

ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА ФИКСИРУЮЩЕГО МАТЕРИАЛА ДЛЯ ИММОБИЛИЗИРУЮЩИХ ШИН, ФРЕЗЕРОВАННЫХ CAD/CAM-МЕТОДОМ

Арутюнов С.Д., Муслов С.А., Никурадзе А.Н.

ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова (МГМСУ) Минздрава РФ», Москва, Россия (127473, г. Москва, ул. Делегатская, 20, стр. 1), e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

На основе различных экспериментальных методов исследования изучали эффективность применения новых конструкций CAD/CAM-фрезерованных шин для иммобилизации подвижных зубов при заболеваниях тканей пародонта. При циклических усталостных испытаниях на отрыв исследована долговечность фиксации иммобилизирующих шин из титанового сплава, оксида циркония и полимера к поверхности естественных зубов испытательного стенда различными стеклоиономерными и композитными материалами. Определена адгезионная прочность фиксации образцов иммобилизирующих шин из титанового сплава, оксида циркония, полимера к твердым тканям зуба различными стеклоиономерными или композитными материалами при статических испытаниях на разрыв. Установлено, что полирование специальными полирами NTP (Германия) образцов иммобилизирующих шин приводит к уменьшению величины шероховатости образцов избирательно по отношению к разным конструкционным материалам.

Ключевые слова: пародонтит, шинирование зубов, CAD/CAM-технологии.

JUSTIFICATION OF A CHOICE OF THE FIXING MATERIAL OF THE IMMOBILIZING SPLINTS MILLED BY CAD/CAM METHOD

Arutyunov S.D., Muslov S.A., Nikuradze A.N.

A.I. Evdokimov Moscow State Medical Stomatological University (MSMSU), Russia (127473, Moscow, Delegatskaya, 20, str. 1), e-mail: sd.arutyunov@mail.ru

The effectiveness of new CAD/CAM milled splints to immobilize the mobile teeth with diseases of periodontal tissues by the various experimental methods are investigated. The durability of the fixation immobilizing splints from titanium alloy, zirconium oxide and polymer to the surface of natural teeth by cyclic fatigue and static tensile tests are studied. Different composite or glass ionomer fixing materials (cements) are used. It is shown that the best adhesion is achieved in the case of next materials for immobilizing splints: zirconium dioxide and titanium alloy and fixing glass ionomer cements. It is established that the polishing of splits samples by special polishers "NTP" (Germany) reduces the roughness of the samples selectively with respect to construction materials.

Key words: periodontal disease, splinting of teeth, CAD/CAM technology.

Заболевания пародонта широко распространены среди населения и являются одной из актуальных проблем стоматологии. Согласно ВОЗ [8], в возрастной группе от 35 до 44 лет тяжелые формы пародонтита, которые могут привести к потере зубов, встречаются у 5-15% населения. По данным отечественных авторов, пародонтит весьма широко распространен среди взрослого работающего населения России и составляет 86,2% [4; 6].

Патологическая подвижность зубов – один из ведущих симптомов заболеваний пародонта. Устранить патологическую подвижность зубов можно путем их иммобилизации [2; 3; 5; 7].

Активное развитие в конце XX века стоматологического материаловедения привело к развитию новых методов иммобилизации подвижных зубов. Широкое распространение

получили шины из композита, армированные волокнами на основе стекловолокна или полиэтилена.

Однако при их использовании часто возникают случаи неравномерной убыли и сколов композита, что приводит к созданию ретенционных пунктов, способствующих размножению микроорганизмов и ухудшению гигиены рта, снижается срок службы шинирующей конструкции [1].

Сегодня широкий спектр применения в стоматологии получают CAD/CAM-технологии, позволяющие получать прецизионные и одновременно эстетичные конструкции иммобилизирующих шин, однако недостаточно исследованы материалы для фиксации иммобилизирующих шин и частота поверхности конструкционных материалов шин до и после полирования.

