

*Жолудев Д.С.*

## Перспективы использования керамики на основе оксида алюминия (обзор литературы)

Кафедра пропедевтики и физиотерапии стоматологических заболеваний, ГБОУ ВПО УГМА  
Минздравсоцразвития России, г. Екатеринбург

*Zholudev D.S.*

### Perspectives of using theceramicsbasedon aluminum oxide (review)

#### Резюме

В этой статье описываются основные группы современных керамических материалов. Даны детали, описание и характеристика керамического оксида алюминия.

**Ключевые слова:** керамические материалы, оксид алюминия

#### Summary

This article describes the major groups of modern ceramic materials. Detailed description and characterization of the aluminum oxide ceramic are made.

**Keywords:** ceramic materials, aluminum oxide ceramic

#### Введение

В жизни современного человека керамика играет важную роль. Последние годы в специальной литературе называют периодом «ренессанса» керамических материалов. Особенно популярной является керамика на основе диоксида циркония. В литературе имеются сведения о более чем 300000 случаях установленных и успешно функционирующих тазобедренных искусственных суставов, с головками из оксида циркония. Циркониевая керамика используется в космической отрасли, в автомобильной промышленности в восстановительной ортопедии и в стоматологии. Имеющиеся такие свойства у керамики на основе оксида циркония как, твердость (по Викерсу) 1200 Н/см, прочность на износ 1000 МПа, модуль упругости 210 ГПа стоматологи все чаще применяют эти материалы вместо традиционной металлокерамики и других видов керамических материалов. Глубокий прикус, бруксизм – это единственные противопоказания к использованию циркониевых конструкций. Но в то же время, для человека необходимо, чтобы не страдала зубо-челюстная система, должно проходить «естественное» истирание зубов, и, соответственно искусственных зубных протезов [40].

На фоне «бума циркония» все меньше клиницистов вспоминают керамические материалы на основе оксида алюминия. В представленном обзоре проведено детальное описание и дана характеристика керамики на основе оксида алюминия.

Слово «керамика» произошло от греческого «keramos», что означает «обожженная земля». Более со-

временное определение представляет материалы, которые содержат металлические и неметаллические элементы (обычно кислород).[2]

По микроструктуре стоматологическая керамика бывает:

1. в стеклянной форме (аморфный состав), не имеющей кристаллической фазы,
2. в виде стекла с небольшим количеством веществ в кристаллической фазе,
3. в виде материала с кристаллической структурой и небольшим добавлением стекла,
4. в виде поликристаллической структуры (с полным отсутствием стекла).

В зависимости от техники изготовления керамика бывает следующих видов: порошок-жидкость для нанесения, прессуемая и механически обрабатываемая или машинная керамика. [1]

Классификация керамики по микроструктуре:

Данная классификация разделяет керамику по уровню содержания в ней кристаллических компонентов и стекла (некристаллической структуры), которые можно объединить в 4 основных категории с несколькими подгруппами.

- 1) Стеклокерамика
- 2) Наполненная стеклокерамика
- 3) Наполненная оксидная керамика
- 4) Оксидная керамика

Стеклокерамика состоит из оксида кремния, также известного как кварц (SiO<sub>2</sub>) с небольшим содержанием алюминия. В природе алюмосиликаты, которые также

содержат примеси калия и натрия, известны под названием полевой шпат. В стоматологии искусственно синтезированный полевой шпат представлял первые керамические массы для изготовления фарфоровых ортопедических конструкций. Впервые применен полевой шпата упоминается в 1903 году в работах Чарльза Лэнда, описавшего процесс изготовления фарфоровых коронок в медицинском издании «Стоматологический космос», однако доктор столкнулся с проблемой большой хрупкости фарфора. Подобным образом, в 1938 году, в своей статье «Журнала калифорнийской стоматологической ассоциации» Пинкус предложил концепцию керамического винира, однако задумка также оказалась неудачной, прочность на изгиб такого фарфора составляла 20-30 МПа. Позднее, в связи с изобретением вакуумных печей для обжига фарфора, прочностные характеристики были улучшены. Прочность на изгиб варьировала от 50 до 60 МПа и достигалась в результате полученной меньшей пористости материала. Керамика применялась для облицовки металлических каркасов, а также в виде цельной конструкции для фарфоровых виниров, изготовленных с применением огнеупорных штампов или платиновой фольги [1]. Однако компрессионные нагрузки, полученные во время жевания, по-прежнему вызывали многочисленные сколы на подобных реставрациях.

