

КЛИНИЧКИ АСПЕКТИ НА ЦИРКОНИУМ ОКСИДНА КЕРАМИКА

CLINICAL ASPECTS OF ZIRCONIUM OXIDE CERAMICS

Автор: **Јана Бајевска¹**,

Јагода Бајевска¹, Биљана Бајевска Стефаноска¹,
Љуба Симјановска²

Универзитет „Св. Кирил и Методиј“, Скопје
Стоматолошки факултет Скопје

¹Катедра за стоматолошка протетика
²Катедра за орална хирургија

Autor: **Bajevska V J¹**

Bajevska J¹, Bajevska Stefanoska B¹,
Simjanovska Lj².

„Ss. Cyril and Methodius” University in Skopje
Faculty of Dentistry - Skopje

¹Department of Prosthodontics
²Department of Oral Surgery

Апстракт

Циркониум оксидната керамика со својата биокompatibilност и суперорни механички својства заема се поголем простор во стоматолошката протетика.

Нејзините досегашни резултати даваат перформанси на скелетен материјал како кај метал-керамичките реставрации.

Овој расказен преглед ги изнесува сегашните трендови и знаења во поглед на предностите и недостатоците со кои се соочуваат клиничарите кај протетичките реставрации изработени од цирконија во стоматологијата.

Клучни зборови: циркониум оксидна керамика, Y-TZP, протетички реставрации

Abstract

Zirconium oxide ceramic with its biocompatibility and superior mechanical properties occupies larger part in dental prosthodontics.

The results so far display performances of a framework material as metal in porcelain fused to metal restorations.

This narrative review presents the current trends and knowledge in terms of the strengths and shortcomings which clinician are experiencing with zirconia made prosthodontic restorations in dentistry.

Key words: zirconium oxide ceramics, Y-TZP, prosthodontic restoration

Вовед

Керамиките базирани на цирконија добиваат на популарност поради нивната супериорна био-компатибилност, сила на виткање, фрактурна отпорност и развојот на CAD/CAM технологијата¹.

Циркониум оксидната керамика во чиста форма поседува три алотропи во зависност од температурата: моноклиничка (од собна температура до 1170°C), тетрагонална (1170-2372°C), и кубна (2372-2680°C). Со додавање на стабилизирачки оксиди како Y₂O₃, MgO, CeO₂ фазната трансформација може да се помести кон пониски температури што овозможува тетрагоналната фаза да се стабилизира на собна температура².

За дентална употреба има неколку керамички системи кои содржат цирконија: Mg-PSZ (парцијално стабилизирани цирконија поликристал со магнезиум), алумина зајакната со цирконија (ZTA), цирконија зајакната со алумина (ATZ), и најшироко користениот тетрагонален цирконија поликристал стабилизирани со 3% итриум (3Y-TZP)³.

Пазарот на цирконија е во постојан пораст така што еден од неодамна претставените производи во Јапонија е Ce-TZP/Al₂O₃ јадро керамиката наречен NanoZir (Panasonic)⁴.

Употребата на Y-TZP во зони со висок тензионен стрес на скелет и конектори на мост е индицирано поради својствената способност да ја потисне пропагацијата на пукнатина⁵.

Фазната трансформација од тетрагонална во моноклиничка фаза е поврзана со зголемување на волуменот од 3-5% при што зголемувањето на волуменот на кристалите од моноклиничката фаза создава компресивни напони на врвот од пукнатината кој се спротивставува на надворешниот напонски стрес и резултира со зголемување на фрактурната отпорност на овие материјали². Цирконијата наоѓа примена во стоматолошката протетика во изработката на целосни и парцијални коронки, мостови, венеири, екстра-коронарни атечени, имплантни абатменти, импланти, колчиња и надградби, инлеј-ретинирани мостови, мериланд мостови, примарни телескопски коронки, ортодонтски брикети, и композити⁶.

Итриум стабилизираниот цирконија поликристал е достапен за CAD/CAM обработка како продукт во состојба на зелена (компактирана) со-

Introduction

Zirconia-based ceramics are gaining popularity due to their superior biocompatibility, flexural strength, fracture toughness, and the development of CAD/CAM technologies¹.

