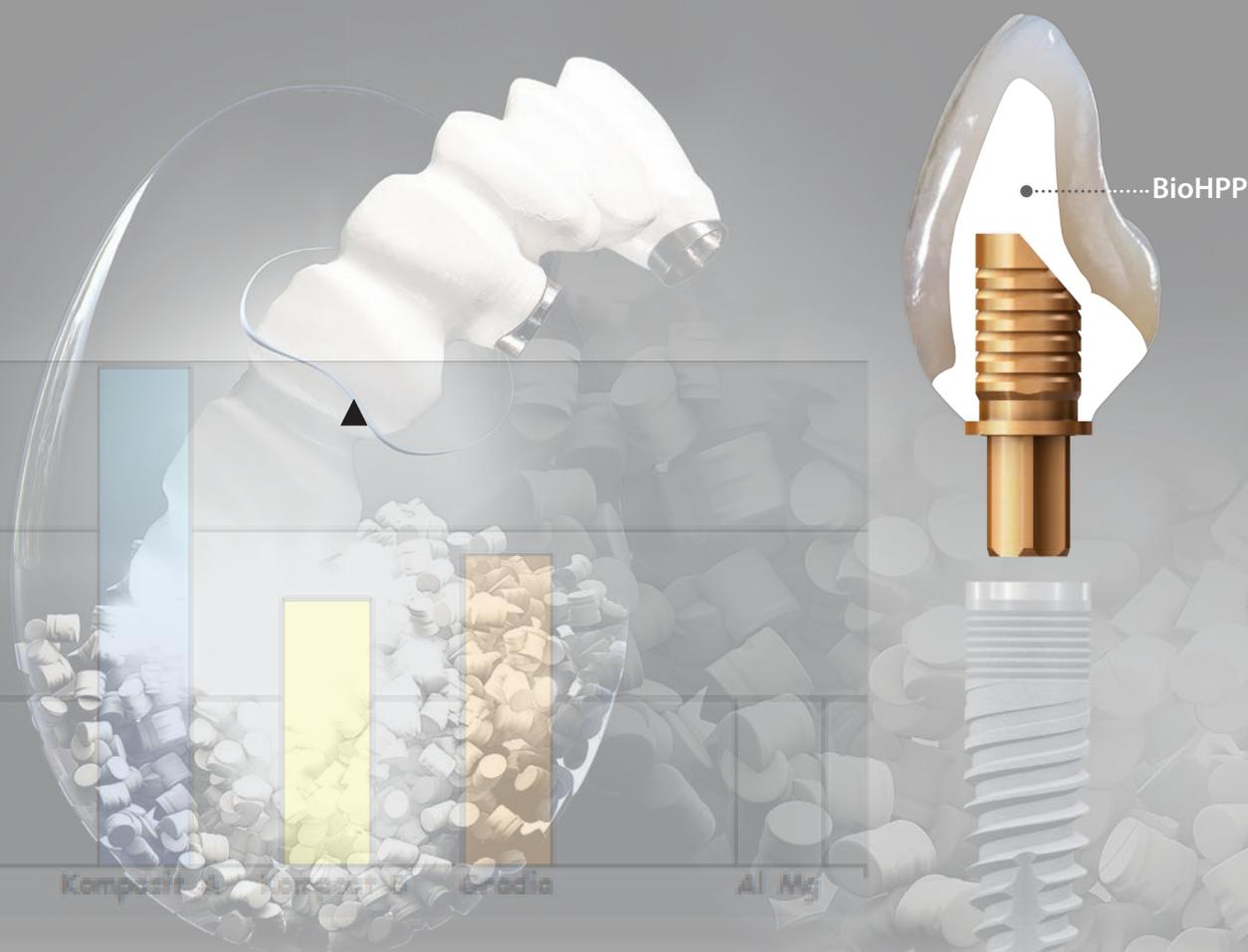


BioHPP Результаты научных исследований

2011–2018



BioHPP – новый класс материалов в протезировании

Содержание

Введение.....	4
Классификация промышленных полимеров.....	5
1 Определение свойств материала BioHPP.....	6
2 Лабораторное исследование BioHPP в телескопической системе.....	10
3 Прочность сцепления между ПЭЭК и облицовочными полимерами в зависимости от обработки поверхности в рамках испытания на сдвиг согласно EN ISO 10477.....	12
4 Влияние технологии изготовления на разрывную нагрузку мостов из ПЭЭК из трех компонентов.....	14
5 Исследование процесса очистки каркасного материала BioHPP.....	16
6 Возникновение оксидной пленки при подпрессовке предварительно изготовленных титановых абатментов с использованием BioHPP.....	18
7 Лабораторное исследование мостов из четырех компонентов на полимерных культях (TCML и испытание на разрыв): полностью анатомическая конструкция из фрезерованного и прессованного ПЭЭК.....	20
8 Проверка усилий отрыва между абатментом (титан, BioHPP) и колпачком (диоксид циркония, BioHPP) с углом раствора конуса 4°/8° для проверки различных цементов.....	22
9 Лабораторное исследование мостов из четырех компонентов на зубах человека (TCML и испытание на разрыв) с учетом различной морфологии каркаса и облицовки.....	24
10 Лабораторное исследование "In Vitro" стандартизированных мостов из трех компонентов.....	25
11 Разрушающие нагрузки и характер разрушений различных фиксированных протезов из ПЭЭК с облицовкой.....	26
12 Накопление бактерий на BioHPP.....	28
13 Влияние различных методов обработки поверхности на краевой угол смачивания и шероховатость поверхности.....	30
14 Исследование краевой потери костной ткани в области имплантата при немедленной нагрузке. Сравнение несъемного цельного бюгельного протеза с металлической структурой со структурой из полиэфирэфиркетона.....	34
15 Клиническое и экспериментальное исследование гибридного абатмента из ПЭЭК и титана с керамическим усилением в условиях немедленной нагрузки при использовании керамической коронки.....	36
16 Поведение ткани вокруг имплантатов из не содержащих металла материалов: экспериментальное исследование на собаках.....	39
Список литературы.....	42

Введение

Каркасные материалы с природными свойствами — от PEEK (ПЭЭК) до BioHPP

Вот уже свыше 35 лет ПЭЭК применяется в медицине в качестве материала для имплантатов (протезы пальцев, промежуточное вещество позвоночника и протезы тазобедренного сустава). Преимуществом материала является высочайшая биосовместимость, обеспечивающая возможность интеграции протезов в кости. Кроме того, механические свойства материала очень близки к свойствам костного скелета.

ПЭЭК (полиэфирэфиркетон) представляет собой высокоэффективный полимер и является важнейшим представителем группы полиарилэфиркетонов. ПЭЭК — это биоинертный материал, который можно использовать для имплантации в человеческом теле. При этом он отличается эластичностью, которая больше соответствует свойствам костей человека, нежели сплавы на основе титана, которые применяются, к примеру, для протезирования суставов.

Изготовление имплантатов из ПЭЭК вместо данных сплавов позволяет снизить нагрузку на кости и ткани по сравнению с металлическими материалами. Благодаря этому уменьшается риск резорбции костной ткани под воздействием имплантата. В то время как в хирургии ПЭЭК используется по упомянутым ранее показаниям на протяжении уже нескольких десятилетий,

в стоматологии данный материал применяется не так давно. Для изготовления протезов с использованием медицинской продукции на основе ПЭЭК компания bredent предлагает материал BioHPP в виде гранулов, таблеток и дисков для фрезеровки системой CAD/CAM, для обработки в стоматологической лаборатории.

BioHPP представляет собой модифицированный ПЭЭК, обогащенный минеральными наполнителями (до 30 %) и допущенный к применению в стоматологии (класс IIb согласно закону о продукции медицинского назначения). Таким образом компания bredent изменила специфические свойства вещества для применения его в качестве каркасного материала. При этом биологические свойства основного полимера ПЭЭК не изменились, а, напротив, значительно улучшились с точки зрения возможности комбинирования материалов (например, облицовочные композиты и системы адгезивного сцепления) и механических свойств (например, эластичность и прочность на изгиб).

Данный общий обзор результатов различных исследований содержит описание свойств и преимуществ по сравнению с обычными материалами, как диоксид циркония и стоматологические литые сплавы.

Ваш bredent group

Классификация промышленных полимеров

В стоматологической отрасли понятие «высокоэффективный полимер» часто имеет неоднозначный смысл. С химической точки зрения определение вытекает из рабочей температуры при непрерывной эксплуатации, которая превышает 150 °С. В сочетании с превосходными механическими свойствами это относит ПЭЭК к отдельному классу по сравнению со стандартными и техническими полимерами.

Благодаря добавлению минеральных наполнителей BioHPP также является материалом наивысшего класса, свойства которого значительно превосходят специфические свойства ПЭЭК. Механические преимущества BioHPP (высочайшая способность к полированию, сцепление материалов и т. д.) делают его идеальным материалом для применения в стоматологии.

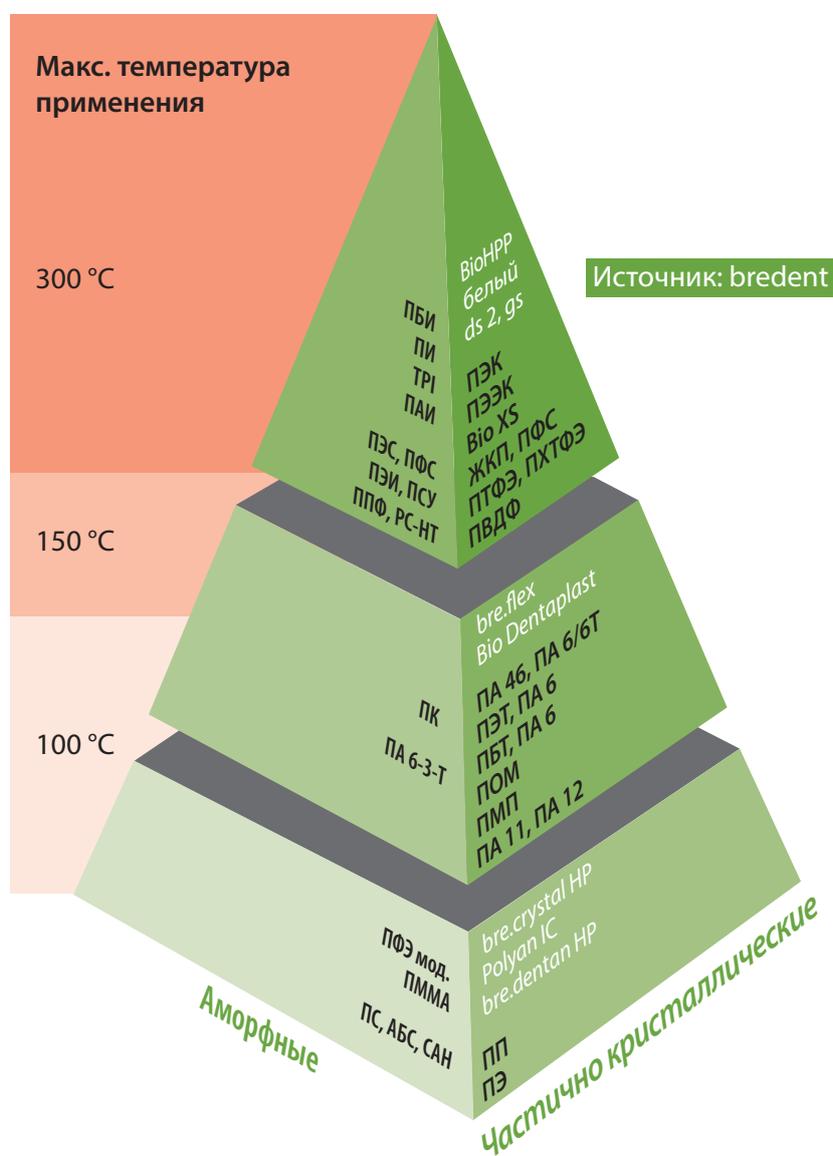


Рис. 1: Пирамида полимеров наглядно демонстрирует классификацию стандартных, технических и высокоэффективных полимеров.

1 Определение свойств материала BioHPP^{1,2)}

Проф. Роланд Гобель (Roland Göbel), д-р
Анжелика Жанни (Angelika Rzanny)
Университетская клиника Йены
Поликлиника стоматологического протезирования и материаловедения



Цель работы — материаловедческое исследование полимера ПЭЭК BioHPP белого цвета. Наряду с прочностью на изгиб, модулем упругости и твердостью было проведено исследование таких свойств материала, как поверхностные характеристики, склонность к истиранию и изменению цвета, а также прочность сцепления с крепежными композитами.

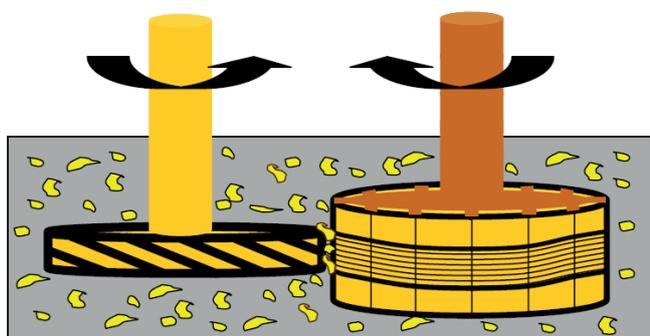


Рис. 2: Принципиальная схема разработанной De Gee машины для испытания на истирание с использованием 3 сред (Willytec).³

Стойкость BioHPP к истиранию по сравнению с различными облицовочными композитами и амальгамой в качестве наполнителя.

Стойкость на истирание была определена при помощи машины для испытания на истирание с использованием 3 сред (Willytec) по разработанному De Gee методу. В колесо для проведения испытания были заложены образцы, в качестве сравнительного материала использовался сплав AlMg той же твердости, что и дентиновая масса из амальгамы и Gradia. После шлифования укомплектованного колеса при помощи алмазного диска для грубой, а затем тонкой шлифовки (прижимное усилие = 15 Н) было проведено испытание на истирание с прижимным усилием 20 Н. В качестве промежуточной среды использовалась основа для зубного порошка HS RMS 11000015. Было установлено, что склонность BioHPP (рис. 2) к истиранию в 1,5 раза ниже (по сравнению со сплавом AlMg той же твердости, что и амальгама = 1). Из этого можно сделать вывод, что окклюзионные поверхности из BioHPP менее подвержены истиранию по сравнению с другими облицовочными материалами. В свою очередь, живые зубы, контактирующие с BioHPP, изнашиваются меньше, нежели в случае с керамическими материалами.

Степень истирания

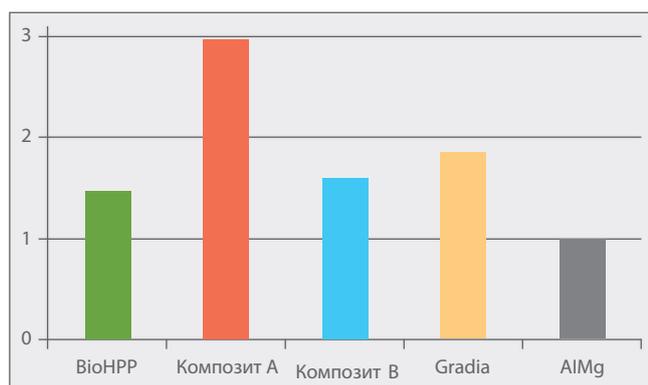


Рис. 3: Склонность BioHPP и различных облицовочных композитов к истиранию по сравнению со сплавом AlMg.⁴⁾

¹⁾ Vgl. Rzanny A, Goebel R, Küpper H. PEEK — ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial. ZWR — Das Deutsche Zahnärzteblatt. 2015;123:608-13.

²⁾ Vgl. Rzanny A, Göbel R, Facht M. BioHPP — Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen. Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.

³⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 5.

⁴⁾ Rzanny, PEEK — ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 611.

⁵⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 9.

⁶⁾ Там же, 12.

Склонность к изменению цвета ΔE

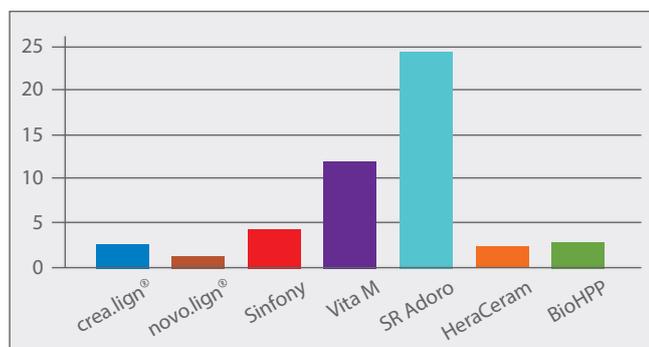


Рис. 4: Склонность BioHPP к изменению цвета ΔE после выдержки в кофе, чае, табаке, красном вине и метиленовом синем.⁵⁾

Шероховатость поверхности [мкм]

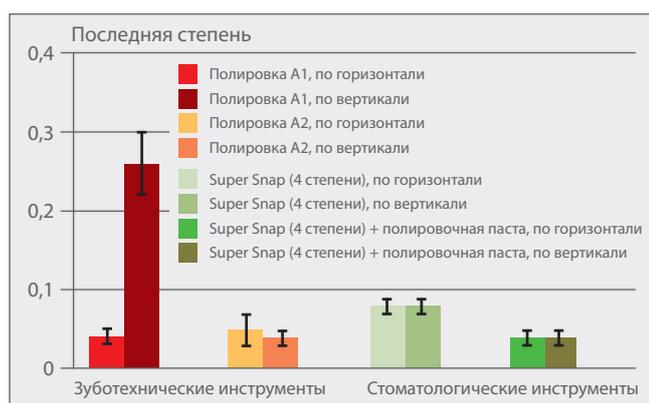


Рис. 5: Шероховатость поверхности BioHPP в горизонтальной и вертикальной плоскости относительно направления обработки после полировки различными методами.⁶⁾

Зуботехническая обработка с использованием наконечника (A1/A2):

1. Твердосплавная фреза (с грубым разнонаправленными зубьями) (№ H194GH40), малое прижимное усилие, 6000–8000 об/мин
2. Конический наконечник Diagen-Turbo-Grinder, зеленый (№ 34000150), малое прижимное усилие, 6000–8000 об/мин.
3. Резиновый полировочный валик Ceragum (№ PWKG0650), совсем маленькое прижимное усилие, 6000–8000 об/мин.
4. Щетка из козьей шерсти с пемзой, тонкая, маленькая (№ 35000550), 5000 об/мин.
5. Щетка из козьей шерсти с пастой Abraso Starglanz (REF 35000550), хлопковый полировальный круг (REF 35000650) без полировочного состава, 6000–8000 об/мин.

Зубоврачебная обработка с применением углового наконечника на стоматологической установке (B):

полировальные диски Super Snap (Shofu) в следующей последовательности: грубый, средний, тонкий, сверхтонкий, полировочная паста DirectDia на диске Super-Snap Buff Disk (Shofu) на 10 000 об/мин.