Цель исследования

Повышение эффективности шинирования подвижных зубов при пародонтите новыми конструкциями иммобилизирующих шин, выполненных методом компьютерного фрезерования, путём обоснования выбора фиксирующего материала и изучения частоты поверхности образцов иммобилизирующих шин до и после полирования.

Материалы и методы

Для испытания конструкции иммобилизирующей шины методом компьютерного фрезерования и выполнения циклических испытаний был создан испытательный стенд с укрепленными в нем естественными зубами (рис. 1). Имитировали подвижность зубов 2-3 степени по Энтину Д.А. (1954).



Рис. 1. Испытательный стенд из полиуретана с укрепленными в нем естественными зубами.

При изготовлении образцов иммобилизирующих шин применяли 3 вида конструкционных материалов фирмы ZirkonZahn: титановый сплав 5; оксид циркония Ice Zirkon Translucent; полимер Temp Basic.

Фиксацию образцов иммобилизирующих шин осуществляли с помощью 6 видов стеклоиономерных и композитных материалов: **GC Fuji I** (GC Corporation, Япония), **GC Fuji Plus** (GC Corporation, Япония), **RelyX ARC** (3M ESPE, США), **Multilink N** (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), **Variolink N** (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн), **SpeedCEM** (Ivoclar Vivadent, Лихтенштейн).

Испытания на растяжение проводили с помощью разрывной машины Instron 5982. Для проведения усталостных испытаний нами сконструирован экспериментальный стенд (рис. 3).

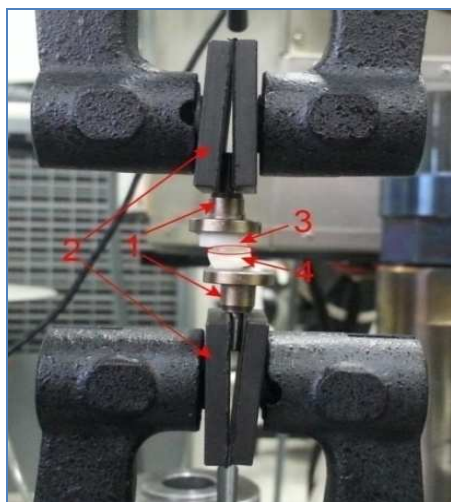


Рис. 2. Испытания на адгезионную прочность: 1 – хвостовики, 2 – зажимы, 3 – образец материала шины, 4 – фрагмент зуба. Красный овал – область соединения с помощью исследуемого цемента.

