

диатора не превышает 2–3 % от величины нагрева и является вполне удовлетворительной, так как составляет величину порядка погрешности измерений.

### ВЫВОД

Проведена экспериментальная верификация расчетной модели системы охлаждения мощного полупроводникового прибора [1–4]. Достигнуто хорошее согласие между экспериментальными и расчетными значениями температуры на верхней поверхности теплового радиатора.

### ЛИТЕРАТУРА

1. **Computer** simulation of a Pin-Fin Heat Sink with Fluid Cooling for Power Semiconductor Modules / I. Khorunzhii [et al.] // *Sensors and Materials*. – 2002. – Vol. 14. – P. 429–441.

2. **Model** of a Pin-Fin Heat Converter with Fluid Cooling for Power Semiconductor Modules / I. Khorunzhii [et al.] // *Int. J. Energy Res.* – 2003. – Vol. 27. – P. 1015–1026.

3. **Хорунжий, И. А.** Эффективный тепловой радиатор для мощных полупроводниковых приборов / И. А. Хорунжий, Д. С. Доманевский, Д. С. Бобученко // *Наука – образованию, производству, экономике: материалы 4-й Междунар. науч.-техн. конф.*; в 2-х т. – Минск: БНТУ, 2006. – Т. 2. С. 366–369.

4. **Хорунжий, И. А.** Компьютерное моделирование игольчатого радиатора с жидкостным охлаждением для мощного полупроводникового прибора / И. А. Хорунжий, Д. С. Доманевский, Д. С. Бобученко // *Изделия и технологии двойного назначения. Диверсификация ОПК: сб. науч. трудов и инж. разработок 7-й специализированной выставки Москва, 17–20 окт. 2006 г.* – М., 2007. – С. 359–369.

5. **Winterton, R. H. S.** *Heat Transfer* / R. H. S. Winterton. – Oxford University Press. – Oxford; New York, 1997. – 85 p.

6. **Жукаускас, А. А.** Конвективный перенос в системах теплообмена / А. А. Жукаускас. – М.: Наука, 1982.

7. **Кутателадзе, С. С.** Теплоперенос и гидродинамическое сопротивление / С. С. Кутателадзе. – М.: Наука, 1990.

Поступила 6.06.2007

УДК 615.472

## ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССА СНЯТИЯ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ ПУТЕМ РАЗРУШЕНИЯ ФИКСИРУЮЩЕГО ЦЕМЕНТА УЛЬТРАЗВУКОВЫМ ВОЗДЕЙСТВИЕМ

*Докт. техн. наук, проф. КИСЕЛЕВ М. Г., инж. ВЕРТИНСКАЯ А. П.*

*Белорусский национальный технический университет*

Современные зубные протезы достаточно длительное время (от 1 года до 10 лет) могут выполнять свою функцию по замещению дефектов зубов и зубных рядов. Однако в силу изменений, происходящих со временем в зубочелюстной системе человека, они имеют ограниченный срок службы и подлежат замене, для чего предусматривается процедура их снятия.

На сегодня применяются два принципиально отличных метода снятия фиксированных зубных протезов [1, 2]. Это разрушение конст-

рукции самого протеза путем механического распиливания его элементов с помощью алмазного стоматологического инструмента, а также снятие протеза с сохранением его целостности путем разрушения фиксирующего материала за счет воздействия на конструкцию различными видами энергии, включая энергию ультразвука. В частности, находят применение ультразвуковые аппараты Piezon Master 400 фирмы EMS (Швейцария), Cavitron, Enac и Neosonic, принцип работы которых основан на разрушении фиксирующего материала протеза при прохож-

дении ультразвуковых волн через границу раздела материалов с различными акустическими сопротивлениями. Однако такой механизм разрушения фиксирующего материала требует довольно продолжительного воздействия ультразвука, что сопровождается значительным нагреванием культи зуба и коронки (порядка 70 °С) и доставляет пациенту неприятные и даже болезненные ощущения. Кроме того, сама процедура выполняется путем последовательного озвучивания отдельных участков поверхности протеза, т. е. имеет место локальное воздействие ультразвука на фиксирующий материал, что не позволяет использовать указанные аппараты для снятия протезов, имеющих сложную конструкцию со значительной площадью фиксирующих поверхностей.