Склонность BioHPP к изменению цвета

Для определения склонности к изменению цвета под воздействием внешних факторов испытываемые образцы были помещены в различные смеси (кофе, чай, табак, красное метиленовый, метиловый синий, дистиллированная вода), где выдерживались при температуре 37 °C в течение 4 недель. Степень изменения цвета по сравнению с контрольным образцом (хранение при температуре 37 °C в сухом темном месте) была измерена при помощи аппарата ShadeEye-NCC (Shofu, Ратинген), который работает на базе системы CIELAB и выводит данные о цветовом тоне, светлоте и насыщенности в виде значений $L^*a^*b^*$. На основании стандартного отклонения был определен разброс значений $L^*a^*b^*$ относительно контрольного образца. Полученное таким образом значение было обозначено как степень изменения цвета V. Для определения совокупного отклонения изменившего цвет испытуемого образца относительно контрольного образца из 3 компонентов было вычислено значение цветового различия ΔE. ΔE представляет собой величину цветового различия, визуально видимого в благоприятных условиях.

Средняя склонность novo.lign и BioHPP к изменению цвета под воздействием внешних факторов в таких испытательных средах, как кофе, чай, табак, красное вино и метиленовый синий, составила 1,2 и 2,6, что является очень низким показателем (рис. 4).

Шероховатость поверхности и характеристики BioHPP при полировке

Самым важным условием для сведения к минимуму зубного налета является очень гладкая поверхность. Только так можно поддерживать чистоту протеза в течение длительного времени и упростить процесс его очистки. Для определения качества поверхности использовались образцы длиной 20 мм, шириной 10 мм и толщиной 3 мм, поверхность которых была обработана следующим образом: зуботехническая обработка без круговых движений (A1), последующая зуботехническая обработка с круговыми движениями (A2) и зубоврачебная обработка (B).

После зуботехнической и зубоврачебной обработки шероховатость поверхности составила 0,04 мкм (рис. 5). Для достижения столь высокого качества поверхности необходимо в точности соблюдать стратегию полировки. Это связано с тем, что традиционные стратегии полировки композитов не позволяют достигать приемлемой шероховатости поверхности.

Анализ структуры

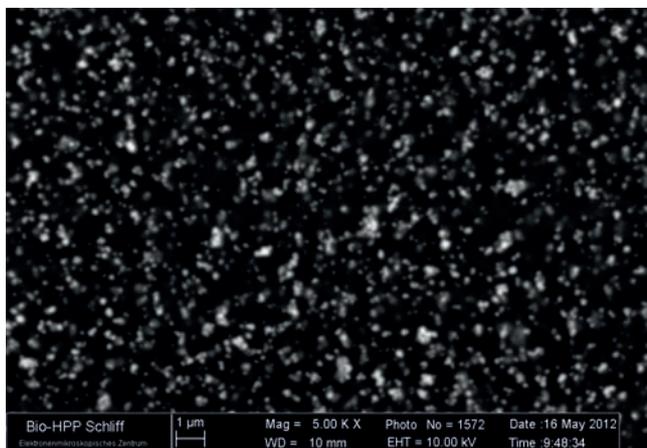


Рис. 6: Структура BioHPP⁷⁾.

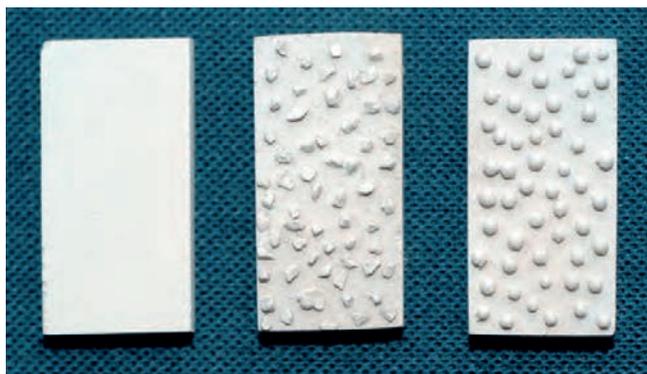


Рис. 7: Испытуемые образцы BioHPP с поверхностью, обработанной различными способами (слева: шлифовка, центр: кристаллы, справа: шарики).⁸⁾

Прочность на сдвиг при сжатии [МПа] фрезерованного BioHPP — клей DTK

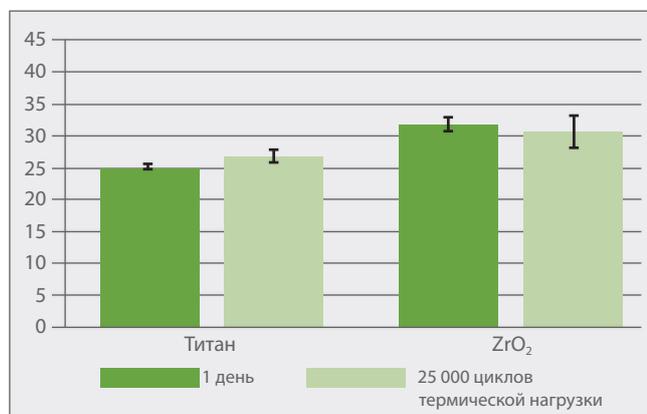


Рис. 8: Прочность на сдвиг при сжатии вариантов сцепления BioHPP/клей DTK/титан и BioHPP/клей DTK/диоксид циркония через 1 день и после 25 000 циклов термической нагрузки.⁹⁾

Измерение прочности сцепления испытуемых образцов пластинок BioHPP с различными стоматологическими материалами

Испытания на сдвиг при сжатии проводились с использованием универсальной испытательной машины Zwick Z 005. Скорость траверсы составляла 1 мм/мин. В каждой серии было изготовлено от 1 до 3 испытуемых образцов (исходное значение) или 4 испытуемых образца (искусственное старение). Таким образом была определена прочность сцепления BioHPP с облицовочным композитом combo.lign и крепежным клеем для композитных материалов DTK. Испытуемые образцы из BioHPP изготавливались различными методами. При использовании первой технологии на образец посредством прессования были нанесены макроретейнеры в виде шариков и кристаллов. При фрезеровании посредством системы CAD/CAM были созданы варианты образцов с гладкой поверхностью.

Поверхность всех образцов была подвергнута пескоструйной обработке с применением порошка корунда (110 мкм, 3 бар) (см. также рис. 7 и 9а):

1. BioHPP (фрезерованный): 20 × 10 × 2 мм, visio.link (90 с в Dentacolor XS). На поверхность образца из BioHPP было наложено металлическое кольцо, введен опакер combo.lign, затем образец был на 10 минут помещен в темное место и подвергнут световой обработке в Dentacolor XS в течение 90 с.

2. BioHPP (прессование с шариками): 20 × 10 × 2 мм, visio.link (90 с в Dentacolor XS), опакер combo.lign (90 с в Dentacolor XS), в наложенное на поверхность образца BioHPP металлическое кольцо был введен опакер combo.lign, затем образец был на 10 минут помещен в темное место и подвергнут световой обработке в Dentacolor XS в течение 90 с.

3. BioHPP (прессование с кристаллами): 20 × 10 × 2 мм, visio.link (90 с в Dentacolor XS), опакер combo.lign (90 с в Dentacolor XS), в наложенное на поверхность образца BioHPP металлическое кольцо был введен опакер combo.lign, затем образец был на 10 минут помещен в темное место и подвергнут световой обработке в Dentacolor XS в течение 90 с.

Значения прочности сцепления BioHPP с крепежным композитом combo.lign приведены на рис. 9а. Прочность на сдвиг при сжатии в 25 МПа осталась неизменной даже после искусственного старения. Нанесение макроретейнеров (шарики, кристаллы, рис. 7) позволило повысить прочность сцепления до 40 МПа. Установленная в ходе лабораторных испытаний прочность сцепления BioHPP с поверхностями из титана и диоксида циркония (клей: DTK) приведена на рис. 8. Измеренный показатель для титана составил 25 МПа, для диоксида циркония — 32 МПа,

Прочность на сдвиг при сжатии [МПа] BioHPP – combo.lign



Рис. 9а: Прочность сцепления BioHPP с combo.lign на сдвиг при сжатии на поверхностях с различной обработкой через 1 день и после 25 000 циклов термической нагрузки.¹⁰⁾

при этом после 25 000 циклов термической нагрузки значительного снижения прочности сцепления не наблюдалось.

Как показано на рис. 9б, стандартные каркасные материалы, как благородный металл, диоксид циркония или НБМ, демонстрируют аналогичные или более низкие показатели прочности сцепления. При этом также была проверена прочность сцепления материала с облицовочным материалом combo.lign после искусственного старения и 25 000 циклов термической нагрузки (ЦТН). В соответствии со стандартом DIN EN ISO 10477:2005-01 клинически безопасный уровень прочности сцепления достигается при показателях от 20 до 22 МПа.

Примечание редакции: Надежное сцепление как с облицовочным, так с крепежным материалом решающим образом влияет на продолжительность ношения и срок службы протеза. Залогом хорошего сцепления является повышение шероховатости поверхности.

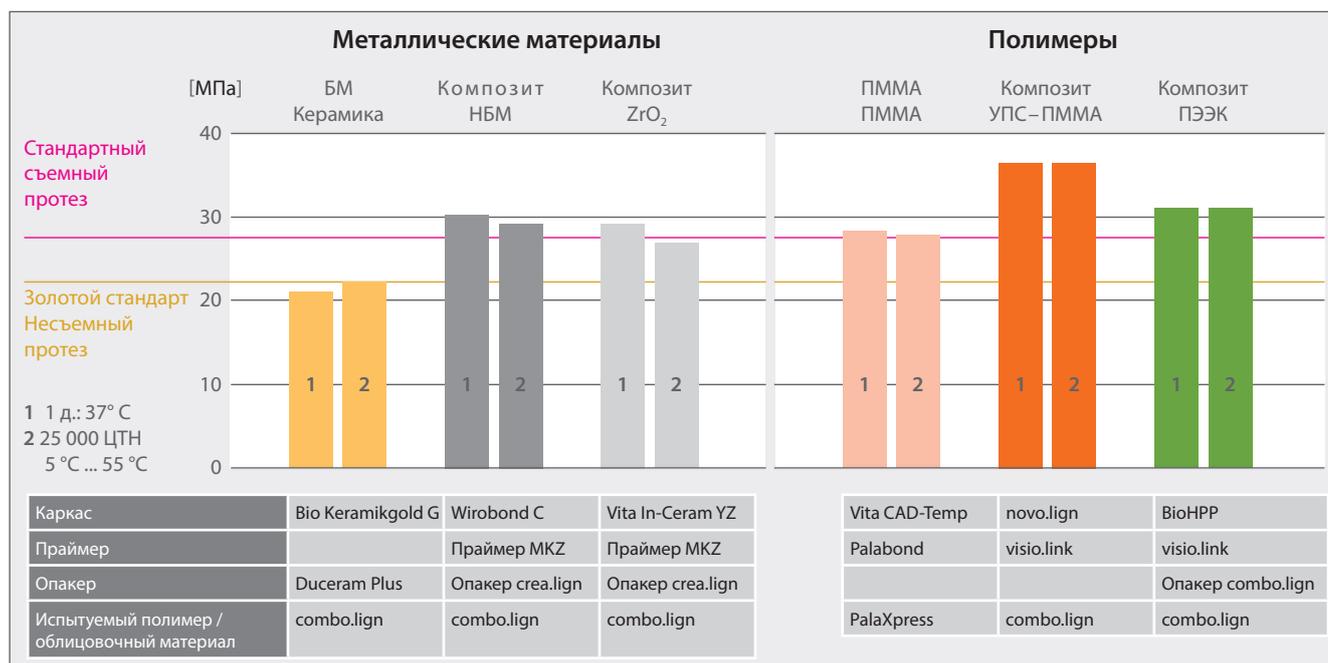


Рис. 9б: Прочность сцепления combo.lign с металлическими каркасными материалами и полимерами на сдвиг при сжатии.¹¹⁾

⁷⁾ Там же, 18.

⁸⁾ Rzanny, PEEK — ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 612.

⁹⁾ Там же, 612.

¹⁰⁾ Там же

¹¹⁾ Göbel R, Rzanny A. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe. Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.

2 Лабораторное исследование BioHPP в телескопической системе¹²⁾

Д-р Франц-Йозеф Фабер
(Franz-Josef Faber),
д-р Губерт Роггендорф
(Hubert Roggendorf),
д-р Надин Хольцер
(Nadine Holzer)
Кёльнский университет Центр
стоматологии и челюстно-
лицевой хирургии



Целью настоящей работы является измерение усилия отрыва отдельных цилиндрических телескопических элементов. Проведена проверка влияния старения и гидравлических факторов на прочность сцепления. В рамках данного исследования было установлено, в каких комбинациях материала наблюдается износ материала или снижение трения с учетом частоты введения. На основании полученных результатов было определено оптимальное сочетание первичного и вторичного телескопических элементов. Исходное усилие отрыва составляло от 2 до 3 ньютонов. Более высокое значение при применении отдельного телескопического элемента может привести к повреждению опорного аппарата зуба.

Дополнительно были опробованы и определены идеальные условия изготовления вторичных элементов из BioHPP с точки зрения подготовки паковочной массы, температуры предварительного подогрева и обработки внутренних поверхностей.

Ноблегородный металл



Оксид циркония



BioHPP, прессованный



BioHPP, фрезерованный



Анализ кривых изменения трения при применении различных стоматологических каркасных материалов

В ходе испытания на разрыв была измерена сила сцепления цилиндрических телескопических коронок ($\varnothing = 6$ мм, высота = 5 мм) в сухом состоянии и под водой. Для проверки влияния старения было произведено многократное соединение и разъединение коронок (n макс. = 10 000 циклов). В ходе первых 100 циклов соединения сила сцепления впервые была измерена после 10 перемещений. После этого сила сцепления была однократно измерена после 1000 и 10 000 циклов. При испытании некоторых коронок в ходе первых проверок скорость перемещения изменялась (от 10 до 200 мм/мин) для проверки влияния гидравлических факторов на сцепление телескопических коронок.

Рис. 10: Первичные элементы из 3 каркасных материалов.¹³⁾

¹²⁾ Vgl. Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H: In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik. Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.

¹³⁾ Faber, In-vitro-Untersuchungen in der Teleskoptechnik, 2013.

¹⁴⁾ Там же

¹⁵⁾ Там же

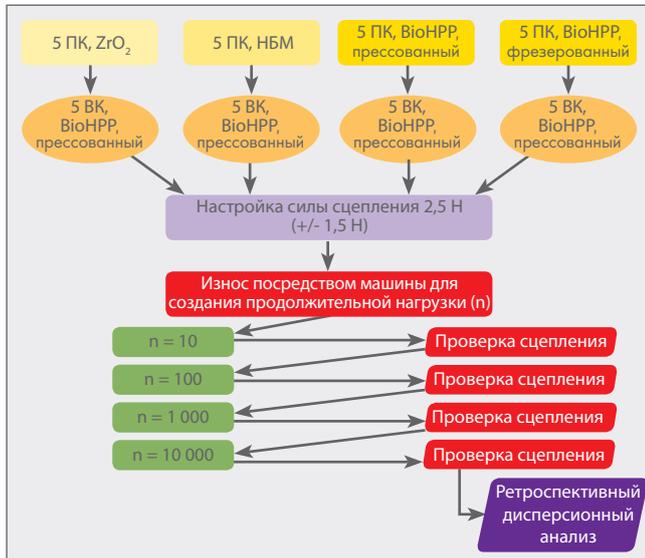


Рис. 11: Сочетание первичного и вторичного телескопических элементов и процесс испытания.¹⁴⁾

Сила сцепления в [Н]

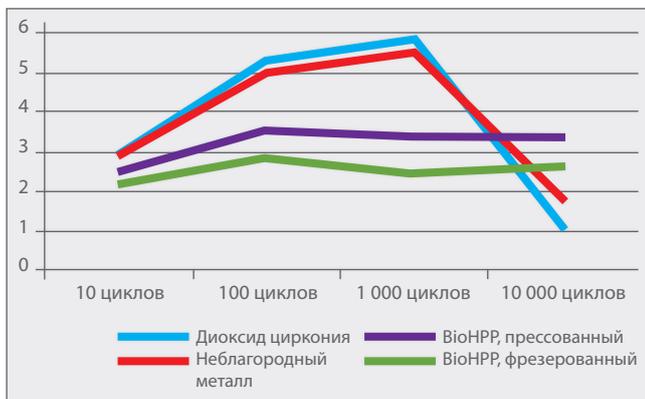


Рис. 12: Усилие отрыва (снижение трения) телескопических коронок из BioHPP на первичных коронках из различных материалов (диоксид циркония, CoCr, прессованный BioHPP, фрезерованный BioHPP).¹⁵⁾

После 10 000 циклов износа показатели усилия отрыва всех телескопических систем в среднем находились в клинически приемлемом диапазоне. В ходе первых 1000 циклов сила сцепления всех испытуемых образцов возросла. После этого сила сцепления вторичных элементов на первичных элементах из BioHPP оставалась более или менее постоянной. Показатели силы сцепления вторичных элементов на первичных элементах из НБМ и оксида циркония демонстрировали большую изменчивость в диапазоне от 0,72 до 13,15 Н. Исходя из полученных значений силы сцепления, BioHPP можно использовать в качестве окончательного материала для телескопических коронок. В сочетании с первичными элементами из более твердых материалов, как диоксид циркония или НБМ, ожидается больший разброс значений усилия отрыва. Предпочтительным является применение первичных элементов из BioHPP со вторичными элементами из BioHPP.

Примечание редакции: Результаты показывают, что комбинация первичных и вторичных элементов из BioHPP является оптимальной с точки зрения потери трения. Преимуществом для пациента является чрезвычайная простота введения протеза при оптимальном сцеплении. Исходная сила трения устанавливается при изготовлении вторичного телескопического элемента посредством регулировки расширения. Путем чистовой полировки внутренних поверхностей при помощи щеток из шерсти можно индивидуально отрегулировать общее трение в зависимости от количества телескопических элементов. Еще одним преимуществом телескопических элементов из BioHPP является простота изготовления. Так, например, возможно последующее изготовление при помощи оттиска альгинатной массой при уже установленных стационарных первичных телескопических элементах.