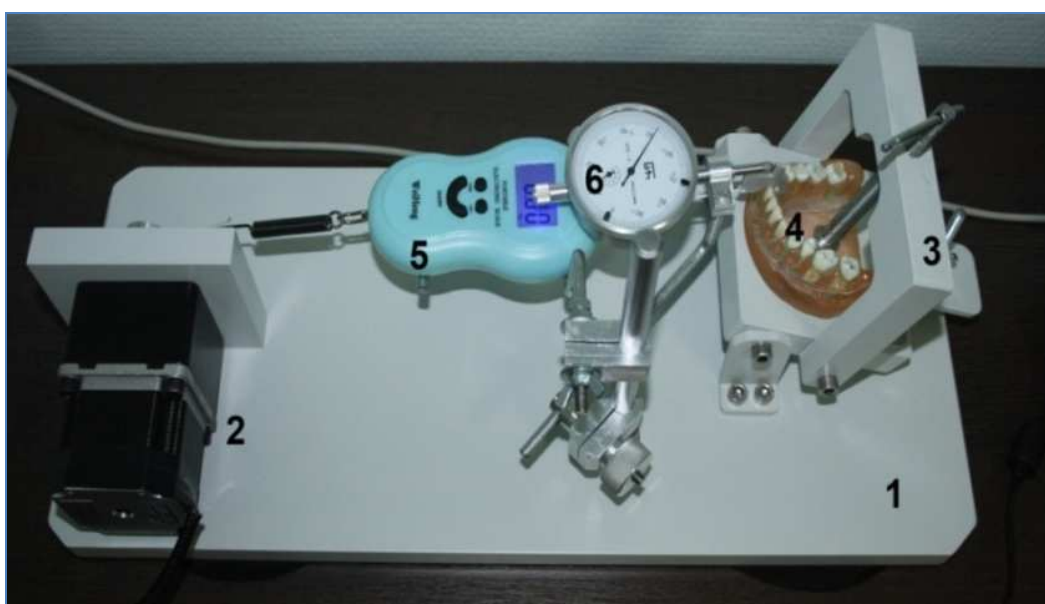


Рис. 3. Испытания на усталостную прочность: 1 – плита, 2 – шаговый двигатель, 3 – фиксатор протеза, 4 – испытательный стенд, 5 – модуль измерения нагрузки, 6 – индикатор линейных перемещений.

Шины фиксировали при помощи стеклоиономерных или композитных материалов в зависимости от конструкционного материала шины. К испытательному стенду прикладывалась постоянная нагрузка 40 Н в направлении, перпендикулярном вектору окклюзионной нагрузки.

Полирование образцов из титанового сплава, оксида циркония и полимера проводили специальными полирами для каждого из материалов в соответствии с рекомендациями фирмы-производителя NTI (Германия). Для прецизионного измерения шероховатости в наномасштабе применяли метод атомно-силовой микроскопии (АСМ).

Результаты и обсуждения

Для понимания процессов, ведущих к разрушению цементных соединений, нами была предложена механическая модель, описывающая деформационные и прочностные свойства системы «твердые ткани зуба – фиксирующий материал – иммобилизирующая шина», и получено её аналитическое решение при испытаниях на усталостное разрушение. В результате анализа установлено, что при использовании мягкой подвижной шины, например из полимера, деформация в адгезионном элементе модели ниже, чем в случае жесткой малоподвижной шины, например из титанового сплава или из оксида циркония. Выполненный анализ позволил установить, что разрушение пограничного слоя «шина – фиксирующий материал» для мягких шин может наступить быстрее, чем для жестких, а долговечность, например полимерных шин при циклических испытаниях, может быть меньше, чем у шин из титанового сплава или оксида циркония.