Pure zirconium oxide exhibits three allotropes depending on the temperature: monoclinic (from room temperature to 1170°C), tetragonal between 1170°C and 2370°C and cubic from 2372°C until 2680°C.

Alloying pure zirconia with stabilizing oxides such as Y₂O₃, MgO, CeO₂ shifts the phase transformation towards lower temperatures which enables the tetragonal phase to be stable at room temperature².

There are four zirconia-containing ceramic systems available for dental healthcare applications: magnesium cation-doped partially stabilized zirconia (Mg-PSZ), zirconia-toughened alumina (ZTA), alumina-toughened zirconia (ATZ) and the most widely used yttrium cation-doped (3%) tetragonal zirconia polycrystal (3Y-TZP)³.

On the dental market products of zirconia are in constant increase and one of the latest is Ce-TZP/Al₂O₃ core ceramic named NanoZir (Panasonic), Japan⁴.

The utilization of yttria-tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) in the areas of high tensile stresses of core and fixed partial denture (FPDs) connectors is indicated due to its inherent ability to suppress crack propagation⁵.

Phase transformation from tetragonal to monoclinic is associated with 3-5% volume increase.

The volume increase of the crystals in the monoclinic state leads toward formation of compressive stress at the tip of the crack deflecting the external tensile stress and resulting with increase of the fracture resistance of the material².

The applications of zirconia in dentistry include full and partial coverage crowns, fixed partial dentures, veneers, extracoronary attachments, implants, implant abutments, posts and cores, inlay-retained fixed partial dentures, resin-bonded fixed partial dentures, primary telescopic crowns orthodontic brackets and composites⁶.

Y-TZP products for dental use are available for CAD/CAM processing in green (compact) state, partially sintered state, and in fully sintered state⁷.

стојба, парцијално пресинтеруванa состојба како и во целосно синтеруванa состојба⁷.

Скелети направени од зелена или пресинтеруванa цирконија машински се обработуваат во зголемена форма за да се компензира контракцијата која настанува за време на синтерувањето, обично 20-25% кај парцијално синтеруван скелет⁸. Процесот на машинска обработка е побрз и абењето на алатките е помало отколку кај целосно синтерувано блокче. Скелетот поледователно се синтерува во специјална печка да добие целосно синтеруванa состојба.

Преглед на литературата

Цирконијата со фасетна керамика поради своето опакитетно јадро подобро одговара за примена во постериорната регија како материјал за изработка на постериорни коронки и мостовни супструктури до пет члена, додека нејзината употреба е ограничена таму каде што е потребна висока транспаренција и присутен бруксизам⁴. Високиот опакитет на цирконија керамиката може да биде многу корисен кај клинички ситуации каде е потребно маскирање на дискolorирани заби носачи или метални надградби⁹.

Реставрациите може да се обојат по машинската обработка со потопување во раствори од различни метални соли како цериум, бизмут, железо или комбинација од споменатите⁹. Алтернативно обоена цирконија може да се добие со мали додатоци на различни метални оксиди на почетниот прав¹⁰. Сите производители на порцелани за дентални Y-TZP сега обезбедуваат “лајнер” материјали под претпоставка дека го зголемуваат бондирањето со порцелан како и дека обезбедуваат заситеност на боја и флуоресценција¹¹.

Дискolorираните заби може успешно да се маскираат со двослојни венеири користејќи 0.2-0.4 mm дебелина на јадро од цирконија. Препарацијата на заби за коронки изработени од цирконија скелет бара 1.5 mm до 2.0 mm инцизална или оклузална редуција и 1.2 mm до 1.5 mm аксијална редуција. Закосеноста на препарацијата треба да изнесува околу 6 степени¹².

Соодветна граница на препарација се смета правоаголна стапалка со заоблен внатрешен агол или олуковидна стапалка за CAD/CAM изработените целосно керамички реставрации. Се препорачува да се заоблат инцизалните и оклузални рабови бидејќи покрај тоа што резултираат со концентрација на стрес не можат да се изработат машински бидејќи дијаметарот на најмалиот борер е 1 mm кај повеќето системи¹³.

