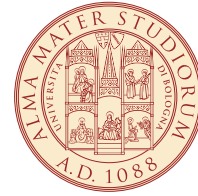




UNIVERSITETI I MJEKËSISË TIRANË
FAKULTETI I MJEKËSISË DENTARE
KATEDRA E PROTETIKËS



ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
DIPARTIMENTO DI SCIENZE
ODONTOSTOMATOLOGICHE

DISERTACION PËR MBROJTJEN E GRADËS SHKENCORE
“DOKTOR”

VARIACIONE KLINIKE DHE EKSPERIMENTALE
TË OKSIDIT TË ZIRKONIUMIT NË PROTETIKËN FIKSE

UDHËHEQËS SHKENCOR
PROF. RUZHDIE QAFMOLLA
PROF. ROBERTO SCOTTI

KANDIDATI
BRUNILDA KOÇI

Ky studim është realizuar me mbështetjen financiare nga **Programi i Fondit të Ekselencës i Ministrisë së Arsimit dhe Shkencës**, shoqëruar me diplomën përkatëse , aprovuar më 29/12/2010.



REPUBLIKA E SHQIPËRISË
UNIVERSITETI I MJEKËSISË TIRANË
FAKULTETI I MJEKËSISË DENTARE

DISERTACION

i

PARAQITUR NGA

Znj. BRUNILDA KOÇI

**PËR MARRJEN E GRADËS SHKENCORE
“DOKTOR”**

SPECIALITETI: PROTETIKË DENTARE

TEMA:

**VARIACIONE KLINIKE DHE EKPERIMENTALE
TË OKSIDIT TË ZIRKONIUMIT NË PROTETIKËN FIKSE**

MBROHET ME DATE / / 2014 PARA JURISE:

- | | |
|----------|-------------------------|
| 1. _____ | KRYETAR |
| 2. _____ | ANËTAR (OPONENT) |
| 3. _____ | ANËTAR (OPONENT) |
| 4. _____ | ANËTAR |
| 5. _____ | ANËTAR |

Kur një gjë është e re, njerëzit thonë:

“ Ajo nuk është e vërtetë”.

Më vonë kur vërtetësia e saj bëhet e qartë, ata thonë:

“ Ajo nuk është e rëndësishme”.

Më në fund, kur rëndësia e saj nuk mund të mohohet , njerëzit thonë:

“Sidoqoftë ajo nuk është e re”.

William James

Falenderime

Dëshiroj të falenderoj në mënyrë të veçantë ata të cilët më kanë mbështetur dhe kanë kontribuar në realizimin e këtij punimi shkencor që është njëkohësisht një bashkëpunim ndërmjet dy universitetesh, atij të Bolonjës dhe të Tiranës.

Në radhë të parë dua të falenderoj dhe të shpreh mirënjohjen time të thellë për udhëheqësin shkencor Prof. Roberto Scotti, udhëheqësi shkencor jo vetëm i tezës së doktoraturës por dhe tezës së masterit të realizuar në Universitetin e Bolonjës. Ndjem me fat që në jetën time profesionale ka qenë i pranishëm një personalitet kaq i spikatur i jetës akademike dhe kërkimit shkencor në nivel botëror. Jam frymëzuar prej profesionalizmit, humanizmit dhe vlerave njerëzore që ai përçon. Besimi dhe inkurajimi i tij ka qenë dhe mbetet një gur i çmuar i punës sime disavjecare.

Nje tjetër falenderim dëshiroj të bëj për udhëqësen shkencore të tezës së doktoraturës dhe njëkohësisht tezës së masterit të realizuar në Universitetin e Tiranës, Prof. Dr. Ruzhdië Qafmolla. Mirënjohje për ndihmën dhe mbështetjen që më ka dhënë në fillimet e mia.

Ky punim shkencor nuk do të kishte këtë vlerë dhe këtë dimension pa praninë e drejtuesit të eksperimentit Prof. Paolo Baldissara. Këto pak rreshta janë shumë pak për të falenderuar profesorin që më ndoqi në realizimin e rasteve klinike dhe më instrukttoi në shkrimin dhe publikimin e materialeve shkencore. Është fat i madh të gjesh të mishëruar në një shkencëtarin dhe klinikistin e shkëlqyer, ndaj mirënjohja është pafund për përkushtimin e tij.

Gjithashtu dua të falenderoj dhe dy recensentët e këtij punimi, Prof. Dr. Foto Toti dhe Prof. Dr. Fejzi Keraj. I falenderoj për fjalët e ngrohta, vërejtjet mbi të gjitha për profesionalizimin dhe karizmën e tyre.

Mirënjohje familjes time që më ka mbështetur dhe suportuar në gjithë keto vite studimesh dhe udhëtimesh pa fund, duke kërkuar njëkohësisht ndjesë për kohën e munguar që duhet ta kisha ndarë me ta.

Nje falenderim të veçantë për një anëtar të veçantë të familjes, tim atë, Prof. As Nazmi Koçi. Ai është arsyeja pse unë ndodhem këtu, në të gjitha kuptimet që ka kjo fjalë.

Këtë punim ia dedikoj tim eti.

Special Thanks

I would like to address special thanks to all those who have supported and contributed in the accomplishment of this scientific work which is in the same time an outcome of collaboration between University of Bologna , Italy and University of Tirana

First I would like to thank and express my deepest gratitude for Prof. Roberto Scotti who is not only the scientific Mentor of my PHD thesis but also my Mentor of Master Degree – Advanced Level(Secondo Livello) obtained in University of Bologna. I feel much fortunate for having present in my professional life such an outstanding personality of academia and scientific research of international level.

I am hugely inspired by his professionalism, humanity and other precious values which he bears. His confidence and encouragement remains a valuable cornerstone of my profesional work.

Another special thank goes for Prof. Dr. Ruzhdie Qafmolla who is my scientific Mentor of PHD thesis and of my Master Degree obtained in University of Tirana. I express my gratitude for her help and support given to me in the start of my academic life.

This scientific work would not pose any value and dimension without the extraordinary presence of experiment coordinator - Prof. Paolo Baldissara. These lines are much less as to thank this distinguished professor who observed and followed me rigorously during all the experiment time to the completion of the clinical cases and instruction to the writting and publication of the scientific materials. It is a great luck to find on this man the scientist and brilliant clinician in one, thus all my gratitude towards his devotion is immense.

Also I would like to thank my two recessents of this scientific work Prof . Dr. Foto Toti and Prof. Dr. Fejzi Keraj . I thank both of them for encouraging words, remarks and above all their professionalism and charisma.

Gratitude to my family which has unsparingly supported during all these years of continuous study and endless travels, seeking apology also for the time and all moments I missed to share with them.

A special thank goes for a special member of my family, my father, Prof.Asc. Nazmi Koci . He makes the reason why I am here in all regards.

I dedicate this work to him.

PARATHËNIE

Protetika Fikse ka njohur një zhvillim të vrullshëm në dekadat e fundit përse i përket cilësisë së punimeve të ofruara në funksion të jetëgjatësisë, precizionit marginal dhe estetikës.

Kërkesat e pacientëve kudo në botë janë për restaurime dentare që zëvendësojnë dhëmbët e munguar në mënyrë sa më “besnike” me dhëmbët natyrore, si përse i përket funksionit ashtu edhe estetikës. Nëse punimet fikse të metal porcelanit kanë përbërë standartin klinik të ofruar nga protetika fikse në 50 vitet e fundit, kërkesat për materiale sa më estetike dhe me veti biokompatibël me indet përreth, kanë çuar në përdorimin gjithnjë e më të madh të punimeve të porcelanit pa metal.

Për këtë arsye kërkimi shkencor është përqëndruar në biomaterialet dentare me cilësi estetike shumë të larta, të krahasueshme me dhëmbët natyrorë dhe veti të larta mekanike. Në 10 vjeçarin e fundit, Zirkoniumi Tetragonal i Përforcuar me Itrium (Y-TZP) përbën standartin e artë në terma të fortësisë dhe rezistencës të këtyre biomaterialeve estetike. Ngjyra e bardhë dhe translucenca e oksidit të zirkoniumit i japin këtij porcelani një avantazh të qartë krahasuar me aliazhet metalike. Në të vërtetë punimet e porcelanit pa metal sigurojnë dhe një ngjyrë të indeve përreth, të njëjtë me atë të një dhëmbi të pa restauruar, në ndryshim nga punimet e metal-porcelanit. Për më tepër, porcelanet nuk paraqesin fenomene të korrozionit apo galvanizimit siç paraqiten në rastin e punimeve fikse me nënstrukturë prej aliazeve metalike.

Megjithatë në studimet afatgjata in vivo, punimet e porcelanit pa metal kanë paraqitur probleme përse i përket vetive mekanike dhe për pasojë jetëgjatësisë së tyre.

Në funksion të rritjes së këtyre cilësive dhe kërkimi shkencor ndër vite është fokusuar në përf forcimin e këtyre materialeve, nga përf forcimi me silicium dhe alumine (në 1960), në infiltrimin e oksideve (të aluminit apo zirkoniumit) në matriksin vetroz dhe së fundmi në porcelanet monolitike.

Ndaj punimet fikse monolitike të oksidit të zirkoniumit për shkak të rritjes së vetive mekanike mund të përdoren dhe në situata klinikisht të vështira, ku materialet e tjera të porcelaneve pa metal nuk janë përdorur më parë.

Të gjitha këto përmirësime dhe kërkesat gjithnjë e më në rritje të punimeve fikse të porcelaneve pa metal, kanë bërë të mundur që porcelanet në përgjithësi dhe Zirkoniumi Tetragonal i Përforcuar me Itrium (Y-TZP) në veçanti, të përbëjnë sot një ndër materialet më të rëndësishëm restaurues në dentistri.

PËRMBAJTJA

PARATHËNIE	vi
PËRMBAJTJA	vii
HYRJA	1
• Historiku i materialeve që përdoren në protetikën fikse	1
• Të dhëna historike mbi oksidin e zirkoniumit	3

KAPITULLI I

Karakteristikat e oksidit të zirkoniumit pjesërisht të stabilizuar me itrium, Y-TZP	5
• Vetitë kimike, fizike dhe mekanike të Y-TZP	5
• Fenomeni i plakjes së Y-TZP	15
• Biokompatibiliteti i Y-TZP	17
• Radioaktiviteti i Y-TZP	18
• Vetitë optike dhe translucenca e Y-TZP	19

KAPITULLI II

Të dhëna bashkëkohore mbi zhvillimin e porcelaneve, vetitë e tyre	23
• Punimet fikse të metal porcelanit	23
• Punimet fikse prej porcelani pa metal sipas strukturës	26
• Punimet fikse prej porcelani pa metal sipas metodës së fabrikimit	31
• Llojet e porcelaneve pa metal që shërbejnë si nënstrukturë në punimet fikse	37
◦ Porcelanet e përforcuara me kristale leuciti	37
◦ Litium disilikatet	38
◦ Porcelanet e infiltuara me oksid alumini	38
◦ Porcelanet e infiltuara me oksid alumini të sintetizuar në mënyrë kompakte	39
◦ Porcelanet e infiltuara me oksid alumini dhe 35% PSZ	39
◦ Porcelanet e infiltuara me oksid zirkoniumi të përforcuar me itrium, Y-TZP	40
• Indikacionet dhe kundërindikacionet e punimeve fikse prej porcelani pa metal	41

KAPITULLI III

Teknikat që mundësojnë përdorimin e oksidit të zirkoniumit në protetikën fikse	44
• Teknikat tradicionale të punimeve fikse (nënstrukturë dhe porcelan estetik)	45
• Punimet fikse monolitike të porcelanit pa metal	50
 TRANSLUCENCA E KORONAVE ESTETIKE TRADICIONALE DHE MONOLITIKE TË PORCELANIT PA METAL	
• QËLLIMI I STUDIMIT	53
• MATERIALI DHE METODIKA	53
• REZULTATET	66
• DISKUTIMI	76
• KONKLUSIONE	83
• REKOMANDIME KLINIKE	84
• BIBLIOGRAFIA	85
• ABSTARKT / ABSTRACT	94

HYRJE

Historiku i zhvillimit të porcelaneve në protetikën fikse

Materialet qeramike që prodhohen kryesisht për përdorim mjekësor dhe dentar janë biomateriale të përshtatshme për t'u përdorur në indet e gjalla, ndaj quhen bioqeramika.

Duke patur parasysh këtë përkufizim mund të themi se porcelanet janë përdorur si biomateriale prej mijera vjetësh. Në 1972 Amadeo Bobbio zbuloi kafa të fiseve Maja, disa prej të cilave 4000 mijë vjeçare, në të cilat dhembët e munguar ishin zëvendësuar me materiale të marra nga guackat¹. Guackat kanë në përbërje të tyre 95-98% karbonat kalciumi (aragonite, faza e porcelanit) dhe 2-5% lëndë organike (proteina fibroze, polisaharide). Në praktikën klinike në dentistri aplikimi i kontrolluar i bioqeramikave filloi në fund të shek 18 me përdorimin e koronave të porcelanit dhe në fund të shek 19 në ortopedi me përdorimin e allçisë për fiksimin e kockave. Me avancimin e teknologjisë së porcelaneve, në shek e XX-të u vunë gjithnjë e më shumë në përdorim porcelane të tipit “high tech” të përshtatshme për qëllime mjekësore².

Dentistria moderne thuhet se i ka fillimet e saj në vitin 1728 kur Fauchard bëri një publikim ku përshkroi shumë lloje të restaurimeve dentare përfshirë edhe realizimin e protezave artificiale prej fildishi. Megjithatë edhe viti 1792 konsiderohet gjithashtu i rëndësishëm pasi Chamant iu dha patenta për prodhimin e dhëmbëve të porcelanit; dhe kjo u shoqërua në fillim të shekullit tjetër me realizimin e inlejeve të porcelanit³. Megjithatë që kur Taggart prezantoi teknikën e inlejeve të derdhura metalike më 1907, metalet janë pranuar si materialet më të besueshme për restaurimet dentare për shkak të fortësisë së madhe mekanike dhe përgatitjes më të lehtë krahasuar me porcelanet. Sistemet e metal porcelaneve u zhvilluan për herë të parë më 1962 dhe përdoren sot për prodhimin e 70-80 % të punimeve fikse. Megjithëse punimet fikse prej metal porcelani përbëjnë sot për sot standartin e artë për t'u arritur në termat e jetëgjatësisë, kërkesat e pacientëve për punimet pa metal që harmonizojnë gjithmonë e më shumë me dhëmbët natyrorë kanë çuar në zhvillimin dhe prezantimin e sistemeve pa metal për punimet fikse.

Më 1967, McLean propozoi idenë e koronës xhakëtë⁴ prej porcelani të përforcuar me alumine. Po ky autor më 1982 propozoi urat fikse prej porcelani të përforcuar me alumine

të mbështetur në një fletë platini me qëllim reduktimin e problemeve të frakturës në zonën e konektorëve, duke eliminuar kështu nënstrukturat tradicionale prej aliazheve metalike të derdhura.⁵

Nga mesi i viteve 80 në literaturë u publikuan rastet e dështimeve të koronave xhaketë dhe u vu re se ato kishin një dështim prej 25% in vivo për 11 vjet dhe ky nivel dështimi ishte akoma më i lartë në regjionin posterior.⁶ Fatmirësisht në 30 vitet e fundit kanë ndodhur përparime të rëndësishme përse i përket materialeve dhe teknikave, duke justifikuar kështu përdorimin e punimeve prej porcelani pa metal në rutinën e përditshme. Një ndër ndryshimet më të rëndësishme ndodhi më 1983 ku në mënyrë të pavarur Horn⁷, Simonsen dhe Calamia^{8 9} propozuan porcelanet e acidifikueshme, duke krijuar porcelanet që ngjiten me anë të sistemeve adezive mjaft të suksesshme kur kjo bëhet direkt në smaltin e dhëmbit. Me shpikjen e adezionit në nivel të dentinës në fillim të viteve 90 punimet prej porcelani pa metal patën një rritje të konsiderueshme të fortësisë krahasuar me punimet e mëparshme.¹⁰ Kjo nxiti klinikistët që të anashkalonin punimet e metal porcelanit dhe të përdornin punimet prej porcelani pa metal të acidifikueshëm herë në mënyrë të suksesshme dhe herë në mënyrë të pasuksesshme në situata klinike të pa realizuara me parë. Akoma edhe sot ekziston një sfidë përse i përket adezionit të punimeve me dentinën e dhëmbit natyror që nuk është as i fortë dhe aq i parashikueshëm sa adezioni porcelan smalt.¹¹

Shumë përpjekje në zhvillimet teknologjike që kanë bërë të mundur përdorimin në rutinë të punimeve të porcelanit pa metal janë reflektuar në përmirësimet dhe inovacionet shkencore në vetë strukturën e porcelaneve. Nënstrukturat me fortësi të lartë prej porcelani pa metal që përmbajnë alumine, zirkonium, alumine të përforcuar me zirkonium, apo dhe litium disilikatet janë propozuar dhe testuar klinikisht.