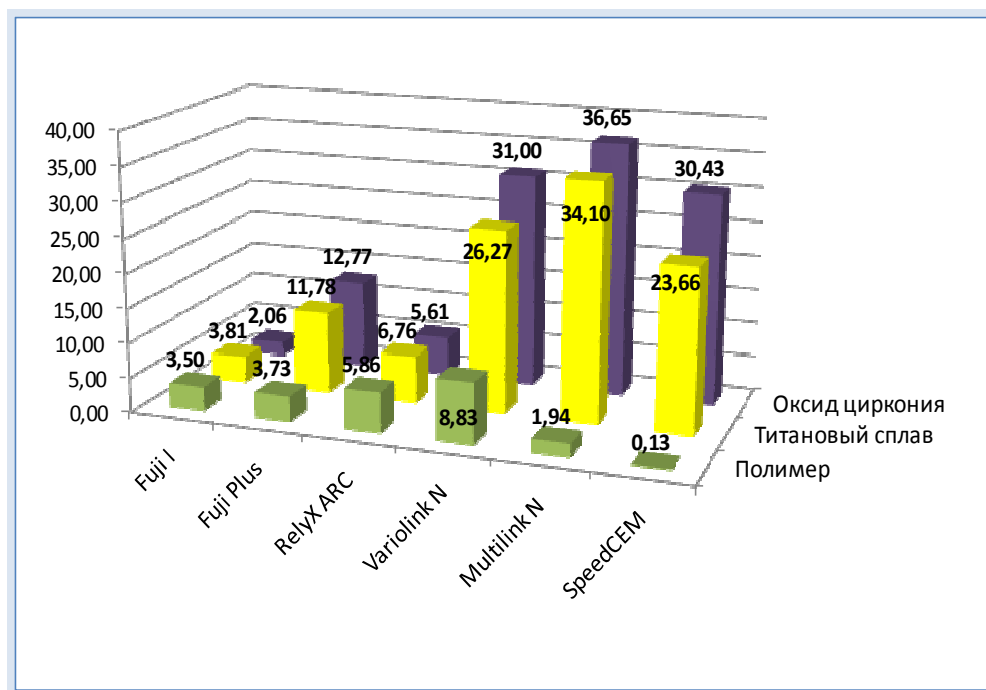


Рис. 4. Адгезионная прочность соединений «твердые ткани зуба – фиксирующий материал – конструкционный материал» на разрыв.

Наибольшая адгезионная прочность при испытаниях на разрыв наблюдалась у соединений Multilink N + оксид циркония ($36,65 \pm 1,99$ МПа) и Multilink N + титановый сплав ($34,10 \pm 1,73$ МПа), наименьшая – у SpeedCEM + полимер ($0,13 \pm 0,11$ МПа) (рис. 4).

Для изготовления фрезерованной иммобилизирующей шины получили оптический оттиск зубного ряда испытательного стенда для сопоставления их в программе САД. Для получения оптической (виртуальной) модели шины сканировали испытательный стенд сканером ZirkonZahn S600 5-TEC. По полученному оптическому оттиску на 3D-модели моделировали конструкцию шины, с учетом рельефа лингвальной поверхности зубов (рис. 5). Шина располагалась на расстоянии не менее 1,0 мм от края маргинальной десны. Толщина шины была 0,6 мм. Программа позволяла программировать промежуток между конструкцией шины и поверхностью зубов в 50 мкм. Далее САМ-модуль (фрезерный станок) фрезеровал точную копию виртуальной 3D-модели шины из различных материалов (рис. 6). Шины фрезеровали на фрезерном станке М-5 системы ZirkonZahn (Италия). Затем проводили пескоструйную обработку поверхности фрезерованной шины, обращенную в сторону зубов, частицами оксида алюминия размерами около 50 мкм под давлением 1 бар. После фиксации полировали специальными полирами фирмы NTI (в зависимости от выбранного материала) лингвальную поверхность иммобилизирующих шин. Фрезерованная монолитная иммобилизирующая шина отличалась высокой точностью прилегания к твердым тканям зуба, условиями для осуществления полноценных гигиенических мероприятий и изготавливалась с минимальным числом этапов в сравнении с традиционными методами.

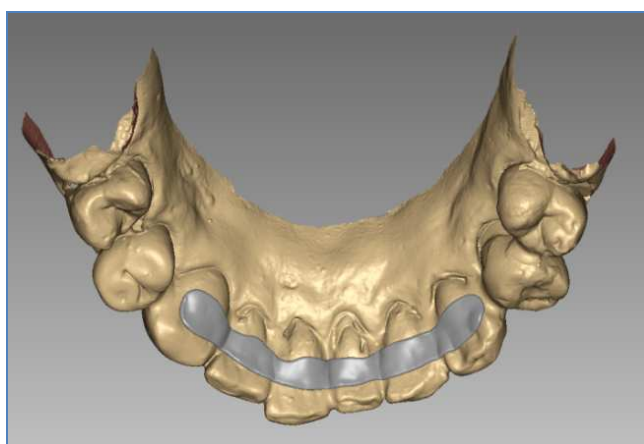


Рис. 5. Виртуальная 3D-модель нижней челюсти.