Поэтому разработка высокоэффективных, атравматичных и сохраняющих целостность протеза способов снятия фиксированных ортопедических конструкций представляет собой актуальную научно-техническую задачу, имеющую важное практическое значение для современной стоматологии. Понятно, что для ее успешного решения необходимо использовать иной, более эффективный механизм разрушения фиксирующего материала при ультразвуковом воздействии. Исходя из этого, авторами предложено осуществлять процесс ультразвукового снятия протезов зубов с применением жидкой фазы, в частности воды, которая широко используется в стоматологии при проведении многих процедур.

При обосновании необходимости применения жидкости с целью интенсификации процесса разрушения цемента были использованы следующие рассуждения. Как известно [3], распространение ультразвуковых волн в жидкости сопровождается возникновением акустической кавитации, которая вызывает кавитационную эрозию (разрушение) находящихся в ней твердых тел. При этом благодаря проявлению звукокапиллярного эффекта жидкость с высокой скоростью и на большую глубину проникает внутрь твердого тела, имеющего пористую или близкую к ней структуру, обуславливая тем самым активное расширение области кавитационного разрушения его материала. А под действием возникающих в жидкости акустических течений продукты этого разрушения постоянно

выносятся из зоны обработки, обеспечивая стабильные во времени условия ультразвукового воздействия на протекающие процессы.

Теперь, приняв во внимание, что применяемые для фиксации зубных протезов цементы по своей структуре в полной мере относятся к пористым материалам, можно утверждать, что целенаправленное использование указанных выше эффектов позволит существенным образом интенсифицировать процесс разрушения и повысить эффективность ультразвукового способа снятия ортопедических конструкций за счет применения жидкости.

Для подтверждения сформулированных на уровне рабочей гипотезы положений авторами был проведен комплекс экспериментальных исследований по изучению процесса разрушения фиксирующего цемента при использовании предложенного способа снятия зубных протезов.

**Методика проведения исследований.** В качестве объектов испытаний в первой серии экспериментов использовались модели зубных протезов, а во второй – их реальные конструкции, установленные на естественных зубах.

Один вид моделей состоит из стального стержня диаметром 7 мм, моделирующего культи зуба, и стального колпачка высотой 11 мм с диаметром отверстия 7,5 мм, выполняющего роль искусственной коронки зуба. Колпачок приклеивался к стержню с помощью цинк-фосфатного цемента «Унифас-2», применяемого для фиксирования конструкций зубных протезов. Предварительно для повышения адгезии цемента к металлу сопрягаемые поверхности деталей подвергались пескоструйной обработке.

Второй вид моделей был максимально приближен к реальной конструкции протеза зуба с искусственной коронкой. Они представляли собой полимерную подложку, соответствующую по форме и размерам естественному зубу человека, с приклеенной с помощью цемента «Унифас-2» коронкой. При этом использовались коронки трех видов: металлокерамические, цельнолитые и металлокерамические с гирляндой. Перед приклеиванием полимерная подложка обрабатывалась алмазным стоматологическим бором, а внутренняя поверхность коронки подвергалась пескоструйной обработке.

Для проведения натуральных испытаний использовались мостовидные протезы зубов, представленные Республиканской стоматологической поликлиникой. В них были зафиксированы зубы, оставшиеся после неудачного съема моста у пациента. Протезы имели металлокерамическую и цельнолитую конструкцию и крепились к культиям зубов при помощи цемента «Унифас-2». Кроме этих, использовались также мостовидные протезы с металлическими штифтами.

При проведении экспериментов в качестве источника ультразвука использовались ультразвуковой преобразователь (наконечник) для снятия зубного камня, входящий в комплект стоматологической установки Chirana, а также специально созданная для этих целей малогабаритная акустическая колебательная система. Она включала в себя пьезокерамический ультразвуковой преобразователь продольных колебаний, полуволновой конический концентратор и сменный полуволновой инструмент конической формы. Резонансная частота этой системы составляла 26 кГц, а амплитуда колебаний – 10–15 мкм. В одной серии экспериментов в качестве инструмента использовался концентратор ультразвукового хирургического аспиратора, диаметр выходного торца которого составлял 3 мм. При выполнении второй серии экспериментов применялся специально изготовленный конический полуволновой инструмент из стали X18H9T с внутренним ступенчатым отверстием, диаметр которого на его выходном торце был равен 5 мм при наружном диаметре инструмента в этом сечении 10 мм.

Применение инструментов с разной формой и размерами их выходного (рабочего) торца позволило в ходе исследований реализовать различные условия ультразвукового воздействия в процессе снятия зубных протезов, т. е. использовать разные схемы озвучивания их конструкций (рис. 1). В случае применения концентратора хирургического аспиратора озвучивание протеза и его моделей проводили, устанавливая его под определенным углом, составляющим  $(45 \pm 10)^\circ$  к жевательной поверхности коронки (рис. 1а). Такая схема введения колебаний приводит к возникновению в цементной связке сдвигающих усилий, действующих в двух взаимно перпендикулярных на-

правлениях, способствующих более эффективному ее разрушению.