Дебелината на забно ткиво кое треба да се отстрани во пределот на демаркационата линија изнесува 0.5 mm за скелетот, која треба да е ло-

Frameworks made from green and pre-sintered zirconia are milled in an enlarged form to compensate for the shrinkage that occurs during sintering, usually 20%-25% for a partially-sintered framework⁸.

The milling process is faster and the wear and tear on hardware is less than when milling from a fully-sintered blank.

The framework is subsequently post-sintered in special furnaces to reach the fully-sintered stage.

Literature review

Veneered zirconia because of its opaque core is better suited in the posterior region as framework material for posterior crowns and fixed partial dentures up to 5 units, while it is limited in situations that require high translucency and presence of bruxism⁴.

The high opacity of zirconia ceramic can be very useful in clinical cases where masking of discolored teeth or metal cores is needed⁹.

The substructures can be colored after machining by immersion in solutions of various metal salts such as cerium, bismuth, iron or a combination thereof⁹.

Alternatively, colored zirconia can be obtained by small additions of various metal oxides to the starting powder¹⁰. All manufacturers of porcelains for dental Y-TZP ceramics now provide “liner” materials, presumably to increase porcelain bonding as well as to provide some chroma and fluorescence.

Discolored teeth can be successfully managed with 0.2-0.4 thick veneers of zirconia individualized with veneering ceramic. The tooth preparation for crowns made of zirconia framework requires 1.5 mm – 2.0 mm incisal or occlusal reduction and 1.2 mm-1.5 mm reduction from the axial surfaces. The angle of preparation should be around 6 degrees¹².

Proper preparation margin for the zirconia restorations is shoulder with rounded internal angle or chamfer demarcation line.

It is recommended the sharp incisal and occlusal edges to be rounded since not only that they result with concentration of tension they cannot be properly machined because the diameter of the smallest grinder is 1 mm in most CAD/CAM systems¹³.

The amount of tooth reduction in the area of the marginal finish line should be 0.5 mm for the framework and if possible localized at gingival margin level or slightly subgingival. The required dimension

кализирана во ниво на гингива или минимално екстендирана под слободниот гингивален раб. Минималната дебелина на ѕидот на супструктурата од цирконија е 0.5 mm¹⁴. Кај случај на супструктури на четири-член мост со 2 носачи аксијалните димензии би требало да бидат 0.7 mm, а оклузалната дебелина да се зголеми на 1 mm¹⁵. Површината на конекторите на супструктурата на бочен мост не смее да биде помала од 9 mm² кога се изработува од цирконија керамика за да се спротивстават на клиничкото оптоварување кај постериорни заби¹⁶⁻¹⁹. Vita Zahnfabric² за своите YZ мостовни супструктури ги препорачува следните димензии на површина на конектор: кај фронтална мостова супструктура со 1 меѓучлен да изнесува 7 mm², а кај 2 меѓучлена 9 mm²; кај бочен мост со 1 меѓучлен се бараат најмалку 9 mm², кај присутни 2 меѓучлена потребни 12 mm², и за слободен член 12 mm².

Една студија покажа дека инциденцата на фрактура на скелетот беше директно поврзана со дизајнот на мост каде инлеј-ретинираните мостови покажаа највисока стапка на неуспех²⁰. Како главна причина за фрактурата на скелетот беше заклучено дека е дебондирањето на инлеј ретејнерот. Дебондирањето беше објаснето со редуцираната зона на адхезија или поради малата површинска зона на инлеј ретејнерите или поради празнините во смола цементот. Во анализираниите клинички проби некои реставрации презентираа крилни членови; без оглед што ниеден од нив не беше афектиран од неуспех на скелет, самите автори не го препорачаа крилниот дизајн на цирконија мостовите, особено во дисталните сегменти²¹.