Наполненная стеклокерамика была разработана компанией CorningGlassWorks в конце 1950-х. Основным принципом получения твердого материала является его формовка в результате остывания расплавленного стекла. Во время последовательного нагревания стекла происходит процесс контролируемой кристаллизации, в результате чего зарождаются и растут кристаллы. Эти трансформации из чистого стекла в частично кристаллическое стекло также называются керамизацией. Таким образом, стеклокерамика – мультифазный состав, содержащий остаточную стеклянную фазу с мелкодисперсной кристаллической фазой. Количество, характер роста и размер кристаллов регулируются временем и температурой обжига керамики. Есть два важных аспекта в формировании кристаллической фазы – зарождение кристаллов и их рост. Уровень этих двух процессов максимален при разных температурах. Именно поэтому, первый обжиг происходит при условиях, оптимальных для максимального зарождения кристаллов, после чего температура повышается и происходит кристаллический рост.

Залог прочности любой стеклокерамики – упорядоченное расположение кристаллов в большом количестве в стеклянкой фазе. Во время керамизации кристаллическая фаза растет и может занимать от 50 до почти 100 процентов от материала.

Выделяют 3 подгруппы, классифицируемые по кристаллическим наполнителям. Состав стекла почти такой же, как и у чистого стекла (категория 1). Среди наполнителей же выделяют лейцит, дисиликат лития или фторапатит. Лейцит в стоматологическом фарфоре получается путем увеличения содержания оксида калия в алюмосиликатном стекле. Кристаллы дисиликата лития таким же образом внедряют в состав алюмосиликатную матрицу [2].

Полевошпатная стеклокерамика с небольшим содержанием лейцита. В 1980-х годах Nom активно применял в своих экспериментах керамику с небольшим содержанием лейцита ( $KAlSi_2O_6$ ) для конструкций металлокерамических реставраций. В современной стоматологии такая керамика называется полевой шпат. Лейцит добавлялся для увеличения коэффициента температурного расширения, в результате чего материал можно было наносить в качестве облицовочного слоя. Изначально прочность на изгиб полевошпатной керамики составляла 30-40 МПа.

Последние разработки в стоматологии позволили синтезировать полевошпатную керамику, имеющую меньшие размеры частиц и более равномерное их распределение в стеклянкой матрице, в результате чего повышаются их прочностные характеристики (прочность на изгиб до 150 МПа). Изменились и методы ее изготовления. Так, выпущены составы порошок-жидкость для облицовывания каркасов из керамики на основе алюминия In-Ceram (VitaZahnfabrik) и NobelProcera (NobelBiocare). Эти материалы имеют низкий коэффициент температурного расширения ( $8 \times 10^{-6}/K$ ). Наиболее известный представитель VitaVM13 (VitaZahnfabrik) [5].

Также полевой шпат с небольшим содержанием лейцита применяется для мелкозернистых машинных блоков [26]. Выпущенные в 1991 году блоки VitaMark 2 (Vita) для Cad-Cam системы Cerec (SironaDental) – наиболее известный продукт, который используется и по сей день в стоматологии под тем же названием.

Исследования, выполненные от компании Vita, доказывают выживаемость вкладок инлей и онлей, изготовленных из материала VitaMark 2, более 99 процентов в течение года [9-12].

В структуре такой полевошпатной керамики частицы расположены хаотично и имеют различные размеры кристаллов лейцита (со средним размером частиц 20 мкм), в результате чего ей присуща относительно низкая устойчивость к сколам и абразивные свойства, сходные с эмалью [29]. Тем не менее, полевошпатная керамика имеет высокую прозрачность и, следовательно, самые высокие эстетические показатели [8].