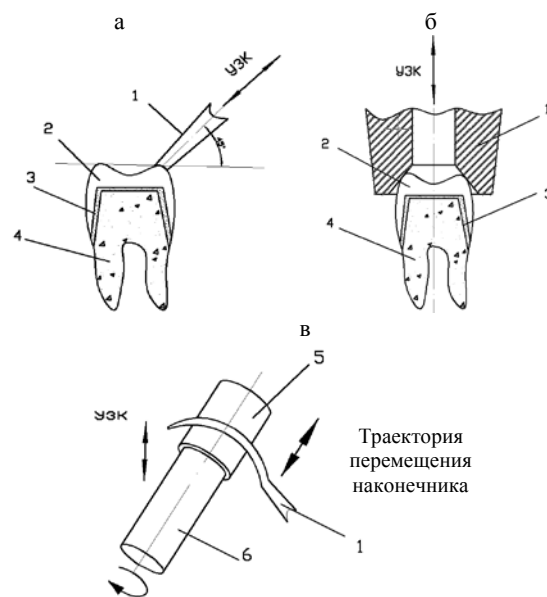


Рис. 1. Схемы озвучивания протезов и их моделей: а – при использовании концентратора хирургического аспиратора; б – то же концентратора; в – то же стоматологического наконечника; 1 – концентратор; 2 – коронка; 3 – цементная связка; 4 – культя зуба; 5 – модель коронки; 6 – модель зуба

На рис. 1б показана схема озвучивания конструкции протеза при использовании полого инструмента. В отличие от предыдущего в данном случае колебания направлены перпендикулярно жевательной поверхности коронки и воздействуют одновременно по всему замкнутому контуру.

Схема озвучивания модели зубного протеза при использовании стоматологического ультразвукового наконечника для снятия зубного камня приведена на рис. 1в. В связи с тем, что рабочий инструмент наконечника совершает преимущественно изгибные колебания, в этом случае они воздействуют перпендикулярно боковой поверхности коронки.

Во всех случаях для обеспечения надежного акустического контакта ультразвуковой инструмент за счет создаваемого от руки усилия прижимался к элементу конструкции зубного протеза или его модели. Время, необходимое для разрушения цементной связки, определялось с помощью секундомера и отсчитывалось с момента начала озвучивания исследуемой конструкции до полного разрушения связи ме-

жду ее элементами. О наступлении этого момента судили либо по выпадению зуба или штифта из места его закрепления, либо по резкому изменению частоты звука в сторону низких ее значений, возникающему в процессе озвучивания испытуемой конструкции протеза.

**Результаты исследований и их обсуждение.** Принимая во внимание значительный объем выполненных экспериментальных исследований, анализ полученных результатов целесообразно провести отдельно для каждой из схем озвучивания испытуемых конструкций протезов зубов и их моделей.

Исследование процесса снятия зубных протезов на металлических моделях проводили с использованием концентратора хирургического аспиратора. Конструкция модели озвучивалась согласно схеме, приведенной на рис. 1а. Для подтверждения выдвинутых выше предположений о роли жидкости в процессе ультразвукового снятия протезов были проведены сравнительные эксперименты по разрушению фиксирующего цемента без и с применением воды. В последнем случае перед озвучиванием конструкция модели или протеза погружалась в емкость с водой, т. е. предварительно смачивалась ею.

При озвучивании модели протеза без применения воды в течение продолжительного времени (до 10 мин) разрушение фиксирующего цемента не наблюдалось. Более того, в этом случае за счет граничной диссипации акустической энергии происходил интенсивный нагрев металлических элементов конструкции протеза, что является абсолютно недопустимым для реальных процедур снятия протезов.

Совершенно иная картина имела место при проведении экспериментов с применением воды. В этом случае продолжительность озвучивания модели составляла от 2 до 8 с. Причем этот момент характеризовался тем, что колпачок (модель коронки) начинал вращаться относительно цилиндрической поверхности стержня (модель культи зуба).