Колчињата за ендодонтска надградба достапни во различна големина имаат цилиндрично-конусна форма и ретенциони елементи на коронарниот дел. Коронарниот дел може да се надгради директно со композит со адхезивна техника или индиректно во лабораторија со керамика по пат на жешко пресување². Неопходно за постигнување клиничка долгорочност се зачувувањето на забна супстанца за време на препаратацијата на забниот канал и одржување и на ferrule effect (минимум 2 mm во висина)^{21,22} и периферија на коренскиот канален дентин (минимум 1 mm во ширина)²³. Иако процедурата на префабрицирани и индивидуално направени колчиња од цирконија за ендодонтски третирани корени беше советувана од некои дентални клиничари, употребата на фибер колче при една посета се покажа како избор кога ендодонтски третирани заби треба да добијат ендодонтско колче³.

Цирконија имплантите најчесто се наменети за вградување во естетската регија и се генерално дизајнирани како едноделни. Дефинитивниот

for minimal thickness of the zirconia axial wall is 0.5 mm. In cases with four-unit FPD with two abutment teeth the axial dimensions should be 0.7 mm and the occlusal thickness 1 mm¹⁵.

The zirconia connectors surface of a distal FPD substructure shouldn't be less than 9 mm² in order to withstand clinical loading in the posterior region¹⁶⁻¹⁹.

For example Vita Zahnfabric⁶ for their YZ FPD frameworks recommends the following surface dimensions of the connectors: 7mm², for a FPD in the anterior region with one pontic and 9 mm² for two pontics; 9 mm² for posterior FPD with 1 pontic, and 12 mm² for 2 pontics or free-end unit with premolar size.

One study showed that the incidence of fracture of the framework was directly related with the design of the FPD where inlay-retained FPD showed highest failure rate²⁰. As main reason for the framework fracture was concluded debonding of the inlay-retained FPD.

Debonding of the inlay retained FDP was explained with the reduced area of adhesion or the small surface area of the inlay retainers or the voids in the resin luting agent.

Few of the analyzed clinical trial presented restorations with free-end units and regardless that none of them was affected with failure of the framework, the authors themselves didn't recommend the free-unit design especially in the distal segments²¹.

Posts and cores for endodontically treated teeth are available in different dimensions and have cylindrical-conical shape and retention elements in the coronal area. The coronal part can be restored directly using composite material or in the dental laboratory using heat-pressed ceramic².

For clinical longevity it is necessary to preserve the dental tissue during preparation of the tooth canal and remaining ferrule effect (min. 2 mm in height)^{21,22} and periphery of the radix dentin canal (min. 1 mm in width)²³.

Although the procedure of prefabricated and individually made posts from zirconia for endodontically treated teeth was advised by some dental clinicians, the use of fiber post in one visit showed to be a considered option³.

Zirconia implants are often intended for embedding in esthetic demanding cases and are generally created as one-piece.

облик и ангулација се постигнуваат со интра-орална обработка. Се комбинираат само со цемент-ретенираните фиксни изработки¹⁴.

Во поглед на осеоинтеграцијата сите студии кои ја споредуваа цирконијата со титаниумските импланти покажа дека контактот на коска со имплант беше сличен за двата материјали²⁹⁻³¹. Објавениот преглед на керамичките дентални импланти заклучи дека клиничките податоци кои се сега достапни “не се доволни да се препорачаат керамичките импланти за рутинска клиничка употреба”²⁹. Причината која подолу е објаснета е подложноста на цирконијата на деградација на ниска температура.

Цирконија имплантните абатменти може, исто така, да се користат за да се подобри естетскиот изглед на имплант-носените реставрациски редуцирајќи го ризикот од прозирање на металот преку тенкото меко ткиво³⁰. Цирконија имплантните абатменти се достапни во 2 типа: префабрицирани и индивидуално направени со помош на CAD/CAM технологија³¹. Во зависност од дизајнот се користат како абатменти за фиксни надоместоци кои се поврзуваат со цементање или индивидуално се изработуваат во облик кој овозможува директно нанесување на фасетна керамика така што имплантот и едноделниот надоместок/абатмент се поврзуваат со шраф¹⁴. Ветувачките механички својства ја охрабрија примената на цирконија абатментите исто така и во постериорната регија односно најчесто за замена на премолари³²⁻³³.

