // *Квинтэссенция.* — 1991. — №3. — С.217-220.

120. Gwinnett A.J., Kanca J. 3d Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro // *Am. J. Dent.* — 1992. — Vol.5, №1. — P.19-23.

121. Hamid A., Sutton W., Hume W.R. Variation in phosphoric acid concentration and treatment time and HEMA diffusion through dentin // *Am. J. Dent.* — 1996. — Vol.9, №5. — P.211-214.

122. Hamid A., Hume W.R. Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro // *Endod. Dent. Traumatol.* — 1997. — Vol.13, №1. — P.1-5.

123. Hamid A., Hume W.R. The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro // *J. Oral. Rehabil.* — 1997. — Vol.24, №1. — P.20-25.

124. Hamid A., Okamoto A., Iwaku M., Hume W.R. Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. — 1998. — Vol.25, №2. — P.94-99.

125. Hansen E.K., Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light activated resin composites // *Am. J. Dent.* — 1993. — Vol.6, №2. — P.91-95.

126. Hartmann J. Arabesk Top — композит Вашего выбора // *Новое в стоматологии.* — 1999. — №9. — С.9-14.

127. Holderegger C., Paul S.J., Luthy H., Scharer P. Bond strength of one-bottle dentin bonding agents on human dentin // *Am. J. Dent.* — 1997. — Vol.10, №2. — P.71-76.

128. Judd P.L., Kenny D.J., Johnston D.H., Yacobi R. Composite resin short-post technique for primary anterior teeth // *J. Amer. Dent.* — 1990. — Vol.120, №5. — P.553-555.

129. Jumlongras D., White G.E. Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth // *J. Clin. Pediatr. Dent.* — 1997. — Vol.21, №3. — P.223-229.

130. Kakaboura A.I., Eliades G.C., Palaghias G. Laboratory evaluation of three visible light-cured resinous liners // *J. Dent.* — 1996. — Vol.24, №3. — P.223-231.

131. Kato G., Nakabayshi N. Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin // *Dent. Mater.* — 1996. — Vol.12, №4. — P.250-255.

132. Kerby R.E., Knobloch L. the relative shear bond strength of visible light-curing and chemically curing glass-ionomer cement to composite resin // *Quintessence Int.* — 1992. — Vol.23, №9. — P.641-644.

133. Khairy A.E., Simonsen R.J. Shear bond strength between composite resin and variably etched/prepared enamel // *J. Tenn. Dent. Ass.* — 1987. — Vol.67, №4. — P.33-35.

134. Kullmann W. Sorptions — und Losungsvorgange bei selbst und lighthartenden Komposit-Kunststoffen // *Dtsch. Zahnarztl. Z.* — 1990. — Bd.45, №5. — S.286-288.

135. Lacy A.M. An affective technique for extended proximal contacts in composite resin restorations // *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* — 1996. — Vol.8, №3. — P.287-293.

136. Leinfelder F. Композитные пластмассы: свойства и клиническая эффективность // *Квинтэссенция.* — 1996. — №3. — С.51-62.



137. Liebenberg W.H. Применение матрицы при реставрациях боковых зубов // Fenestra. — 1996. — Вып.7. — С.68.
138. Lutz F., Phillips R.W. A classification and evaluation composite resin systems // J. Prosthet. Dent. — 1983. — Vol.50, №4. — P.480-488.
139. Marais J.T., Dannheimer M.F., Germishuys P.J., Borman J.W. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity // J. Dent. Assoc. S. Afr. — 1997. — Vol.52, №6. — P.403-407.
140. Miyazaki M., Oshida Y., Moore B.K., Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites // Dent. Mater. — 1996. — Vol.12, №6. — P.328-332.
141. Pagliarini A., Rubini R., Rea M., Campese C., Grandini R. Эффективность современных адгезивов для эмали и дентина. Новая методология их оценки // Квинтэссенция. — 1997. — №1. — С.38-43.
142. Pagniano R.P., Johnston W.M. Three-year effect of unfilled resin dilution on water sorption of a light-cured microfill and hybrid composite resin // J. Prosthet. Dent. — 1996. — Vol.75, №4. — P.364-366.
143. Ring A.L. Изучение материалов для постоянного пломбирования зубов (I) // Квинтэссенция. — 1994. — №1. — С.55-57.
144. Sakaguchi R.L., Douglas W.H., Peters M.C. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials // J. Dent. — 1992. — Vol.20, №3. — P.183-188.
145. Schack C. Elipar Trilight — Polymerization in a new light // Dent-Trend. — 1999. — October — P.3.
146. Sepet E., Aytepe Z., Oray H. Surface texture and enamel-restoration interface of glass ionomer restorations // J. Clin. Pediatr. Dent. — 1997. — Vol.21, №3. — P.231-235.
147. Sharaf A.S., Ibrahim M.N., Sobhi F.S., Khalaf M.A. Effect of two types of composite resin on oral bacterial plaque. "In vitro qualitative and quantitative

study" // Egypt Dent. J. — 1995. — Vol.41, №1. — P.1057-1066.