3 Прочность сцепления между ПЭЭК и облицовочными полимерами в зависимости от обработки поверхности в рамках испытания на сдвиг согласно EN ISO 10477 ¹⁶⁾

Д-р Франц-Йозеф Фабер (Franz-Josef Faber),
 д-р Губерт Роггендорф (Hubert Roggendorf),
 д-р Франциска Айсбернд (Franziska Elsbernd)
 Кёльнский университет
 Центр стоматологии и
 челюстно-лицевой хирургии



Проверка прочности сцепления между каркасным материалом — в данном исследовании были рассмотрены 3 высокоэффективных полимера — была проведена посредством испытания на сдвиг при сжатии в соответствии с требованиями стандарта EN ISO 10477. Испытуемые образцы были изготовлены из 3 различных каркасных материалов на основе ПЭЭК (PEEK-Optima, фрезерованный BioHPP, прессованный BioHPP). Все 3 материала прошли процедуру кондиционирования различными методами (Al₂O₃ и Rocatec), а затем были обработаны 3 разными адгезионными составами и подвергнуты полимеризации. На подготовленные поверхности были нанесены 3 различных опакера (combo.lign, combo.lign Opaque, Sinfony). После измерения все образцы были состарены путем термоциклирования (71 ч при температуре 37 °C), что позволило смоделировать последствия ношения в течение 5 лет.

Все высокоэффективные полимеры на основе ПЭЭК непрозрачны и из эстетических соображений подвергаются облицовке с использованием облицовочных композитов. Для повышения прочности сцепления облицованных поверхностей применяются различные технологии предварительной обработки. В данной работе была проанализирована прочность сцепления каркасного материала со стандартными облицовочными материалами различных поставщиков в зависимости от метода кондиционирования.

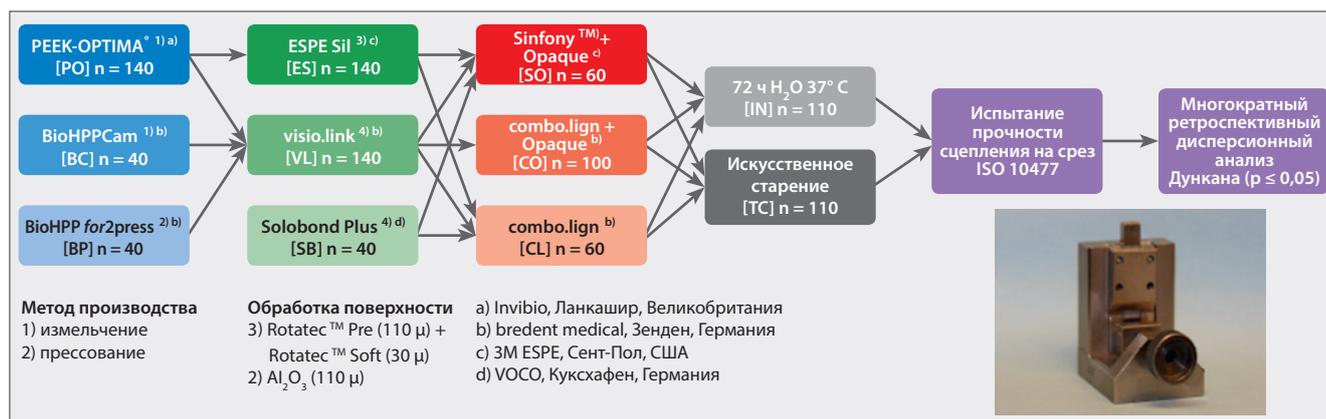


Рис. 13: Комбинации материалов, ход испытания и анализ.¹⁷⁾

¹⁶⁾ Vgl. Schulte F. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbereitung [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁷⁾ Elsbernd (Schulte) F, Faber FJ, Roggendorf H. Bond Strength of different Composites to Polyetheretherketon (PEEK) (Poster]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁸⁾ Там же

¹⁹⁾ Там же

²⁰⁾ Там же

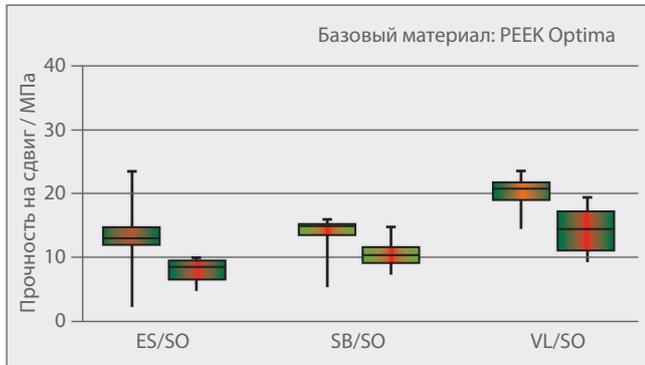


Рис. 14: При применении Sinfony+Opaker прочность сцепления после старения значительно снизилась. Наилучшие результаты были получены при применении visio.link ($p < 0,05$).¹⁸⁾

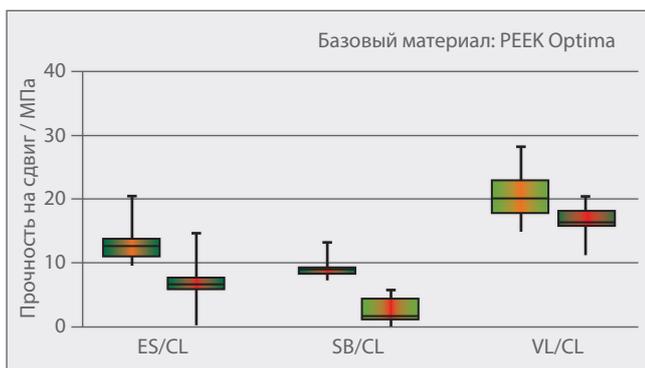


Рис. 15: Самые низкие показатели после старения были получены при применении Solobond Plus. Результаты испытания combo.lign и Sinfony+Opaker аналогичны.¹⁹⁾

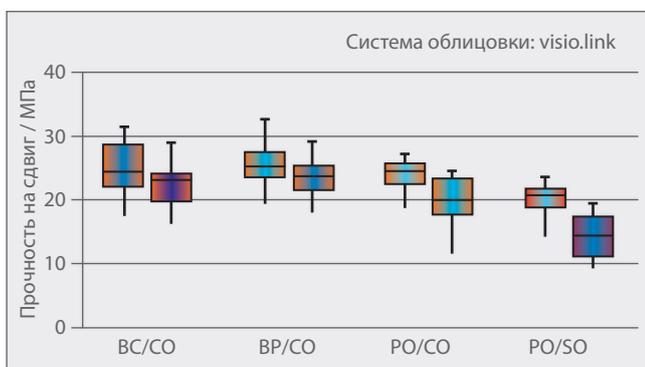


Рис. 16: В сочетании с адгезионным составом visio.link достигаются значения прочности сцепления >20 МПа. Показатели после старения падают ниже 20 МПа только в комбинации PEEK Optima и Sinfony+Opaker.²⁰⁾

Анализ прочности сцепления

Все значения находятся в приемлемом для клинического применения диапазоне согласно EN ISO 10477. Единственным исключением является комбинация материалов combo.lign и BioHPP при применении адгезионного состава Solobond Plus. Прочность сцепления, аналогичная показателям металлокерамической системы, была достигнута только при применении адгезионного состава visio.link.

Примечание редакции: Результаты показывают, что кондиционирование поверхностей облицовки BioHPP в сочетании с подходящим праймером и опакером имеет крайне важное значение. Поскольку без облицовки BioHPP абсолютно непрозрачен, в видимой области требуется облицовка. Существует несколько облицовочных композитов со специальными адгезионными составами, однако наивысшая прочность сцепления достигается при применении адгезионного состава visio.link в сочетании с опакером combo.lign. Модуль упругости combo.lign корректируется в соответствии с характеристиками BioHPP. Только так можно избежать натяжения и отслоения облицовки. Применение механических ретейнеров дополнительно повышает прочность сцепления.

4 Влияние технологии изготовления на разрывную нагрузку мостов из ПЭЭК из трех компонентов²¹⁾

Д-р Богна Ставарчик (Bogna Stawarczyk),
д-р Тимеа Виммер (Timea Wimmer),
з/т Марлис Эйхбергер (Marlis Eichberger)
Мюнхенский университет Людвига-Максимилиана
Поликлиника стоматологического протезирования

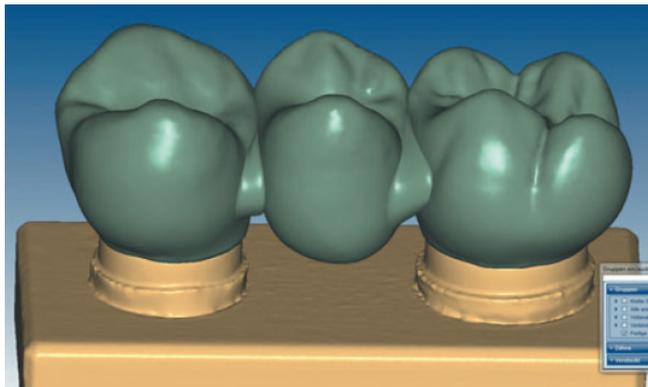


Рис. 17: Сконструированный мост на модели.²²⁾



Рис. 18: BioHPP в 3 различных формах выпуска: гранулы, таблетки и диски для фрезеровки системой CAD/CAM.²³⁾

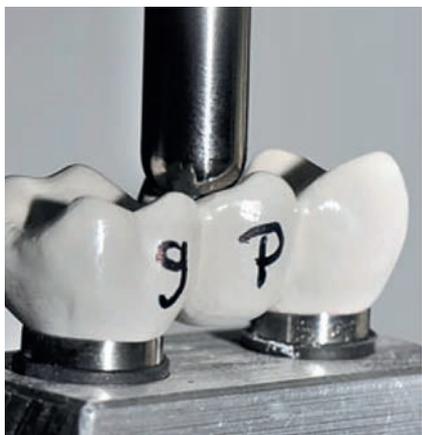


Рис. 19: Мост из BioHPP в процессе проверки.²⁴⁾

Материалы на основе ПЭЭК находят все более широкое применение в стоматологии. Усиленный неорганическими веществами ПЭЭК BioHPP подходит для обработки различными методами: BioHPP предусматривает возможность прессования из гранул или таблеток, а также фрезерования из изготовленных промышленным способом дисков CAD/CAM. Целью данного исследования было сравнение стабильности мостов, изготовленных указанными выше тремя способами.

Для проведения исследования были трижды изготовлены 15 мостов одинаковой формы. За основу была взята стандартизированная модель моста области 24–26 зуба (рис. 17). После сканирования (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Коблах, Австрия) было выполнено конструирование моста (Ceramill Mind, ПО для проектирования, Amann Girrbach), при этом площадь сечения соединительного элемента должна была составлять 16 мм². Высота соединительного элемента в окклюзо-гингивальной области составила 4,45 мм, а ширина в вестибуло-оральной области — 3,60 мм. На жевательной поверхности промежуточного элемента было предусмотрено небольшое углубление, чтобы в него беспрепятственно ложился стальной шарик диаметром 5 мм для определения разрывной нагрузки (рис. 19).

Таким образом был обеспечен контакт между стальным шариком и жевательной поверхностью в 3 точках. На основании заданного набора данных было выполнено профильное шлифование 15 мостов из заготовки BioHPP (breCAM.BioHPP, bredent) и 30 мостов из воска (breCAM.wax, bredent) на фрезервальном станке (ZENO 4030 M1, Wieland Dental + Technik, Пфорцхайм). На восковые мосты в соответствии с указаниями производителя были нанесены подводящие каналы к объекту. Восковые мосты были случайным образом распределены по двум группам и запрессованы при помощи специальных муфт для гранул BioHPP (bredent) или таблеток BioHPP (bredent) (Brevest for2press, bredent).

²¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restorationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahnmedizin 2014; 40:588-98.

²²⁾ Там же, 591.

²³⁾ Там же, 590.

²⁴⁾ Там же, 593.

²⁵⁾ Там же, 595.

²⁶⁾ Там же, 594.

²⁷⁾ Там же, 594.

²⁸⁾ Там же, 595.

	Изделие	Производитель	Номер партии	Состав
Материал моста	Материал моста Заготовка breCAM. BioHPP	bredent, Зенден	381115	Полиэфирэфиркетон с весовым % содержания керамических частиц 20
	Таблетки BioHPP		379806	
	Гранулы BioHPP		381125	
Крепежный материал	Variolink II,	Ivoclar Vivadent, Эльванген	R35481/P84939	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, минеральные наполнители (бариевое стекло, трифторид иттербия, фторосиликатное стекло Ba-Al, сфероидный смешанный оксид), катализаторы, стабилизаторы, пигменты

Рис. 20: Перечень всех используемых материалов.²⁵⁾

Разрывная нагрузка (Н) мостов из ПЭЭК из трех компонентов

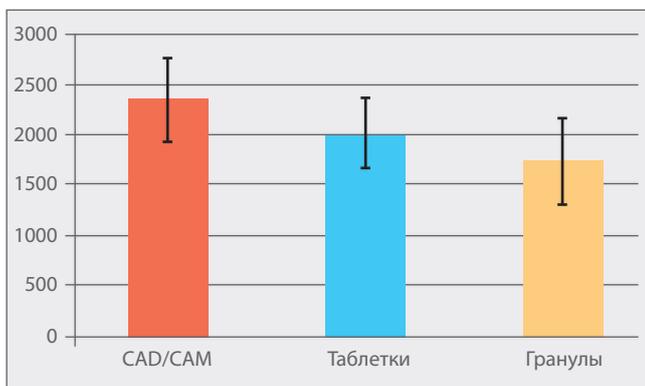


Рис. 21: Столбчатая диаграмма (среднее значение, стандартное отклонение) достигнутых значений разрывной нагрузки мостов одинаковой формы, но разной конструкции.²⁶⁾

	Среднее значение	Стандартное отклонение	Мин.	Медиан.	Макс.	Модуль Вейбулла
САМ. BioHPP диск	2354	422	1571	2384	3169	2527
Таблетки BioHPP	2011	353	1388	2026	2660	2155
Гранулы BioHPP	1738	439	1187	1591	2631	1902

Рис. 22: Описательная статистика со значительной разницей между измеренными значениями разрывной нагрузки и распределением Вейбулла, все значения указаны в ньютонсах.²⁷⁾



Рис. 23: Слева спонтанная фрактура фрезерованного моста из breCAM.BioHPP, справа пластическая деформация моста, изготовленного из таблеток BioHPP.²⁸⁾

После измерения разрывной нагрузки была проведена статистическая оценка значений посредством однофакторного дисперсионного анализа и ретроспективного анализа по методу Шеффе. Для определения и сравнения надежности мостов дополнительно было рассчитано распределение Вейбулла (модуль Вейбулла). В ходе проведения всех тестов значения p меньше 5 % считались статистически значимыми. Анализ данных был выполнен при помощи программы для статистической обработки SPSS, версия 20 (SPSS INC, Чикаго, Иллинойс, США).

Мосты, изготовленные из заготовок BioHPP путем машинного фрезерования, и прессованные мосты из таблеток демонстрировали более высокую стабильность, нежели прессованные мосты из гранул BioHPP. Еще одним преимуществом фрезеровочных дисков CAD/CAM является промышленное изготовление материала и, как следствие, неизменное качество без пористости и включений. В качестве преимущества технологии прессования в случае BioHPP можно назвать сферы применения, которые сложно охватить, используя машинную обработку CAD/CAM. Независимо от метода изготовления мосты из ПЭЭК/С из трех компонентов продемонстрировали перспективные значения разрывной нагрузки для клинического применения.

Примечание редакции: Достичь высоких значений разрывной нагрузки можно только за счет применения вариантов ПЭЭК с керамическим усилением (облагороженных). В этом случае значительную роль играют минеральные наполнители. При проведении аналогичных исследований с ПЭЭК была достигнута прочность на разрыв прибл. 1360 Н. При использовании технологии прессования прочность сцепления можно дополнительно повысить при помощи механических ретейнеров. Это также повышает гибкость при изготовлении больших каркасных конструкций. Технология прессования также предусматривает возможность изготовления индивидуальных абатментов методом подпрессовки. Еще одним преимуществом технологии прессования является время изготовления, в том числе больших каркасных конструкций.

5 Исследование процесса очистки каркасного материала BioHPP^{29,30)}

Д-р Богна Ставарчик (Bogna Stawarczyk),
 д-р Зина Хаймер (Sina Heimer),
 д-р Аня Либерманн (Anja Liebermann),
 з/т Марлис Айхбергер (Marlis Eichberger)
 Мюнхенский университет Людвига-Максимилиана
 Поликлиника стоматологического протезирования

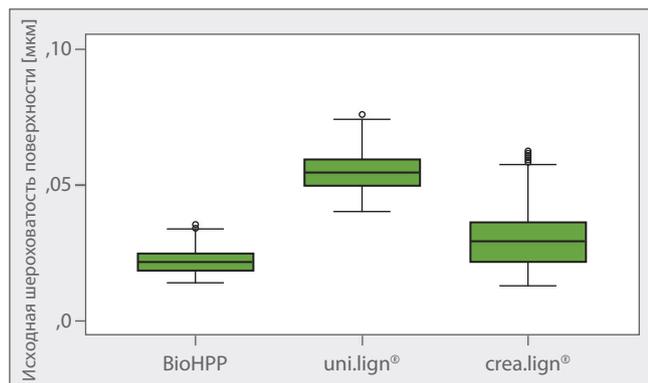


Рис. 24: Исходная шероховатость поверхности в мкм.³¹⁾

BioHPP

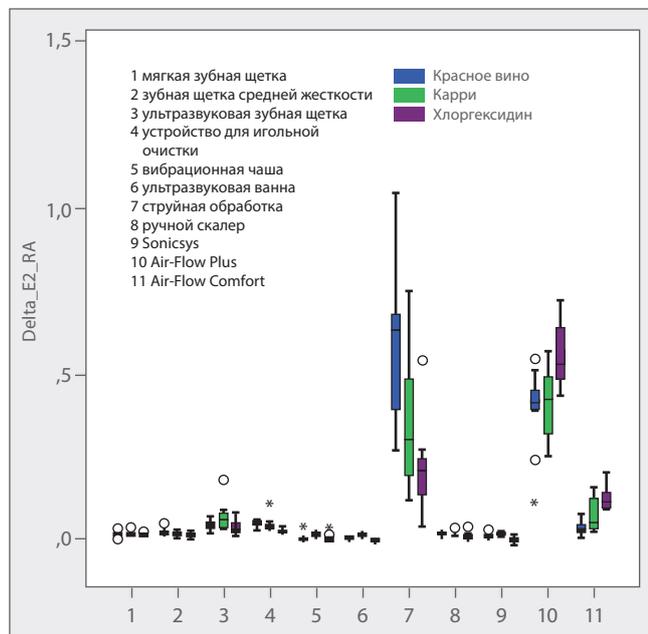


Рис. 25: Измерение шероховатости после первой очистки в мкм.³²⁾

В рамках данного исследования был определен оптимальный метод очистки с точки зрения склонности к изменению цвета. Для разработки соответствующих рекомендаций стандартные методы очистки были разделены на стоматологические, зуботехнические и доступные пациенту.