Инциденцата на олабавување на штрафот на абатментот не се разликуваше значително меѓу металните и керамичките абатменти³⁴. Немаше повеќе плак кај природните заби отколку кај имплантните коронки носени од цирконија абатменти³⁵⁻³⁶.

Индикациите за изработка на екстракоронарни атечмени од керамика се слични на конвенционалните атечмени. Во секој случај може да се индицираат кога постои доволна вертикална димензија од најмалку 5 mm¹⁴.

Кај телескопските коронки изработени од Y-TZP керамика примарната и терцијерната кашица се изработуваат со CAD/CAM постапка, а секундарната телескопска коронка од злато со дебелина од 0,2 mm со постапка на галванизација. Потребно е со препарација да се обезбеди простор од околу 1,7 mm (0,4-0,5 mm простор за примарната коронка, 0,1-0,2 mm за секундарната, 0,3 mm за терцијерната и 0,8 mm за фасетната керамика)¹⁴.

Резултатите од истражувањата индицираат дека

The final shape and angulation are achieved with intraoral grinding. They are combined with cement-retained fixed prosthodontic restorations¹⁴.

In terms of osseointegration the studies that compared zirconia implants with titanium implants reported that the contact of bone-to-implant was similar for both materials²⁹⁻³¹.

A published review of ceramic dental implants concluded that the clinical data that are available at the moment “are not sufficient to recommend ceramic implants for routine clinical use”²⁹.

The reason that is explained later in the text lies in the susceptibility of zirconia to low temperature degradation in the presence of fluids.

Zirconia implant abutments can be also used to improve the esthetic appearance of implant-supported restorations reducing the risk of metal showing through the thin soft tissue³⁰. They are available as prefabricated and individually made using CAD/CAM technology³¹.

Depending on the design they are used as abutments for cement-retained fixed prosthetic restorations, or they can be customized enabling direct to application of veneering ceramic so that the implant and the one-piece abutment are connected with a screw¹⁴.

The promising mechanical properties encouraged to apply zirconia abutments also in posterior regions, i.e., mostly for the replacement of premolars³²⁻³³.

The incidence of abutment screw loosening does not differ significantly between metal and ceramic abutments³⁴. There was more plaque at natural teeth than at implant crowns supported by zirconia abutments³⁵⁻³⁶.

The indications for extracoronary attachments are similar with those of conventional attachments. In order to be properly used a minimal vertical dimension of 5 mm needs to be provided¹⁴.

The primary and tertiary coping in the telescopic crown system are made with CAD/CAM milling, while the secondary crown is done using galvanization method.

With the tooth preparation it is necessary to remove approximately 1,7 mm (0.4 mm-0.5 mm space for the primary crown, 0.1 mm -0.2 mm for the secondary coping , 0.3 for the tertiary and 0.8 mm for the veneering ceramic)¹⁴.

цирковијата покажува силен перформанс на скелетен материјал како металните скелети³. Како и преодот од акрилат кон злато до метал-керамички реставрации во 1960тите сегашниот премин кон Y-TZP фасетиран реставрации не е без проблеми³⁷. Фрактура на скелетот изгледа дека е доста невообичаена во сите студии до сега и покрај тоа што повеќето изработки се повеќе члени надоместувајќи ги првите молари или вторите премолари. Од фрактурите кои настанале повеќето вклучуваат конектори на повеќе-члени изработки (> 4) или втори молари како носач³⁸. Една од слабостите на Y-TZP е феноменот на деградација на ниска температура каде настанува спонтан бавна трансформација на тетрагоналната фаза во моноклиничка во присуство на вода што води кон оштетување и нарушување на механичките својства на материјалот⁹.

Ова е кинетички феномен каде поликристалниот тетрагонал материјал бавно се трансформира во моноклиничка цирковија во тесен, но значаен температурен опсег, типично од собна температура до околу 400°C, во зависност од стабилизаторот, неговата концентрација и големината на зрната на керамиката³⁹.