148. Shortall A.C., Harrington E., Wilson H.J. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers // J. Dent. — 1995. — Vol.23, №4. — P.227-232.

149. Shortall A.C., Harrington E. Effectiveness of battery powered light activation units // Br. Dent. J. — 1997. — Vol.183, №3. — P.95-100.

150. Shnaider P. Polymeric glass "Solitaire" for direct filling of masticatory teeth // Клиническая стоматология. — 1998. — №1. — С.46-49.

151. Skopek R.J., Liljemark W.F. The influence of saliva on interbacterial adherence // Oral Microbiol. Immunol. — 1994. — Vol.9, №1. — P.19-24.

152. Stanley H.R. Local and systemic responses to dental composites and glass ionomers // Adv. Dent. Res. — 1992. — №2. — P.55-64.

153. Starr R.M. Communication, anesthesia and bonding procedures in the pediatric practice // Alpha-Omega. — 1994. — Vol.87, №4. — P.33-42.

154. Summitt J.B., Chan D.C., Burgess J.O., Dutton F.B. Effect of air/water rinse versus water only and five rinse times on resin to etched enamel shear bond strength // Oper. Dent. — 1992. — Vol.17, №4. — P.142-151.

155. Surface hardness of light cured resin directly or through a transparent matrix using three different light guides / M.F.Dannheimer, J.T.Marais, J.Borman et al. // J. Dent. Assoc. S. Afr. — 1996. — Vol.51, №4. — P.193-195.

156. Suzuki S., Cox C.F., White K.C. Pulpal response after complete crown preparation, dentinal sealing, and provisional restoration // Quintessence Int. — 1994. — Vol.25, №7. — P.477-485.

157. Tatsumi T., Inokoshi S., Yamada T., Hosoda H. Remineralization of etched dentin // J. Prosthet. Dent. — 1992. — Vol.67, №5. — P.617-620.

158. The interaction of adhesive systems with human dentin / J.Perdigao, P.Lambrechts, B. van Meerbeek et al. // Am.J.Dent. — 1996. — Vol.9, №4. — P.167-173.

159. Torregiani P. Бондинг керамических вкладок // Fenestra. — 1996. — №7. — P.52.

160. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion / Y.Iwami, H.Yamamoto, W.Sato et al. // Oper. Dent. — 1998. — Vol.23, №3. — P.132-137.

161. Wu Y.H., Hutton J.E., Marshall G.W. In vitro enamel demineralization and the marginal gap of simulated cast restorations with three different cements // J. Prosthodont. — 1997. — Vol.6, №2. — P.96-103.

162. Yар A.U.J., Bhole S., Tan K.B.C. Соответствие цвета материалов для восстановления зубов шкале расцветок Вита Люмин // Квинтэссенция. — 1996. — №1. — С.35-40.

163. Zaher C.A. Сохранение жизнеспособности зуба // Fenestra. — 1998. — Вып.7. — С.54.

**В.В.Алямовский**

**КЛИНИКО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ ПРИМЕНЕНИЯ  
СВЕТОТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ  
ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ**

Верстка *Н.В.Черепанова*

Изд. лицензия ЛР № 040308 от 04.03.97.  
660049, г. Красноярск, ул. Лебедевой, 89.  
Редакционно-издательский отдел КГПУ

Подписано в печать 03.08.00. Формат 84 x 108 1/32.  
Усл.печ. л. 6,76. Уч.-изд.л. 6,5.  
Тираж 1000 экз. Заказ № 2738.



Отпечатано

Обществом «КАРРЕТИАНУМ».

Полиграфическая лицензия ПЛД № 48-65 от 22.02.99.  
660049, г. Красноярск, ул. Парижской Коммуны, 33, оф. 800.  
Телефоны: (3912) 27-94-00, 27-88-48