Сначала были изготовлены испытуемые образцы (15x3 мм) с соблюдением указаний производителя. Все образцы были отполированы до зеркального блеска в соответствии с установленным для конкретного материала протоколом полировки. Качество полировки было измерено при помощи лазерного сканирующего микроскопа (рис. 24). После измерения все образцы были помещены в различные суспензии (красное вино, карри, хлоргексидин), где выдерживались при температуре 37 °C в течение 7 дней. Состаренные таким образом образцы были проанализированы посредством колориметра. Затем была выполнена очистка различными методами, а также конечное измерение с указанием шероховатости и степени изменения цвета.

Поверхность каркасного материала BioHPP поддается полировке значительно лучше, нежели поверхность uni.lign и crea.lign®. Кроме того, степень изменения цвета BioHPP была значительно ниже соответствующих показателей uni.lign и crea.lign®, и данный каркасный материал намного проще вернуть к исходному цветовому состоянию посредством чистки. Лучшее всего для очистки BioHPP и uni.lign® подходят следующие методы:

Пациент: мягкая зубная щетка и зубная щетка средней жесткости
 Лаборатория: игольная очистка и ультразвуковая ванна
 Стоматологический кабинет: Air-Flow Comfort и Air-Flow Plus

²⁹⁾ Vgl. Heimer S. Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.

³⁰⁾ Vgl. Heimer S. Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.

³¹⁾ Там же

³²⁾ Там же

³³⁾ Там же

³⁴⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

BioHPP

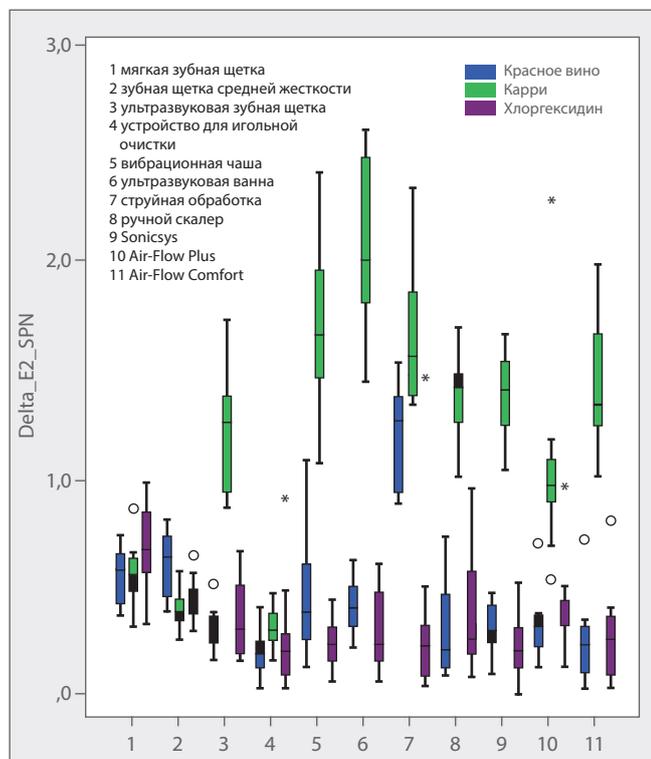


Рис. 26: Степень изменения цвета BioHPP после соответствующей процедуры очистки³³⁾

Примечание редакции: «Установлено, что пациенты с протезом из BioHPP достигают наилучших результатов очистки при ежедневном использовании мягкой зубной щетки или зубной щетки средней жесткости. При применении данного варианта очистки придание шероховатости и последующая полировка не требуются. Не рекомендуется применять ультразвуковую зубную щетку в связи с образованием поверхностей повышенной шероховатости. Установлено, что лучшими методами очистки BioHPP в лабораторных условиях являются ультразвуковые ванны и устройства для игольной очистки. Здесь также не требуется последующая полировка. В стоматологическом кабинете для очистки поверхностей BioHPP можно использовать систему Air-Flow Comfort или Air-Flow Plus. При этом поверхности приобретают некоторую шероховатость, в связи с чем требуется последующая чистовая полировка. Практическая информация по очистке приведена в памятке для стоматологических кабинетов.³⁴⁾

6 Возникновение оксидной пленки при подпрессовке предварительно изготовленных титановых абатментов с BioHPP ³⁵⁾

Проф. д-р И.-М. Цилла
(I.-M. Zylla)
Университет прикладных наук Оснабрюка
Лаборатория металловедения и анализа материалов

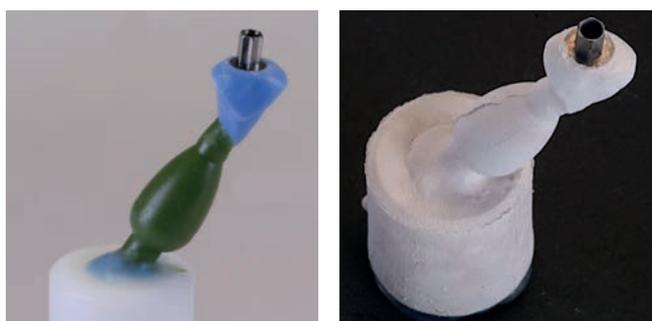
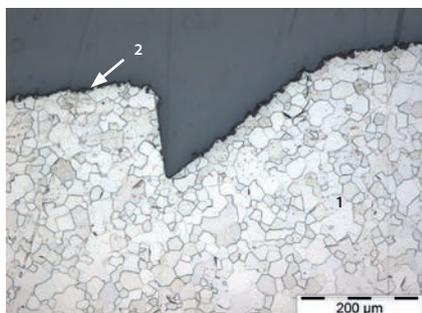


Рис. 27: Титановые основы elegance после обрезки литников (слева) и после подпрессовки с использованием BioHPP (справа).³⁶⁾



Образцы: Заказ № 22131878 от 27.09.2013 г.
Модель: воск
Травление: травильный раствор по методу Кролля
Увеличение: 100 : 1
Структура: в области ретенции
1. α -смешанный кристалл
2. поверхность беза -слоя

Рис. 28: Снимок структуры титана, сделанный при помощи оптического микроскопа, после термической нагрузки 630 °C.³⁷⁾

В данной работе было исследовано изменение структуры готовых титановых элементов (сорт 4), которые используются при изготовлении индивидуальных отдельных абатментов методом подпрессовки. В соответствии с протоколом обработки для подпрессовки требуется запрессовка с последующей термообработкой. Данная термообработка может привести к ухудшению механических свойств титана сорта 4. Дополнительно было проведено исследование касательно возникновения альфированного слоя и зазоров между BioHPP и титановым абатментом.

Титановые абатменты (SKY elegance) были подпрессованы в соответствии с указаниями производителя с использованием системы for2press и BioHPP. В 1-й и 3-й партии была установлена максимальная температура предварительного подогрева 630°C, во 2-й партии температура предварительного подогрева составляла 850 °C. Все образцы были запрессованы в полимер. Из них были изготовлены шлифы, которые были изучены под микроскопом на предмет изменения структуры. Дополнительно было измерено распределение твердости для выявления возможного повышения твердости и, как следствие, изменения структуры. Образование титана, алюминия и кислорода было выявлено посредством линейчатого спектра ЭДРС.

Проведен анализ двух образцов на модель и партию (в целом 10 образцов). На образцах как первой, так и последней партии не было обнаружено значительного альфированного слоя. Можно было наблюдать лишь тонкую оксидную пленку титана.

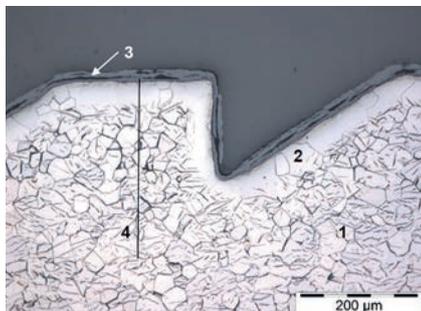
³⁵⁾ Vgl. Zylla, IM. Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP. Osnabrück: Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.

³⁶⁾ Изображения bredent GmbH & Co. KG, Зенден.

³⁷⁾ Zylla, Entstehung der Oxidschicht, Osnabrück, 2014, 2.

³⁸⁾ Там же, 8.

³⁹⁾ Там же, 11,



Образцы: Заказ № 12839958 от 14.03.2014 г.

Модель: Riku

Травление: травильный раствор по методу Кролля

Увеличение: 100 : 1

Структура: в области ретенции

1. α -смешанный кристалл с иглообразными формированиями
2. α -слой
3. Оксидная пленка титана
4. Кривая изменения твердости

Рис. 29: Титановая основа SKY elegance с обозначением кривой изменения твердости при малой нагрузке в оптическом микроскопе³⁸⁾

В партии 2 был обнаружен альфированный слой толщиной примерно 40 мкм (рис. 29), который можно определить на основании полученных значений твердости при малой нагрузке (рис. 30). В целом в структуре титана наблюдались значительные изменения. В углах альфа-смешанного кристалла выявлены иглообразные формирования с содержанием кислорода. Они возникают вследствие прямой диффузии газов при высокой температуре. Также следует обратить внимание на сравнительно высокую долю частиц Al₂O₃ (абразив) на поверхности абатмента, которые могут влиять на прочность сцепления.

Примечание редакции: Согласно результатам исследования, при температуре предварительного подогрева макс. 630 °С на поверхности титанового абатмента не образуется альфированный слой. Возникновение альфированного слоя является нежелательным, поскольку вследствие высокой твердости он отличается хрупкостью, что может привести к появлению трещин и последующим повреждениям при нагрузке. Если температуру печи предварительного подогрева не контролировать, в случае повышения температуры в структуре титана образуются внутриметаллические смешанные кристаллы. Такое изменение структуры приводит к снижению механических показателей и может повлечь за собой повреждение титанового абатмента, подпрессованного с использованием BioHPP. Титановый сплав (сорт 4) основы абатмента SKY elegance соответствует данным требованиям и подходит для запрессовки, предварительного подогрева и подпрессовки.

Твердость при малой нагрузке — изменение

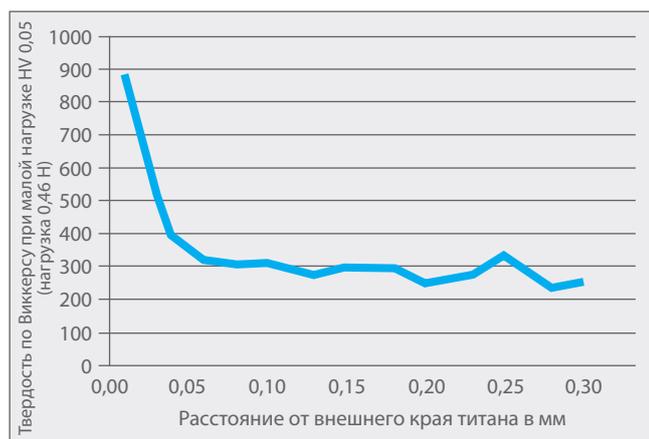


Рис. 30: Результаты измерения изменения твердости при малой нагрузке (см. также рис. 29).³⁹⁾

7 Лабораторное исследование мостов из четырех компонентов на полимерных культях (TCML и испытание на разрыв): полностью анатомическая конструкция из фрезерованного и прессованного ПЭЭК⁴⁰⁾

Проф. д-р Карола Кольбек (Carola Kolbeck),
Приват-доцент дипл. инж. (специальное высшее учебное заведение) д-р Мартин Розентритт (Martin Rosentritt)
Университетская клиника Регенсбурга
Поликлиника стоматологического протезирования

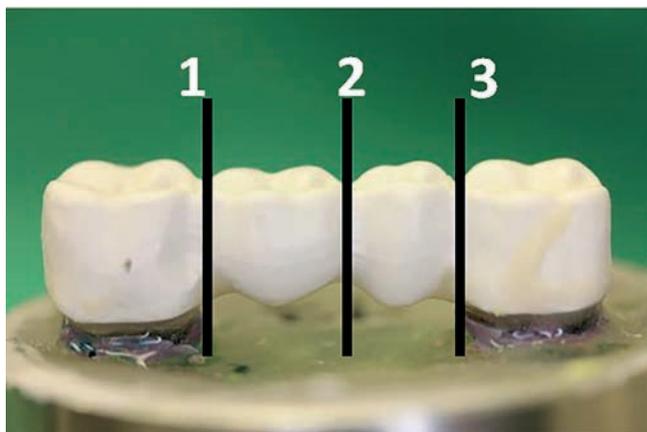


Рис. 31: Размеры областей соединения (черные обозначения).⁴¹⁾

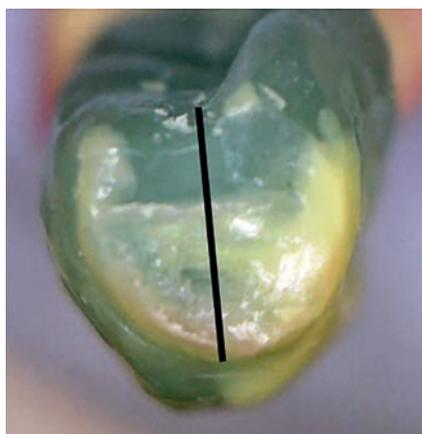


Рис. 32: Размеры промежуточного элемента.⁴²⁾

Целью исследования являлось изучение функциональных характеристик необлицованных мостов из четырех компонентов, изготовленных из ПЭЭК в полном соответствии с анатомическими особенностями. При этом две испытываемые партии отличались способом обработки ПЭЭК. Мосты одной партии были изготовлены из фрезерованного ПЭЭК, второй — из прессованного ПЭЭК. Основное внимание было уделено определению поперечного сечения соединительного элемента для установления максимально возможного и целесообразного промежутка между точками крепления для стационарно зафиксированных мостов из BioHPP.

Для подготовки исследования были изготовлены пластмассовые опорные зубы с подвижным цоколем, промежутком шириной 17 мм и закругленным уступом (8 образцов на партию). Затем была произведена пескоструйная обработка опорных зубов с использованием Al_2O_3 (110 мкм/2 бар) и Heliobond (Ivoclar Vivadent). Внутренние стороны клапанов для укрепления моста были подготовлены аналогичным образом и дополнительно покрыты visio.link (bredent). В завершение было выполнено адгезивное цементирование мостов посредством Variolink II (Ivoclar Vivadent). Во всех испытываемых мостах три области соединения моста из четырех компонентов были оформлены одинаково (рис. 31).

Размеры областей соединения в направлении от нёбного до щечного отдела составили в среднем 4,97 мм (1), 4,44 мм (2) и 4,95 мм (3). Диаметр в направлении от окклюзионной поверхности до базального отдела составил в среднем 3,64 мм (1), 3,91 мм (2) и 3,73 мм (3). Площадь соединителя в среднем составила 13,55 мм² (1), 13,59 мм² (2) и 13,55 мм² (3). В области промежуточных элементов находился самый длинный участок усиления, проходящий от середины участка центральной фиссуры до базального слоя (рис. 32). Данная конструкция была признана оптимальной по результатам предыдущих испытаний на прочность на разрыв.

⁴⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁴¹⁾ Там же, 4.

⁴²⁾ Там же, 4.

⁴³⁾ Там же, 9.

⁴⁴⁾ Там же, 7.

⁴⁵⁾ Там же, 9.



Рис. 33: Фрактура моста, изготовленного из BioHPP посредством системы CAD/CAM.⁴³⁾

№	Снижение усилия без видимого повреждения	Образование трещины в базальном отделе	Разлом каркаса
	1158	1567	–
2	997	1475	–
3	979	1433	–
4	871	1325	–
5	–	1327	–
6	980	1583	–
7	1149	1407	–
8	–	1361	–

Рис. 34: Измеренные значения разрывной нагрузки (в ньютонах) мостов из прессованного BioHPP.⁴⁴⁾

№	Образование трещины в базальном отделе	Разлом каркаса
9	1538	1850
10	1734	1734
11	1540	1638
12	1338	–
13	1855	1868
14	1639	1639
15	1442	–
16	1385	1680

Рис. 35: Измеренные значения разрывной нагрузки (в ньютонах) мостов из фрезерованного BioHPP.⁴⁵⁾

После предварительной обработки склеенные мосты были подвергнуты искусственному старению в соответствии с клиническими показателями ношения в течение пяти лет (механическая нагрузка 1,2 x 10⁶ x 50 Н и переменные термические нагрузки 2 x 3000 x 5 / 55 °С). Разрывная нагрузка была измерена при помощи машины для испытания на прочность при растяжении и сжатии (Zwick).

За разрывное усилие, при котором происходит разрушение конструкций, принимались значения, по достижении которых в базальном отделе появлялись трещины (см. рис. 33–35). Перед образованием трещин на мостах возникали акустические признаки разрушения, которые возможно, указывали на внутреннее натяжение в системе. При этом происходил отказ конструкций без видимых повреждений. Вследствие изгиба мостов при таких значениях нагрузки предположительно происходило отслоение облицовочных полимеров.

Усилие, необходимое для образования трещин в базальном отделе фрезерованных мостов, в среднем превышало аналогичный показатель прессованных мостов на 100 Н. Можно предположить, что фрезерованные конструкции отличаются меньшей эластичностью (возможно дальнейшее приложение усилия от образования трещин до разлома) или меньшим внутренним натяжением (отсутствие звука разлома).

С точки зрения прочности конструкции мостов полностью анатомическая конструкция из ПЭК под цвет зубов является возможной безметалловой альтернативой для протезирования.

Примечание редакции: Согласно результатам данного исследования, каркасный материал BioHPP можно использовать для изготовления несъемного моста с макс. промежутком между точками крепления на непрепарированных опорных зубах 16 мм. Кроме того, площадь соединителей в области боковых зубов не должна превышать 14 мм². Для повышения прочности сцепления между облицовочным композитом и каркасным материалом и эффективного поглощения жевательных усилий между центральной фиссурой и базальным слоем должен проходить длинный участок усиления.

8 Проверка усилий отрыва между абатментом (титан, BioHPP) и колпачком (диоксид циркония, BioHPP) с углом раствора конуса 4°/8° для проверки различных цементов⁴⁶⁾

Приват-доцент дипл. инж. (специальное высшее учебное заведение) д-р Мартин Розентритт (Martin Rosentritt)
Университетская клиника Регенсбурга
Поликлиника стоматологического протезирования



В рамках данного исследования путем испытания на разрыв была проанализирована прочность сцепления различных крепежных материалов (цементы, адгезивы, композиты) в зависимости от угла раствора конуса (4°, 8°) и двух различных материалов абатментов (титан, BioHPP). В качестве материала для изготовления коронок использовались диоксид циркония и BioHPP. На основании полученных значений прочности можно было сделать вывод о том, подходит ли тот или иной крепежный материал для временного или постоянного применения. Кроме того, была проведена оценка предварительной обработки абатментов и коронок различными адгезионными составами.