Цирковијата легирана со цериум беше пријавено дека поседува значително намалена подложност кон деградација на ниска температура^{39,40}. Повеќето производители на 3Y-TZP блокчиња за дентална примена не препорачуваат стружење или песочење за да се избегне t → m трансформација и формирање на површински дефекти кои може да бидат штетни за долгорочниот перформанс и покрај навидум зголемувањето на цврстината поради компресивниот слој индуциран со трансформација⁴¹. Корекции по синтерувањето се прават само со фино-гранулирани дијамантски инструменти за водено стружење, по што се препорачува термички третман (регенерационо печење) на скелетот со цел да се врати фазната трансформација. Микроструктурите кои настанале не можат да се регенерираат. Зоните кои се подложени на тензионен стрес при клиничка употреба како конекторите кај мостовните конструкции не треба да се стружат⁴².

Покрај подобриот биомеханички перформанс јачината на врската со фасетната керамика е ниска и резултира со голема подложност кон деламинација и откршување⁴³. Преживувањето на наслоените целосно-керамички реставрации зависи од комплексен однос меѓу својствената сила на материјалите, природата на преостанати и оптоварувачки стресови и присуството и дистрибуција на структурните нуклеации⁴⁴.

The results from the clinical trials indicate that zirconia exhibits performance as framework material similar to metal³. Like the transition from acrylic on gold to PFM restorations in the 1960s, the current transition to zirconia laminated restorations is not without problems³⁷.

Bulk fracture appears to be quite uncommon in all studies to date, even with the majority of study prostheses being multi-unit replacing first molars or second premolars.

The fractures that have occurred mostly involve connectors of multi-unit prostheses (≥4) or second molar abutments³⁸.

One of the weakness of Y-TZP is the phenomenon of low temperature degradation where spontaneous slow transformation of tetragonal into monoclinic form occurs in presence of water which causes damage and deteriorate the mechanical properties of the material⁹.

This is a kinetic phenomenon in which polycrystalline tetragonal material slowly transforms to monoclinic zirconia over a rather narrow but important temperature range, typically room temperature to around 400°C, depending on the stabilizer, its concentration, and the grain size of the ceramic³⁹.

Ceria-doped zirconia has been reported to exhibit substantially reduced susceptibility to LTD^{39,40}.

Most manufacturers of 3Y-TZP blanks for dental applications do not recommend grinding or sandblasting to avoid both the t → m transformation and the formation of surface flaws that could be detrimental to the long-term performance, despite the apparent increase in strength due to the transformation-induced compressive stresses⁴¹.

Corrections after sintering should be made only with a fine-grained diamonds for wet grinding after which thermal treatment (regeneration firing) of the substructure is recommended in order to reverse any phase transformations which may have taken place at the surface.

Any microcracks which have arisen cannot be regenerated. Areas which are subjected to tensile stress in clinical use, i.e. mainly the connectors in bridge constructions, should not be ground⁴².

Despite the improved biomechanical performance the shear bond strength with the veneering ceramic is low and results in high susceptibility to delamination and chipping⁴³.

Повнаков пристап во фасетирањето на цирконија супструктурите беше претставен со снитерување на CAD/CAM обработена литиум дисиликатна фасетна капица врз цирконија кошулка и адхезивно поврзување на фасетна капица од фелдспатна керамика добиена со CAD/CAM обработка со супструктура од цирконија керамика. Техника на жешко пресување исто така беше применета за фасетирање на скелетите од цирконија. Резултатите на една клиничка студија покажа значително помалку фрактури и открупнувања на наслоените тричлени постериорни мостови споредено со скелети од цирконија фасетирани со пресувана керамика⁴². Во друга студија немаше chipping кај испитуваните реставрации фасетирани со техниката на пресување врз цирконија⁴³. Не постоеја значителни разлики во една in vitro студија најдени кај фрактурната отпорност на тричлени мостови кои беа фасетирани со техниката на наслојување и пресување⁴⁴. Слично in vitro резултатите на друга студија покажаа слично или подобро фрактурно отговарање кај пресуваните порцелани за фасетирање врз цирконија единечни скелети за коронки споредено со наслоените⁴⁵.

Неколку компании претставија целосно анатомски монолитни цирконија реставрации кои може да се индивидуализираат со површинска карактеризација и глазирање. Малку клинички податоци за перформансот на монолитните реставрации од цирконија се достапни денеска⁴⁶.