Spektri i restaurimeve dentare me këto materiale varion nga punimet e vogla si inlejet dhe fasetat, ne rikostruksionet e mëdha si koronat apo urat. Gjithnjë e më tepër vihet re një tendencë drejt restaurimeve të mbështetura mbi implante, sidomos kur bëhet fjalë për zëvendësimin e një dhëmbi të vetëm. Materialet qeramike janë në gjëndje të mbulojnë tërë këtë spektër të restaurimeve dentare, ndaj në këtë pikë vlen të theksohet se suksesi i këtyre materialeve dhe në përgjithësi i biomaterialeve në mjekësinë humane përcaktohet nga suksesi klinik afatgjatë i tyre. Një aspekt mjaft i rëndësishëm i suksesit klinik të tyre janë vetitë e biomaterialeve (veçanërisht fortësia, rezistenca, niveli i abrasimit krahasuar

me dhëmbët natyrorë, translucenca, ngjyra) dhe proceset teknologjike nëpër të cilat kalon përpunimi i tyre. (shkrija, përpunimi ose frezimi dhe sinterizimi).

Bazuar në suksesin afatgjatë të porcelaneve vetroze dhe atyre të infiltuar me kristale të oksideve të metaleve, këto materiale duken më premtueset për zhvillimin e materialeve të reja deri në vitin 2020¹².

Të dhëna historike mbi oksidin e zirkoniumit

Ndërmjet materialeve qeramike të përforcuar me okside metalesh, zirkoniumi zë një vend të veçantë falë vetive të tij të shkëlqyera mekanike. Kjo situatë vazhdon kështu që prej mesit të viteve 70¹³ kur falë studimeve të shumta shkencore u zbulua aftësia e këtij materiali për të pësuar një rritje të cilësive mekanike në momentin e transformimit të tij.

Zirkoni njihet që nga kohët e lashta si një gur i çmuar. Emri i metalit, zirkonium, vjen prej fjalës arabe Zargon (i florinjte në ngjyrë) e cila në vetvete vjen nga dy fjalë persiane Zar (flori) dhe Gun (ngjyrë). Zirkoniumi, dioksidi i metalit (ZrO_2), u identifikua si i tillë në 1789 nga kimisti gjerman Martin Heinrich Klaproth dhe u izolua nga kimisti suedez Jöns Jakob Berzelius, në 1824. Për një kohë të gjatë u përdor në përzierje me okside të tjera metalesh si pigment për qeramikat.

Kërkimet shkencore dhe zhvillimet mbi oksidin e zirkoniumit si një biomaterial kanë filluar që në 1969 kur Helmer and Driskell¹⁴, publikuan studimin e parë mbi përdorimet e ndryshme të zirkoniumit si biomaterial. Por në vitet në vazhdim kërkimet u fokusuan kryesisht mbi zirkoniumin pjesërisht të stabilizuar me oksid itriumi (yttrium-oxide partially stabilized zirconia, Y-PSZ) i njohur gjithashtu si zirkoniumi me polikristale tetragonale me itrium, ku vërehet një biokompatibilitet¹⁵ i lartë dhe përmirësim i rezistencës ndaj frakturës¹⁶ së këtij materiali. Ky kërkim u iniciua për herë të parë nga Garvie and Nicholson¹⁷, ndërsa artikulli i parë lidhur me përdorimin e zirkoniumit si kokë artificiale femorale që është aktualisht dhe përdorimi kryesor i këtij biomateriali qeramik, u realizua për herë të parë nga Christel dhe bp.¹⁸ në vitin 1988.

Produktet dhe biomaterialet me bazë oksidin e zirkoniumit duhet të plotesojnë kërkesat e Organizatës Internacionale të Standardeve (ISO) 13556 dhe kanë aplikime të ndryshme

në mjekësi si në implantet kirurgjikale, ortopedi, instrumentat kirurgjikale dhe të menaxhimit të gjakut.

Në dentistri oksidi i zirkoniumit i përforcuar me itrium është përdorur që në fillimet e viteve 1990 për prodhimin e braketave ortodontike¹⁹ dhe vidave endodontike²⁰. Punimet fikse me bazë oksidin e zirkoniumit kanë marrë një zhvillim të vrullshëm në fund të viteve 90 me evoluimin e sistemeve CAD/CAM që bëjnë të mundur përpunimin e këtij biomateriali.^{21 22} Gjatë dekadës së fundit teknologjia e përpunimit të oksidit të zirkoniumit ka çuar në një zhvillim të madh të punimeve të porcelanit pa metal me biokompatibilitet të lartë, estetike më të mirë dhe përmirësim të vetive mekanike. Fusha e aplikimeve të këtij materiali në dentistri është zgjeruar duke përfshirë dhe implantet, kultet mbi implante, fasetat, atashmentet ekstrakoronale dhe koronat teleskopike primare.²³

Vetitë mekanike të oksidit të zirkoniumit janë më të lartat të raportuara ndonjëherë për ndonjë porcelan dhe për këtë arsye ka ngjallur një interes mjaft të madh. Meqënëse karakterizohet nga përshkueshmëri e ulët termike, potencial i ulët për korrozion, kontrast i mirë radiologjik dhe kompatibilitet i mirë nga ana biologjike, mund të konsiderohet një ndër materialet më premtuese në fushën e dentistrisë²⁴. Punimet me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit janë përdorur gjerësisht në praktikën klinike këto vitet e fundit, prandaj për këto punime ekzistojnë studime që analizojnë suksesin afatshkurtër dhe afatmesëm të tyre. Nevojiten studime të mëtejshme që të testojnë suksesin afatgjatë të tyre përsa i përket rezistences mekanike, puthitjes marginale dhe estetikës.

KAPITULLI I

KARAKTERISTIKAT E ZrO_2 PJESËRISHT TË STABILIZUAR ME ITRIUM, Y-TZP

Vetitë, kimike, fizike dhe mekanike të Y-TZP

Zirkonium: simboli Zr, element metalik, numër atomik 40, pesha atomike 91.22, me shkëlqim dhe veçanërisht rezistent ndaj korrozionit. Zirkoniumi i pastër ekziston në formë kristaline në ngjyrë të bardhë si metal dhe në formë amorge me ngjyrë blu në të zezë kur është në gjendje pluhuri. Zirkoniumi ka një dendësi prej 6.49 g/cm²⁵, pikë shkrirje prej 2,128 K (1,855°C or 3,371°F) dhe pikë vlimi prej 4,682 K (4,409°C or 7,968°F). Ndërmjet elementeve që gjenden në koren e tokës renditet i 18-ti, megjithatë ky element i veçantë nuk gjendet në natyrë në gjendje të pastër por vetëm i lidhur si psh. në formën e oksideve të silikateve (ZrO₂ x SiO₂) ²⁶.

1 H																	2 He
3 Li	4 Be											5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne
11 Na	12 Mg											13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 Ar
19 K	20 Ca	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr
37 Rb	38 Sr	39 Y	40 Zr	41 Nb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe
55 Cs	56 Ba	57 La	58 Ce	59 Pr	60 Nd	61 Pm	62 Sm	63 Eu	64 Gd	65 Tb	66 Dy	67 Ho	68 Er	69 Tm	70 Yb	71 Lu	72 Hf
87 Fr	88 Ra	89 Ac	90 Th	91 Pa	92 U	93 Np	94 Pu	95 Am	96 Cm	97 Bk	98 Cf	99 Es	100 Fm	101 Md	102 No	103 Lr	104 Rf

Burimi kryesor i zirkoniumit në botë është minerali i silikatit, zirkon (ZrSiO_4) që gjendet kryesisht në Australi, Afrikën e Jugut, Brazil etj. si dhe nga badeleiti që është mineral i oksidit të zirkoniumit (ZrO_2 ose zirkonia) që ka kryesisht kristale monoklinike.

Dioksidi i zirkoniumit (ZrO_2), i njohur në literaturë si zirkonia ose zirkonium është një oksid i bardhë kristalin i zirkoniumit. Megjithatë në natyrë oksidi i zirkoniumit nuk

gjëndet në gjëndje të pastër, ai gjëndet në mineralet badaleite dhe zirkon (ZrSiO_4) fig 1 dhe 2.

Në temperaturë të zakonshme, ka strukturë të mbyllur kristaline hekzagonale dhe formon një numër përbërësish siç janë kripërat zirkonat ($\text{ZrO}_3 \cdot 2$) dhe zirkonil (ZrO_2). Zirkoni përftohet si pluhur i bardhë dhe ka veti acide dhe bazike.

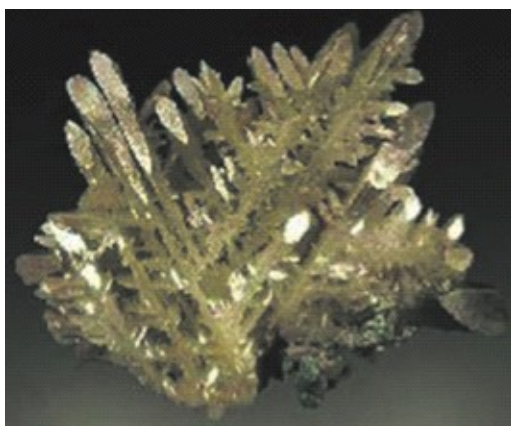


Fig.1 Badeleit (ZrO_2)

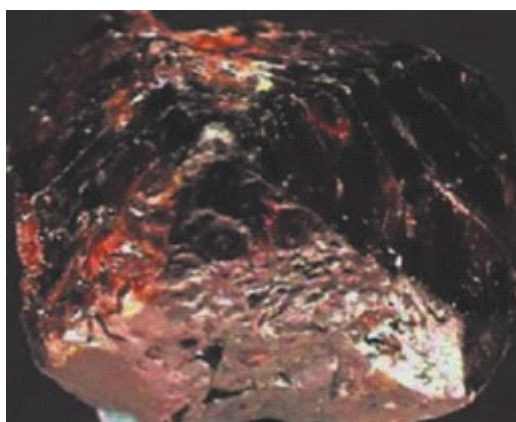


Fig.2 Zirkon (ZrSiO_4)

Kristalet e oksidit të zirkoniumit janë të organizuara në strukturë kristaline që mund të karakterizohen në tre faza kristalografike:

- Faza monoklinike (M) në formën e një paralelopipedi
- Faza tetragonale (T) në formën e një prizmi me kënde jo të drejtë
- Faza kubike (C) në formën e një prizmi me kënde të drejtë (fig 3)

Faza kubike është stabil në temperaturë mbi 2370°C dhe ka veti mekanike të moderuara, faza tetragonale është stabil nga temperatura 2370°C deri në 1170°C dhe bën të mundur që të përfitohet një porcelan me veti mekanike të përmirësuar, ndërsa në fazën monoklinike që është stabil në temperaturën nën 1170°C , paraqitet një material me veti mekanike të reduktuara që mund të kontribuojë në reduktimin e kohezionit të grimeve përbërëse të porcelanit duke ndikuar kështu drejtpërdrejt në dendësinë e tij.

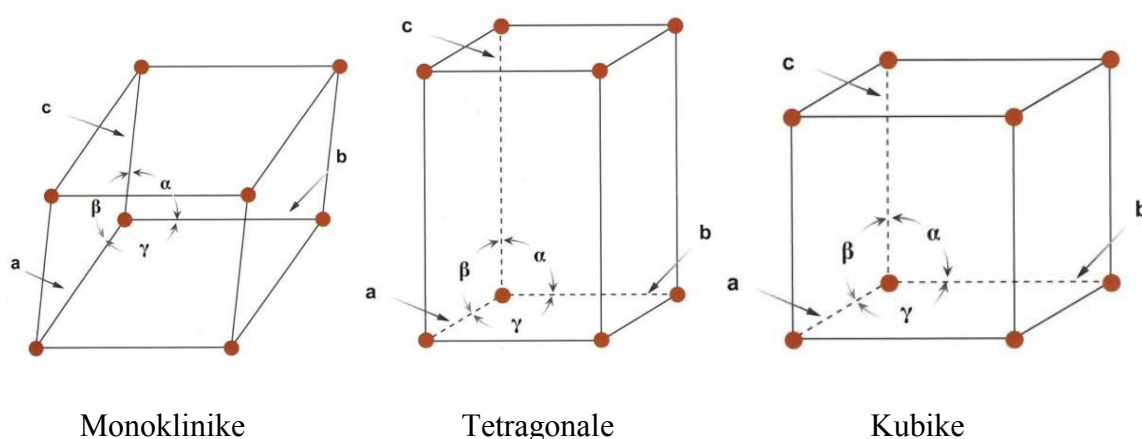


Fig.3 Strukturat e ndryshme kristaline të zirkoniumit

Ndryshe nga oksidi i aluminit, oksidi i zirkoniumit transformohet nga një gjendje kristaline në tjetër gjatë pjekjes. Në temperaturën e pjekjes zirkoniumi ndodhet në fazën tetragonale, ndërsa në temperaturën e dhomës ndodhet në fazë monoklinike me një strukturë monoklinike që zë rreth 4.4% më shumë volum se në fazën tetragonale. Gjatë momentit të ftohjes (dhe konkretisht 100 gradë nën 1170°C pra në 1070°C) ndodh transformimi T-M që shoqërohet me rritje të volumit të materialit prej 3-4% dhe si pasojë e trysnisë së krijuar kemi lindjen e linjave të frakturës që çon në frakturim të materialit në temperaturën e dhomës. Në fund të viteve 80-të inxhinierët mësuan se si ta stabilizojnë këtë lloj porcelani në temperaturën e dhomës në faze tetragonale duke shtuar sasi të vogla (3-8 % të masës) të kalciumit dhe më vonë itriumit ose ceriumit. Shtimi i këtyre oksideve stabilizuese, si CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3 , në zirkoniumin e pastër bën të mundur që të përfitohet në temperaturën e dhomës një material multifazë i njohur si Zirkonia Pjesërisht e Stabilizuar (PSZ), mikrostruktura e të cilit konsiston në fazë kubike si fazë kryesore me precipitate tetragonale dhe monoklinike²⁷.

Zirkoniumi totalisht i stabilizuar prodhohet kur oksidit të zirkoniumit që ndodhet vetëm në një fazë, në atë kubike, i shtohen më shumë se 16mol% CaO(7.9% të masës), 16mol% MgO(5.86% të masës) ose 8mol%Y₂O₃ (13.75% të masës).

Zirkoniumi pjesërisht i stabilizuar PSZ, mund të përftohet në sistemin ZrO₂ –Y₂O₃, megjithatë në këtë sistem mund të përftohen porcelane në temperaturën e dhomës vetëm me fazë tetragonale të quajtur TZP. Ky rezultat u raportua fillimisht nga Rieth e bp.²⁸, dhe nga Gupta e bp.²⁹ dhe zirkoniumi në këtë rast është totalisht në fazë tetragonale me grimca të nivelit të të qindave të nanometrit dhe përmban afërsisht 2-3%mol Y₂O₃.