Титановые абатменты были изготовлены в качестве основы для испытаний на отрыв по образцу фирмы Straumann. Форма соответствовала готовому абатменту с углом раствора конуса 4° или 8°. Были изготовлены образцы, а на абатментах при помощи различных цементов были зафиксированы 8 колпачков. В процессе цементирования на колпачки действовало постоянное усилие сжатия в 15 Н. Цементированные образцы были на 24 ч помещены в инкубационный шкаф, где они находились под влажной тканью при температуре 37 °С. После этого было произведено вытяжение образцов в осевом направлении со скоростью 1 мм/мин. Предварительная обработка всех образцов осуществлялась в зуботехнической лаборатории при помощи имеющегося оборудования. Титановые абатменты и колпачки из BioHPP были подвергнуты пескоструйной обработке с использованием Al₂O₃ (110 мкм). В каждой группе были изучены 8 образцов с углом раствора конуса 4° и 8°.

Проведено испытание следующих цементов:

- 1) Оксид цинка без эвгенола (Temp-Bond, Kerr) без предварительной обработки
- 2) Оксид цинка без эвгенола (Temp-Bond, Kerr) с активацией visio.link (полимеризация в течение 90 с)
- 3) Цемент на базе А-силикона (TempoSIL 2, Coltène) без предварительной подготовки
- 4) Цемент на базе А-силикона (TempoSIL 2, Coltène) с активацией visio.link (полимеризация в течение 90 с)

При использовании временных крепежных материалов во всех вариантах с TempoSIL 2 (Coltène) достигалась более высокая сила сцепления ($p < 0,007$), нежели при использовании Temp-Bond (Kerr) (рис. 36). Значительная разница между углами ($p = 0,025$) 4° и 8° была зафиксирована только при использовании TempoSIL 2 с visio.link.

⁴⁶⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, Bio HPP®) und Käppchen (ZrO₂, Bio HPP®) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.

⁴⁷⁾ Там же, 3.

⁴⁸⁾ Там же, 4.

⁴⁹⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

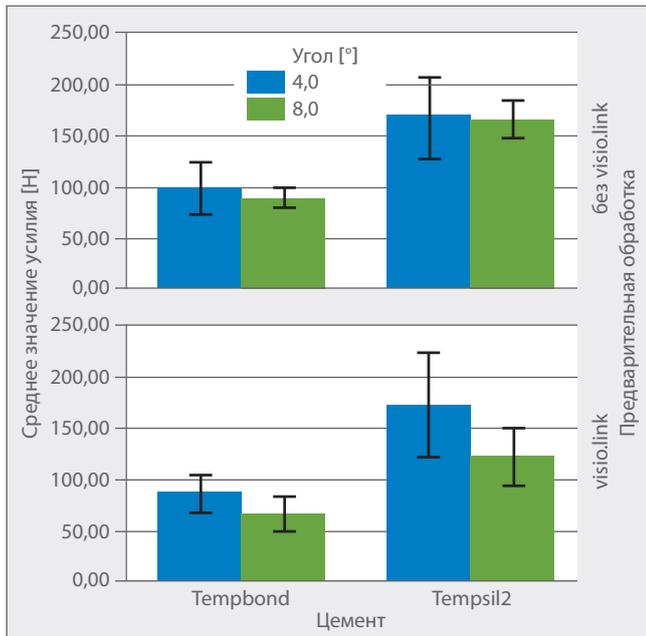


Рис. 36: Прочность на отрыв временно приклеенных коронок из BioHPP на титановых абатментах с углом раствора конуса 4°/8°. ⁴⁷⁾

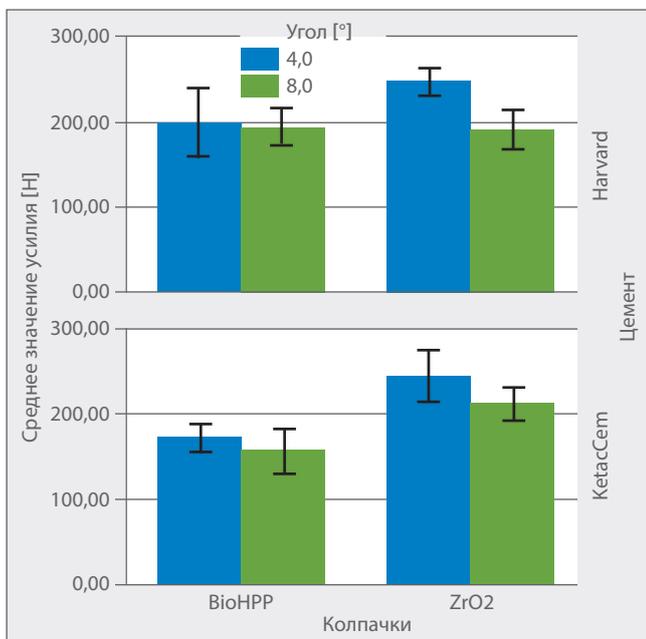


Рис. 37: Прочность на отрыв коронок из BioHPP/диоксида циркония на абатментах из BioHPP (угол раствора конуса 4°/8°) после постоянного цементированья. ⁴⁸⁾

При применении Temp-Bond (Kerr) остаточное содержание цемента на имплантате в сравнимых группах всегда было выше, за одним исключением (TempoSIL 2: 8°). При применении Temp-Bond с visio.link содержание остатков цемента всегда было выше, а при применении TempoSIL 2 (COLTENE) — ниже по сравнению с использованием без бондера.

Аналогичным образом на абатменты из BioHPP одинаковой формы при помощи постоянного цемента (цинк-фосфатный цемент Harvard, Harvard; стеклоиономерный цемент Ketac Cem, 3M) были наклеены колпачки из диоксида циркония и BioHPP.

При цементировании диоксид циркония демонстрировал значительно более высокие значения отрыва ($p < 0,024$) по сравнению с другими материалами колпачков, существенная ($P = 1000$) разница между колпачками из BioHPP и диоксида циркония отсутствовала только при использовании цемента Harvard с углом раствора конуса 8° (рис. 37).

После проведения испытания на отрыв остаточное содержание цемента на имплантате находилось в диапазоне от 10 % (Ketac Cem/диоксид циркония/4°+8°) до 55 % (Ketac Cem/BioHPP/4°+8° и Harvard/BioHPP/4°). При использовании колпачков из BioHPP остаточное содержание цемента в целом было выше, нежели при применении колпачков из диоксида циркония. Разницы между вариантами с углом раствора 4° и 8° выявлено не было.

Примечание редакции: Для временной фиксации BioHPP на титановых абатментах хорошо подходит цемент TempoSIL 2. При использовании TempoSIL 2 предварительная обработка посредством visio.link не требуется. В случае постоянной фиксации при помощи цементов более высокие значения отрыва были достигнуты при использовании колпачков из диоксида циркония на титановых абатментах. При работе с углом раствора конуса 8° разница отсутствовала. При использовании KetacCem также были достигнуты приемлемые показатели прочности сцепления. Результаты данного исследования были оформлены в виде памятки с дополнительной информацией для стоматологов. ⁴⁹⁾

9 Лабораторное исследование мостов из четырех компонентов на зубах человека (TCML и испытание на разрыв) с учетом различной морфологии каркаса и облицовки⁵⁰⁾

Проф. д-р Карола Кольбек (Carola Kolbeck),
 приват-доцент дипл. инж.
 (специальное высшее учебное заведение)
 д-р Мартин Розентритт (Martin Rosentritt)
 Университетская клиника Регенсбурга
 Поликлиника стоматологического
 протезирования

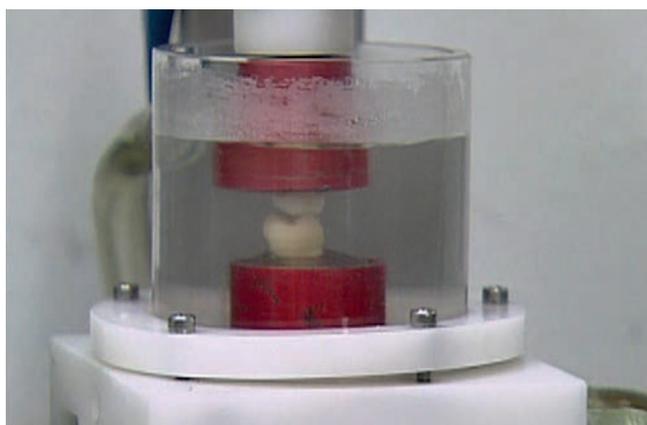


Рис. 38: Испытательная камера для создания жевательной нагрузки.⁵¹⁾



Рис. 39: Мост с отколотой облицовкой после испытания под нагрузкой.⁵²⁾

Целью исследования являлось изучение характеристик изготовленных из BioHPP мостов из четырех компонентов с полимерной облицовкой. Каркасы мостов были изготовлены из гранул bredent с применением технологии for2press и имели различную форму, облицовку и высоту опорного зуба по вертикали.

Для проведения исследования было составлено несколько партий мостов из четырех компонентов, которые были установлены на подвижные цоколи для моделирования физиологической подвижности зуба. При этом было выполнено препарирование опорного цоколя с созданием циркулярного уступа с закругленным внутренним углом. Высота культи для фиксации составляла от 3 до 6 мм. После адгезивного цементирования мостов при помощи Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) каркасы были облицованы с использованием crea.lign® (bredent). После этого была смоделирована жевательная нагрузка на образцы и проведены их испытания на разрыв.

При клиническом применении возникновение трещин в базальном отделе считается критическим повреждением, поскольку трещины на поверхности композита способствуют отложению зубного налета, повышению способности материала к гидролизу и возрастанию риска развития пародонтита и кариеса.

Мостовые конструкции с оптимизированной облицовкой продемонстрировали достаточную прочность после моделирования жевательной нагрузки и проведения испытаний на разрыв. Оптимизированная облицовка не должна была выступать над каркасом, иметь острые края и остроконечные точки разделения в областях соединения.

Мост	F [Н] раскрытие трещины в базальном отделе	F [Н] макс.	Характер разрушения
1	300	1092	Образование трещины, без откалывания, без фрактуры каркаса
2	600	2000	Общая фрактура облицовки/каркаса/опорного зуба
3	800	2150	Фрактура облицовки
4	1000	1480	Фрактура облицовки
5	600	1950	Фрактура каркаса
6	700	1830	Фрактура облицовки
7	400	2660	Фрактура каркаса
8	1100	1600	Фрактура облицовки

Рис. 40: Серия испытаний с оптимизированной облицовкой. Изменение силы [Н] в процессе подачи критической нагрузки и характер разрушения.⁵³⁾

Примечание редакции: При изготовлении несъемных мостов из BioHPP с облицовкой crea.lign особое внимание необходимо уделить морфологическим характеристикам конструкции. Только исключив вероятность образования трещин в базальном отделе, можно достичь значений прочности на разрыв от 600 до 1000 ньютонов. На основании полученных результатов и характера поведения при разрушении можно составить рекомендации касательно обработки.

10 Лабораторное исследование "In Vitro" (с лат. в стекле) стандартизированных мостов из трех компонентов⁵⁴⁾

Приват-доцент дипл. инж.
(специальное высшее учебное заведение)
д-р Мартин Розентритт (Martin Rosentritt)
Университетская клиника Регенсбурга
Поликлиника стоматологического
протезирования

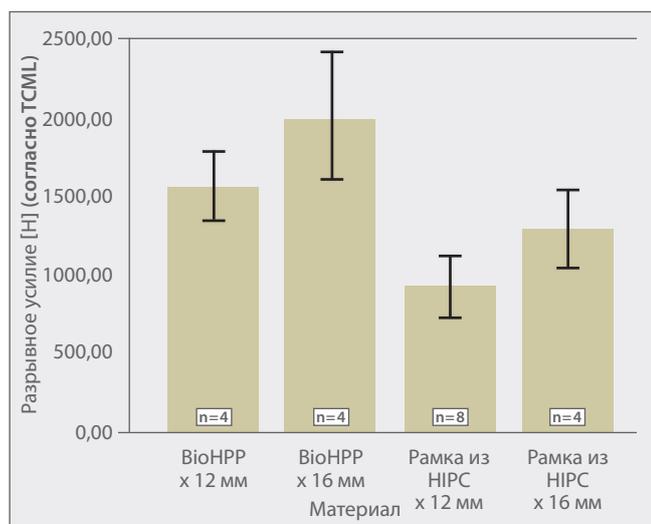


Рис. 41: Разрывное усилие различных испытуемых партий.⁵⁵⁾

Разрывное усилие[Н]	n	Среднее значение	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум
Соединительный элемент с рамкой из НРС x 12 мм ²	8	920,3	196,3	602,0	1245,0
Соединительный элемент с рамкой из НРС x 16 мм ²	4	1289,0	249,9	951,0	1538,0
Соединительный элемент из BioHPP x 12 мм ²	4	1558,3	224,5	1259,0	1802,0
Соединительный элемент из BioHPP x 16 мм ²	4	2004,5	405,7	1642,0	2586,0

Рис. 42: Представление показателей разрывного усилия в виде таблицы с указанием среднего значения, стандартного отклонения, минимального и максимального значения.⁵⁶⁾

При помощи симулятора жевательной нагрузки проверена долговременная прочность и прочность на разрыв стандартизированных мостов после воздействия термоциклической и механической нагрузки. В этом были рассмотрены соединительные элементы различного поперечного сечения.

Идентичные культы моляров из ПММА были попарно зафиксированы в полимере с сохранением подвижности, соответствующей расположению в пародонте. Для моделирования участка адентии между молярами культы зубов были расположены на расстоянии 10 мм. На основании гипсовой модели компания bredent изготовила из каждого материала для производства мостов стандартизированные мосты. Для фиксации мостов в поликлинике по договоренности использовался композитный цемент Variolink II (Ivoclar Vivadent). Мосты были подвергнуты жевательной нагрузке посредством симулятора (1 200 000 x 50 Н; 2 x 3000 x 5° / 55 °С; H₂O, 2 мин. на цикл). В качестве антагониста использовался театитовый шар (d = 10 мм). В процессе моделирования жевательной нагрузки осуществлялся контроль мостов для выявления возможных повреждений после соответствующего количества жевательных циклов и определения относительного периода стойкости.

Все испытуемые мосты выдержали моделирование жевательной нагрузки без видимых повреждений. Однако после симуляции в области контакта мостов присутствовали значительные следы износа. В целом значения предельной прочности испытуемых мостов на разрыв значительно превышали пороговое значение в 500 Н, которое, как правило, требуется для протезирования боковых зубов. При сравнении керамические протезы демонстрируют аналогичные или меньшие показатели. В этой связи следует учитывать, что максимальный изгиб мостов по достижении предельной прочности на разрыв может привести к возникновению клинических ограничений.

Примечание редакции: Благодаря высокой прочности BioHPP на разрыв после моделирования жевательной нагрузки (старения) BioHPP можно использовать для изготовления несъемных протезов. Поперечное сечение соединительных элементов 12 и 16 мм² позволяет создавать изящные каркасы с возможностью последующей облицовки. Эстетичность в области межзубного пространства не нарушается. Прочность BioHPP на разрыв превышает аналогичный показатель традиционных керамических материалов на 1000 ньютонов.

⁵⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.

⁵¹⁾ Там же, 3.

⁵²⁾ Там же, 6.

⁵³⁾ Там же, 6.

⁵⁴⁾ Vgl. Rosentritt M. In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁵⁵⁾ Там же, 3.

⁵⁶⁾ Там же, 3.

11 Разрушающие нагрузки и характер разрушений различных фиксированных протезов из ПЭЭК с облицовкой⁵⁷⁾

Д-р техн. наук Симон Тауфаль
Мюнхенский университет им. Людвига и
Максимилиана

Целью данного исследования являлась определение степени разрушающей нагрузки протезов из BioHPP® с различной облицовкой после искусственного старения.

Для этого 120 одинаковых по форме каркасов из трех компонентов из BioHPP®-заготовок были обработаны фрезой, затем подвергнуты пескоструйной обработке частицами Al₂O₃. Каркасы моста рассчитаны на замещение части зубного ряда от клыка до второго премоляра, включая первый премоляр. После кондиционирования праймером visio.link® и опакером combo.lign® исследователи разделили образцы облицовок на четыре группы:

- A) Цифровая облицовка с breCAM.HIPС,
- B) Классическая облицовка с композитом crea.lign®,
- C) Классическая облицовка с композитом пастой crea.lign®,
- D) Приклеивание не прямых облицовочных фесеток novo.lign®.

Каркас	breCAM.BioHPP (PEEK), N=120, LOT: 400177							
Облицовка	Цифровая облицовка breCAM.HIPС (N=30), LOT: 406700	Классическая облицовка		Облицовочные фасетки novo.lign (N=30, LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681)				
		crea.lign (N=30), LOT: 130513	crea.lign паста (N=30), LOT: 134524, 141207					
Старение	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов
Количество	15	15	15	15	15	15	15	15

Рис. 43 Дизайн исследования различных методов облицовки.⁵⁸⁾

После этого половину образцов из каждой группы облицовок подвергли искусственному старению методом термоциклирования (10 000 циклов, 5-55°C, по 20 секунд, см. рис. 43).

Для последующего испытания на разрушающую нагрузку все образцы (включая те, которые не были подвергнуты искусственному старению) были зафиксированы на цемент на кондиционированных абатментах CoCrMo. Абатменты основной модели при этом заменяют клык и второй премоляр. В завершение образцы промежуточных частей в течение 15 минут поддавались нагрузке, равной 100 Н. После испытания на разрушающую нагрузку образцы в течение 48 часов выдерживались в дистиллированной воде при температуре 37°C.

Результаты испытания на разрушающую нагрузку показали, что облицовки, изготовленные цифровым методом, продемонстрировали существенно более высокие значения устойчивости к разрушающей нагрузке, чем образцы трех других видов облицовок, несмотря

⁵⁷⁾ Vgl. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations* 2016;20(9): 2493-2500.

⁵⁸⁾ Там же, таблица 1

⁵⁹⁾ Там же, таблица 2

⁶⁰⁾ Там же, рис. 5

⁶¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP®-Restorationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? *Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahntechnik* 2014; 40:596.

⁶²⁾ Vgl. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2015;114(5):666-673.

Каркас	breCAM.BioHPP (PEEK), n=120, LOT: 400177							
Облицовка	Цифровая облицовка breCAM.HIPC (n=30), LOT: 406700		Классическая облицовка crea.lign (n=30), LOT: 130513				Облицовочные фасетки novo.lign (n=30), LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681	
			crea.lign паста (n=30), LOT: 134524, 141207					
Старение	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов	не выявлено	1 000 термоциклов
Средне значение [Н]	1882	2021	1138	1008	1226	1229	1213	1149
Среднее отклонение [Н]	152	184	278	372	280	239	380	274
95% доверительный интервал [Н]	1797-1967	1919-2124	984-1293	802-1215	1070-1382	1096-1362	1002-1425	997-1301

Рис. 44 По результатам испытания на разрушающую нагрузку самую высокую устойчивость показали цифровые облицовки.⁵⁹

на проведенное искусственное старение образцов (см. рис. 44, 45). Группы облицовок, изготовленные не цифровым методом, в процессе испытания показали значения устойчивости к разрушающей нагрузке в аналогичном диапазоне.