Стеклокерамика с высоким содержанием лейцита (до 50%). Увеличение содержания лейцита привело к появлению нового вида керамики. Лейцитная керамика относительно полевошпатной, имеет улучшенные прочностные характеристики (большую сопротивляемость к термальному шоку и химической эрозии, прочность на изгиб более 200 МПа), кристаллы лейцита способны противостоять развитию сколов в готовых керамических конструкциях, частично поглощая энергию трещин [34]. Однако, в связи с потерей прозрачности, эстетичность данной керамики несколько ниже, чем у полевошпатной [32, 37].

Материалы выпускаются в виде порошка-жидкости, блоков для машинной обработки, а также в виде прессуемой керамики. Наиболее широко распространена прессуемая керамика IPSEmpress (IvoclarVivadent) (прочность на изгиб 220 МПа), которая также выпускается в виде машинных блоков для Cad-Cam системы Cerec 3 [4, 25].

Схожими свойствами обладает следующая прессуемая лейцитная керамика: Finesse (Dentsply), Authentic (Jensen), OPC (Pentron), PM9 (Vita), машинная керамика ParadigmC (3MESPE) [2, 20]. Следует отметить, что прочность машинных и прессуемых систем как лейцитной, так и полевошпатной керамики выше, чем у систем жидкость-порошок [30]. Это связано с сведением к минимуму образованию микропор, образованных попавшими пузырьками воздуха в процессе изготовления (что часто происходит в процессе нанесения порошка-жидкости) [13-15].

Стеклокерамика, упрочненная дисиликатом лития. Полевошпатная и лейцитная керамика имеют хорошую адаптацию в качестве одиночных ортопедических конструкций, однако их прочностные характеристики не позволяют применять их для мостовидных конструкций. В связи с чем, компанией Ivoclar Vivadent была выпущена стеклокерамика, наполненная SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O- SiO<sub>2</sub> – дисиликатом лития под торговым названием Empress 2.

Кристаллы дисиликата лития (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) занимают 70% объема в составе стеклокерамики. Кристаллы лития дисиликата имеют вытянутую «подобную вермишели» форму, что приводит к отражению и разветвлению образующихся трещин [21]. Таким образом, энергия трещины гасится микроструктурой, позволяя увеличить прочность материала на изгиб до 450 МПа и твердость на сжатие приблизительно в 3 раза выше, чем у лейцитной керамики [33].

Современное название Empress 2 фирмы Ivoclar Vivadent изменилось на E.max. Материал выпускается в прессуемой и машинной форме. Ввиду низкого индекса преломления света кристаллами дисиликата лития, керамика достаточно прозрачна и может использоваться для цельных реставраций или для большей эстетики покрываться облицовочным слоем [25]. Кроме одиночных коронок, виниров и вкладок возможно применение керамики в качестве материала для изготовления мостовидных протезов до второго премоляра [4].

Оксидная керамика со стеклянными наполнителями. Долгое время металлокерамические коронки считались единственным вариантом при выборе прочной несъемной ортопедической конструкции, особенно, когда речь шла о мостовидных протезах. Однако полное отсутствие светопропускаемости металла существенно снижало эстетические показатели. Изобретение литий-дисиликатной керамики частично решало вопрос эстетики, однако даже современные мостовидные протезы с каркасом на основе дисиликата лития показаны лишь для замещения зубных дефектов до второго премоляра включительно, ввиду их недостаточных прочностных характеристик, которые могли бы противостоять жевательной нагрузке на дальних зубах [28].