Fraksioni i fazës T që ndodhet në temperaturën e dhomës varet nga madhësia e grincave dhe përmbajtja e itriumit. Mbi një përmasë kritike të grincave që lidhet kryesisht me përqindjen e oksidit të itriumit të pranishëm, mund të ndodhë transformimi spontan T-M i grincave, ndërsa nga ana tjetër ky transformim mund të inhibohet nëse struktura e materialit përbëhet nga grimca më fine. Pra reduktimi në madhësinë e grincave dhe/ose rritja e përqendrimit të oksideve stabilizuese mund të reduktojë gradën e transformimit. Veçanërisht nëse kemi një reduktim të madh të madhësisë së grincave kjo do të çojë në humbje të metastabilitetit të tyre, ndërsa nëse do të kemi një rritje të përqendrimit të oksideve stabilizuese mbi 3.5%, kjo mund të çojë në krijimin e një bërthame të konsiderueshme të fazës kubike. Për këtë për të përfutur një fazë metastatike tetragonale në temperaturën e dhomës, madhësia e grincave duhet të jetë më e vogël se 0.8mm dhe sasia e oksideve stabilizuese do të jetë jo më shumë se 3mol%³⁰.

Porcelanet Y-TZP mund të prodhohen nga bashkëprecipitimi i Y₂O₃ me kripërat e ZrO₂ ose me veshjen e grincave të ZrO₂ me Y₂O₃.

Garvie dhe bp.¹⁷ në studimin e tyre “Ceramic Steel” treguan sesi mund të realizohet në mënyrën më të mirë transformimi T-M në Zirkoniumin Pjesërisht të Stabilizuar (PSZ), duke përmirësuar fortësinë dhe rezistencën mekanike të porcelaneve me strukturë kristaline oksidin e zirkoniumit. Ata vunë re se precipitatet metastatike tetragonale të shpërndara në mënyrë fine në matriksin kubik ishin në gjëndje të transformoheshin në fazë monoklinike nëse ky matrix ushtronte presion ndaj tyre psh nga lindja e një linje frakture që avanconte në material. Nën presionin e grincave fqinje, psh kur linja e frakturës përparon brenda masës së materialit, grimcat tetragonale mund të transformohen në monoklike.

Ky transformim i veçantë shoqërohet me rritje të volumit të grimcave me rreth 3 deri në 5% duke bërë që të lindin forca kompresive në drejtim të zonës ku është shfaqur linja e frakturës duke penguar avancimin e mëtejshëm të saj në brendësi të materialit. Për këtë arsye kësaj linje frakture i duhet energji shtesë që të mund të përparojë më tej në brendësi të materialit. Ky mekanizëm ndodh si pasojë e transformimit të tipit- martensitik (termi me të cilin njihet në literaturë), që ndodh në majën e linjës së frakturës. Fortësia e porcelanit bazohet në një mekanizëm të tillë ndarës që ndodh në nivel mikroskopik. Në këtë rast kemi një fushë veprimi ku si pasojë e këtij transformimi që shoqërohet me rritjen e volumit kundërshton fushën e veprimit të materialit ku kemi avancim të linjës së frakturës. I gjithë ky mekanizëm shoqërohet me rritje të fortësisë së materialit pasi energjia që vjen si pasojë e avancimit të linjës së frakturës shpërndahej pjesërisht për transformimin T-M dhe pjesërisht për të tejkaluar forcat kompresive që vijnë nga rritja e volumit të materialit.

Një paraqitje skematike e këtij fenomeni jepet në figurën e mëposhtme.

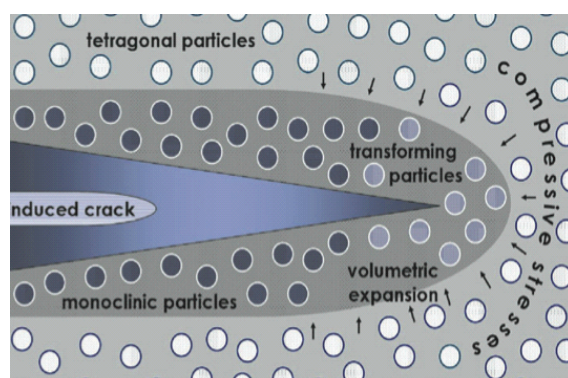


Fig.4 Mekanizmi i transformimit përforcues të ZrO_2 (sipas Vagkopoulou)

Ky mekanizëm i njohur si transformimi me rritje të fortësisë konsiderohet si baza e vetive mekanike shumë të larta të Y-TZP.^{31 32}

Y-TZP

Y-TZP manifeston cilësi mjaft të rëndësishme dhe me një interes shumë të madh për inxhinierinë biomjeksore siç është rezistenca e lartë ndaj fleksionit, rezistenca ndaj frakturës, rezistenca ndaj abradimit, cilësitë jomagnetike, përçueshmëria e ulët termike, rezistenca ndaj korrozionit në mjedis acid dhe alkaline, moduli i elasticitetit i ngjashëm me çelikun, koeficienti i ekspansionit termik i ngjashëm me hekurin. Megjithatë materialet Y-TZP dhe pajisjet (psh implantet) që përdoren për aplikime klinike duhet të plotësojnë

kriteret e standartit ISO 13356 dhe të Shoqatës Amerikane për Testimin e Materialeve (ASTM) F1873³³

Përberja kimike dhe vetitë mekanike, fizike dhe termike paraqiten në tabelën e mëposhtme sipas kriterëve të mësipërme.

Tabela 1. Vetitë kimike, fizike, mekanike dhe termike të Y-TZP (sipas Chevalier)

Vetitë	Y-TZP	Kërkesat ISO 13356	Kërkesat ASTM F1873
Përberja kimike (masë %)			
ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	> 99.0	> 99.0	≥ 99.0
Y ₂ O ₃	4.5–5.4	4.5–5.4	4.5–5.4
Al ₂ O ₃	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Okside të tjera	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Vetitë fizike			
Densiteti (g/cm ³)	6.05	≥ 6.00	≥ 6.00
Madhësia e grimcave (μm)	0.2	≤ 0.6	≤ 0.6
Faza monoklinike (%)	1	-	≤ 5
Poroziteti	< 0.1%	< 0.1%	< 0.1%
Vetitë mekanike			
Rezistenca ndaj fleksionit (M Pa)	800-1000	≥ 800	> 800
Moduli i elasticitetit (GPa)		-	≥ 200
Fortësia Vickers (HV)	201	-	> 1,200.0
Rezistenca ndaj frakturës (Kg/mm ² /3)	1,270.0	-	-
	16.8	-	-
Rezistenca ndaj frakturës KIC (MPa m ^{1/2})	7–10	-	-
	4,900.0	-	-
Fortësia kompresive (MPa)	137.0		
Vetitë termike			
Koeficienti i ekspansionit termik (x10 ⁻⁶ /°C)		-	-
		-	-
Përçueshmëria termike (W/m°K)	11x10 ⁻⁶ K-1	-	-
	2		
Nxehtësia specifike J/kg°K)	500		

Y-TZP është përdorur në protezat artificiale për zëvendësimin e kokave femorale në artikulacionin kokso-femoral, që në fund të viteve 80-të por përdorimi i tij në kirurgjinë ortopedike ka pësuar një reduktim të madh kryesisht si pasojë e një serie dështimesh që u vërejtën në 2001³⁴.

Materiali që përdoret sot në dentistri për prodhimin e koronave dhe urave fikse është 3Y-TZP. Këto punime realizohen nga përpunimi apo frezimi i blloqeve të buta të presinterizuara që shoqërohet më vonë me sinterizim në temperaturë të lartë, ose nga përpunimi i blloqeve të forta totalisht të sinterizuar³⁵.

Cilësitë mekanike të 3Y-TZP varen në një masë të madhe nga madhësia e grimcave të këtij materiali³⁶. Mbi një nivel të madhësisë kritike të grimcave, 3Y-TZP është më pak stabil dhe i nënshtrohet më tepër transformimit spontan T-M ndërsa në rast se grimcat kanë dimensione më të vogla ($<1\mu\text{m}$) atëherë kemi një nivel më të vogël transformimi³⁷. Gjithashtu nën një nivel të caktuar të madhësisë së grimcave ($0.2\mu\text{m}$) ky transformim nuk është i mundur duke çuar në reduktim të rezistencës ndaj frakturës³⁸. Për pasojë kushtet e sinterizimit kanë një ndikim të fortë në stabilitetin dhe vetitë mekanike të materialit po ashtu ndikojnë dhe në madhësinë e grimcave. Temperaturat më të larta dhe koha më e gjatë e sinterizimit çojnë në dimensione më të mëdha të grimcave³⁹.

Mikrostruktura e materialeve porcelane 3Y-TZP që përdoren në fushën dentare konsiston në grimca të barabarta me diametër $0.2\text{--}0.5\mu\text{m}$, në varësi të temperaturës së sinterizimit. Restaurimet dentare që përdorin blloqe të presinterizuar të materialet 3Y-TZP sinterizohen në temperaturë finale nga 1350°C në 1550°C , në varësi të rekomandimeve të firmës prodhuese.

Një fotografim në nivel mikroskopik tregohet në fig 5.

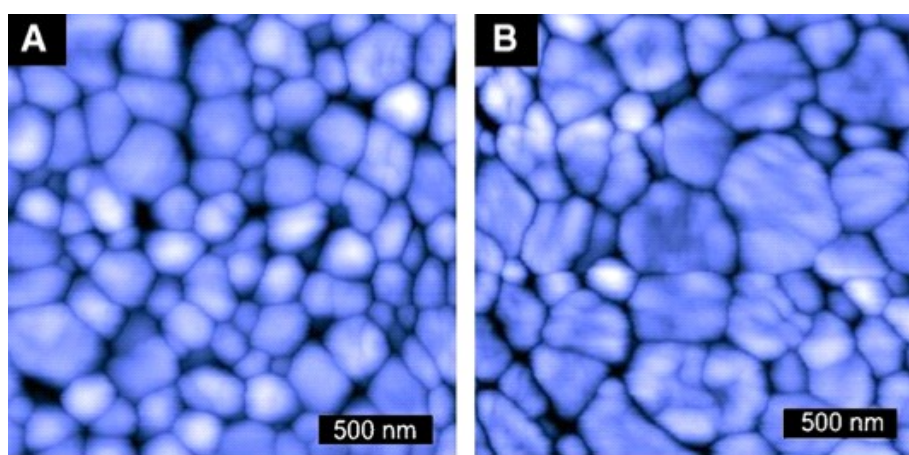


Fig. 5 Mikrostruktura e porcelaneve 3Y-TZP në temperatura të ndryshme sinterizimi

A- Temperaturë sinterizimi 1350°C

B- Temperaturë sinterizimi 1550°C

Ky variacion i madh në temperaturat e sinterizimit ndikon në madhësinë e grimcave të materialit dhe më vonë në stabilitetin e fazës së porcelanit 3Y-TZP që përdoret për qëllim dentar. Chevalier dhe bp.³⁴ në një studim të tyre demonstruan se prania e zirkoniumit në fazë kubike nuk është i preferueshëm në porcelanin 3 Y-TZP që përdoret për qëllim dentar, dhe kjo shkaktohet nga shpërndarja e pabarabartë e joneve stabilizuese të itriumit. Grimcat kubike pasurohen me itrium ndërsa grimcat rrethuese tetragonale shumëfishohen dhe për rrjedhojë paraqiten më pak të qëndrueshme. Siç përmendet dhe më lart përpunimit të blloqeve të presinterizuar i nënshtrohen sinterizimit në fazat e mëvonshme, duke parandaluar transformimin nga tetragonal në monoklinik, gjë që çon në sipërfaqe të materialit virtualisht pa fazë monoklinike, nëse nuk është i nevojshëm procesi i përpunimit dhe lëmimit përfundimtar të blloqeve tashmë të sinterizuara. Pjesa më e madhe e firmave prodhuese të blloqeve 3Y-TZP për përdorim dentar, nuk rekomandojnë përpunimin dhe lëminin përfundimtar me qëllim që të shmangët si transformimi T-M ashtu edhe formimi i defekteve në sipërfaqe të materialit. Kjo mund të jetë dëmuese në performancën afatgjatë të materialit, pavarësisht rritjes në dukje të fortësisë së tij si pasojë e transformimit që ndodh i shoqëruar me lindje të forcave kompresive. Në kontrast me këtë punimet e prodhuara nga përpunimi i blloqeve totalisht të sinterizuar të 3 Y-TZP kanë demonstruar një përmbajtje të madhe të zirkoniumit në fazë monoklinike. Kjo zakonisht është shoqëruar me mikrokrisje në sipërfaqe, tendencë degaduese më të madhe në temperatura të ulta dhe besueshmëri më të vogël. Si rezultat mund të themi se pavarësisht se blloqet e zirkoniumit me fortësi më të madhe mund të duken më të përshtatshëm për aplikim dentar, duhet gjithashtu të merret në konsideratë dhe performanca afatgjatë si dhe besueshmëria e tyre.

Shembull klinik në dentistri i Y TZP (polikristaleve tetragonale të zirkoniumit) janë DC Zirkon (DCS Precident, Schreuder & Co), Cercon (Dentsply Prosthetics), Lava (3M ESPE), In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik).

Megjithëse ka shumë sisteme porcelanesh që përmbajnë oksidin e zirkoniumit vetëm tre prej tyre përdoren sot në dentistri. Ato janë Y-TZP (polikristalet tetragonale të zirkoniumit të përforcuara me itrium), Mg-PSZ (zirkonium pjesërisht i stabilizuar i përforcuar me magnesium) dhe ZTA (zirkonium i përforcuar me alumine).

Mg-PSZ

Një pjesë e konsiderueshme e studimeve shkencore i është dedikuar zirkoniumit pjesërisht të stabilizuar me magnezium për qëllime biomjekësore, këto studime nuk realizohen më që prej fillimit të viteve '90. Ky material nuk ka rezultuar i suksesshëm kryesisht për shkak të pranisë së porozitetit që lidhet me përmasat e mëdha të grimcave (30–60 µm) gjë që mund të shkaktojë abradim të materialit. Përsa i përket mikrostrukturës së materialit ajo konsiston në precipitate tetragonale brenda një matriksi të zirkoniumit të stabilizuar në fazë kubike. Sasia e MgO në përbërje të materialeve të hedhura në treg zakonisht varion nga 8 deri në 10 mol%. Përveç temperaturës së lartë të sinterizimit (ndërmjet 1680° dhe 1800°C), gjë që kërkon furra speciale (ndryshe nga zirkoniumi që ka temperaturë sinterizimi 1400°C), cikli i ftohjes duhet të kontrollohet rreptësisht veçanërisht në stadin e maturimit me një temperaturë të preferueshme prej 1100°C²⁴. Precipitimi i fazës së transformueshme T ndodh pikërisht në këtë stad ku ruajtja e volumit është një faktor kyç në kontrollimin e rezistencës ndaj frakturës së materialit^{40 41}. Kjo mund të rezultojë në material me veti mekanike më të dobta dhe më pak të qëndrueshëm. Denzir-M® (Dentronic AB) është një shembull i zirkoniumit pjesërisht të stabilizuar me magnezium, që gjëndet sot në treg për prodhimin e restaurimeve dentare⁴².

ZTA

Materiali në formën më të thjeshtë ku kemi grimca të zirkoniumit të shpërndarë në një matriks tjetër duket se është më pak i publikuari dhe më pak i rëndësishëm nga pikpamja komerciale. Ky material i quajtur ZTA është oksid alumini (Al₂O₃) i përforcuar me oksid zirkoniumi ZrO₂. Në kontrast me dy kategoritë e tjera, stabiliteti i fazës T në temperaturën e dhomës, kryesisht nuk përfshin përdorimin e elementeve stabilizues por kontrollohet nga përmasat, morfologjia dhe lokalizimi i grimcave. Në materialet dentare i vetmi shembull komercial i këtij lloj porcelani është In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik) që përbëhet prej 30% prej matriksi vetroz dhe 70% nga kristale të Al₂O₃ dhe ZrO₂ në përqindje raporti 70:30⁴³.

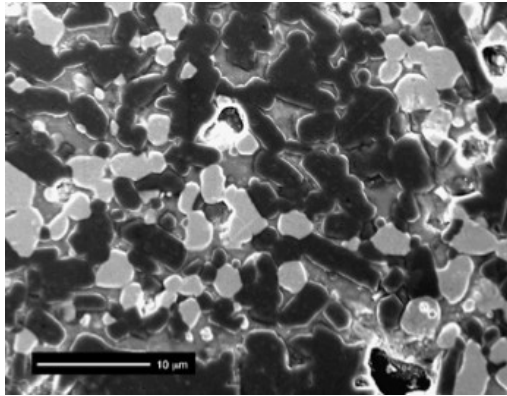


Fig. 6 Fotografim me mikroskop elektronik i strukturës së materialialit ZTA sipas Denry dhe bp. Grimcat e zirkoniumit duken më të hapura në kontrast se grimcat e aluminës.