Анализ разрушений выявил два типичных вида разрушений: Первые три группы (цифровые и классические оболочки) продемонстрировали сходный характер разрушений, а также трещины на промежуточной части, исходящие от зон соединения. В четвертой группе не удалось визуально определить характер разрушений. Однако кривая нагрузки показала разрушение образцов, которое сопровождалось отчетли-

вым характерным звуком. В связи с этим исследователи предположили, что в данном случае может иметь место адгезионное разрушение между каркасом из BioHPP® и облицовочными фасетками.

В целом, все испытанные каркасы показали достаточную устойчивость к разрушению. При этом максимальная окклюзионная нагрузка на боковую группу зубов составила 909 Н.⁶¹

Существенно более высокие значения устойчивости к разрушению облицовок, изготовленных цифровым методом, исследователи объяснили меньшим количеством манипуляций при изготовлении вручную. Кроме того, искусственное старение не оказало существенного влияния на способность образцов выдерживать нагрузку.

Слабым местом первых трех групп облицовок была область соединения промежуточной части с опорными коронками, т. к. именно в этом месте оказалась самая низкая прочность каркаса.

Облицовки четвертой группы, казалось, имели большую устойчивость, поэтому слой адгезивного клея разрушился прежде, чем облицовка могла сломаться. В данной опытной модели следует учитывать, что CoCrMo в качестве материала для абатмента имеет значительно больший коэффициент упругости, чем твердые ткани зуба.

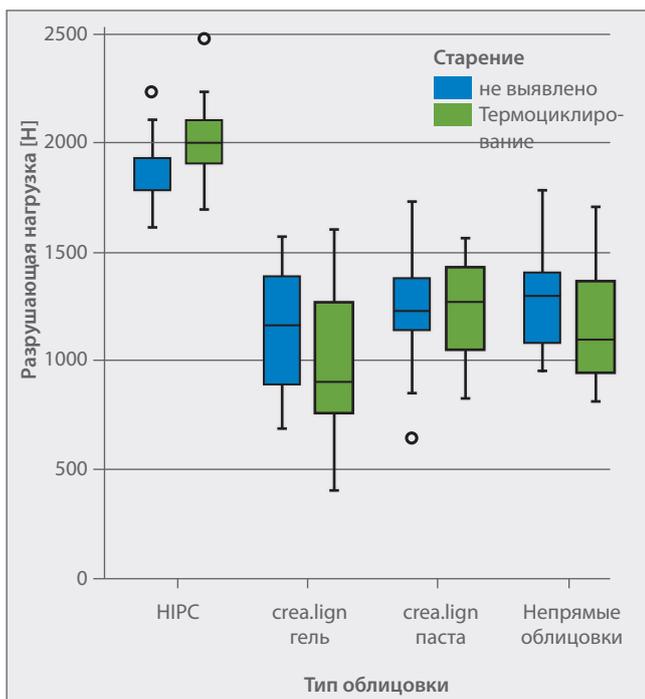


Рис. 45 Результаты испытания на разрушающую нагрузку в виде блочной диаграммы.⁶⁰

Примечание редактора: по результатам предыдущего исследования, проведенного университетом им. Людвига и Максимилиана, исследователи сначала пришли к выводу, что каркасы, изготовленные из ПЭЭК, не следует облицовывать обычными методами.⁶²

Позже университет провел описываемое в данном документе исследование с использованием компонентов системы visio.lign®, которое доказало, что каркасы из BioHPP® (ПЭЭК с керамическим наполнителем) можно облицовывать. Компания bredent с системой visio.lign® предлагает в общей сложности четыре вида облицовки для разных показаний.

12 Накопление бактерий на BioHPP⁶³⁾

Проф. д-р Й. Гайс-Герсторфер (J. Geis-Gerstorfer),
д-р Л. Шайделер (L. Scheideler)
Университет Эберхарда и Карла, Тюбинген
Центр стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, отделение
«Медицинское материаловедение и технология»

Адгезия *Streptococcus Gordonii* (сводные данные)

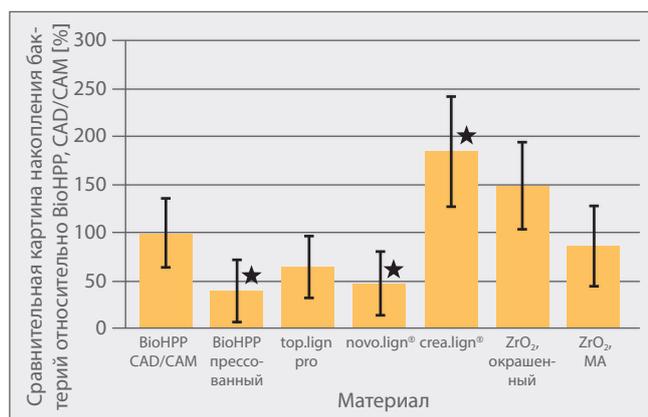
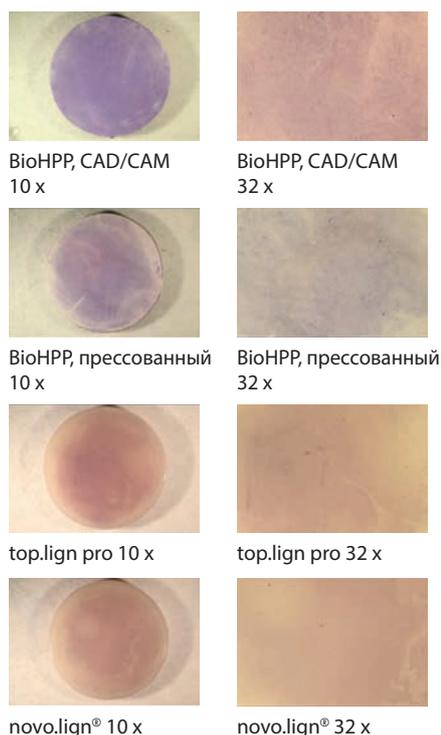


Рис. 46: Исходная колонизация *S. gordonii*. Сводные данные по результатам двух испытаний. Период адгезии: 2 ч. (Средние значения со стандартными отклонениями; n = 6; звезда = значительное отличие от BioHPP, CAD/CAM; p = 0,05).⁶⁴⁾



Проект направлен на исследование формирования зубного налета на материале BioHPP на базе ПЭЭК по сравнению с другими каркасными и облицовочными материалами.

Для этого на испытуемые образцы были нанесены бактериальные культуры ротовой полости, после чего осуществлялось визуальное документирование и количественная оценка накопления бактерий. Для проведения исследования образцы были помещены в инкубатор с различными микроорганизмами в условиях постоянного чередования состояний движения и покоя. Таким образом были смоделированы условия в углублениях ротовой полости (например, межзубное пространство). В ходе испытания использовались *Streptococcus gordonii*, типичные бактерии, заселяющие ротовую полость на ранней стадии, а также свежие изоляты смешанных культур ротовой полости. В качестве материалов для сравнения использовались различные стоматологические полимеры на базе ПММА (top.lign, novo.lign, crea.lign) и диоксид циркония. Диоксид циркония был испытан в двух различных состояниях (окрашенный ZrO₂ и ZrO₂, обработанный в системе CAD/CAM).

Цель состояла в воспроизведении состояний поверхности, приближенных к реальному состоянию обработки стоматологических протезов в зубохирургическом кабинете. Для этого компания bredent произвела обработку и очистку поверхности с применением стандартных зуботехнических методов.

Испытания, проведенные с использованием различных тестовых комплектов или красителей для количественной оценки бактериальных колоний на основании конверсии субстрата (метаболической активности), отчасти продемонстрировали перспективный подход, однако в рамках используемой испытательной системы они оказались недостаточно чувствительными и трудно воспроизводимыми. Поэтому после нескольких предварительных испытаний потребовалось повторное воссоздание исходных условий. Наиболее пригодным к воспроизведению методом обнаружения оказалось окрашивание при помощи кристаллического фиолетового, несмотря на возникшие в рамках данного конкретного проекта проблемы, связанные с состоянием поверхности образцов.

⁶³⁾ Vgl. Geis-Gerstorfer J, Scheideler L. Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik. Tübingen: Eberhard Karls Universität, Medizinische Werkstoffkunde & Technologie; 2015.

⁶⁴⁾ Там же, 6.

⁶⁵⁾ Там же, 7, 8.

⁶⁶⁾ Там же, 9.



Рис. 47: Увеличенное изображение образцов испытываемой партии для определения бактериального покрова *S. gordonii*.⁶⁵⁾

Адгезия *Streptococcus Gordonii* (метаболическая активность, ССК-8)

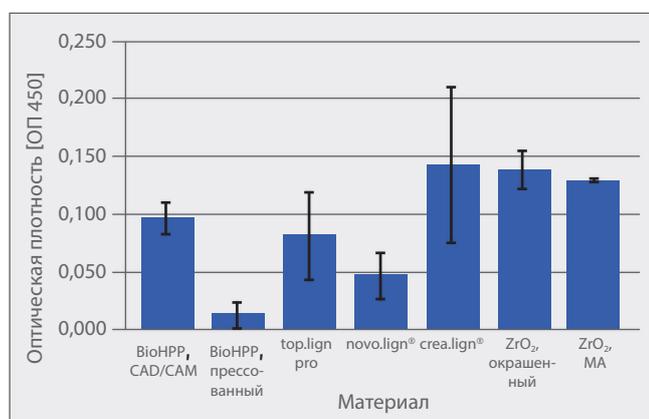


Рис. 48: Исходная колонизация *S. gordonii*. Оценка метаболической активности. Период адгезии: 2 ч. (Средние значения со стандартными отклонениями; n = 3).⁶⁶⁾

На поверхностях прессованного BioHPP и novo.lign наблюдалось значительно более низкое скопление *S. gordonii* по сравнению с используемым в качестве контрольного образца BioHPP, обработанным в системе CAD/CAM (рис. 46). В среднем самое крупное скопление было выявлено на сравнительном материале crea.lign. В данном случае количество адгезированных бактерий, установленное путем введения красителя, почти вдвое превышало аналогичный показатель BioHPP, обработанного в системе CAD/CAM (184 %).

Бактерии были окрашены посредством кристаллического фиолетового. На рис. 47 показана величина биопленки, образованной *S. gordonii* на различных поверхностях. Для каждой поверхности были задокументированы показатели типовой пластинки. Слева показан общий вид, справа приведен подробный снимок.

Хорошо видно, что при проведении испытаний с *S. gordonii* на поверхности прессованного BioHPP наблюдается значительно меньшее скопление бактерий, нежели на поверхности, обработанной в системе CAD/CAM. Также виден относительно крупный, сплошной бактериальный покров на поверхности crea.lign по сравнению с представленной здесь поверхностью novo.lign. Бактерия *S. gordonii* также продемонстрировала относительно выраженную способность к адгезии на изученных поверхностях образцов из диоксида циркония.

В рамках данного испытания результаты, полученные при проведении анализа посредством ССК-8, хорошо коррелировали с последующим окрашиванием тех же образцов при помощи кристаллического фиолетового. Приведенные на рис. 48 данные относительно конверсии субстрата отражают те же тенденции, что и общие результаты окрашивания бактерий при помощи кристаллического фиолетового на рис. 46. Скопление *S. gordonii* на поверхности прессованного BioHPP и novo.lign оказалось значительно меньшим, нежели на поверхности контрольного образца BioHPP, обработанного в системе CAD/CAM. В среднем самое крупное скопление снова было выявлено на поверхности crea.lign.

Примечание редакции: Из полученных результатов можно сделать вывод, что открытые каркасные структуры из BioHPP в ротовой полости подвержены образованию зубного налета и бактериальных колоний не больше, чем конструкции из циркония или облицовочных композитов. При этом обязательным условием является полировка поверхности до зеркального блеска. При изучении шероховатых поверхностей могут быть получены другие результаты.

13 Влияние различных методов обработки поверхности на краевой угол смачивания и шероховатость поверхности⁶⁷⁾

Д-р Кандида Р. С. Штурц
Междисциплинарное отделение хирургической стоматологии и имплантологии, отделение челюстно-лицевой и пластической хирургии Кельнский университет

Целью этого исследования было определение влияния различных методов обработки на поверхности стоматологических реставрационных материалов.

Для этого исследователи измерили шероховатость поверхности и гидрофобность ПЭЭК (BioHPP®), из трех полимеров (breformance, crea.lign®, novo.lign®), а также диоксида циркония (brezirkon) (см. рис. 49). В качестве контрольного образца использовалась поверхность из циркония, которая не была подвергнута никакой обработке (ZrO контроль).

Сокращение	Материал	Lot # Номер партии	Наименование	Наполнитель	Доля наполнителя
ПЭЭК-IOF	BioHPP	379805	BioHPP	Неорганическая керамика и оксиды металлов	<30%
ПММА-noF	ПММА, ММА, ЭГДМА	374873	breformance	-	-
ДМА-nano	бис-ГМА, УДМА, алифатические диметакрилаты	123765	crea.lign	Неорганическая керамика	~50%
ПММА-ДМА	Высокомолекулярный ПММА и диметакрилат	3.1/120609	novo.lign	Неорганическая керамика	<10%
ZrO	Оксид иттрия, частично стабилизированный, изостатическое прессование ZrO ₂	378421	brezirkon	Алюминий	0,2–0,5%

Рис. 49 Испытуемые материалы.⁶⁸⁾

В общей сложности были испытаны 160 образцов, при этом каждая группа материалов была отполирована четырьмя способами:

Группа 1: Наждачная бумага; прямолинейное шлифование в одном направлении поверхности карбидом кремния, зернистость 1000

Группа 2: Точильный камень; равномерное шлифование белой шлифовальной головкой Арканзас; прямолинейные шлифовальные движения в одном направлении прямым наконечником

Группа 3: Обработка методом Air-Flow; полировка поверхности порошком гидрокарбонат натрия (65 мкм)

Группа 4: Финишная полировка; полировка поверхности алмазной пастой bredent Zi-polish (1 мкм) и полиром с хлопковым ворсом.

Шероховатость поверхности образцов исследователи определяли с помощью лазерного сканирующего микроскопа. При этом они исследовали площадь 320x320 мкм. При определении гидрофобности они измеряли два краевых угла на каплю воды (слева и справа).

Результаты измерения показали, что во всех группах материалов наблюдалось значительное увеличение шероховатости поверхности после всех методов обработки (см. рис. 50-53). Только у ZrO шероховатость поверхности была намного меньше. После обработки наждачной бумагой ПММА-ДМА достигли самого низкого значения шероховатости (0,008 мкм ± 0,0025), в то время как ПММА-noF после обработки методом Air-Flow достигли самого высокого значения шероховатости (2,917 мкм ± 0,4709). После обработки методом Air-Flow поверхности ПММА-noF и ПММА-ДМА стали очень шероховатыми.

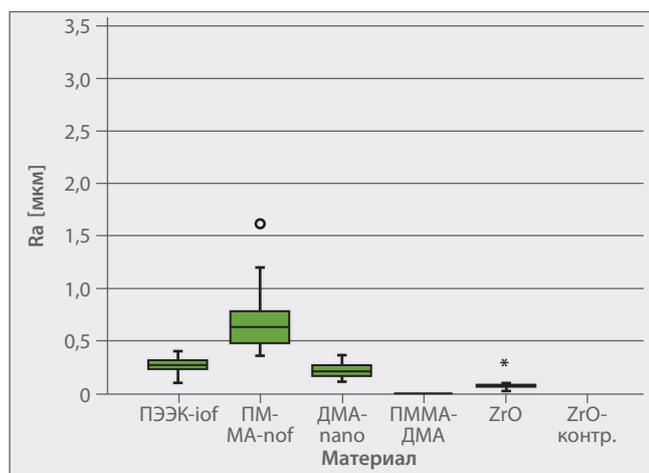
⁶⁷⁾ Vgl. Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.

⁶⁸⁾ Там же, 798

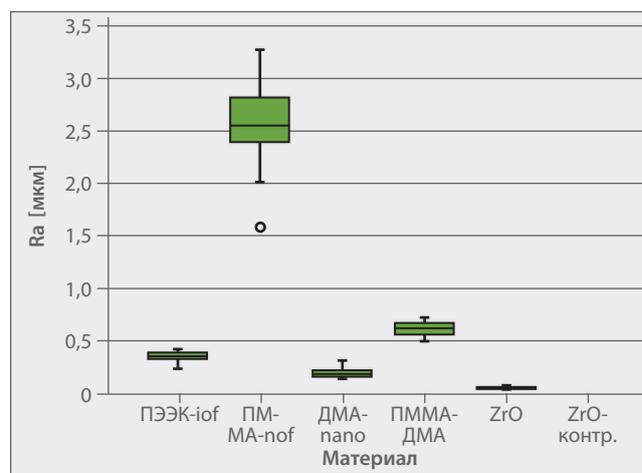
⁶⁹⁾ Там же, 802, 803.