Как и предполагалось, присутствие воды привело к реализации механизма разрушения фиксирующего цемента за счет его кавитационной эрозии. Это однозначно подтверждается наблюдаемыми в ходе проведения экспериментов явлениями. Так, буквально с начала озвучивания

испытуемой конструкции происходило интенсивное диспергирование цемента, о чем свидетельствует соответствующая окраска воды, которая со взвешенными в ней частицами цемента активно эвакуировалась из-под коронки. При этом некоторая их часть под действием ультразвука расплывалась. Фотография элементов металлической модели протеза зуба после разрушения фиксирующего их цемента и продуктов разрушения приведена на рис. 2. После снятия коронки весь оставшийся цемент располагался на ее внутренней поверхности, которая была обильно смочена водой. Последнее обстоятельство свидетельствует о проявлении звукокапиллярного эффекта, обеспечивающего столь глубокое проникновение воды в зазор между коронкой и подложкой, заполненный фиксирующим цементом, т. е. материалом с пористой структурой.

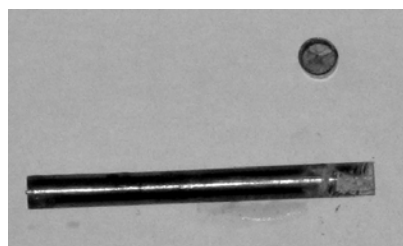


Рис. 2. Элементы металлической модели после разрушения фиксирующего цемента

При озвучивании модели с помощью конического концентратора (рис. 1б) наблюдалась следующая картина. В первые 10 с ультразвукового воздействия никаких видимых изменений не происходило, а затем начинались интенсивное диспергирование цемента и эвакуация его частиц вместе с водой из-под коронки. При этом время, необходимое для разрушения фиксирующего цемента, составляло от 17 до 36 с.

В случае использования стоматологического наконечника его рабочий конец для озвучивания всей поверхности коронки перемещали вдоль ее образующей, как показано на рис. 1в. Это потребовало больших затрат времени для разрушения фиксирующего цемента (от 36 до 53 с), хотя стадии протекания процесса снятия коронки и картина разрушения цемента были аналогичными выше рассмотренным случаям озвучивания конструкции модели зубного протеза.

Таким образом, полученные результаты экспериментальных исследований убедительно подтвердили высокую эффективность применения воды (жидкости) в процессе ультразвукового воздействия на конструкцию протеза. Установлено, что доминирующая роль в механизме этого разрушения принадлежит процессам кавитационной эрозии (диспергирования) материала цемента. Благодаря проявлению звукокапиллярного эффекта вода интенсивно заполняет пористую структуру цемента по всему объему фиксирующей прослойки, обуславливая тем самым высокую скорость ее кавитационного разрушения. Под действием акустических течений и переменного звукового давления продукты этого разрушения в виде мелкодисперсных частиц цемента вместе с водой активно эвакуируются из зоны сопряжения элементов конструкции протеза.

В серии экспериментов, посвященных исследованию процесса снятия зубных коронок на полимерных моделях зубов, были также применены три схемы озвучивания конструкции протезов с использованием различных концентраторов и в присутствии воды. Во всех случаях цельнолитые металлические коронки были сняты с полимерных моделей зубов (рис. 3), но за различное время озвучивания испытуемых конструкций. Наиболее эффективное разрушение фиксирующего цемента наблюдалось при использовании концентратора хирургического аспиратора (рис. 1а), с помощью которого коронка была снята за 6–8 с. При этом процесс ее снятия характеризовался протеканием тех же явлений, которые имели место в экспериментах с металлическими моделями. Следует отметить, что при снятии металлокерамических коронок каких-либо их повреждений не наблюдалось, что важно с точки зрения их последующего использования.

Для исследования процесса удаления штифтов и естественных зубов из мостовидных протезов использовался концентратор хирургического аспиратора. На удаление из протезов штифтов было затрачено минимальное время (на каждый штифт – менее 2 с). Момент разрушения цементной связки характеризовался выпадением штифта из места его крепления в конструкции протезов (рис. 4).



Рис. 3. Элементы полимерных моделей после разрушения фиксирующего цемента: а – с металлической цельнолитой коронкой; б – с металлокерамической коронкой; в – с металлокерамической коронкой с гирляндой

Отметим, что лишь незначительная часть цемента оставалась на внутренней поверхности коронки, а основная его часть была полностью разрушена за счет кавитационной эрозии. Из-под коронки вместе с водой выходили достаточно крупные частицы цемента (площадь – порядка 0,25 мм<sup>2</sup>).