In –Ceram Zirconia mund të prodhohet si me procedurën slip-casting ashtu dhe nga përpunimi i blloqeve të presinterizuar. Sinterizimi fillestar ndodh në temperaturë 1100° C për 2 orë përpara se ky porcelan poroz të infiltrohet nga matriksi vetroz. Ky matriks përbën rreth 23% të volumit të produktit final. Nje ndër avantazhet e teknikës slip-casting është tkurrja shume e kufizuar e materialit. Megjithatë poroziteti i këtij materiali është më i madh se ai i 3Y-TZP të sinterizuar dhe përfshin nga 8 në 11% të masës⁴⁴.

Kjo shpjegon në mënyrë të pjesshme vetitë mekanike më të dobta të In-Ceram® Zirconia®⁴⁵ krahasuar me porcelanin dentar 3Y-TZP.

In-Ceram® Zirconia® e prodhuar nga përpunimi i blloqeve në fazën CAM mendohet se paraqet veti mekanike më të mira se teknika slip-casting. E kundërta rezulton nga një studim i Guazzatto dhe bp.⁴⁶ sipas të cilëve In-Ceram® Zirconia® e prodhuar me teknikën slip-cast paraqet rezistencë ndaj fleksionit në mënyrë sinjifikative më të madhe (630 ± 58 MPa) krahasuar me këtë material por të prodhuar me teknikën e përpunimit të blloqeve të presinterizuar (476 ± 50 MPa). Me nje rezistencë ndaj frakturës dy ose më shumë herë se porcelanet me bazë oksidin e aluminit, porcelanet e aluminës së përforcuar me zirkonium përbëjnë një material potencial që mund të përdoret si nënstrukturë në punimet dentare fikse⁴⁷.

Nuk ka dyshim se porcelanet me bazë oksidin e zirkoniumit kanë veti mekanike shumë më të mira se çdo lloj biomateriali qeramik si është psh alumina, siç tregohet në tabelën e mëposhtme

Tabela 2. Vetitë e Y-TZP krahasuar me aluminën dhe Mg-PSZ (sipas Piconi C.)

Vetitë	Njësiti	Alumina	Mg-PSZ	Y-TZP
Përbërja kimike		99.9% Al ₂ O ₃ +MgO	ZrO ₂ +8%-10 mol % MgO	ZrO ₂ +3 mol% Y ₂ O ₃
Densiteti	g cm ⁻³	>= 3.97	5.74—6	>6
Poroziteti	%	< 0.1	-	< 0.1
Rezistenca ndaj fleksionit	MPa	>500	450-700	900-1200
Rezistenca ndaj komprimimit	MPa	4100	2000	2000
Moduli i elasticitetit	GPa	380	200	210
Rezistenca ndaj frakturës K IC	MPa m ⁻¹	4	7-15	7- 10
Koeficienti i ekspansionit termik	K ⁻¹	8x 10 ⁻⁶	7-10 x10 ⁻⁶	11 x 10 ⁻⁶
Përshkueshmëria termike	WmK ⁻¹	30	2	2
Fortësia	HV 0.1	2200	1200	1200

Fenomeni i plakjes së Y-TZP

Stabiliteti afatgjatë i porcelaneve është i lidhur ngushtësisht me avancimin e linjës së frakturës dhe gërryerjen e shkatuar nga uji i pranishëm në pështymë që vepron me matriksin e qelqtë duke shkaktuar dekompozim të këtij matriksi dhe për pasojë përparim të linjës së frakturës në sistemet e porcelaneve që përmbajnë një matriks të tillë. Sipas Raidrogskit²³ nënstrukturat Y-TZP janë pa matriks vetroz por kanë strukturë polikristaline prandaj nuk i nënshtrohen këtij fenomeni. Megjithatë porcelanet Y-TZP vuajnë nga fenomeni i degradimit në temperaturë të ulët i njohur dhe si fenomeni i plakjes. Transformimi progresiv dhe spontan i fazës tetragonale në monoklinike pasohet nga degradimi i vetive mekanike të Y-TZP. Një transformim i ngadaltë T-M ndodh kur Y-TZP është në kontakt me ujin, avujt, likidet e trupit apo nga avujt gjatë sterilizimit, që çojnë në dëmtim të sipërfaqes. Sipas disa eksperimenteve të publikuara nga Sato dhe bp.

⁴⁸rezultojn se radikalet e ujit depërtojnë në brendësi të strukturës së zirkoniumit kur ky material ekspozohet në atmosferë të lagësht. Formimi i hidroksidit të zirkoniumit (Zr-OH) çon në krijimin e forcave tërheqëse në sipërfaqe të materialit të cilat destabilizojnë fazën tetragonale.

Në mënyrë klasike degradimi në temperaturë të ulët fillon në sipërfaqe të zirkoniumit me strukturë polikristaline dhe pastaj përparon në qendër të materialit. Transformimi i një grimce të vetme shoqërohet me rritje në volum duke shkaktuar rritje të presionit në grimcat përreth dhe fillimin e mikrokrisjes. Depërtimi i ujit përshkallëzon procesin e degradimit në sipërfaqe dhe transformimi përparon nga grimca në grimcë. Rritja e zonës së transformimit rezultojn në mikrokrisje të forta shoqëruar me ashpërsim të sipërfaqes që çon përfundimisht në uljen e fortësisë. Çdo faktor që do të ishte në dëm të stabilitetit të zirkoniumit tetragonal është i prirur të shkaktojë plakjen e materialit. Mes këtyre faktorëve janë përmasat e grimcave dhe sasia e elementeve stabilizues⁴⁹.

Një komplikacion i tillë u raportua në 1997 nga Food and Drug Administration që paralajmëroi efektet e avujve gjatë sterilizimit të kokave femorale prej zirkoniumi që përdoren në zëvendësimin e artikulacionit kokso-femoral duke shkaktuar transformimin e fazës dhe ashpërsimin e materialit. Më vonë në vitin 2001, sipas Chavelier dhe bp.³⁴ në disa seri të kokave femorale prej zirkoniumi u vërejtën fraktura spontane. Këto ngjarje patën një impakt të dukshëm negativ në përdorimin e zirkoniumit si biomaterial implantar duke provokuar një numër të madh studimesh shkencore me qëllim zbulimin e shkaqeve të mundshme të këtyre dështimeve.

Fazat kryesore që ndodhin gjatë plakjes së TZP u përmbledhën nga Swab⁵⁰ si më poshtë:

- Niveli më kritik i temperaturës varion nga 200° në 300°C.
- Efektet e plakjes janë reduktimi i fortësisë, rezistencës ndaj frakturës dhe rritja e fazës monoklinike
- Degradimi i vetive mekanike ndodh si pasojë e transformimit T-M, që ndodh me mikro dhe makrokrisjet e materialit
- Transformimi T-M fillon në sipërfaqe dhe përparon në brendësi të materialit.

- Reduktimi i përmasave të grimcave dhe/ose rritja e përqëndrimit të elementeve stabilizues redukton shkallën e transformimit.
- Transformimet T-M rriten në prani të ujit ose të avujve.

Dy lloj materialesh janë në zhvillim e sipër në ditët e sotme dhe mund të përdoren në shkallë të gjerë në 5-10 vitet e ardhshme: Ndoshta e ardhmja më premtuese e zirkoniumit si biomaterial është përdorimi i tij si përforcues në aluminën e përforcuar me zirkonia (ZTA), e cila mund të ofrojë një balancë të jashtëzakonshme ndërmjet ngadalësimit të krisjes ose linjës së frakturës dhe rezistencën ndaj plakjes. Në mënyrë që të formohet një material me karakteristika të ngjashme me kockën, është propozuar gjithashtu një porcelan me matriks hidroksiapatiti dhe me prani të oksidit të zirkoniumit si fazë e dytë⁵¹.

Të gjitha materialet alternative të sipërpërmenduarat me bazë oksidin e zirkoniumit vazhdojnë të testohen në mënyrë të suksesshme në kushte laboratorike siç demonstrohet dhe në studimin e Quan R dhe bp.⁵¹ Megjithatë janë të nevojshme studime më të thelluara mbi faktorët që ndikojnë në plakjen e tyre si dhe studime in vivo që mund të konfirmojnë superioritetin e tyre ndaj porcelanit Y-TZP.

Biokompatibiliteti i Y-TZP

Përdorimi i kulturave qelizore në fazat e para të studimit të biokompatibilitetit të një biomateriali është një praktikë e kërkimit shkencor mjaft e konsoliduar, megjithëse mund të duken të çuditshme rezultatet e para mbi biokompatibilitetin e zirkoniumit u përfatuan in vivo në 1969, të dhënat eksperimentale nga kulturat qelizore u publikuan vetëm në 1990⁵².

Biokompatibiliteti in vitro vlerësohet duke përdorur kulturën qelizore e cila ndërvepron in vivo me biomaterialin; zirkoniumi u përdor për herë të parë në zëvendësimin e kokave femorale dhe kështu në mënyrë in vivo është në kontakt me gjakun dhe indet e buta.

Studimet in vitro dhe in vivo kanë konfirmuar biokompatibilitetin superior të pluhurave shumë të pastër të Y-TZP, veçanërisht kur ata pastrohen plotësisht nga përmbajtja radioaktive. Testet in vitro demonstruan se porcelanet me bazë oksidin e zirkoniumit kanë

të njëjtin nivel citotoksiciteti si porcelanet me bazë oksidin e aluminit, dhe të dyja më pak se oksidi i titaniumit (TiO_2).

Nuk është vërejtur asnjë efekt citotoksik, onkogjenik apo mutagjenik mbi fibroplastet apo qelizat e gjakut ashtu si edhe nuk është vërejtur asnjë ndryshim kromozomal i induktuar nga porcelanet me bazë Y-TZP⁵³.

Biokompatibiliteti i porcelaneve me bazë oksidin e zirkoniumit është investiguar in vivo duke e implantuar në kockë dhe indet e buta vite përpara se të realizoheshin studimet e para in vitro. Në studimin e parë in vivo të realizuar nga Helmer dhe Driskell¹⁴, nuk u raportua asnjë lloj reagimi indor si pasojë e implantimit të zirkoniumit të dendësuar me 6 % Y_2O_3 në femurin e një majmuni. Sjellja in vivo e Y-TZP krahasuar me aluminën tregoi se nuk ka asnjë ndryshim përse i përket reagimit të indeve⁵⁴. Në studimet e ndryshme mbi kafshët është demonstruar se implantet e zirkoniumit osteointegrohen po aq mirë sa ato të titaniumit.^{55 56} Implantet në një fazë kirurgjikale, prej zirkoniumit pjesërisht të stabilizuar, mund të arrijnë suksesin afatgjatë të osteointegrimit pa asnjë problem biomekanik. Biokompatibiliteti i rritur i implanteve të zirkoniumit është konfirmuar gjithashtu edhe nga një përgjigje e mirë kockore tek lepujt pas gjashtë javësh shërimi.

Kolonizimi bakterial në sipërfaqen e zirkoniumit rezultoi më i vogël sesa tek ata të titaniumit⁵⁷.

Radioaktiviteti i Y-TZP

Pluhuri i zirkoniumit përmban sasi të vogla bërthamash radioaktive të serive të uranimit-radiumit dhe toriumit⁵⁸. Për shkak të këtyre papastërtive radioaktive, shqetësime të ndryshme u ngritën në fillim të viteve 90 mbi përdorimin e porcelanit me bazë zirkoniumin për qëllim mjekësor dhe dentar. Megjithatë pas procedurave purifikuese, pluhurat e zirkoniumit mund të përftohen me radioaktivitet të ulët ($< 100 \text{ Gyh}^{-1}$). Ndërkohë sipas Organizatës së Standarteve Ndërkombëtare ISO 13356 dhe Shoqatës Amerikame për Testimin dhe Standartet e Materialeve (F1873) rekomandohet që aktiviteti i pluhurave të zirkoniumit të përdorur për qëllim kirurgjikal duhet të jetë më i vogël se 200 Bq/kg ⁵⁹. Aktualisht aktiviteti i zirkoniumit se disponueshme sot është shumë më i vogël sesa aktiviteti i kockave të njeriut ($20\text{-}50 \text{ Bq/kg}$) e cila korrespondon përafërsisht me një

përmbajtje të bërthamave radioaktive prej 0.0001% ose më pak.⁶⁰

Sipas të dhënave të sipërpërmendura mund të thuhet se radioaktiviteti i porcelaneve Y-TZP mund të menaxhohet në mënyrë efektive me procedurat purifikuese duke ndjekur standartet e duhura dhe atëherë mund të themi që Y-TZP mund të konsiderohet i përshtatshëm për përdorim biomjekësor.

Vetitë optike dhe translucenca e Y-TZP

Përdorimi i nënstrukturave të zirkoniumit ka rritur në mënyrë të ndjeshme përdorimin e punimeve pa metal në praktikën dentare dhe kjo falë cilësive mekanike, fizike dhe biokompatibilitetit të shkëlqyer që gëzon ky material.

Përsa i përket anës estetike, zirkoniumi ndryshon totalisht nga aliazhet metalike që përdoren për qëllim dentar. Meqënëse në natyrë zirkoniumi është i bardhë, ky është një avantazh i menjëhershëm mbi punimet fikse me nënstrukturë metalike pasi kemi mungesën e kësaj shtrese metalike e cila kur gjëndet në nivelin e koletit identifikohet nga pacientët si vijë e zezë kur zbulohet në recesionet gingivare. Vlera estetike e një korone vetëm prej porcelani bazohet në aftësinë për t'u harmonizuar me dhëmbin natyror.

Faktorët kyç që mundësojnë këtë harmoni kaq të pëlqyeshme për punimet fikse janë ngjyra, forma dhe translucenca.

Translucenca e porcelaneve dentare është një veti optike që varet në një masë të madhe nga shpërndarja e dritës. Nëse pjesa më e madhe e dritës që kalon përmes një porcelani shpërndahet dhe reflektohet në mënyrë difuze, materiali do të duket opak. Nëse vetëm një pjesë e dritës reflektohet ndërsa pjesa më e madhe e përçon materialin, atëherë ky do të duket translucent. Sasia e dritës që absorbohet, reflektohet dhe transmetohet varet nga sasia e kristaleve brenda një matriksi të nënstrukturës, natyrës së tyre kimike dhe madhësisë së grimcave krahasuar me gjatësinë e valës së dritës që bie mbi këtë material.

Reflektimi i dritës varet nga disa faktorë si:

- ndryshimi në indekset refraktare të llojeve të ndryshme të porcelaneve
- porozitetet e ndryshme

- përmbajtja e lartë kristaline
- madhësia dhe numri i kristaleve veçanërisht kur madhësia e kristaleve është më e madhe se gjatësia e valës së dritës që bie mbi material.

Kelly dhe bp.⁶¹ e konsiderojnë translucencën e nënstrukturës si një ndër faktorët më të rëndësishëm për kontrollin estetik të punimit si dhe një ndër elementet kritike në përzgjedhjen e materialeve.

Meqënëse smalti i dhëmbit natyror ka në përbërjen e tij 97% minerale hidroksiapatiti, është në gjëndje të transmetojë deri në 70% të dritës prandaj është shumë translucent. Nga ana tjetër dentina është në gjëndje të përçojë deri në 30% të dritës.

Në rastin e punimeve protetike, sasia e dritës së përthithur, reflektimi dhe përçimi varen nga përbërja kristaline e nënstrukturës, natyra e saj kimike si dhe përmasat e kristaleve. Rritja e përmbajtjes kristaline në funksion të rritjes së vetive mekanike të nënstrukturës në përgjithësi do të rezultojë në nivel më të lartë të opacitetit. Në punimet e porcelanit pa metal translucenca ndikohet nga trashësia e nënstrukturës.⁶²

Me uljen e trashësisë së nënstrukturës do të kemi një rritje të translucencës por nga ana tjetër do të kemi një ulje të vetive mekanike të materialit. Ka pak të dhëna mbi translucencën e llojeve të ndryshme të nënstrukturave të oksidit të zirkoniumit në trashësinë klinike të kërkuar.