⁷⁰⁾ Там же, 803

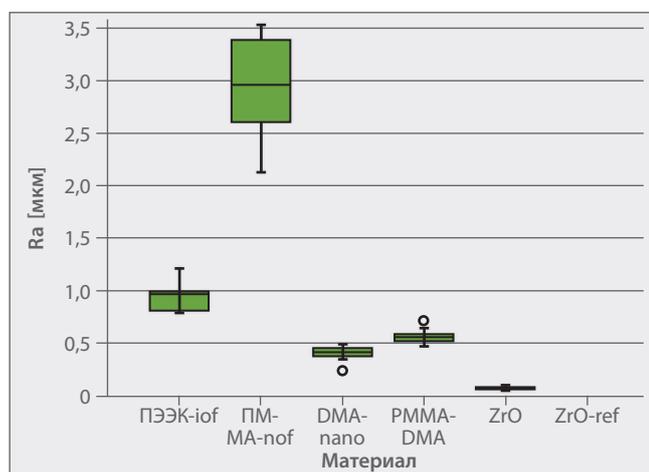
Наждачная бумага



Точильный камень



Обработка методом Air-Flow



Финишная полировка

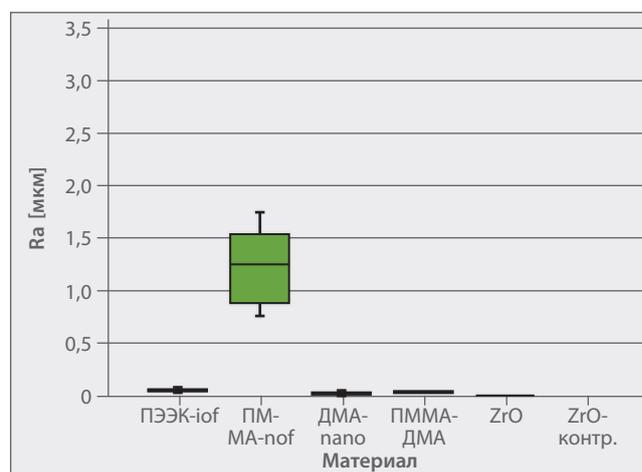
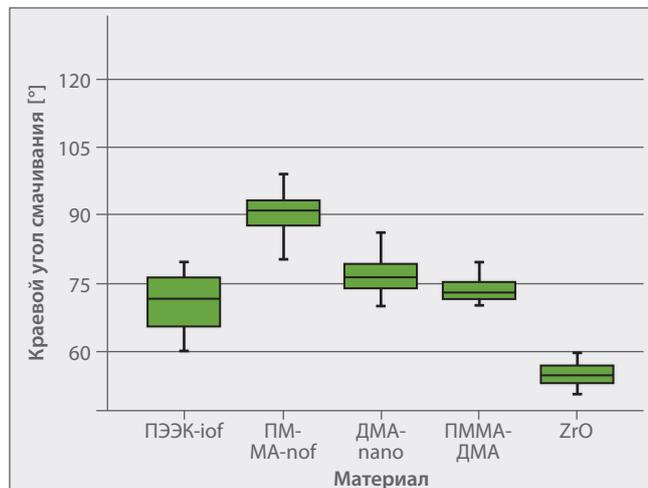


Рис. 50-53 Блочная диаграмма показывает увеличение шероховатости поверхности после всех методов обработки, за исключением ZrO.⁶⁹⁾

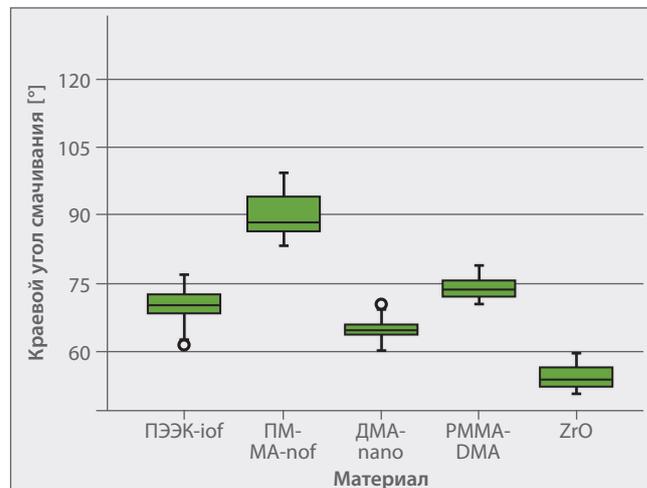
Материал	Обработка поверхностей	Ra Средняя величина	SD ±	Rz Средняя величина	SD ±	Sa Средняя величина	SD ±
ПЭЭК-IOF	Наждачная бумага	0,277	0,0664	1,589	0,2957	0,547	0,1023
	Точильный камень	0,364	0,0657	1,959	0,1854	1,114	0,1356
	Обработка методом Air-Flow	0,952	0,1359	5,613	0,2558	1,505	0,1705
	Финишная полировка	0,073	0,0128	0,501	0,0448	0,148	0,0384
ПММА-noF	Наждачная бумага	0,703	0,2867	4,003	1,3486	4,743	1,0355
	Точильный камень	2,567	0,4929	13,050	0,9857	5,103	0,7687
	Обработка методом Air-Flow	2,917	0,4709	13,930	1,1547	6,197	0,9268
	Финишная полировка	1,260	0,3529	6,733	0,7229	3,303	0,6909
ДМА-nano	Наждачная бумага	0,236	0,0727	1,349	0,3917	0,357	0,0712
	Точильный камень	0,218	0,0588	1,261	0,2709	0,907	0,2020
	Обработка методом Air-Flow	0,405	0,0742	2,249	0,1588	0,632	0,1852
	Финишная полировка	0,399	0,0038	0,245	0,0243	0,108	0,0585
ПММА-ДМА	Наждачная бумага	0,008	0,0025	0,800	0,0280	0,020	0,0070
	Точильный камень	0,633	0,0739	3,543	0,3182	1,378	0,3055
	Обработка методом Air-Flow	0,567	0,0725	3,200	0,1053	1,076	0,1495
	Финишная полировка	0,050	0,0064	0,328	0,0255	0,075	0,0117
ZrO	Наждачная бумага	0,091	0,0449	0,519	0,1299	0,097	0,0243
	Точильный камень	0,073	0,0127	0,419	0,0426	0,106	0,0157
	Обработка методом Air-Flow	0,076	0,0148	0,464	0,0954	0,095	0,0088
	Финишная полировка	0,103	0,0036	0,108	0,0427	0,023	0,0079
ZrO контроль		0,058	0,0173	0,352	0,1238	0,073	0,0179

Рис. 54 Результаты измерения шероховатости поверхности.⁷⁰⁾

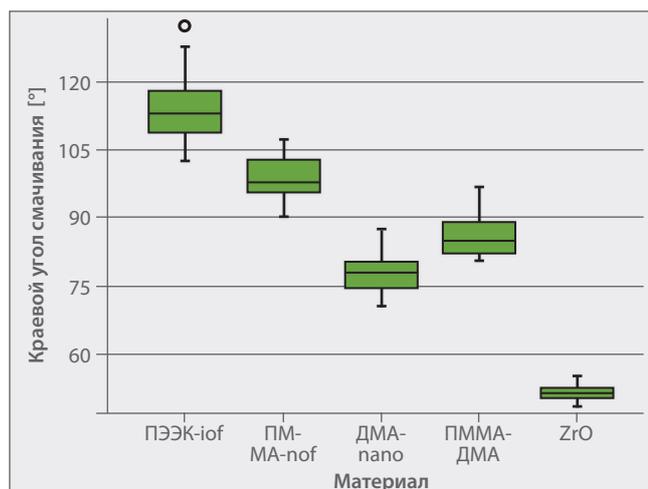
Наждачная бумага



Точильный камень



Обработка методом Air-Flow



Финишная полировка

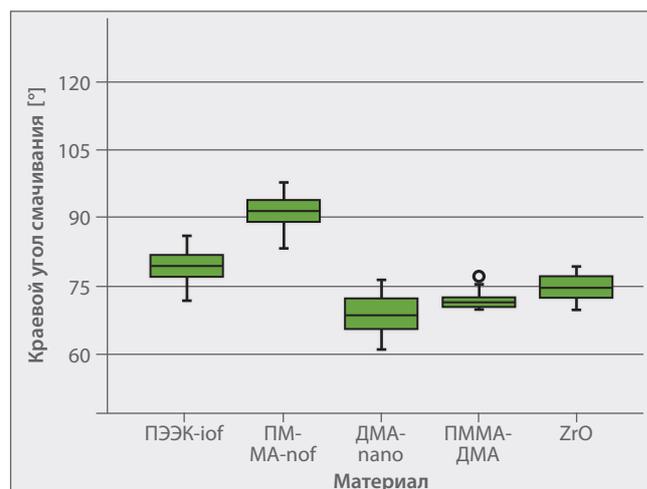


Рис. 55-58 Блочная диаграмма показывает значения краевого угла смачивания в графическом виде.⁷¹⁾

Анализ измерения краевого угла смачивания выявил контактные углы между 51,6° и 114° (см. рис. 55-58). Обработка ZrO методом Air-Flow привела к наименьшим значениям краевого угла ($51,6^\circ \pm 1,16$), самые высокие значения были зафиксированы у ПММА-nof после обработки методом Air-Flow ($114,4^\circ \pm 6,46$).

⁷¹⁾ Там же, 808.

⁷²⁾ Там же, 808, 809.

Материал	Обработка поверхностей	Средняя величина	SD ±
ПЭЭК-IOF	Наждачная бумага	70,8	5,85
	Точильный камень	70,2	3,35
	Обработка методом Air-Flow	114,0	6,46
	Финишная полировка	79,4	3,57
ПММА-ноF	Наждачная бумага	90,7	4,29
	Точильный камень	90,0	4,90
	Обработка методом Air-Flow	98,6	3,91
	Финишная полировка	91,5	3,46
ДМА-nano	Наждачная бумага	76,9	4,01
	Точильный камень	65,0	2,16
	Обработка методом Air-Flow	77,9	4,10
	Финишная полировка	69,1	4,13
ПММА-ДМА	Наждачная бумага	73,8	2,65
	Точильный камень	73,9	2,47
	Обработка методом Air-Flow	86,3	4,96
	Финишная полировка	71,9	1,55
ZrO	Наждачная бумага	55,0	2,70
	Точильный камень	54,2	2,45
	Обработка методом Air-Flow	51,6	1,61
	Финишная полировка	75,0	2,63
ZrO контроль		94,2	1,18

Рис. 59 Результаты измерения краевого угла смачивания.⁷²⁾

В целом, наибольшие краевые углы во всех группах материалов были отмечены после обработки методом Air-Flow, за исключением ZrO. Корреляция между значениями шероховатости поверхности и краевым углом может быть однозначно выявлена только после обработки методом Air-Flow, при всех других методах никакой взаимосвязи выявлено не было.

В целом, полировка привела к значительному увеличению краевых углов у ПЭЭК-IOF, ПММА-ноF и ZrO. Уменьшение краевого угла смачивания после полировки наблюдалось только у ДМА-nano и ПММА-ДМА.

Примечание редактора: Обработка методом Air-Flow, а также полировка пастой для финишной обработки привели и у BioHPP® (ПЭЭК-IOF) к появлению шероховатостей на поверхности, что способствует отложению бактериального налета на зубах, а также изменению цвета. Чтобы избежать этого эффекта, BioHPP® следует облицовывать композитом crea.lign® (ДМА-nano) или облицовочными фасетками novo.lign®. Приборы, такие как, например, Flow использовать не следует.

14 Исследование краевой потери костной ткани в области имплантата при немедленной нагрузке. Сравнение несъемного цельного бюгельного протеза с металлической структурой со структурой из полиэфирэфиркетона⁷³⁾

Проф. д-р. д-р. Марта Кабо Пастор
(Marta Cabo Pastor)

Проф. д-р. д-р. Мария Селия Айя
Фернандес (María Celia Haya Fernández)
Departamento de Odontología
Universidad CEU Cardenal Herrera,
Валенсия



CEU
Universidad
Cardenal Herrera

При проведении данного физиологического исследования 35 пациентам были установлены в сумме 213 имплантатов с временными мостами из ПММА. При этом применялась концепция SKY fast & fixed. Через 15–16 недель было выполнено окончательное протезирование с использованием либо жесткого металлокомпозитного моста (см. рис. 61 слева), либо физиологического моста из ПЭЭК с композитом и керамическим усилением (см. рис. 61 справа).

Целью исследования являлось определение потери костной массы. Для этого в области имплантата был трижды измерен уровень костной ткани (см. рис. 50): сразу после имплантации, при установке окончательного протеза через 3–4 месяца и в ходе повторного обследования через год. Измерение осуществлялось в соответствии со стандартизированной процедурой.



Рис. 60: Устройство для стандартизированного измерения уровня костной ткани.⁷⁴⁾



Рис. 61: Мосты с опорой на имплантаты, слева — с металлическим каркасом, справа — с каркасом из ПЭЭК с керамическим усилением.⁷⁵⁾

⁷³⁾ Cabo Pastor MB. Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation]. Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.

⁷⁴⁾ Там же, 84.

⁷⁵⁾ Там же, 85.

⁷⁶⁾ Там же, 125.

**Потеря в зависимости от материала
(со значениями > 0)**

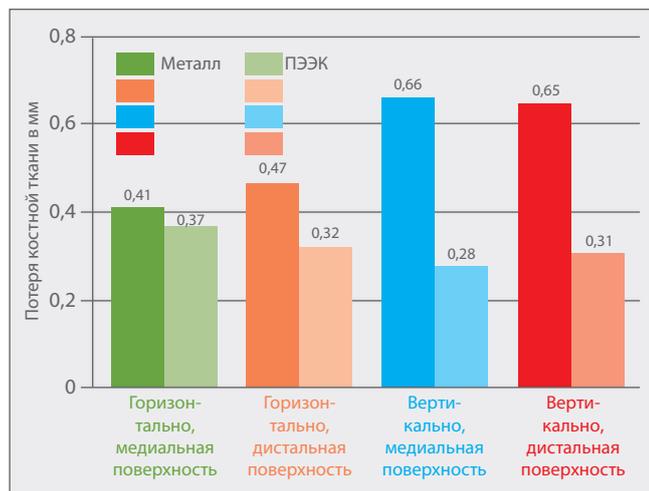


Рис. 62: Потеря костной ткани при использовании протезов из ПЭЭК меньше, чем при использовании металлических протезов.⁷⁶⁾

Лечение с использованием имплантатов обеспечивает высокую функциональность и эстетичность. Основными условиями для достижения долговременного успеха являются достаточная толщина стабильного костного вещества и соответствующее состояние десны.

Согласно результатам исследования, при применении протезов из ПЭЭК на рентгеновских снимках наблюдается значительно меньшая потеря костной ткани. На рис. 52 показана разница в атрофии костной ткани при использовании протезов из металла и ПЭЭК.

Примечание редакции: В качестве испытуемого ПЭЭК использовался BioHPP, ПЭЭК с керамическим усилением. Поскольку эластичность BioHPP близка к свойствам костной ткани, данный материал обеспечивает аналогичное естественной кости восприятие усилия. Поэтому BioHPP поглощает жевательные усилия и прочие нагрузки и не передает их прямо на имплантат.

15 Клиническое и экспериментальное исследование гибридного абатмента из ПЭЭК и титана с керамическим усилением в условиях немедленной нагрузки при использовании керамической коронки⁷⁷⁾

Хосе Эдуардо Мате Санчес де Валь
(José Eduardo Maté Sánchez de Val)
Хосе Луи Кальво-Гирадо
(José Luis Calvo-Guirado)
Cátedra Internacional de
Investigación en Odontología,
Biomaterials & Implants Research Group (MBIRG)
Universidad Católica San Antonio de Murcia



Рис. 63: Вверху слева: надрез с помощью циркулярного скальпеля. Внизу слева и справа: снимок расположения абатмента BioHPP крупным планом.⁷⁸⁾

До сих пор BioHPP использовался в стоматологии в первую очередь для изготовления абатментов для имплантатов. Целью данного исследования являлась оценка применения таких абатментов на полимерной основе в постоянных стоматологических протезах. При этом применялись две различные техники проведения операции (стандартная и безлоскутная).

Абатменты традиционно изготавливаются из таких материалов, как титан и прочие металлические сплавы, альтернативой являются керамика или диоксид циркония. Однако ни один из данных материалов не подходит для немедленного протезирования, когда коронка устанавливается на имплантат сразу после введения.

В рамках данного исследования десять имплантатов blueSKY (bredent medical, Зенден/Германия) диаметром от 3,5 до 4 мм и длиной от 10 до 12 мм были случайным образом введены в альвеолярный гребень в области верхних премоляров. После внедрения имплантатов на них были установлены десять абатментов BioHPP SKY elegance. Речь идет о так называемых гибридных абатментах, в которых тело абатмента из BioHPP без зазоров соединено с титановой основой. Данные абатменты используются для немедленного протезирования, поскольку сочетают в себе свойства временного и постоянного абатмента. Таким образом, абатмент не требует последующей замены. Все коронки были изготовлены из полевошпатовой керамики (IPS Empress CAD Cerec/InLab) посредством системы Cerec и зафиксированы при помощи самоадгезивного универсального цемента Rely-X.

Рентгенологическое исследование

В день имплантации, а затем через один, три и пять месяцев были сделаны стандартизированные рентгеновские снимки посредством системы параллелизации. Рентгенологический анализ был выполнен при помощи программы ImageJ (Wayne Rasband, США). Кроме того, были зафиксированы расстояния между платформой и точкой первого контакта с костью (см. рис. 64).

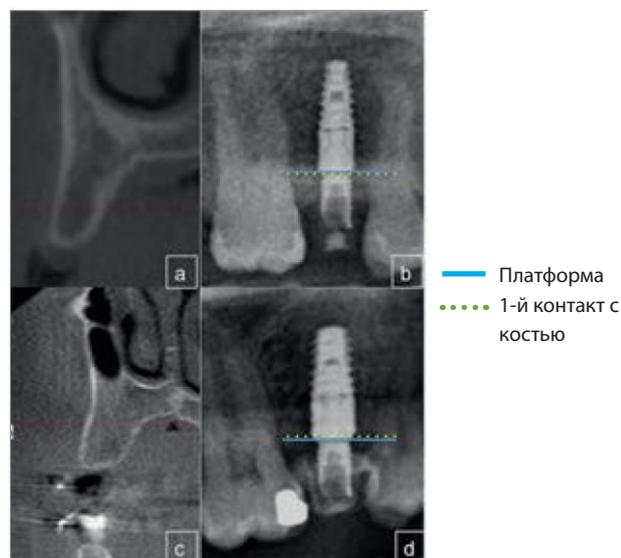


Рис. 64: Вверху: безлоскутная техника: КТ исходного состояния и увеличенное представление измерений между платформой имплантата и точкой первого контакта с костью. Внизу: стандартная техника с увеличенным представлением измерений.⁷⁹⁾

На рис. 64 показано состояние до лечения по результатам КТ (слева) и состояние после имплантации по результатам рентгенологического исследования (справа). В области вокруг имплантата не наблюдалось потери костной ткани, и высота кости оставалась неизменной. На рис. 65 приведены значения измерения расстояния между платформами имплантата и точкой первого контакта с костью.

Измерение стабильности имплантата (ISQ)

Сразу после введения имплантата был измерен показатель его стабильности, позволяющий определить, возможна ли подача немедленной нагрузки. Установленное предельное значение ISQ составляло 65. Значения ISQ были определены посредством системы Osstell Mentor (Osstell, Гётеборг/Швеция).