В 1988 году на стоматологическом рынке была представлена алюмооксидная керамика (InCeramAlumina) с содержанием алюминия около 85% под брендом InCeram (VitaZahnfabric) с прочностью на изгиб 400-500 МПа [5]. Данный вид керамики отличается от наполненной и ненаполненной стеклокерамики значительно превос-

ходящей по крепости связью частиц (кристаллов). Система разработана в качестве альтернативы одиночным металлокерамическим конструкциям для замены металлического каркаса на более эстетичный керамический [16,17]. Позже были выпущены системы InCeramSpinell и InCeramZirconia, дополняющие InCeramAlumina. Химически оксидная керамика представляет из себя матрицу на основе оксида алюминия или другого металла (комбинации металлов), наполненную лантаным алюмосиликатным стеклом [4,31]. Оксиды алюминия и магния (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>), или, так называемая шпинель, придают керамике самую высокую прозрачность и умеренную прочность на изгиб (350 МПа), в результате чего такой материал может применяться в качестве каркасов для высокоэстетичных фронтальных одиночных конструкций. Керамика на основе оксида алюминия имеет высокую прочность на изгиб (450 МПа) и умеренную прозрачность и может применяться в качестве каркасов для одиночных конструкций как фронтальной, так и боковой группы зубов. Керамика с применением циркония, основанная на InCeramAlumina, но с добавлением ZrO<sub>2</sub>, имеет максимальную прочность на изгиб (до 650 МПа) и применяется в основном для конструкций мостовидных протезов до 3 единиц [2]. Получают ее методом взаимопроникания двух фаз композитов. Это очень трудоемкий процесс, получивший название «скользящее литье».

Чтобы сформировать каркас коронки или мостовидного протеза, глина на основе оксида металла наносится на огнеупорную модель (дубликат рабочей модели в лаборатории) (рис. 5,6), после чего спекается без образования усадки в течение 10 часов при температуре 11200С. Образованная в результате этого пористая матрица инфильтруется расплавленным лантаным стеклом при температуре 1100 0С в течение 4-6 часов. Поры матрицы керамики заполняются, и материал становится предельно твердым [1].

Кроме наборов для изготовления в зуботехнической лаборатории, оксидная наполненная керамика выпускается в виде предварительно спеченных In-Ceram блоков, из которых выпиливаются готовые конструкции (Cad-Cam системы Cerec, InLab, DCS и т.д.)

Процесс фрезерования блока занимает 30-40 минут. Предварительно спеченные керамические блоки показали отличные свойства, более высокая капиллярность радикально снижает время обжига и инфильтрации стеклом после выпиливания конструкции, уменьшая время изготовления окончательного продукта, в то время как качество керамики остается таким же высоким [27].

Оксидная керамика. Исследования продолжились, и вскоре была выпущена оксидная керамика с полным отсутствием стекла в качестве наполнителя. Таким образом, содержание оксида в такой керамике достигает 98-99%. Спеченная монофазная керамика получается методом прямого спекания кристаллов без наполнения кристаллической матрицы, в результате чего получается твердая, воздухо- и стеклонесодержащая структура. Для придания высокой механической прочности, устойчивости к температурным и коррозионным воздействиям в состав

оксидной керамики входят бориды, карбиды, нитриды, титаниты и иттрий. Медицинское применение высокопрочной алюминиевой и циркониевой керамики впервые нашло место в имплантологии в качестве материала для замещения тазобедренной кости [1]. Данная технология нашла применение в ортопедической стоматологии для изготовления коронок и несъемных частичных протезов на основе циркония и алюминия. Первый твердый поликристаллический материал стал выпускаться под названием ProceraAllCeramAllumina (NobelBiocare) шведского производства с прочностью на изгиб до 700 МПа и содержанием алюминия до 99.5% [36, 39]. В Великобритании разработали систему Techceram (Techceram) на основе оксида алюминия по аналогу ProceraAllCeramAllumina. Порошок алюминия прессуется и обжигается при температуре 1600 °С. При этом усадка материала составляет 20% [1]. Каркас, изготовленный из алюмооксидной керамики, затем облицовывается стеклокерамикой [23]. Преимуществом повышенного содержания алюминия в данных системах является очень высокая прозрачность каркасов, сходная со стеклокерамикой, а также увеличенная прочность. Прочность на изгиб материалов на основе  $Al_2O_3$  приравнивается к прочности циркониевой керамики, полученной по системе In-Ceram.