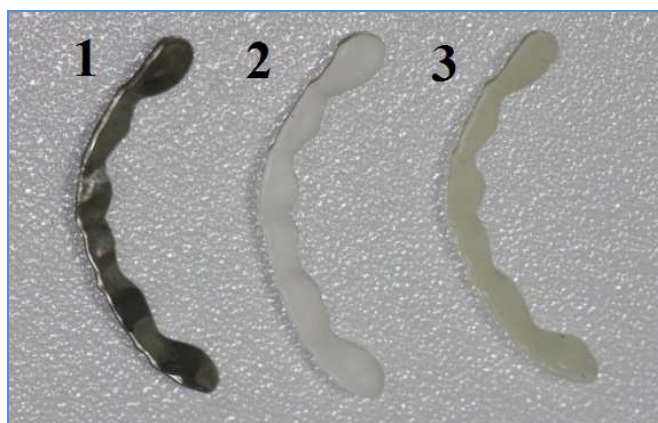


Рис. 6. Фрезерованные иммобилизирующие шины из: 1 – титанового сплава, 2 – оксида циркония, 3 – полимера.

Циклические испытания показали, что наибольшей выносливостью ($p < 0,05$) к знакопеременным нагрузкам обладали шины из титанового сплава, и особенно шины из оксида циркония, фиксированные композитом Multilink N – свыше 2 миллионов циклов, что равносильно почти 5 годам непрерывной эксплуатации шины (рис. 7). Шины из полимера, фиксированные цементом Variolink N, продемонстрировали наименьшую способность ($p < 0,05$) противостоять циклам «нагружение – разгрузка».

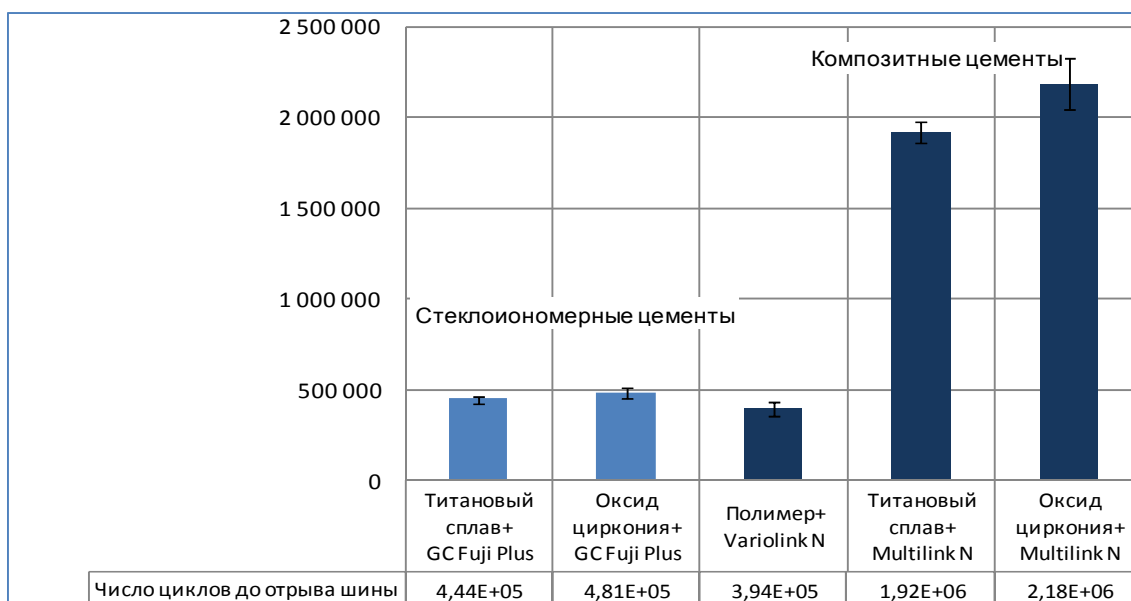


Рис. 7. Результаты циклических испытаний на отрыв шин из различных конструкционных материалов (титановый сплав, оксид циркония и полимер), фиксированных к поверхности естественных зубов стеклоиономерными и композитными материалами.