Tranlucenca e materialeve që përdoren për realizimin e restaurimeve dentare mund të matet me anë të dy parametrave;

Raporti i Kontrastit (Contrast ratio - CR) dhe Parametri i Translucencës (Translucency Parameter - TP).

Raporti i kontrastit (CR) është raporti i reflektimit të një objekti vendosur në sfond të zi me reflektimin mbi sfond të bardhë.^{63 64}

Vlerat e CR përlogariten sipas formulës $CR = Y_b/Y_e$, ku Y_b përfaqëson reflektimin e dritës kur objekti vendoset në sfond të zi dhe Y_e përfaqëson reflektimin e dritës kur ky objekt vendoset në sfond të bardhë. Vlera e raportit të kontrastit (CR) për një objekt ose material totalisht transparent është 0, ndërsa vlera e një materiali totalisht opak është 1.

Parametri i Translucencës (TP) përfaqëson ndryshimin e ngjyrës së një materiali me të njëjtën trashësi kur vendoset në sfond të zi dhe sfond të bardhë, duke koresponduar direkt në vlerësimin e përgjithshëm vizual të translucencës.⁶⁵

Në punimet e porcelanit pa metal translucenca ndikohet nga trashësia dhe ngjyra e nënstrukturës⁶⁶ së punimit. Për të arritur një paraqitje sa më natyrale duhet të realizohet një kombinim i trashësisë dhe ngjyrës së porcelanit estetik që vesh nënstrukturën,^{67 68 69} trashësisë dhe ngjyrës së cementit të përdorur dhe ngjyrës së vetë indeve të forta të dhëmbit shtyllë⁷⁰.

Porcelanet dentare që kombinojnë fortësinë, estetikën e shkëlqyer dhe rezistencën ndaj abrazionit konsiderohen si materialet më të përzgjedhura për punime protetike fikse⁷¹.

Me qëllim përmirësimin e cilësive mekanike, porcelanet e përdorura në punimet protetike kanë pësuar modifikim të vazhdueshëm në strukturën e tyre me rritjen e përmbajtjes kristaline në funksion të rritjes së fortësisë së tyre^{72, 73} por nga ana tjetër duke rezultuar në një reflektim më të madh të dritës dhe për pasojë në një opacitet më të madh.

Për këtë arsye këto lloj porcelanesh me fortësi më të madhe dhe rezistencë më të madhe ndaj frakturës²¹ përdoren si nënstruktura të punimeve dhe vishen me një lloj tjetër porcelani me translucent⁷⁴ siç është porcelani feldspat me qëllim kombinimin e cilësive mekanike, fizike dhe estetike. Në materialet që përdoren si nënstrukturë të punimeve të porcelaneve pa metal, oksidi i zirkoniumit zë një vend të veçantë falë cilësive që posedon siç rezulton nga studimet e shumta shkencore që janë kryer.^{43 81 143 144 152}

Materialet me fortësi të madhe dhe veçanërisht oksidi i zirkoniumit janë të vështirë për t'u përpunuar, prandaj shumë sisteme të porcelaneve pa metal përdorin teknologjinë CAD/CAM për realizimin e nënstrukturave para se të aplikohet shtresa e porcelanit feldspat që i siguron estikë më të mirë punimit por veti më të dobta mekanike.^{75 76}

Suksesi i punimeve të porcelaneve pa metal varet nga lidhja nënstruktura-porcelan estetik. Shumë studime flasin për shkaqe të ndryshme teknike që shaktojnë dështimin e një punimi protetik të porcelanit pa metal. Shkaqet primare teknike variojnë nga frakturë e konektorit në punimet fikse me nënstruktura oksidin e aluminit^{77 78}, ose litium disilikatit⁷⁹,⁸⁰ në frakturën e porcelanit estike që vesh punimin në urat me nënstrukturë oksidin e

zirkoniumit.⁸¹ Shumë pak studime i referohen frakturës së nënstrukturës së oksidit të zirkoniumit, por kryesisht frakturës së fasetës estetike të porcelanit feldspat^{82 83 84 85}.

Me qëllim tejkalimin e këtyre problemeve, sot është e mundur të realizohen punime fikse me bazë litium disilikatet⁸⁶ dhe oksidin e zirkoniumit⁸⁷, pa shtresë të porcelanit estetik dhe këto punime quhen monolitike ose me kontur anatomik. Këto punime janë dizenuar që t’iu rezistojnë më mirë forcave të presionit përtypës madje punimet monolitike me bazë oksidin e zirkoniumit indikohen dhe në rastet që ishin të kundërlindikuara më parë, megjithatë mbeten për t’u studjuar sidomos për suksesin afatgjatë të tyre.

KAPITULLI II

TË DHËNA BASHKËKOHORE MBI ZHVILLIMIN E PORCELANEVE, VETITË E TYRE

Punimet fikse të metal porcelanit

Prej më shumë se 50 vjetësh nga përdorimi i tyre i parë, punimet e porcelanit me metal mbeten standarti i referencës në raport me çdo lloj materiali tjetër estetik. Në këto punime bashkohet rezistenca dhe precizioni në puthitshmëri i aliazheve metalike të derdhur me cilësitë estetike të porcelaneve. Koronat dhe urat prej porcelani me metal janë të ndërtuara nga një nënstrukturë metalike që puthitet me dhëmbin e preparuar dhe që shërben si element mbështetës për porcelanin që e bën këtë punim të pranueshëm nga ana estetike, duke e maskuar këtë nënstrukturë metalike. Për të përfutur një punim të tillë mbi nënstrukturën metalike duhen aplikuar tre shtresa porcelani.⁸⁸

1. Një shtresë porcelani opak që jo vetëm mbulon aliazhin metalik por duhet të sigurojë edhe një lidhje me këtë të fundit.
2. Një shtresë porcelani “dentine” që është shtresa më voluminoze që i jep dhe ngjyrën punimit.
3. Një shtresë porcelani “smalt” në nivelin incizal që jep translucencën punimit.

Përveç tyre për të realizuar efekte speciale dhe karakterizime estetike mund të përdoren dhe porcelane ose modifikues opake ose transparente. Suksesi i këtyre lloj punimeve vjen si pasojë e rezistencës më të madhe ndaj frakturës në raport me koronat tradicionale xhaket, pikërisht për shkak të kombinimit të metalit me porcelanin që janë më rezistente sesa qeramika më vete. Kjo rezistencë varet nga lidhja e porcelanit me nënstrukturën metalike, nga forma, rigiditeti i nënstrukturës metalike dhe kompatibiliteti ndërmjet dy materialeve.

Realizimi i një punimi të pranueshëm nga ana estetike varet nga aplikimi dhe pjekja e porcelanit estetik mbi nënstrukturën metalike. Porcelanet që përdoren për realizimin e

estetikës në një punim metal porcelani, zakonisht quhen porcelane feldspat janë kryesisht me bazë leucite.⁸⁹ Matriksi vetroz me bazë feldsparin ka një koeficient të ekspansionit termik rreth $8.6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}^{90}$. Shtimi i leucitit e bën porcelanin e përdorur mbi nënstrukturën metalike, të këtë një koeficient të ekspansionit termik kompatibël me këtë nënstrukturë. Leuciti (KAlSi_2O_6) është një alumino silikat kaliumi me strukturë tetragonale në temperaturë dhomë dhe në temperaturë 650°C i nënshtrohet një transformimi në strukturë nga tetragonale në kubike, shoqëruar me rritje të volumit prej 1.2%. Në rastin e transformimit materiali ka një rritje të koeficientit të ekspansionit termik (20 deri $25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{K}$) dhe kjo raportohet se fillon në 400°C për porcelanet feldspat.⁹¹

Porcelanet feldspat zakonisht përmbajnë 15 deri në 25 % leucit. Kjo sasi përshatet në mënyrë të tillë që koeficienti i ekspansionit termik të jetë lehtësisht më i vogël se i metalit me qëllim që porcelani të vendoset nën kompresion.^{92 93}

Nënstruktura metalike duhet t'i sigurojë porcelanit qëndrueshmëri në kompresion për të formuar mbështetje në regjionin incizal, në planin okluzal dhe pjesën marginale. Porcelani duhet të këtë një trashësi minimale dhe të garantojë një rezultat estetik, kjo trashësi minimale është 0.7 mm ndërsa trashësia ideale është 1mm. Porcelani në shtresë të hollë i mbështetur nga material rigid siç është aliazhi metalik, është mjaft rezistent, por nga ana tjetër estetika nuk është e kënaqshme gjithashtu dhe modifikimi i ngjyrës së punimeve të metal-porcelanit rezulton të jetë mjaft i vështirë.

Avantazhet e sistemeve metal porcelanit kanë të bëjnë me parashikueshmërinë e performancës së tyre, përshtatshmërinë e tyre dhe faktin se duhen pak njohuri për të zgjedhur sistemin e përshtatshëm sipas rastit klinik. Performanca afatgjatë e metal porcelaneve mbetet dhe në ditët e sotme më e mirë se çdo lloj sistemi të porcelaneve pa metal.

Në një studim klinik retrospektiv të fundit, Walton⁹⁴ vlerësoi 515 punime fikse prej metal porcelani dhe sipas këtij studimi rezultoi se jetëgjatësia e këtyre punimeve ishte 96% për 5 vjet, 87% për 10 vjet dhe 85% për 15 vjet. Kjo jetëgjatësi mesatare nuk ishte e lidhur me numrin e elementeve që zëvendësonin këto punime, ku 299 punime ishin me 3 elemente. Në dritën e këtyre studimeve, punimet fikse prej porcelani pa metal duhet të demonstrojnë të paktën të njëjtën nivel jetëgjatësie në studimet klinike që të konsiderohen një material restaurues alternative. Walton gjithashtu raportoi në studimin e

tij se shkaqet e dështimit të punimeve të metal porcelanit ishin: frakturë e dhëmbit shtyllë (38% e rasteve), dëmtim paradontal (27%), humbje retensioni (13%) dhe lezionet karioze të elementeve shtyllë në 11% të rasteve⁹⁵. Në një studim të meparshëm tregohet se shkaku kryesor i dështimeve ishte kariesi i dhëmbëve shtyllë (38%); shkaqet e tjera të dështimit përfshinin rënien e fasetës estetike të porcelanit, shkrirjen e cementit, mungesën e precizionit të kufijve protetike, frakturën e dhëmbëve shtyllë, decementimin e vidave, sëmundjet paradontale të shoqëruara me lëvizshmëri të dhëmbëve shtyllë dhe lezionet periapikale si pasojë e prekjes së pulpës¹⁰.

Rezistenca klinike ndaj frakturës së punimeve fikse lidhet me madhësinë, formën dhe pozicionin e konektorëve si dhe me gjatësinë e urës. Campbell dhe Sozio⁹⁶, në një studim in vitro duke vlerësuar rezistencën ndaj presionit përtypës në punimet e porcelanit pa metal dhe porcelanit me metal, zbuluan se urat fikse prej porcelani zhvillonin linjë frakture vertikale në zonën e konektorit para se të frakturoheshin përfundimisht, ndërsa urat e metal porcelanit zhvillonin linjë frakture në sipërfaqen e brendshme të urës para dështimit të tyre përfundimtar. Kelly dhe bp¹⁰⁰ demonstuan në studimet e tyre in vitro dhe in vivo se mënyra e vetme e dështimit të punimeve të porcelanit pa metal ishte fraktura e konektorëve. Të njëjtat rezultate u raportuan dhe nga studimet e mëvonshme klinike mbi punimet fikse të porcelanit pa metal^{97 98}. Për këtë arsye shkaku kryesor i dështimit të punimeve të porcelanit pa metal raportohet të jetë i ndryshëm nga ai i punimeve të porcelanit me metal. Për të parandaluar një dështim të tillë, konektorët në punimet e porcelanit pa metal duhet të kenë lartësi dhe gjerësi të mjaftueshme. Dimensionet minimale të lejueshme të këtyre konektorëve për t'i rezistuar forcave të presionit përtypës janë të varur veçanërisht nga lloji i porcelanit të përdorur si nënstrukturë.

Sistemet e metal porcelaneve janë mjaft të njohura dhe nevojiten pak njohuri të veçanta për përdorimin në rutinë të tyre. Për të siguruar suksesin afatgjatë të punimeve fikse të metal porcelanit, dimensionin minimal kritik i rekomanduar për konektorët është 2.5 mm (lartësia okluzo-gingivale) dhe 2.5 mm (gjerësia bukolinguale) duke siguruar kështu një sipërfaqe konektori prej 6.25 mm katrorë⁹⁹. Teknologjia e sistemeve të metal porcelaneve është sfiduese dhe estetika optimale mund të realizohet vetëm nga laborantë mjaft të aftë. Megjithatë në 2005 më shumë se 50% e punimeve dentare të fabrikuara ishin prej metal porcelani¹².

Punimet fikse prej porcelani pa metal sipas strukturës

Nisur nga nevoja për punime fikse pa nënstrukturë metalike, sistemet e porcelanit pa metal kanë njohur një evoluim të madh në 3 dekadat e fundit.

Për të kuptuar më mirë shkencën dhe përmirësimet në materialet e porcelaneve, dy janë konceptet që na ndihmojnë të thjeshtësojmë mënyrën e organizimit të porcelaneve dentare. Së pari ekzistojnë tre ndarje kryesore apo kategori të spektrit të porcelaneve dentare:

1. Materialet me predominim të matriksit vetroz ose të qelqtë.
2. Materialet me matriks vetroz të mbushur me grimca kristalesh.
3. Porcelanet me strukturë polikristaline (matriksi vetroz zëvendësohet totalisht nga kristalet)¹⁰⁰

Në varësi të ndërtimit dhe përdorimit të tyre dy konceptet përfshijnë:

1. Porcelanet dentare që janë shumë estetike, janë ato që kanë predominim të matriksit të qelqtë, ndërsa porcelanet që shfaqin fortësi të madhe mekanike janë ato me strukturë kristaline.
2. Historinë e zhvillimit të nënstrukturave të porcelaneve që nënkupton rritjen e përmbajtjes kristaline në matriksin e qelqtë duke e shndërruar atë në një strukturë plotësisht kristaline.

Në tabelat nr. 3 dhe nr.4 paraqiten të dhëna mbi përbërjen, përdorimet dhe shembujt komerciale të porcelaneve estetike dentare dhe atyre që përdoren si nënstruktura të punimeve prej porcelani pa metal

Tabela 3. Porcelanet estetike që veshin nënstrukturat

Baza	Materialet infiltrues	Përdorimi	Shembujt komerciale
Porcelane me matriks kryesisht vetroz			
Porcelanet feldspat	Ngjyruet Grimca vetroze me pikë të lartë shkrirje	Porcelan estetik për nënstrukturat prej porcelani, inleje, onleje faseta	Alpha, VM7 (Vita) Mark II (Vita) Allceram (Degudent)
Porcelane vetroze të infiltruara në mënyrë të moderuar			
Porcelanet feldspat	Leucite (~17–25% te vol) Ngjyruet Grimca vetroze me pikë të lartë shkrirje	Porcelan estetik për nënstrukturat metalikë, inleje, onleje, faseta	VMK-95 (Vita) Omega 900 (Vita) Vita Response (Vita) Ceramco II (Dentsply) Ceramco 3 (Dentsply) IPS d.SIGN (Ivoclar-Vivadent) Avante (Pentron) Reflex (Wieland Dental)
Porcelane vetroze të infiltruara në përqindje të lartë			
Porcelan feldspat	Leucite (~40–55% te vol) Ngjyruetit	Korona teke, inleje, onleje, faseta	Empress (Ivoclar) OPC (Pentron) Finesse All-Ceramic (Dentsply)

Porcelanet me matriks kryesisht të qelqtë

Porcelanet dentare që imitojnë më mirë vetitë optike të smaltit dhe dentinës janë ato me strukturë kryesisht vetroze. Qelqi është një organizim tridimensional i atomeve pa asnjë rregull në hapësirë dhe për pasojë struktura e tij është amorfe pa formë. Pjesa e qelqtë në porcelanet dentare derivon nga një grup mineralesh të quajtura feldspat që kanë në përbërje oksid siliciumi dhe oksid alumini; për pasojë porcelanet feldspat i përkasin një familje të quajtura qelqet alumino silikate¹⁰¹.