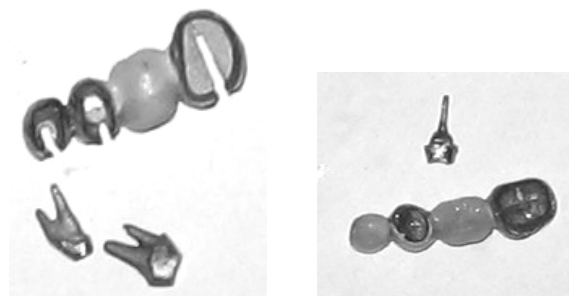


Рис. 4. Мостовидные протезы зубов и удаленные из них штифты

При удалении зубов продолжительность процедуры занимала от 8 до 10 с. В процессе озвучивания конструкции протеза из-под коронки вместе с водой эвакуировались частицы цемента, имеющие значительно меньший размер, чем при удалении штифтов. Момент разрушения цементной связки между зубом и коронкой характеризовался изменением частоты звука, после чего зуб легко вынимался рукой из места крепления в конструкции мостовидного протеза (рис. 5). При этом весь неразрушенный цемент оставался на внутренней металлической

поверхности коронки, что, очевидно, обусловлено более высокой его адгезией к металлу, чем к костной ткани зуба.



Рис. 5. Мостовидные протезы зубов и удаленные из них зубы

### ВЫВОДЫ

1. На основе анализа известных эффектов воздействия ультразвука на жидкость обосновано положение о том, что они могут быть использованы для интенсификации процесса разрушения фиксирующего цемента при ультразвуковом способе снятия конструкций зубных протезов. Так, за счет проявления звукокапиллярного эффекта жидкость под действием ультразвука с большой скоростью и по всему объему заполняет пористую структуру цемента, а его разрушение будет обусловлено возникающей в ней акустической кавитацией, вызывающей интенсивное диспергирование цемента. И, наконец, под действием акустических течений и переменного звукового давления продукты разрушения будут вместе с жидкостью активно эвакуироваться из зоны сопряжения элементов конструкции протеза.

2. Разработана методика проведения экспериментальных исследований, позволившая изучить процесс снятия зубных протезов как на моделях, так и на их реальных конструкциях с учетом продолжительности ультразвукового воздействия, направления введения колебаний и условий озвучивания испытываемой конструкции зубного протеза.

3. Экспериментально подтверждено, что применение воды при ультразвуковом способе снятия зубных протезов позволяет многократно интенсифицировать процесс разрушения фиксирующего цемента, гарантируя тем самым быстрое и успешное выполнение процедуры. Так, в экспериментах на металлических моделях на разрушение цемента было затрачено от 2 до

8 с, в то время как при отсутствии воды даже при озвучивании конструкции в течение 10 мин разрушить его не удалось.

4. На основе анализа наблюдаемых в ходе проведения экспериментов явлений установлено, что при ультразвуковом воздействии на конструкцию протеза в присутствии воды процесс разрушения фиксирующего цемента происходит главным образом за счет кавитационной эрозии, вызывающей его интенсивное диспергирование. При этом продукты разрушения в виде взвешенных в воде мелкодисперсных частиц цемента активно эвакуируются из зоны сопряжения элементов конструкции, что обусловлено совместным действием акустических течений и переменного звукового давления. За счет проявления звукокапиллярного эффекта обеспечивается глубокое проникновение воды в зазор между коронкой и подложкой, заполненный фиксирующим цементом, имеющим пористую структуру. Это подтверждается тем, что после снятия коронки оставшийся на ней цемент был обильно смочен водой.

5. Экспериментально доказана высокая эффективность предложенного способа разрушения фиксирующего цемента на реальных конструкциях зубных протезов. Так, время их озвучивания, необходимое для удаления штифтов, составило менее двух секунд, а для удаления естественных зубов – от 8 до 10 с. При этом важно отметить и то обстоятельство, что в процессе снятия металлокерамических коронок каких-либо их повреждений не наблюдалось, что важно с точки зрения их последующего использования.

### ЛИТЕРАТУРА

1. **Способ** и устройство для удаления коронки с возможностью повторного использования короноки: пат. 3655 А1 ВО, МПК 7А61С 3/16. / Watanebe Yuji; Заявл. 16.07.1998; опубл. 27.01.2000.
2. **Инструмент** для разрезания зубных коронок: пат. 1812976 А3 СУ, МПК 5А61С 3/16. / Р. Г. Гизатуллин, В. Б. Аббаров; заявл. 01.11.1990; опубл. 30.04.1993 // Официальный бюл. – 1993. – № 16.
3. **Ультразвук** / под ред. И. П. Голяниной. – М.: Сов. Энциклопедия, 1979. – С. 400.

Поступила 4.04.2007