В данной работе мы изучили влияние обработки полированием специальными полирами в зуботехнической лаборатории на параметры шероховатости исследованных конструкционных материалов. Из всех образцов после фрезерования наибольшую шероховатость поверхности показал образец из полимера 850 ± 230 нм, после полирования – образец из титанового сплава 241 ± 41 нм. Оксид циркония имел наименьшую шероховатость из всех образцов как до 295 ± 45 нм, так и после полирования 25 ± 6 нм. Диапазон шероховатости исследованных конструкционных материалов по шкале R_a составил 25-5040 нм (5-13 классы чистоты обработки поверхности по ГОСТу 2789-59).

Отношение среднеарифметического значения шероховатости R_a до полирования к аналогичному значению после полирования составило: для титанового сплава $2,42\pm 0,82$, для оксида циркония $12,98\pm 4,92$, для полимера $14,24\pm 4,70$.

Заключение

На основании механических тестов на разрыв и усталостный отрыв выявлено, что максимальной адгезионной прочностью обладают образцы иммобилизирующих шин из оксида циркония, фиксированные к твердым тканям зуба композитом Multilink N ($p < 0,05$). Для шины из титана или оксида циркония лучшим явился фиксирующий материал Multilink N, а для полимерной шины – Variolink N ($p < 0,05$).

При использовании специальных полиров чистота поверхности исследованных конструкционных материалов существенно улучшается, однако относительное изменение шероховатости при полировании у разных материалов различается: у титанового сплава оно равно $2,42\pm 0,82$, оксида циркония – $12,98\pm 4,92$, полимера – $14,24\pm 4,70$ раз ($p < 0,05$).

В результате проведенных исследований рекомендовано проводить шинирование зубов рассмотренными фрезерованными иммобилизирующими шинами в два этапа. На первом этапе производится иммобилизация подвижных зубов полимерной шиной и традиционное комплексное лечение хронических заболеваний пародонта. На втором этапе (после завершения лечения в стадии ремиссии) выполняется замена полимерной шины на оксидциркониевую шину, как наиболее оптимальную по прочности фиксации, чистоте поверхности и эстетическим требованиям.

Список литературы

1. Арутюнов С.Д., Борисов Н.А., Косырева Т.Ф. Лечение болезней пародонта с применением современных материалов на основе полиэтиленовых волокон Риббонд // Проблемы нейростоматологии и стоматологии. – 1997. – С. 69-71.

2. Жолудев С.Е., Шустов Е.Л., Ворожцов Ю.Д. Шинирование зубов при заболеваниях пародонта // Уральский стоматологический журнал. – 2002. – № 1. – С. 42-44.
3. Копейкин В.Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта. - М. : Триада-Х, 1998. – 175 с.
4. Кузьмина Э.М. Стоматологическая заболеваемость России. – М. : МГМСУ, 2009. – 236 с.
5. Ряховский А.Н. Вантовые зубные протезы. Часть 1. Шинирование зубов // Стоматология. – 2003. – № 2. – С. 45-50.
6. Янушевич О.О. Заболевания пародонта. Современный взгляд на клинико-диагностические и лечебные аспекты. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 160 с.
7. Schulz A. The effect of splinting of teeth in combination with reconstructive periodontal surgery in humans / A. Schulz, R.D. Hilgers, W. Niedermeier // Clin. Oral Investig. – 2000. – Vol. 4, n. 2. – P. 98-105.
8. The World Oral Health Report 2003. Continuous improvement of oral health in the 21st century – the approach of the WHO Global Oral Health Programme. - Ed. by P.E. Petersen. – Geneva : World Health Organization, 2003. – 38 p.

Рецензенты:

Мальгинов Н.Н., д.м.н., профессор, проректор ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова (МГМСУ) Минздрава РФ», г. Москва.

Царев В.Н., д.м.н., профессор, заведующий кафедрой микробиологии, вирусологии и иммунологии, директор НИМСИ ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова (МГМСУ) Минздрава РФ», г. Москва.