Tabela 4. Porcelanet që shërbejnë si nënstruktura

Baza	Materialet infiltrues	Indikacionet klinike	Shembuj komerciale
Porcelane vetroze të infiltruara në përqindje të lartë			
Porcelan feldspat	Leucite (~40–55% te vol) (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -K ₂ O)	Inleje, onleje, faseta, korona Inleje, onleje, faseta, korona Inleje, onleje, korona	Empress (Ivoclar Vivadent) Optimal Pressable Ceramic (Pentron) IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)
Porcelan feldspat	Oksid Alumini (~55% te vol)	Korona teke	Vitadur-N (Vita Zahnfabrik,)
Lantanium	Oksid Alumini (~70% te vol) Al ₂ O ₃	Korona, ura fikse anterior me 3 elemente, korona	In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik,) In -Ceram spinell (Vita Zahnfabrik,)
LABS, (aluminoborosilikatet)	Oksid Alumini (~50% te vol) Oksid Zirkoniumi (~20% te vol)	Faseta, korona, ura fikse me 3 elemente	In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik,)
Porcelanet feldspat të modifikuar	Litium disilikat (~70 % te vol) (SiO ₂ -Li ₂ O)	Korona teke Ura fikse anteriore me 3 elemente Onleje, korona 3/4 ,korona, ura fikse	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)
Porcelanet polikristaline			
Oksid Alumini	< 0.5 % te vol (elemente mbushës)	Faseta Korona Ura fikse anteriore	Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)
Oksid Zirkoniumi	Oksid itriumi (3–5% te vol)	Faseta Korona Ura fikse anteriore	Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

Porcelanet vetroze pjesërisht të përforcuara

Porcelanet me bazë vetrozë mund të përforcohen me qëllim përmirësimin e cilësive mekanike dhe kontrollimin e efekteve optike siç është opaleshenca, ngjyra dhe opaciteti. Përforcimi mund të bëhet duke shtuar strukturë kristaline ose duke bërë përzierje me masa vetroze me pikë shkrirje më të lartë. Përzierje të tilla me bazë dy ose më shumë entitete (faza) të ndryshme që zyrtarisht njihen si “kompozite”, është një term që në dentistrinë është rezervuar rezinave kompozite. Nëse i mendojmë porcelanet në dentistrinë si kompozite ose përzierje, ky është një koncept shumë i vlefshëm që i thjeshton gjërat. Shumë konfuzion ekziston lidhur me mënyrën sesi organizohen porcelanet në varësi të përforcuesve që ata përmbajnë, pse dhe si përforcohen ato. Përforcuesit e parë të porcelaneve në dentistrinë janë disa grimca minerale me strukturë kristaline që quhen leucite. Ky përforcues i shtohet porcelaneve në mënyrë që të jenë sa më të përshtatshëm për t’u pjekur ose bashkuar me nënstrukturën metalike. Leucitet kanë një koeficient të lartë të ekspansionit/kontraksionit termik ($\sim 20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) krahasuar me porcelanet feldspat ($\sim 8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Aliazhet metalike që përdoren si nënstruktura të punimeve fikse kanë një koeficient të ekspansionit/ kontraksionit rreth 12 deri në 14 ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Duke i shtuar 17 deri në 25 % të masës vetroze, kristale leucite, porcelani i krijuar është kompatibël nga ana termike gjatë pjekjes me aliazhet metalike. Një rritje e moderuar në qëndrueshmërinë dhe fortësinë e porcelaneve mund të arrihet duke shtuar përforcuesit e përshtatshëm të shpërndarë në mënyrë uniforme në matriksin e qelqtë. Nënstruktura e parë prej porcelani e sukseshme përse i përket fortësisë, është matriksi i porcelanit feldspat i përforcuar me rreth 55 % të masës me oksid alumini¹⁰². Leucitet mund të shtohen dhe porcelani në këtë rast mund të shërbejë si nënstrukturë. Shembuj komerciale të këtyre porcelaneve janë IPS Empress, Ivoclar-Vivadent (Schaan, Liechtenstein).

Porcelanet vetroze (një nënndarje e veçantë e porcelaneve vetroze pjesërisht të përforcuara)

Pjesëzat kristaline që mbushin matriksin vetroz mund të shtohen mekanikisht për shembull duke përzier kristalet me pluhurin e qelqtë para pjekjes. Në një tezë më të fundit, grimcat kristaline rriten brenda objektit të qelqtë pas formimit të këtij të fundit. Pas formimit, objekti i qelqtë trajtohet në mënyrë të veçantë nën efektin e nxehtësisë në

mënyrë që të precipitojnë kristalet në brendësi të tij. Materiali i parë komercial i prodhuar në këtë mënyrë i përshtatshëm për punime fikse ishte Dicor (Dentsply) dhe përmbante kristale të tipit mica ($\sim 55 \text{ vol\%}$)¹⁰³. Një shembull tjetër porcelani për përdorim dentar prodhuar në mënyrë të tillë që përmban 70% të volumit kristale litium disilikati është (IPS Empress 2; Ivoclar-Vivadent)

Porcelanet polikristaline

Porcelanet polikristaline nuk kanë asnjë komponent vetroz, të gjitha atomet janë të organizuar në mënyrë të dendur në strukturë të rregullt dhe për këto arsye një linjë frakture e ka shumë më të vështirë të depërtojë sesa në atome që janë më pak të dendësuar dhe të organizuar në mënyrë jo të rregullt siç ndodh në matrikset vetroze. Për këtë arsye porcelanet polikristaline janë në përgjithësi shumë më të fortë dhe më rezistente se porcelanet vetroze, por ato janë shumë më të vështirë për t'u përpunuar dhe për të prodhuar forma komplekse siç janë protezat në krahasim me porcelanet vetroze. Protezat e realizuara nga porcelanet me strukturë polikristaline nuk ishin praktikë përpara futjes në përdorim të sistemeve CAD/CAM¹⁰⁴.

Porcelanet polikristaline kanë tendencë të jenë relativisht më opake krahasuar me ato vetroze për këtë arsye këto materiale të forta nuk mund të përdoren në tërë trashësinë e një punimi protetik estetik. Porcelanet me fortësi më të madhe shërbejnë si nënstruktura mbi të cilat porcelanet vetroze aplikohen për të arritur estetikën e dëshiruar

Ekzistojnë matje laboratorike mbi translucencën e këtyre nënstrukturave qoftë kur janë si shtresë më vehte qoftë kur janë të veshur me porcelan estetik⁶². Megjithatë këto matje kanë reflektuar një farë transmetimi të dritës nga nënstrukturat vetëm prej porcelani ndryshe nga nënstrukturat e aliazheve metalike që nuk përçojnë asnjë lloj drite.

Porcelanet që shërbejnë si nënstrukturë

Zhvillimi i porcelaneve me fortësi të lartë për t'u përdorur me një shtresë porcelani estetik në realizimin e punimeve fikse, mund të përfaqësojnë një material të ndërmjetëm me rritje të fazës kristaline dhe ulje të masës së matriksit vetroz deri në eliminim të këtij të fundit.

McLean raportoi përforcimin e porcelaneve vetroze feldspat përmes shtimit të grimcave të oksidit të aluminit, në të njëjtin vit kur edhe General Elektrik aplikoi këtë teknologji. Në fund të viteve 80 u zhvillua një metodë që rriste në mënyrë sinjifikative përmbajtjen e oksidit të aluminit(nga 55% të volumit në 70% të volumit), fillimisht duke e nxehur aluminën e paketuar në formë pluhuri dhe pastaj duke e infiltruar aluminën në gjëndje poroze në brendësi të matriksit të qelqtë.

Dy zhvillime të rëndësishme bënë të mundur që porcelanet me strukturë plotësisht polikristaline të bëheshin praktikisht të përdorshme në protezën fikse:

1. vënia në dispozicion e materialeve të kontrollueshme në formë pluhuri,
2. përdorimi i kompjuterave për përpunimin e këtyre materialeve

Porcelanet polikristaline paktohen në formë pluhuri të kompaktësuar dhe teorikisht kanë vetëm 70% të densitetit të tyre, pasi këto lloj porcelanesh tkurren në masën 30% të volumit të tyre gjatë pjekjes për të arritur fazën plotësisht të dendësuar. Në mënyrë që punimi protetik të jetë sa me preciz duhet të parashikohet dhe të kompensohet në mënyrë sa më të saktë. Nga ana tjetër zirkonia që përdoret sot në dentistri ka një mekanizëm tjetër në rritjen e rezistencës ndaj frakturës e për pasojë në fortësinë e saj ndryshe nga porcelanet e tjera polikristaline. Ndryshe nga alumina, oksidi i zirkoniumit transformohet nga një gjëndje kristaline në një tjetër gjatë pjekjes. Kjo zirkonia e përforcuar që transformohet ka një rezistencë ndaj frakturës dy herë më të madhe sesa alumina dhe për pasojë përfaqëson një material potencial që mund të përdoret si nënstrukturë në punimet fikse⁴³.

Punimet fikse prej porcelani pa metal sipas metodës së fabrikimit

Porcelanet janë materialet më të mira që imitojnë vetitë optike të dhëmbit natyror. Megjithatë ekzistojnë dy pengesa që kufizojnë përdorimin e tyre në prodhimin e punimeve protetike fikse:

1. Thyeshmëria që çon në një mungesë besueshmërie përsa i përket vetive mekanike.
2. Kërkohej një angazhim më i madh në përpunimin e tyre krahasuar me aliazhet metalike dhe kompozitet.

Zhvillimet e fundit në metodat e përpunimit të porcelaneve kanë thjeshtëzuar punën e laboranteve dentare duke bërë të mundur kontrollimin më të madh përse i përket cilësisë për këto materiale, gjë që ka rritur edhe besueshmërinë e tyre mekanike. Për pasojë numri i rasteve klinike që zgjidhen me punimet prej porcelani pa metal rriten në mënyrë të shpejtë.

Kondensimi i pluhurit

Kjo metodë tradicionale në prodhimin e punimeve prej porcelani nënkupton aplikimin e pluhurit të porcelanit në gjëndje të lëngët me një furçë të vogël dhe heqjen e lagështirës së tepërt për të kompaktësuar grimcat e pluhurit. Porcelani kompaktësohet më tej gjatë pjekjes nën vakum. Kjo metodë rezulton në një porozitet të lartë të materialit.

Grimcat kristaline që shërbejnë për ta përforcuar këtë material nëse shihen në nivel mikroskopik nuk janë të lidhura me njëra - tjetrën por të ndara nga zona e matriksit të qelqtë. Ky porozitet dhe moslidhshmëria e grimcave kristaline çon në një fortësi mekanike relativisht të ulët. Porcelanet e fabrikuar nga kondensimi i pluhurit kanë translucensë më të lartë se ato të prodhuara me metoda të tjera⁶¹, prandaj këto materiale përdoren zakonisht si shtresa estetike mbi nënstruktura më të forta.

Presimi në të nxehtë

Popullariteti i porcelaneve që presohen në të nxehtë bazohet në aftësinë për të përdorur teknikën tradicionale të shkrirjes së dyllit edhe në prodhimin e punimeve dentare prej porcelani pa metal. Laborantët dentare janë familjarizuar me këtë teknikë pasi ajo është teknika që përdoret në shkrirjen e aliazheve metalike që përdoren për qëllim dentar. Përveç kësaj pajisjet që nevojiten për të përpunuar porcelanet që presohen në të nxehtë janë relativisht jo të shtrenjta.

Teknika e shkrirjes së dyllit përdoret për fabrikimin e kallëpeve me qëllim presimin e porcelaneve. Porcelanet që presohen, prodhohen nga fabrikat në formën e ingotave të parafabrikuar që përmbajnë grimca kristaline të shpërndara nëpër matriksin e qelqtë. Nga ana mikrostrukture këto janë të ngjashme me porcelanet në formë pluhuri,

megjithatë porcelanet që presohen nuk kanë aq shumë porozitet dhe kanë përmbajtje kristaline më të madhe pasi ingotat përmbajnë matriks vetroz joporoze që duke iu nënshtruar trajtimit në nxehtësi, një pjesë e këtij matriksi transformohet në kristale. Ky proces pritet që të prodhojë një material më mirë të kontrolluar dhe më homogjen. Në laboratorët dentare ingotat e presueshme nxehen deri në një temperaturë ku përmbajtja e tyre bëhet një likid viksoz dhe presohet në mënyrë të ngadaltë siç ndodh në teknikën e shkrirjes së dyllit. Avantazhi i teknikës me presim në të nxehtë është që laborantët dentare kanë një eksperiencë të mirë në realizimin e punimeve precize me nënstrukturë metalike me teknikën e shkrirjes së dyllit¹⁰⁵. Gjenerata e parë e porcelaneve të presuara në të nxehtë janë ato që si fazë kristaline kanë përmbajtje leucite, më pas u kalua në gjeneratën e dytë me bazë litium disilikati. Porcelanet e gjeneratës së parë përmbajnë leucit si fazë kristaline deri në 35-45% të vol duke rezultuar në një rezistencë ndaj fleksionit dhe ndaj frakturës rreth dy herë më e madhe se porcelanet feldspat. Kjo shpjegohet me shpërndarjen e kristaleve leucite fine përmes procesit të presimit në të nxehtë.

Gjithashtu kur vlerësohen vetitë mekanike të këtij sistemi duhet patur parasysh prania e porozitetit në 9% të volumit. Porcelanet e gjeneratës së dytë përmbajnë si fazë kristaline kryesore kristalet e litium disilikatit në 65% të volumit dhe vetëm në 1% të volumit kemi porozitet të pranishëm në këtë material. Porcelanet litium disilikate kanë patur një performancë të mirë kur përdoren në realizimin e punimeve fikse të porcelanit pa metal. Fortësia e tyre është rreth dy herë më e madhe se e porcelaneve të gjeneratës së parë me bazë leucite dhe performanca e tyre e mirë ka çuar në përpunimin e tyre edhe nëpërmjet teknikave CAM¹⁰⁶.

Porcelanet e presueshëm mund të përdoren zakonisht vetëm si nënstruktura në punimet e porcelaneve pa metal. Ekzistojnë gjithashtu edhe materialet e presueshëm që përdoren si shtresë estetike si psh IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), por trashësia në këto raste mund të jetë e kufizuar. Në figurat e mëposhtme paraqiten pamje të strukturave të përfutuara nga mikroskopi elektronik të porcelaneve me bazë kristalet leucite dhe litium disilikatet.

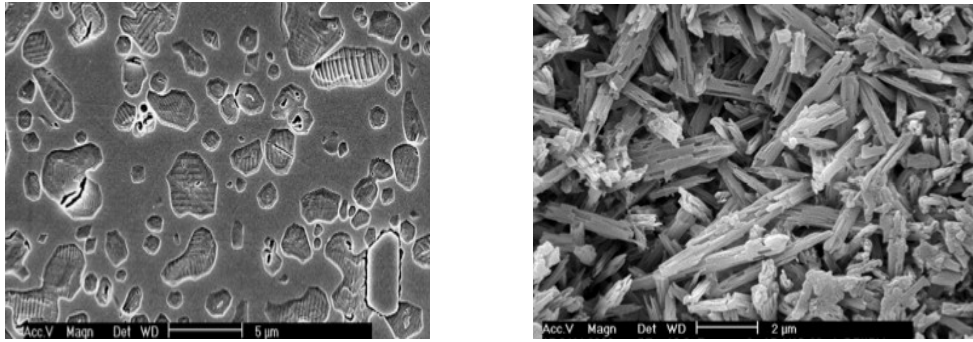


Fig.7 Porcelanet e gjeneratës së parë me bazë kristalet leucite (në të majtë)

Porcelanet e gjeneratës së dytë me bazë litium disilikatet (në të djathtë)

(sipas Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Slip casting

Me termin slip nënkuptohet një përzierje me viskozitet të ulët formuar nga grimcat e pluhurit të porcelanit të përziera me një likid(zakonisht ujë).