Цирконум оксидните коронки може да се цементираат користејќи и конвенционални и адхезивни методи. Коронките може да се цементираат со конвенционални цемнти, ако соодветниот дизајн на препарација на коронка обезбедува доволна ретенција без бондирање⁴⁷. Покрај тоа што во литературата се опишани повеќе методи со различен пристап кон обезбедување долгорочна врска со смола цементите, поради недостиг на долгорочни клинички студии прашањето на бондирањето на Y-TZP со смола-цемент сеуште е отворено. Мислењето на експертите е дека употребата на средство за цементирање со фосфатни мономери на тазе песочена цирконија претставува наједноставен и најефективен начин за процедурата на цементирање на цирконија денес⁴⁸.

Survival of layered all-ceramic restorations depends on a complex relationship between the inherent strength of the materials, the nature of residual and loading stresses, and the presence and distribution of structural flaws⁴¹.

A different veneering approaches were presented for the zirconia substructures that include sintering a CAD/CAM milled lithium disilicate veneer cap on the zirconia substructure and CAD/CAM obtained cap from feldspar ceramic luted to the zirconia framework.

Heat pressed ceramic was also used for veneering the zirconia frameworks. The results in one clinical study showed significantly less fractures and chipping of the layered posterior 3-unit FPD compared with the overpressed zirconia⁴². In another study there was no chipping registered in the examined restorations with the overpressed technique⁴³.

No significant differences were found in a in vitro study concerning the fracture resistance of 3-unit FPD using 2 veneering methods⁴⁴. Similarly the in vitro results of another study showed similar or better fracture load compared with the layered ones⁴⁵.

Few companies presented fully anatomical monolithic zirconia restorations which can be individualized with surface characterization and glazing. Currently there are not many clinical data about the performance of these restorations⁴⁶.

Zirconia crown restorations can be luted using conventional and adhesive methods. Crowns can be luted with conventional cements if the design of the crown preparation provides sufficient retention without bonding⁴⁷.

Despite the fact that there are several methods described in the literature with different approach in providing long term relationship with the resin cement because of the lack of long term clinical studies the question regarding the bonding of zirconia remains open. The experts opinion that the use of phosphate monomer luting cements on freshly air-abraded zirconia present the simplest and most effective way for zirconia cementation procedure today⁴⁸.

ЛИТЕРАТУРА

REFERENCES

1. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J Adhes Dent* 2011 Feb;13(1):79-84
2. Бајевска Ј. Стomatолошка керамика. Скопје: Стomatолошки факултет, 2014 стр.25
3. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of Zirconia for Dental Healthcare. *Materials*. 2010; 3, (2) 863-896.
4. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials.-12th ed. St. Louis, Mo. : Elsevier/Saunders; 2013.
5. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007; 23:115-123.
6. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. 1. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009 Summer;4(2):130-51.
7. Saridag S, Tak O, Alniacik G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol* 2013; 2(3): 40-47
8. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-562
9. Suttor D, Hauptmann H, Schnagl R, Frank S, inventors; 3M Espe AG, assignee. Coloring ceramics by way of ionic or complex-containing solutions. US Patent 6,709,694; March 23, 2004.
10. Cales B. Colored zirconia ceramics for dental applications. In: LeGeros RZ, Legeros JP, editors. Bioceramics. New York: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.; 1998.
11. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008; 24 (3) ,pp. 299-307.
12. Koutayas SO Vagkopoulou T, Palekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Estet Dent* 2009; 4(4):348-80
13. Beuer F, Schweiger, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br. Dent J* 2008 May 10;204(9):505-11
14. Obradović-Djurčić K, Todorović A, Dodić S, Medić V. Keramicki sistemi u stomatološkoj praksi. Beograd: Stomatološki fakultet, 2013 str. 125
15. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Download-centre-Product-information-612.html>
16. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-71.
17. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-7.
18. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil*. 2009;36:610-5.
19. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): a prospective clinical pilot study. *J Prosthodont Res*. 2010;54: 102-5.

20. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent.* 2008;36: 692–696.
21. Schmitter M, Mussetter K, Ohlmann B, Glide H, Rammelsberg P. Dependence of in vitro fracture strength of adhesive core buildup and crown complexes on preparation design and cementation technique. *J Adhes Dent* 2008;10:145-150
22. Caputo AA, Standlee JP. Restoration of endodontically involved teeth. In: *Biomechanics in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1987:185-203
23. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S, Lauer HC, Meyer U, Kübler NR, Handschel J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: An in vivo study. *Head Face Med.* 2008, 4, 30.
24. Lee J, Sieweke JH, Rodriguez NA, Schüpbach P, Lindström H, Susin C, Wikesjö UM. Evaluation of nano-technology-modified zirconia oral implants: A study in rabbits. *J. Clin. Periodontol.* 2009, 36, 610–617.
25. Kohal RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han JS, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: An experiment in the rat. *Clin. Oral Implants Res.* 2009, 20, 333–339.
26. Rocchietta I, Fontana F, Addis A, Schüpbach P, Simion M. Surface-modified zirconia implants: Tissue response in rabbits. *Clin. Oral Implants Res.* 2009, 20, 844–850.
27. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: A histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin. Oral Implants Res.* 2009, 20, 1247–1253.
28. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: An animal experiment. *J. Periodontol.* 2004, 75, 1260–1266.
29. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin. Oral Implan. Res.* 2009, 20, 32–47.
30. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications (2007) *Journal of Dentistry,* 35 (11), pp. 819-826.
31. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int. J. Prosthodont.* 2007, 20, 489–493.
32. Glauser R, Wohlwend A, Studer S. Application of zirconia abutments on single-tooth implants in the maxillary esthetic zone. A 6-year clinical and radiographic follow-up report. *Appl. Osseointegration Res.* 2004, 4, 41–45.
33. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin. Oral Implants Res.* 2009, 20, 802–808.
34. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin. Oral Implants Res.* 2009, 20 (Suppl. 4), 4–31.
35. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: Preliminary results at 1 year of

function. Clin. Oral Implants Res. 2009, 20, 219–225.

36. Canullo L, Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. Int. J. Prosthodont. 2007, 20, 489–493.

37. Keough BE, Sager RD, Kay HB, Bellinger SL. The enigma of the bilayered zirconia restoration. Dent Today 2013 May;32(5):68, 70-2; quiz 73

38. Chevalier J, Gremillard L. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends J. Am. Ceram. Soc., 92 [9] 1901–1920 (2009)

39. Attaoui H El, “Influence du renforcement sur le comportement en fatigue statique et cyclique des céramiques monolithiques de type alumine et zircone (Influence of Toughening on Static and Cyclic Fatigue Behaviour of Monolithic Alumina and Zirconia Ceramics)”; Ph.D. Thesis, INSA-Lyon, France, 2003.

40. Sato T, Shimada M. Transformation of Ceria-Doped Tetragonal Zirconia Polycrystals by Annealing in Water, Am. Ceram. Soc. Bull., 64 [10] 1382–4 (1985).

41. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 2000;28:529–35.

42. Christensen RP, Eriksson KA, Ploeger BJ. Clinical performance of PFM, zirconia and alumina three-unit posterior protheses. IADR Toronto 2008 [Abstract no. 105962]. 42.

43. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental protheses (FOPs). Clin Oral Invest 2009;13:445–51

44. Guess PC, Zhang Y, Thompson VP. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. Eur J Esthet Dent 2009;4:262–76.

45. Stawarczyk B, Ozcan M, Malgorzata R, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle HF C Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. Dental materials 27 (2 0 1 1) 1045–1053

46. Strub JR, Malament KA. Do zirconia ceramics have a future in restorative dentistry? Int J Periodontics Restorative Dent. 2013 May-Jun;33(3):259

47. Obradović-Djurčić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević D, Zrilić M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. Srp Arh Celok Lek. 2013 May-Jun;141(5-6):395-401

48. Kern M, Swift EJ. Bonding to zirconia. J Esthet Restor Dent. 2011; 23(2):71-2.