Однако нужна была еще большая прочность каркасов, в результате чего были получены материалы с повышенным содержанием циркония. Цирконий (также называемый диоксидом циркония, химическая формула  $ZrO_2$ ) – это химически нерастворимое в основаниях и кислотах соединение. Полученный из циркониевого песка ( $Zr_2SiO_4$ , альвит) или циркониевой глины ( $ZrO_2$ , бадделит, бразилит) оксид проходит несколько кристаллографических фаз во время охлаждения от расплавленного состояния до комнатной температуры. Температура плавления циркония 2715 °С. Остывая на 9 °С, кубическая фаза кристаллизуется, затем при 23700С трансформируется в тетрагональную фазу и, остывая до 11630С, переходит в моноклиналиную фазу. Во время охлаждения, в период перехода из тетрагональной в моноклиналиную фазы, происходит значительное увеличение структуры в объеме. Для стабилизации процесса добавляется оксид иттрия ( $Y_2O_3$ ) до 5% от массы [39]. Алюминий (0,2-1% от массы) увеличивает сопротивляемость материала коррозии и старению. Цирконий имеет набор физических характеристик, который дважды превосходит алюмооксидную керамику по прочности и твердости. Прочность на изгиб варьирует от 900 до 1000 МПа [18,19,38]. Прочность на разрыв заявлена от 8 МПа·м<sup>1/2</sup> до 10 МПа·м<sup>1/2</sup>. Эти показатели значительно выше, чем у предыдущих видов керамики. Цирконий имеет идеальные физические свойства для изготовления каркасов мостовидных протезов на переднюю и жевательную группу зубов. Чаще возникают проблемы со сколом и отслоением облицовочной керамики. Используя метод медленного охлаждения в глазурочной печи с целью уравнивания теплоотдачи циркония и облицовочного фарфора, можно увеличить устойчивость фарфора к сколам на 20% [4]. Стоматологическая высокопрочная циркониевая керамика в основ-

ном отличается методами изготовления и дальнейшей обработкой [7]. Спекание особенно важно, потому что оно напрямую влияет на формирование кристаллической структуры, и таким образом получают более или менее гомогенные и структурно безупречные материалы. Изготовление НРП циркония в зуботехнической лаборатории весьма затратная по времени процедура: несколько дней цирконий спекается, процесс спекания завершается финальным обжигом при высокой температуре и давлением выше 1000 бар (горячее изостатическое прессование). В результате получается высокоомогенный твердый материал [22].

Альтернативным вариантом являются предварительно спеченные циркониевые блоки с прочностью 55-70% от конечного результата для фрезерования с помощью Cad-Cam модуля [14]. Меньшая начальная прочность значительно облегчает выпиливание из них конструкций, снижая при этом износ фрез. После получения требуемой конструкции, линейная усадка во время ее спекания составляет до 20 процентов. Именно поэтому каркасы выпиливаются немного большего размера и получают необходимый объем после окончательного спекания в лаборатории. Преимуществом Cad-Cam метода является то, что любые трещины и поверхностные дефекты во время выпиливания из блока полностью устраняются после окончательного спекания конструкции в лаборатории. Прочность на изгиб конструкций изготовленных из оксида циркония в обоих случаях идентична [4].

Микротрещины существуют во всех керамических материалах и зарождаются во время производства керамики, обработки ее в лаборатории или при циклических жевательных нагрузках. Во влажной ротовой среде распространение трещин ускоряется напряжением коррозии. В цирконии, стабилизированном иттрием, тангенциальные нагрузки на конце трещины вызывают локальную трансформацию тетрагональной, менее объемной кристаллической структуры в моноклиналиную кристаллическую структуру с увеличением объема на 5%. Во время этих превращений энергия трещины эффективно гасится (Pospiech назвал это эффектом «воздушной подушки»). Таким образом, цирконий имеет способность предотвращать рост новой трещины и «чинить» существующие [6, 13, 15,24].