Teknika slip casting përfshin formimin e një kallëpi ose një formë negative të nënstrukturës në gjeometrinë e dëshiruar dhe derdhjen në të të kësaj përzierje të pluhurit të porcelanit me likidin, që ka viskozitet të ulët. Kallëpi formohet nga një material (zakonisht prej allçie) prej të cilit mund të hiqet një pjesë e ujit që ndodhet në këtë përzierje përmes një veprimi kapilar dhe për pasojë grimcat e pluhurit që mbesin kompaktësohen me muret e këtij kallëpi, duke formuar një shtresë të hollë procelani në ngjyrë jeshile i gatshëm për të formuar nënstrukturën e punimit të ardhshëm.

Materiali i mbetur hidhet ndërsa nënstruktura hiqet nga kallëpi pas një sinterizimi të pjesshëm me qëllim përmirësimin e vetive mekanike. Porcelani është shumë poroz ose mund të infiltrohet nga qelqi i shkrirë ose të sinterizohet plotësisht para se të aplikohet shtresa estetike e porcelanit. Porcelanet e prodhuara me teknikën slipcasting kanë rezistencë më të madhe sesa ato të prodhuara nga kondensimi i pluhurit sepse në këtë rast grimcat kristaline janë të lidhura në formën e një rrjete në tërë strukturën.¹⁰⁷

Kjo teknikë u publikua për herë të parë për prodhimin e restaurimeve dentare në vitin 1990. Një strukturë poroze e prodhuar me teknikën slipcasting sinterizohej dhe më vonë infiltrohej me qelq bazë lantanium duke krijuar kështu dy faza ndërvepruese njëra fazë e qelqtë dhe tjetra faza kristaline. Janë të pranishme tri faza kristaline të ndryshme në

porcelanet e prodhuara në këtë mënyrë dhe këto quhen alumina (Al_2O_3), spinel (MgAl_2O_4) dhe zirkonia –alumina ($12\text{Ce-TZP-Al}_2\text{O}_3$). Porcelanet slip cast me bazë aluminen përmbajnë në 68% të volumit të tyre alumina, 27 % të volumit matriks vetroze dhe 5% të volumit është poroze¹⁰⁸. Mikrostruktura e këtij porcelani siç tregohet edhe në figurën e mëposhtme përbëhet prej kristalesh alumine në formë dhe dimensione të ndryshme.

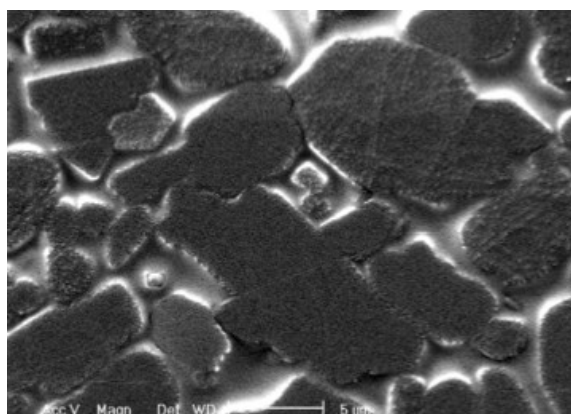


Fig.8 Mikrostruktura e një porcelani slip-cast me bazë alumina (sipas Denry)

Prania e kristaleve të mëdha të alumines me indeks të lartë refraktar dhe me një sasi jo të neglizhueshme poroziteti është shkak i një niveli të caktuar poroziteti në këtë lloj porcelani pa metal. Porcelanet slip-cast me bazë kristalet spinel ofrojnë një translucensë më të mirë të krahasueshme me ato të porcelaneve që prodhohen me presim në të nxehtë me bazë litium disilikatet, por kjo në kurriz të vetive mekanike^{109 110}.

Përdorimi i kësaj teknike në dentistri është vetëm ndaj një serie me tre produkte për infiltrim të matriksit të qelqtë (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Aplikimi i kufizuar i kësaj teknike në dentistri ndodh sepse kjo metodë përfshin një sërë fazash të komplikuar të cilat janë një sfidë për të prodhuar një punim preciz^{111 112} dhe mund të rezultojnë me defekte të brendshme që vjen si pasojë e infiltrimit jo të plotë të matriksit të qelqtë.

Porcelanet që prodhohen me teknikën slip-cast me bazë aluminen e përforcuar me zirkonian përmban 34% të volumit alumine dhe 12% zirkonia të stabilizuar me cerium (12Ce-TZP). Matriksi i qelqtë përfaqëson përafërsisht 23% të volumit të produktit final dhe me prani të poroziteteve në rreth 8% të volumit. Mikrostruktura që tregohet në figurën nr 12 përmban grimca të alumines me kontrast të errësuar, grimcat 12Ce-TZP më

të ndritshme si dhe poroziteti i dukshëm në mes tyre. Përforcimi i dyfishtë me kristale në këtë lloj porcelani bën të mundur që të kemi dy lloj mekanizmash për rritjen e vetive mekanike:

1. Transformimi i zirkoniumit si pasojë e presionit apo forcave që ushtrohen çon në lindjen e forcave kompresive brenda grimcave të transformuara dhe matriksit vetroz përreth si dhe forcave tërheqëse përreth këtyre grimcave duke çuar në izolim të mikrofrakturave. Duke patur parasysh që fraktura mëson përmes grimcave është e vështirë të ndodhë tek zirkonia, atëherë ky përfaqëson një mekanizëm eficient me rritjen e vetive mekanike.
2. Përhapja e linjës së frakturës pritet me tepër nga prania e grimcave të mëdha të alumines.

Kombinimi i këtyre dy mekanizmave shpjegon faktin pse porcelanet e prodhuara me teknikën slip-cast me bazë alumine të përforcuar me zirkonia ofrojnë një rezistencë më të madhe ndaj fleksionit dhe frakturës sesa të gjithë llojet e porcelaneve të prodhuara me teknikën slip-cast⁴⁴.

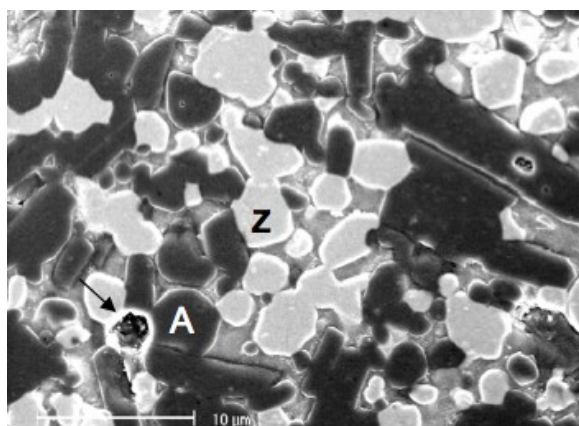


Fig.9 Mikrostruktura e porcelanit slip-cast me baza alumine të përforcuar me zirkonia. A: grimcat e alumines, Z: grimcat e zirkoniumit, shigjetat tregojnë pjesët poroze.

Teknologjia CAD/CAM

Dizenjimi përmes kompjuterit dhe prodhimet përmes kompjuterit janë një teknologji që u përdor për herë të parë në dentistri nga Duret në fillim të viteve 70¹¹³. Kjo teknologji synonte fillimisht përpunim të blloqeve të porcelanit plotësisht të sinterizuar, tani është

zgjeruar në porcelanet pjesërisht të sinterizuara që më vonë piquen në temperaturë të larta për të arritur sinteriziminë e plotë.

Ashtu si dhe porcelanet që presohen, porcelanet që punohen me sistemet CAD/CAM janë të disponueshëm në formën e ingotave ose kallëpeve të parafabrikueshëm. Këto ingota frezohen nga sistemi CAM. Në rastin e porcelaneve pjesërisht të sinterizuara, ingotat janë poroze dhe kjo mundëson frezimin pa shkaktuar shfaqjen e mikrofrakturave në brendësi të porcelanit. Disavantazhi në këtë rast është se nevojitet një seancë shtesë e sinterimit të plotë me qëllim eliminimin e porozitetit.

Softwarët kompjuterike duhet të kompensojnë tkurrjen që ndodh gjatë sinterizimit në mënyrë që të përfitohet një punim sa më preciz. Porcelanet e sinterizuara plotësisht janë të disponueshme në formën e ingotave jo poroze të cilat janë më të vështira për t'u frezuar por nga ana tjetër nuk ka nevojë për sinterizim plotësues. Një debat mund të jetë nëse procesi i frezimit shkakton mikrofraktura në porcelanet që përpunohen në sistemet CAD/CAM sidomos në rastet e ingotave totalisht të sinterizuara. Një studim in vitro¹¹⁴ e konfirmon një shqetësim të tillë ndërsa nga një studim in vivo rezulton se këto probleme që lindin gjatë frezimit ndikojnë vetëm në jetëgjatësinë e inlejeve.

Sistemet CAD/CAM janë përdorur prej të paktën 20 vjetësh dhe në vitet e fundit rritja e përdorimit të nënstrukturave me bazë polikristaline, alumine ose zirkoniumi ka çuar në rritjen e popullaritetit dhe llojeve të ndryshme të sistemeve CAD/CAM disponibël për këtë qëllim.

Llojet e porcelaneve pa metal që shërbejnë si nënstrukturë në punimet fikse

- **Porcelanet e përforcuar me kristale leucite**

IPS Empress (Ivoclar Vivadent), është një porcelan me matriks vetroz të përforcuar me leucit ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) i cili për shkak të fortësisë përdorimi i tij është i kufizuar vetëm në koronat teke në regjionin anterior.¹¹⁵ IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) është një porcelan i përforcuar me leucit i ngjashëm me IPS Empress, megjithatë ka dimensione më fine të grimcave përbërëse. Për herë të parë u hodh në treg më 1998 dhe përpunimi i tij

mundësohej nga sistemi CAD/CAM CEREC inLab system (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) dhe është i disponueshëm në një numër të madhe ngjyrash¹¹⁶.

- **Litium Disilikatet**

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) është një porcelan me bazë litium disilikatet ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) dhe mund të fabrikohet si me teknikën e shkrirjes së dyllit, teknikën e presimit në të nxehtë apo përpunimin e blloqeve të prefabrikuara.

Teste të ndryshme që kanë matur rezistencën ndaj fleksionit të këtyre nënstrukturave demonstrojnë një vlerë nga 300-400MPa¹¹⁷. Rezistenca ndaj frakturës që në vetvete nënkupton rezistencën e një materiali të thyeshëm për t'i rezistuar avancimit të frakturës, për nënstrukturat e litium disilikateve rezulton (KIC) nga 2.8-3.5 MPa/m^{1/2}¹¹⁸. Megjithëse këto materiale mundësojnë realizimin e restaurimeve relativisht translucente, rekomandohet që ato të acidifikohen dhe të ngjiten në mënyrë adezive për të rritur fortësinë dhe jetëgjatësinë e tyre. Ky sistem mund të përdoret në prodhimin e urave me tre elemente në regjionin anterior deri në nivelin e premolareve dhe ka një rezistencë ndaj fleksionit rreth tre herë më të madhe sesa IPS Empress.

Dimensionet minimale të konektorëve duhen të jenë 4-5mm në drejtim okluzo gingival dhe 3-4 mm në drejtim bukolingual¹¹⁹. Nënstruktura e këtij materiali mund të vishet me porcelani estetik me bazë fluorapatitin (IPS Eris; Ivoclar Vivadent) duke na dhënë një punim gjysëm transparent me përmirësim të përçueshmërisë së dritës.¹²⁰

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) u hodh në treg për herë të parë në vitin 2005 si një përmirësim i porcelaneve të presueshëm dhe konkretisht krahasuar me IPS Empress 2. Ky material gjithashtu konsiston në një porcelani të presueshëm me bazë litium disilikatin, por cilesitë e tij fizike dhe të translucencës janë më të përmirësuara si pasojë e një procesi të ndryshëm pjekjeje.¹²¹

- **Porcelanet e infilttruara me oksid alumini**

In-Ceram Alumina që përbëhet nga matriks vetroz i infiltuar me kristale alumine, u hodh në treg për herë të parë në 1989 dhe ishte sistemi i parë i porcelanit pa metal i përdorur si nënstrukturë për prodhimin e urave fikse me tre elemente¹²². Këto nënstruktura vishen me porcelan estetik feldspat dhe mund të prodhohen si me teknikën

slip cast ashtu edhe nga përpunimi i blloqeve pjesërisht të sinterizuar. Blloqet e alumines (VITABLOCS In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik) mund të përpunohen nga sistemi CAD/CAM; CEREC (Sirona Dental Systems), dhe kanë një rezistencë ndaj fleksionit që varion nga 236 në 600 MPa⁶³ dhe rezistencë ndaj frakturës nga 3.1- 4.61 MPa/m1/2^{123 124}. Dimensionet minimale të konektorëve për këtë material janë 4 mm në drejtim okluzo gingival dhe 3 mm në drejtim bukolingual. Më 1994 u hodh në treg In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) si një alternativë e nënstrukturave opake të In-Ceram Alumina. Ky material përmban një përzierje të magneziumit dhe alumines (MgAl₂O₄) me qëllim rritjen e translucencës; megjithatë rezistenca ndaj fleksionit është më e vogël se ajo e In-Ceram Alumines dhe për pasojë këto nënstruktura përdoren vetëm për realizimin e koronave në regjionin anterior. Edhe ky material mund të përpunohet me sistemin CERECin Lab (Sirona Dental Systems)⁶⁸.

- **Porcelanet e infiltruar me oksid alumini të sinterizuar në menyre kompakte**

Porcelanet me bazë oksidin e aluminit u zhvilluan për herë të parë nga Andersson and Oden dhe Procera AllCeram(Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) është shembulli komercial i këtij materiali¹²⁵ që përmban 99% oksid alumini të pastër. Procera ka rezistencën më të madhe ndër gjithë materialet me bazë aluminën por ka rezistencë më të vogël sesa zirkonia. Testet e ndryshme të realizuara për këtë material demonstrojnë një rezistencë ndaj fleksionit të nënstrukturës që varion 487 to 699 MPa¹²⁶ dhe rezistencë ndaj frakturës në vlerat nga 4.48 ne 6 MPa/ m1/2¹⁶. Lartësia e rekomanduar e konektorit është 3 mm ndërsa gjerësia është 2mm¹²⁷. Korona e përfunduar vishet me procelan estetik të tipit feldspat që ka koeficient të ekspansionit termik që përputhet me oksidin e aluminit.

- **Porcelanet e infiltruar me oksid alumini dhe 35% PSZ**

Materiali In-Ceram Zirkonia i përdorur si nënstrukturë kombinon përdorimin e matriksit vetroz të infiltruar me alumine dhe 35% zirkonium pjesërisht të stabilizuar. Ashtu si edhe në materialin In-Ceram – Alumina për realizimin e punimeve mund të përdoret si teknika e slip-cast ashtu edhe përpunimi i blloqeve pjesërisht të stabilizuar. Rezultatet e studimeve të ndryshme referojnë një vlerë të rezistencës ndaj fleksionit që varion nga 421 to 800 MPa¹²⁸ dhe rezistencë ndaj frakturës nga 6 and 8 MPa/m1/2. Për të realizuar një punim me këtë material dimensionet minimale të konektoreve duhet të jenë 4-5mm në

drejtim okluzo gingival dhe 3-4mm në drejtim bukolingual. Në një studim të viteve të fundit, përse i përket translucencës rezulton se nënstrukturat e In-Ceram Zirkonia janë po aq opake sa ato prej aliazheve metalike. Për këtë arsye In-Ceram Zirkonia nuk rekomandohet për realizimin e urave në regjionin anterior ku translucenca e nënstrukturës ka një rëndësi shumë të madhe për arritjen e rezultatit estetik¹²⁹.