Техника	Пациент	1 месяц	3 месяца	5 месяцев	Значение p
Безлоскутная техника	1	0,02±0,01 (0,02)	0,05±0,25 (0,05)	0,04±0,04 (0,04)	
	2	0,01±0,05 (0,01)	0,17±0,11 (0,17)	0,15±0,10 (0,15)	
	3	0,21±0,13 (0,21)	0,13±0,09 (0,13)	0,09±0,01 (0,09)	
	4	0,43±0,33 (2,33)	0,11±0,19 (0,11)	0,13±0,03 (0,13)	
	5	0,39±0,05 (0,39)	1,12±0,32 (1,12)	0,09±0,11 (0,09)	
	Безлоскутная техника (сред. знач.)	0,21±0,14 (0,21)	0,31±0,04 (a) (0,31)	0,10±0,03 (0,10)	p = 0,043
Стандартная техника	6	0,31±0,13 (0,31)	1,02±0,39 (1,02)	1,21±0,34 (1,21)	
	7	0,33±0,14 (0,33)	0,98±0,76 (0,98)	1,19±0,38 (1,19)	
	8	0,64±0,63 (4,32)	1,32±0,99 (1,32)	1,23±0,45 (1,23)	
	9	0,39±0,33 (0,39)	1,05±0,33 (1,05)	1,02±0,15 (1,02)	
	10	0,85±0,49 (0,85)	0,99±0,65 (0,99)	1,21±0,47 (1,21)	
	Стандартная техника (сред. знач.)	0,50±0,41 (b) (3,64)	1,07±1,12 (a) (b) (1,07)	1,17±0,87 (a) (b) (1,17)	(a) p = 0,031 (b) p = 0,011
	Значение p	0,044	0,022	0,017	

Рис. 65: Рентгенологический анализ образцов, результаты представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение (медианное значение). Непараметрический тест Фридмана.⁸⁰⁾

Техника	Пациент	День 0
Безлоскутная техника	1	66,43±4,21 (66,43)
	2	69,43±5,42 (69,43)
	3	67,45±3,39 (67,45)
	4	70,03±5,23 (70,03)
	5	65,06±3,97 (65,06)
	Безлоскутная техника (сред. знач.)	67,68±5,10 (67,68)
Стандартная техника	6	68,39±6,03 (68,68)
	7	65,63±2,98 (65,63)
	8	66,03±2,64 (66,03)
	9	69,83±5,00 (69,83)
	10	70,63±6,01 (70,63)
	Стандартная техника (сред. знач.)	68,10±4,93 (68,10)
	Значение p	0,063

Рис. 66: Значения ISQ для отдельных пациентов представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение (медианное значение). Значительные различия при p < 0,05. Сравнение между группами.⁸¹⁾

На рис. 66 приведены показатели стабильности имплантатов (ISQ) в день введения. Все имплантаты продемонстрировали показатели, превышающие установленное для данного исследования минимальное значение (ISQ 65).

Слизисто-десневой тест и клиническая картина

Через 1, 3 и 5 месяцев после имплантации посредством специальной технологии зондирования были определены и задокументированы индексы кровоточивости, а также степень рецессии мягких тканей и потери высоты в области вокруг имплантата. Через 1, 3 и 5 месяцев также были измерены показатели кровоточивости при зондировании (0 = отсутствует, 1 = присутствует). Глубина введения была измерена при помощи стандартного пластмассового зонда, при этом один и тот же специалист измерял каждый имплантат шесть раз. Результаты были представлены в виде среднего значения 3 измерений.

На рис. 67 приведены десневые индексы и индексы кровоточивости для всех имплантатов. Ни в одном из имплантатов не было выявлено признаков усадки. Потери имплантатов также отсутствовали. Значения глубины введения приведены на рис. 68. По сравнению с группой, в которой применялась безлоскутная техника, в стандартной группе наблюдалась большая глубина введения; значительной разницы между различными моментами времени внутри соответствующих групп не было. На момент обследования патологического клинического воспаления не выявлено. Наблюдалась полная адаптация мягких тканей в области имплантата к коронке и профилю выступления абатмента BioHPP SKY elegance. При применении безлоскутной техники заживление происходило быстрее, нежели при использовании стандартной техники, однако под конец результаты были сходны.

⁷⁷⁾ Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL. Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgung. BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.

⁷⁸⁾ Там же, 78.

⁷⁹⁾ Там же, 76.

⁸⁰⁾ Там же

⁸¹⁾ Там же

Техника	Пациент	1 месяц	3 месяцев	5 месяцев	Значение p
Безлоскутная техника	1	0,23±0,05 (0,23)	0,13±0,05 (0,13)	0,05±0,06 (0,05)	
	2	0,12±0,06 (0,12)	0,10±0,06 (0,10)	0,06±0,07 (0,06)	
	3	0,15±0,07 (0,15)	0,11±0,05 (0,11)	0,02±0,06 (0,02)	
	4	0,24±0,06 (0,23)	0,13±0,07 (0,13)	0,02±0,03 (0,02)	
	5	0,23±0,1 (0,23)	0,08±0,03 (0,08)	0,05±0,01 (0,05)	
	Безлоскутная техника (сред. знач.)	0,19±0,06 (0,19)	0,11±0,03 (a) (0,11)	0,04±0,03 (b) (0,04)	(a) 0,023 (b) 0,039
Стандартная техника	6	0,31±0,16 (0,31)	0,19±0,04 (0,19)	0,09±0,12 (0,09)	
	7	0,33±0,21 (0,33)	0,25±0,14 (0,25)	0,11±0,05 (0,11)	
	8	0,10±0,01 (0,10)	0,11±0,07 (0,11)	0,04±0,01 (0,04)	
	9	0,18±0,11 (0,18)	0,15±0,12 (0,15)	0,09±0,04 (0,09)	
	10	0,16±0,03 (0,16)	0,12±0,11 (0,12)	0,01±0,03 (0,01)	
	Стандартная техника (сред. знач.)	0,21±0,01 (a) (0,21)	0,16±0,05 (b) (0,17)	0,06±0,02 (0,06)	(a) 0,014 (b) 0,033

Рис. 67: Значения кровотоковости при зондировании (0 = отсутствует, 1 = присутствует) через 1, 3 и 5 месяцев в виде стандартного значения ± стандартное отклонение (медианное значение). (a) Значительная разница при $p < 0,05$ при сравнении между пациентами по месяцам. (b) Значительная разница при $p < 0,05$ при сравнении между различными хирургическими протоколами.⁸²⁾

Техника	Пациент	1 месяц	3 месяцев	5 месяцев	(a) Значение p
Безлоскутная техника	1	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	2	2,24±0,20 (2,24)	2,27±0,23 (2,27)	2,30±0,23 (2,30)	
	3	2,29±0,18 (2,29)	2,31±0,21 (2,31)	2,34±0,20 (2,34)	
	4	2,33±0,28 (2,33)	2,37±0,26 (2,37)	2,40±0,25 (2,40)	
	5	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	Безлоскутная техника (сред. знач.)	2,24±1,84 (2,24)	2,27±0,18 (2,21)	2,31±0,03 (2,31)	
Стандартная техника	6	3,41±0,74 (3,41)	4,19±1,03 (4,19)	4,21±0,12 (4,21)	
	7	3,15±1,21 (3,15)	4,11±1,20 (4,11)	4,4±1,05 (4,44)	
	8	4,32±1,51 (4,32)	4,12±0,13 (4,13)	4,01±1,01 (4,01)	
	9	4,19±1,33 (4,19)	3,32±0,05 (3,32)	3,54±0,09 (3,54)	
	10	3,14±0,94 (3,14)	5,23±0,14 (5,23)	4,39±1,93 (4,39)	
	Стандартная техника (сред. знач.)	3,64±1,02 (b) (3,64)	4,19±1,05 (a) (b) (4,20)	4,11±1,02 (b) (4,11)	(a) $p = 0,029$
(b) Значение p	0,041	0,013	0,033		

Рис. 68: Значения глубины введения в мм через 1, 3 и 5 месяцев после имплантации, представленные в виде среднего значения ± стандартное отклонение (медианное значение). (a) Сравнение между различными моментами времени для отдельных техник. (b) Сравнение между протоколами.⁸³⁾

Абатмент BioHPP SKY elegance превосходно взаимодействует с тканями в области имплантата, что подтверждает отсутствие опухолей и быстрое заживление. Такая биосовместимость является самым значимым выводом из данного исследования и изучения литературных источников.

Примечание редакции: На основании предварительного клинического исследования, в том, что касается объема выборки, можно заключить, что абатменты BioHPP SKY elegance являются идеальным решением для тех случаев, когда имплантат подвергается немедленной нагрузке со стороны коронки сразу после установки. Данный материал отличается высокой механической прочностью на изгиб и эластичностью и позволяет достигать высокоэстетичных результатов.

16 Поведение ткани вокруг имплантатов из не содержащих металла материала: экспериментальное исследование на собаках⁸⁴⁾

Хосе Эдуардо Мате Санчес де Валь (José Eduardo Maté Sánchez de Val)
 Карлос Перес Альбачете (Carlos Pérez Albacete)
 Мартинес Серхио Герке (Martínez Sergio Gehrke)
 Мария П. Рамирес Фернандес (María P. Ramírez Fernández)
 Висенте Г. Висент (Vicente G. Vicent)
 Херардо Гомес Морено (Gerardo Gómez Moreno)
 Хосе Л. Кальво-Гирадо (José L. Calvo Guirado)
 Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM)
 Biotecnos-UCAM Research Center
 University of Granada



Данное исследование проводилось на шести кобелях породы американский фоксхаунд в возрасте приблизительно одного года и весом от 14 до 15 килограмм. Собакам были установлены 48 конических имплантатов (blueSKY, bredent medical, Зенден, Германия) диаметром 3,5 мм и длиной 10 мм. Сразу после введения на имплантаты были установлены абатменты, после чего они были разделены на две группы: Контрольная группа включала в себя 24 титановых абатмента, в то время как тестовая группа состояла из 24 абатментов из BioHPP (BioHPP SKY elegance, bredent, Зенден, Германия).

Через четыре недели после операции все имплантаты демонстрировали соответствующую первичную стабильность. Между группами не было выявлено статически значимых различий, все имплантаты были остеоинтегрированы. Возникшие после установки зазоры между имплантатом и альвеолой были заполнены костной тканью и поглощены костным гребнем.

В обеих группах формирование в краевой области дефекта сопровождалось значительным уменьшением размера кости, как в деликатном щечном отделе, так и в более плотной лингвальной области.

При проведении анализа в лингвальной области и щечном отделе тестовая группа (абатмент из усиленного ПЭЭК) продемонстрировала лучшие результаты с точки зрения стабилизации мягкой ткани. Рентгенологическое исследование подтвердило результаты гистологического анализа на уровне костной ткани. В обеих группах (титан и ПЭЭК) потеря костной ткани в щечном отделе превышала аналогичный показатель в лингвальной области.

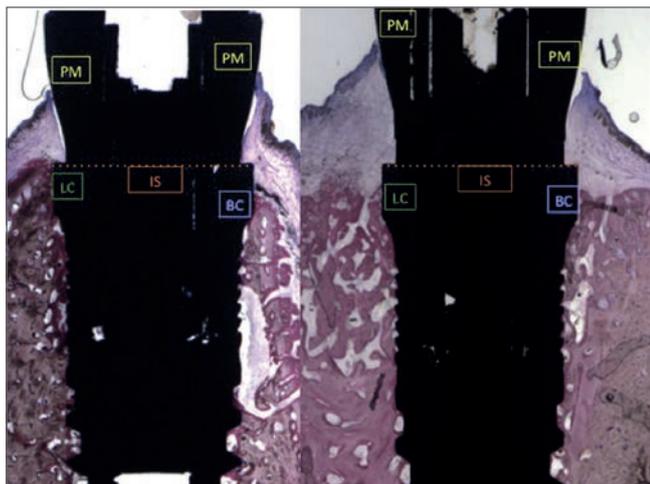


Рис. 69: Слева видно нарастание мягкой ткани на титановый абатмент, справа — на абатмент из BioHPP. Справа наблюдается значительно более высокий уровень мягкой ткани в лингвальной области.⁸⁵⁾

PM = слизистая оболочка в области вокруг имплантата
 IS = плечо имплантата
 LC = костный гребень в лингвальной области
 BC = костный гребень в щечном отделе

⁸²⁾ Там же, 77.

⁸³⁾ Там же

⁸⁴⁾ Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.

⁸⁵⁾ Sanchez de Val JEM, Perez Albacete Martinez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL. Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. Annals of Anatomy. 2016;206:106

	Титан	ПЭЭК	Значение p
PM-BC	2,74 ± 0,41	3,11 ± 0,26*	0,032
	2,74	3,11	
PM-LC	2,91 ± 0,03	3,71 ± 0,18 *	0,008
	2,91	3,71	
PM щеч.- IS	2,35 ± 0,87	2,95 ± 0,53 *	0,015
	2,35	2,95	
PM лингв.-IS	2,65 ± 0,43	3,57 ± 0,38 *	0,003
	2,65	3,57	
IS-BC	2,04 ± 0,11 *	1,53 ± 0,21	0,011
	2,04	1,53	
IS-LC	1,93 ± 0,14 *	1,41 ± 0,19	0,029
	1,93	1,41	

Рис. 70: Линейные измерения в миллиметрах.⁸⁶⁾

Значение ISQ	Введение		8 недель		Значение p
	Сред. ± Sd	Медиан.	Сред. ± Sd	Медиан.	
Абатмент из BioHPP	74,46 ± 4,55	74,46	69,53 ± 0,47	69,53	0,16
Абатмент из титана	74,19 ± 4,29	74,19	70,80 ± 0,67	70,80	0,23

Рис. 71: ISQ: Implant Stability Quotient (показатель стабильности имплантата). Измерения в день установки и через восемь недель. Результаты в виде среднего и медианного значения. Значительная разница, $p < 0,05$.⁸⁷⁾

BIC (%)	Титан	ПЭЭК	Значение p
Сред. значение ± Sd	61,29 ± 1,45	62,52 ± 4,63	0,32
Медиан	61,29	62,52	

Рис. 72: BIC: Bone Implant Contact (контакт между костью и имплантатом). Оценка значений BIC по критерию Фридмана, сравнение титановых абатментов с гибридными абатментами из титана и ПЭЭК, через восемь недель после имплантации. Данные отображают среднее значение, стандартное отклонение (SD) и медианное значение. Значительная разница, $p < 0,05$. Разница не выявлена.⁸⁸⁾

Рис. 70: PM-BC: расстояние между слизистой оболочкой в области имплантата и костным гребнем в щечном отделе, PM-LC: расстояние между слизистой оболочкой в области имплантата и костным гребнем в лингвальной области, PM щеч.-IS: расстояние между слизистой оболочкой в области имплантата и плечом имплантата в щечном отделе, PM лингв.-IS: расстояние между слизистой оболочкой в области имплантата и плечом имплантата в лингвальной области, IS-BC: расстояние между верхним краем плеча имплантата и точкой первого контакта имплантата с костью в щечном отделе, IS-LC: расстояние между верхним краем плеча имплантата и костным гребнем в лингвальной области. Значения представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение и медианного значения. Непараметрический тест Фридмана. (*) Значительная разница, $p < 0,05$.

⁸⁶⁾ Sanchez, Periimplant tissues behavior, EAO Congress 2016.

⁸⁷⁾ Там же

⁸⁸⁾ Там же

⁸⁹⁾ Там же

⁹⁰⁾ Там же

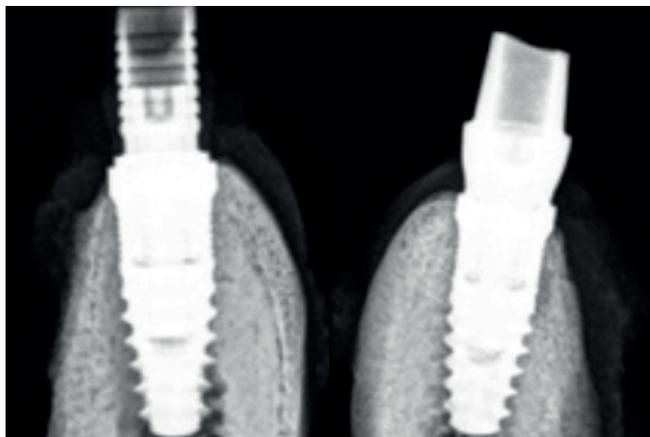


Рис. 73: Рентгенологические снимки имплантатов с абатментом из ПЭЭК (слева) и титана (справа).⁸⁹⁾

		Титан	ПЭЭК	Значение p
Кости щечного отдела	Сред. значение ± Sd	1,96 ± 0,21 *	1,43 ± 0,11	0,013
	Медиан.	1,96	1,43	
Кости лингвальной области	Сред. значение ± Sd	1,78 ± 0,33 *	1,28 ± 0,43	0,031
		1,78	1,28	

Рис. 74: Рентгенологический анализ расстояния между точкой первого контакта имплантата с костью и плечом имплантата. Значения представлены в виде среднего значения ± стандартное отклонение и медианного значения. Непараметрический тест Фридмана. (*) Значительная разница, $p < 0,05$.⁹⁰⁾

Использование усиленных абатментов из титана и ПЭЭК имеет множество эстетических преимуществ по сравнению с традиционными материалами. Белый цвет абатментов обеспечивает возможность формирования тонких гингивальных биотипов без ограничений, характерных для традиционных титановых абатментов. Благодаря высокой биосовместимости материал подходит для немедленного протезирования по принципу «один абатмент, один раз». Количественный гистоморфометрический анализ мягкой ткани выявил наличие различий в пользу абатментов из ПЭЭК: при использовании абатментов из ПЭЭК наблюдался более высокий уровень и большая толщина мягкой ткани. Это говорит об отсутствии потери костной ткани в области имплантата и биологическом уплотнении абатмента.

Примечание редакции: С учетом ограничений исследования на животных можно заключить, что благодаря высокой биосовместимости усиленные абатменты из ПЭЭК и титана являются эффективной альтернативой традиционным абатментам. Поэтому данный материал может способствовать сохранению высоты кости и стабильности мягкой ткани.

Список литературы

1. *Rzanny A, Göbel R, Küpper H.*
PEEK — ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial.
ZWR — Das Deutsche Zahnärzteblatt 2015;123:608-613.
2. *Rzanny A, Göbel R, Facht M.*
BioHPP Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen.
Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.
3. *Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H.*
In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik.
Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
4. *Schulte F.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation].
Universität zu Köln; 2015.
5. *Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B.*
Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken.
Die Quintessenz der Zahntechnik 2014; 40:588-598.
6. *Heimer S.*
Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation].
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.
7. *Heimer S.*
Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP.
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.
8. *Zylla, IM.*
Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP.
Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.
9. *Kolbeck C., Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
10. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Kappchen (ZrO₂, Bio HPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.
11. Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. – Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP.
bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

12. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.
13. *Rosentritt M.*
In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
14. *Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B.*
Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses.
Clinical Oral Investigations 2016;20(9):2493-2500.
15. *Geis-Gerstorfer J, Scheideler L.*
Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik.
Tübingen: Eberhard Karls Universität, Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion «Medizinische Werkstoffkunde & Technologie»; 2015.
16. *Cabo Pastor MB.*
Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata.
Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation].
Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.
17. *Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL.*
Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybrid-abutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen.
BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.
18. *Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs.
European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.
19. *Sanchez de Val JEM, Perez Albacete Martinez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs.
Annals of Anatomy. 2016;206:104-109.
20. *Göbel R, Rzanny A.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe.
Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.
21. *Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J.*
Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness.
Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.



Прочая интересная литература для вас:

Гибридные абатменты BioHPP® elegance «Био ХПП элеганс»

Более естественно может только сама природа

индивидуально | удобно | долговечно

bredent

№ 000534RU

BioHPP®
Информация о физиологических материалах для конструкций зубных протезов

физиологичность – эстетика – биосовместимость

bredent

№ 000547RU

BioHPP® «БиоХПП»
High Performance Polymer «Высокотехнологичный полимер»

Бионика – Более естественно может только сама природа

Каталог

bredent

№ 000535RU