Циркониевые блоки выпиливаются с помощью компьютеризированных фрезероальных аппаратов. Благодаря керамике на основе циркония можно делать малые по площади соединители звеньев мостовидного протеза, а также тонкие стенки конструкций [30]. В связи с тем, что цирконий имеет прочность схожую с металлами, теоретически этот материал может полностью заменить в будущем металлические каркасы протезов, а также цельнометаллические конструкции.

Известно, что при нанесении облицовочного фарфора на керамические каркасы зубной техник не сталкивается с деформацией конструкции, как при работе с металлами [35]. Более того, склонность металлических конструкций менять форму долгое время является проблемой для фиксации частичных несъемных протезов на

## Запасы бокситов



Рис. 1. В мире всего семь бокситоносных районов: Центральная и Западная Африка в основном залежи в Гвинее; Южная Америка: Венесуэла, Бразилия, Суринам, Гайана; Центральная Америка: Ямайка; Океания и юг Азии: Индия, Австралия; Китай; Средиземноморье: Турция и Греция; Россия: Урал.

имплантатах, так как в этом случае важна нанточнейшая припасовка конструкции, ввиду полного отсутствия подвижности абатментов, в отличие от настоящих зубов [3].

Цирконий настолько стал популярен в стоматологии, что большинство керамических каркасов ортопедических конструкций делаются именно из него. Однако не стоит забывать про эстетические аспекты оксида алюминия и относительно невысокую стоимость получения материала по сравнению с цирконием. Тем не менее, блоки, выпускаемые на основе оксида алюминия для Cad-Cam систем под зарубежными наименованиями SironaInCorisAL (SironaDental), NobelProceraAlumina (NobelBiocare) и др., продаются по достаточно высокой цене, схожей с циркониевыми и другими блоками. Это связано с ограниченными поставками сырья для алюмооксидной керамики, а также ценовой политикой фирм на мировом рынке. Таким образом, стоматолог, не желая рисковать, зачастую

выбирает более прочный цирконий для каркасов керамических конструкций [24]. Следует отметить, что именно на Урале сосредоточены огромные залежи минералов на основе оксида алюминия (рис. 1).

Данный географический аспект открывает огромные перспективы для очищения и переработки отечественного сырья с дальнейшим внедрением в стоматологический рынок собственного производства, что существенно снизит себестоимость алюмооксидных каркасов в России и позволит широко применять их для изготовления одиночных высокоэстетичных коронок, а также каркасов мостовидных протезов для фронтальной группы зубов. ■

*Жолудев Д.С., очный аспирант кафедры пропедевтики и физиотерапии стоматологических заболеваний, ГБОУ ВПО УГМА Минздрава России, г. Екатеринбург. Адрес для переписки - den89@el.ru*

## Литература:

- Edward A. McLaren, DDS, MDC. Phong Tran Cao, DDS. Ceramics in Dentistry – Part I: Classes of materials. Inside Dentistry J 2009; 5(9):94-100.
- Russell Giordano, DMD, CAGS, DMSc, Edward A. McLaren, DDS, MDC. Ceramics Overview: Classification by Microstructure and Processing Methods. Compendium J 2010; 31(9):682-697.
- Ричард ван Нурт. Основы стоматологического материаловедения. М: Mosby; 2004. 231-246.
- Kunzelmann K.H., Kern M., Pospiech P., Raigrodski A.J., Strassler H. E., Mehl A., Frankenberger R., Reiss B., Wiedhah K. All-Ceramics at a Glance. 1st ed. Ettingen: Ag Keramik; 2007. 73-78.
- Alexandra Almeida Diegoa, Claudinei dos Santosa, Karine Tenyrio Landimb, Carlross Nelson Elias. Characterization of Ceramic Powders Used in the InCeram Systems to Fixed Dental Prosthesis. Mat. Res J 2007; 10(1):47-51
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996; 75(1): 18-32
- Della Bona, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. Am Dent Assoc. J. 2008; 139(suppl): 8-13.
- Giordano R. A. Comparison of all-ceramic systems. Mass Dent Soc. J 2002; 50(4):16-20
- Otto T. CEREC restorations. CEREC inlays and onlays: the clinical results and experiences after 6 years of use in private practice [in French, German]. Schweiz Monatsschr Zahnmed J 1995; 105(8):1038-1046.
- Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR. The clinical

- performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(8):1171-1181.
11. Berg NG, Derand T. A 5-year evaluation of ceramic inlays (CEREC). *Swed Dent J.* 1997;21(4):121-127.
  12. Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Comput Dent. J* 2000;3(1):9-23.
  13. Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig. J* 2003;7(2):80-85.
  14. Brochu JF, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations—a literature review. *Can Dent Assoc. J* 2002;68(4):233-237.
  15. Kraemer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 8 years. *Dent Mater.* 2005;21(3):262-271.
  16. Proebster L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Prosthodont. J* 1993;6(3):259-263.
  17. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Prosthodont. J* 1995;8(4):320-323.
  18. Hegenbarth EA. Procera aluminum oxide ceramics: a new way to achieve stability, precision, and esthetics in all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol. J* 1996;20:21-34.
  19. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, et al. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Prosthodont. J* 2005;14(1):39-45.
  20. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Am Dent Assoc. J* 2006;137(suppl):22S-31S.
  21. Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of Lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent Mater. J* 2004;20(10):956-962.
  22. Stappert CF, Guess PC, Chitmongkolsuk S, et al. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. *Am J Dent.* 2007;20(1):21-26.
  23. McLaren EA, Giordano RA, Pober R, et al. Material testing and layering techniques of a new two phase all glass veneering porcelain for bonded porcelain and high alumina frameworks. *Quintessence Dent Technol. J* 2003;26:69-81.
  24. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket n, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *Prosthet Dent. J* 2006;96(4):237-244.
  25. Holand W, schweiger M, Frank M, rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the iPs empress 2 and the iPs empress Glass Ceramics. *J Biomed Mat Res.* 2000;53(4):297-303.
  26. Casellas D, Nagl MM, Llanes L, Anglada M. Growth of small surface indentation cracks in alumina and zirconia toughened alumina, *Key Engineering Materials.* 1997; (127-131):895-902.
  27. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mjorormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia bars. *Dent Mater* 2001;17:260-7.
  28. Evans AG. Perspective on the development of high-toughness ceramics. *Am Ceram Soc J* 1990;73:187-206.
  29. Ghuman T, Beck P, Ramp LC, et al. Wear of enamel antagonist to ceramic surfaces. *J Dent Res.* 2010;89(spec iss B):1394.
  30. Dong J, Leuthy H, Wohlwend A, Scheerer P. Heat-pressed cera-mics: technology and strength. *Prosthodont J* 1992;5:9-16.
  31. Tan SC, Chai J, Wozniak WT, Takahashi Y. Flexural strength of a glass-infiltrated alumina dental ceramic incorporated with silicon carbide whiskers. *Prosthodont Int J* 2001;14:350-354.
  32. Kramer N, Frankenberger M, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years—a clinical study. *Dent J* 1999;27:325-331.
  33. Thompson JY, Anusavice KJ, Balasubramaniam B, Mecholsky JJ. Effect of microcracking on the fracture toughness and fracture surface fractal dimension of lithia-based glass-ceramics. *Ceram Soc Am J* 1995;78:3045-3049.
  34. Mackert JR, Russell CM. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Prosthodont Int J* 1996;9:261-265.
  35. Asgar K. Casting metals in dentistry: past-present-future. *Adv Dent Res. J* 1998;2(1):33-43
  36. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *Prosthet Dent. J* 1996;76(2):140-144.
  37. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int. J* 2006;37(4):253-259.
  38. Wagner WC, Chu TM. Apparent flexural strength of porcelain veneered all-ceramic core material. *Prosthodont Dentistry J* 1996;75:284.
  39. Hegenbarth EA, Procera aluminum oxide ceramics: a new way to achieve stability, precision and esthetics in all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technology J* 1996;19:23-34.
  40. Wang J, Stevens R. Review zirconia-toughened alumina (ZTA) ceramics. *Journal of Materials Science.* 1989; 24:3421-3440.