- **Porcelanet e infiltruar me oksid zirkoniumi të perforcuar me itrium (Y-TZP)**

Materiali më i fundit i përdorur si nënstrukturë në punimet fikse prej porcelani pa metal është zirkoniumi tetragonal i perforcuar me itrium. Stabiliteti afatgjatë i porcelaneve është i lidhur në mënyrë të ngushtë me avancimin e linjës së frakturës dhe korrodimi i shkaktuar nga uji që gjëndet në pështymë i cili vepron me matriksin vetroz duke shkaktuar dekompozim të këtij të fundit¹³⁰. Megjithatë nënstrukturat Y-TZP janë pa matriks vetroz pasi kanë strukturë polikristaline dhe për pasojë nuk i nënshtrohen këtij fenomeni¹³¹. Nga studimet in vitro rezulton se punimet me bazë Y-TZP kanë rezistencë ndaj fleksionit nga 900-1200MPa dhe rezistencë ndaj frakturës nga 9-10 MPa/ m1/2 që është dyfishi i vlerave të demonstruara nga materialet me bazë aluminen dhe trefishi i materialeve me bazë litium disilikatet¹⁰. Si pasojë e vetive fizike dhe mekanike nënstruktura me bazë Y-TZP kanë dimensione më të vogla krahasuar me të gjitha llojet e porcelaneve që shërbejnë si nënstruktura duke variuar nga 7-16 mm². Megjithatë në këto raste cementimi adeziv me rezina kompozite mund të përdoret pavarësisht se nuk është i domosdoshëm dhe mund të përdoret cementimi tradicional me glasionomere¹³². Bindl dhe bp në një studim të tyre raportojnë se cementimi tradicional nuk e redukton rezistencën ndaj frakturës të punimeve me bazë zirkonian¹³³. Akoma sot nuk ka përputhje rezultatesh nga studimet e ndryshme përse i përket procedurave të cementimit të punimeve me bazë oksidin e zirkoniumit¹³⁴.

Tabela që vijon është një përmbledhje e karakteristikave mekanike dhe mënyrës së fabrikimit të llojeve të ndryshme të porcelanit pa metal.

Tabela 5. Karakteristikat e llojeve të ndryshme të porcelanit pa metal (sipas Raigrodski)

Nënstruktura	Rezistenca ndaj fleksionit (MPa)	Rezistenca ndaj frakturës (MPa/m1/2)	Teknika e prodhimit	Sistemi
Feldspat (leucite 15-25%)	61 ± 5	1.10-1.26	Pjekja mbi nënstrukturën metalike	Ceramco®3, Dentsply
Leucite	106 ± 17	1.2-1.34	Presim në të nxehtë	IPS Empress , Ivoclar Vivadent
Litium disilikat	300 – 400	2.8 - 3.5	Presim në të nxehtë	IPS Empress2 IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)
Porcelan vetroz i infiltruar me alumine	236 – 600	3.1 - 4.61	Slip cast, përpunim me CAM	In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik)
Porcelan vetroz i infiltruar me alumina dhe 35% PSZ	421 – 800	6 – 8	Slip cast, përpunim me CAM	In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
Alumine dense e sinterizuar	487 – 699	4.48 – 6	Presim dhe sinterizim	Procera Nobel biocare
Y-TZP	900 – 1200	9 – 10	Përpunim në fazë të gjelbër+sinterizim Përpunim (CAM)	Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)

Indikacionet dhe kundërindikacionet e punimeve fikse prej porcelani pa metal

Për të përcaktuar diagnozën dhe për të zgjedhur trajtimin e përshtatshëm për një pacient të caktuar është mjaft e nevojshme të vlerësohet hapësira pa dhëmbë në raport me distancën interokluzale. Për të lehtësuar përzgjedhjen e rastit klinik ku mund të aplikojmë një punim fiks prej porcelani pa metal është mjaft e rëndësishme të përcaktohet lartësia e mundshme e konektorit dhe pastaj të zgjidhet materiali restaurues i përshtatshëm. Një matje me

sondë paradontale nga papilla interproksimale deri në margon incizale të dhëmbit shtyllë që rezulton në 4 mm, tregon mundësinë e përdorimit të të gjitha llojeve të porcelaneve pa metal për punime fikse. Ka raste kur lartësia e konektorit mund të zvogelohet për shkak të distancës interokluzale të reduktuar duke vështirësuar realizimin e një konektori në dimensionet e kërkuara pa kompromentuar kërkesat biologjike të nevojshme për kontrollin e nivelit të pllakës dhe higjienës orale. Rastet e mëposhtme klinike çojnë në një distancë interokluzale të reduktuar, për pasojë një trajtim tjetër alternativë jo me punime fikse prej porcelani pa metal duhet të merret në konsideratë¹³⁵:

1. Overbite i theksuar që çon në një kafshim të thellë në regjionin anterior mund të mos lejojë një gjerësi të mjaftueshme të konektorit në drejtim labiolingual.
2. Ekstruzioni i dhëmbëve antagonistë që nuk mund të korrigjohet thjesht me ameloplastikë.
3. Dhëmbë shtyllë me kurorë të shkurtër klinike që çojnë në lartësi të ulët të konektorit.

Përqëndrimi i presionit përtypës në zonën e konektorëve rrit mundësinë e frakturës. Gjithashtu është e domosdoshme që të vlerësohen dhëmbët shtyllë për sa i përket gjëndjes së tyre paradontale dhe lëvizshmërisë. Dhëmbët që kanë një lëvizshmeri të lartë nuk duhet të përdoren si dhëmbë shtyllë në punimet fikse të porcelanit pa metal. Përdorimi i punimeve fikse të porcelanit pa metal me elemente të varur është mjaft i diskutueshëm. Së fundmi duhet thenë se në rastet e bruksistëve ku vihet re një aktivitet mjaft i shprehur parafunksional nuk duhen përdorur punimet e porcelanit pa metal, pavarësisht se hedhja në treg se fundmi e punimeve monolitike ka rritur shanset e përdorimit të tyre edhe në këto raste klinike. Procedurat klinike dhe vlerësimi radiografik që bëhet gjatë vendosjes së diagnozës dhe gjatë fazave klinike, janë të njëjta me ato që realizohen për të aplikuar punimet fikse prej metal porcelani.

Këshillohet e njëjta dizeno preparimi i dhëmbëve shtyllë si në punimet e metal porcelanit por këndi i brendshëm i preparimit këshillohet të jetë një zonë e rumbullakosur, si psh një chamfer i thellë apo shkallë e rumbullakosur. Kufiri i preparimit duhet të jetë juksta gingival(në nivel të gingivës) ose lehtësisht nën gingivë (05mm) kur është e mundur pa kompromentuar rezultatin estetik.

Kundraindikacionet e punimeve fikse me bazë Y-TZP janë të gjitha ato raste kur nuk sigurohet dimensionimi i nevojshëm i konektorëve në distancat interokluzale të reduktuara, në lëvizshmëri të dhëmbëve shtyllë, në aktivitete shumë të shprehura parafunksionale. Nëse gjatë provës së nënstrukturës punimet e porcelanit pa metal nuk puthiten në mënyrë precize, duhet të merret një masë e re dhe të ribëhen pasi ato nuk mund të priten dhe saldohen si punimet e metal porcelanit. Një tjetër kufizim në përdorimin e tyre është edhe mungesa e të dhënave klinike mbi suksesin afatgjatë të këtyre punimeve.

KAPITULLI III

TEKNIKAT QË MUNDËSOJNË PËRDORIMIN E OKSIDIT TË ZIRKONIUMIT NË PROTETIKËN FIKSE

Ekzistojnë tre metoda fabrikimi të punimeve fikse me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit

1. ***Sistemi i kontrolluar Manual MAD/MAN*** (Manual-aided Design/Manual-aided Manufacturing) Kjo metodë bazohet në principet e pantografit. Fillimisht realizohet në mënyrë manuale një kopje prej dylli ose rezinë e nënstrukturës së punimit të ardhshëm. Në fazën tjetër kjo “kopje” vendoset në pantograf ku krahu kopjues i makinerisë kopjon modelin prej dylli, ndërsa krahu prerës nëpërmjet frezave të karbitit bluan blloqet e zirkonias në gjendje të gjelbër ose pjesërisht të sinterizuar. Punimi që del nga kjo fazë është rreth 20-25% më i madh në dimensione se ai perfundimtar, pasi ky punim do t'i nënshtrohet tkurrjes gjatë momentit të sinterizimit. Përveç kësaj, me anë të kësaj metode bëhet e mundur që defektet në preparimin e dhëmbit shyllë të kompesohen nga laboranti gjatë momentit të modelimit me dyll të nënstrukturës.

2. ***Sistemi CAD/CAM*** (Dizenjim me ndihmën e kompjuterit/Prodhim me ndihmën e kompjuterit)

Nëpërmjet kësaj metode bëhet e mundur realizimi i nënstrukturave prej zirkoniumi të punimeve fikse, nëpërmjet dizenjimit 3D me anë të softwareve të veçantë dhe përpunimi i blloqeve nëpërmjet sistemit të frezimit CAM pas informacionit të marrë nga sistemi CAD¹³⁶. Kemi tre komponente në sistemet CAD/CAM që janë skanimi, dizenjimi dhe bluarja ose përpunimi. Për herë të parë këto sisteme u përdorën në dentistri nga Duret në 1970, ndërsa 10 vite më vonë Mormann shpiku sistemin CEREC të hedhur në treg nga Siemens (tashme Sirona), që mundësonte realizimin për herë të parë të punimeve fikse direkt në klinikë në një seancë të vetme. Me kalimin e viteve ka patur një zhvillim mjaft të vrullshëm të këtyre sistemeve që ka çuar në një rritje të përformacës të punimeve të

ofruara nga këto sisteme ¹³⁷, duke përfshirë Cercon të DeguDent në 1998; Procera AllZircon (tani Procera Zirconia) nga Nobel BioCare në 2001; In-Ceram YZ CUBES nga VITA në 2004 e kështu me radhë. Kjo teknologji u dizenjua në fillim për përpunimin e blloqeve plotësisht të sinterizuar ³⁵ dhe tani është shtrirë në përpunimin e blloqeve pjesërisht të sinterizuar që kërkojnë një fazë të mëvonshme sinterizimi në temperaturë të lartë.

3. Sistemet e mbyllura të prodhimit

Metoda e tretë që përdorin laboratorët dentarë për fabrikimin e punimeve fikse nga blloqet e zirkoniumit është ajo e dizenjimit të punimit të ardhshëm qoftë koronë teke apo urë fikse me disa elemente, me anë të një softwari të veçantë dhe me pas dërgimin në menyrë elektronike të informacionit në qendrën e frezimit të firmës prodhuese të sistemit CAD/CAM. Siç u theksua me lart blloqet e gjelbër të zirkonias kërkojnë me pak kohë për tu frezuar duke konsumuar me pak freza nga sistemet e frezimit. Në të vertetë makineritë e frezimit të blloqeve të gjelbër janë me pak të kushtueshëm dhe mund të blihen nga laboratorët dentarë. Nga ana tjetër frezimi ose bluarja blloqeve të bardha të zirkoniumit ose totalisht të sinterizuar kërkon shumë me tepër kohë për t'u përpunuar dhe zakonisht këto makineri janë shumë të kushtueshme prandaj ato nuk janë pjesë e laboratorëve dentarë por gjenden kryesisht në qendrat e frezimit të firmave prodhuese.

Teknikat tradicionale të punimeve fikse (nënstrukturë dhe porcelan estetik)

Punimet protetike fikse pa metal kanë gjetur një përdorim gjithnjë e më të madh falë karakteristikave të larta estetike që kanë si dhe biokompatibilitetit të shkëlqyer që posedojnë. Kërkesat për punime sa me estetike dhe me një ngjashmëri sa më të madhe me dhëmbët natyrorë kanë rritur në mënyrë të ndjeshme përdorimin e tyre në dentistri.

Këto kërkesa kanë çuar në zhvillimin e materialeve të ndryshme krejtësisht prej porcelani që shërbejnë si nënstruktura të punimeve fikse. Zirkoniumi zë një vend të veçantë ndërmjet oksideve të tjera të porcelaneve (si psh alumina, spinel) që shërbejnë si material për nënstrukturë falë vetive shumë të mira mekanike. Kjo vjen si pasojë e punës shumë të madhe në kërkimin shkencor që është bërë mbi aftësitë transformuese të zirkoniumit që në mes të viteve 70¹⁷.

Sfida kryesore në ditët e sotme është realizimi i punimeve të forta nga ana mekanike pa kompromentuar anën estetike. Për këtë arsye punimet e porcelaneve pa metal përbëhen nga nënstruktura e realizuar prej materialeve me cilësi të larta nga ana mekanike por opacitet realitivisht të lartë, siç është oksidi i zirkoniumit, dhe porcelani estetik që është një porcelan me strukturë kryesisht vetroze që ka cilësi të larta estetike por jo shumë të mira mekanike.

Porcelanet estetike veshin lloje të ndryshme nënstrukturash, duke filluar që nga ato metaliket që e kanë filluesën në vitin 1962 dhe kanë për qëllim përmirësimin e estetikës nëpërmjet maskimit të nënstrukturës së punimit dhe rritjes së translucencës së tij.

Porcelani estetik është kryesisht një përzierje e matriksit vetroz me koeficient të ekspansionit termik (CTE) rreth $8 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}^{-1}$ dhe fazës kristalinë që ka kristale leuciti tetragonale me CTE prej $20 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}^{-1}$. Koeficienti i ekspansionit termik të krijuar është i përshatshëm dhe i rekomanduar për çdo material, gjithashtu prania e kristaleve të leucitit brenda matriksit vetroz shërben si faktor stabilizues¹³⁸ që rrit rezistencën ndaj frakturës dhe cilësitë e tjera fizike të porcelanit.

Sot porcelani estetik aplikohet sipas teknikës së fabrikimit të punimeve të metal porcelanit. Lidhja e nënstrukturës metalike me porcelanin estetik veshës është studiuar gjerësisht në ndryshim nga lidhja me këtë porcelan të nënstrukturave të oksidit të zirkoniumit. Fortësia e lidhjes ndërmjet dy substrateve të ndryshëm, psh të nënstrukturës metalike dhe porcelanit matet në disa menyra dhe varion nga 25 në 55 MPa, në varësi të llojit të porcelanit, aliazhit metalik apo edhe preparimit të përdorur¹³⁹.

Faktorët që kontribuojnë në një lidhje të fortë ndërmjet nënstrukturës metalike dhe porcelanit estetik janë:

- Kimike
- Mekanike
- Koeficienti i ekspansionit termik që tregon kompatibilitetin ndërmjet porcelanit dhe nënstrukturës metalike gjatë bymimit dhe tkurrjes.

Ashtu si dhe për sistemet e metal porcelanit dhe në rastet e punimeve me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit, porcelani estetik ka një CTE lehtësisht me të vogël se ajo e nënstrukturës dhe kjo ka lidhje me atë që ndodh gjatë procesit të ftohjes. Meqënëse

porcelanet janë të dobët ndaj forcave të tensionit, rekomandohet që gjatë procesit të ftohjes ato të zhvillojnë forca kompresive dhe jo të tensionit. Kjo arrihet nëse nënstruktura kontrahohet pak më shumë se sa porcelani estetik gjatë momentit të ftohjes kur punimi del nga furra, vetëm në këtë mënyrë zhvillohen tek porcelani estetik forca kompresive¹⁴⁰. Gjithashtu defektet mikrostrukturale të porcelanit janë shkaqe të mundshme të frakturës së porcelanit estetik. Një kujdes i veçantë duhet treguar gjatë dizenjimit të nënstrukturës në zonën e sipërfaqes okluzale dhe të konektorëve, në mënyrë që të sigurohet hapësirë e mjaftueshme për shtresat e porcelanit estetik⁸³.

Të gjitha firmat prodhuese të porcelaneve për nënstrukturat Y-TZP të punimeve dentare prodhojnë dhe materiale ose solucione të ndryshme “bondimi” me qëllim që të rritet lidhja me nënstrukturën e oksidit të zirkoniumit gjithashtu të kontribuojë në ngjyrën dhe në fluoreshencën e punimit të përfunduar, duke maskuar intensitetin e ngjyrës dhe indeksin refraktar të oksidit të zirkoniumit. Besueshmëria e sistemeve restorative në praktikën e përditshme klinike lidhet me përqindjen e koronave ose urave fikse që mbeten në gojë pas periudhave të ndryshme të aplikimit. Këto të dhëna në literaturë njihen me termin e mbijetesës ose jetëgjatësisë së punimeve protetike, që jo gjithmonë përkon me suksesin e punimit protetik.

Të dhënat që vijnë nga praktika klinike japin një panoramë të problemeve dhe shqetësimeve që lindin nga përdorimi i oksidit të zirkoniumit si nënstrukturë në punimet fikse. Nëse i referohemi literaturës mbi jetëgjatësinë e punimeve fikse me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit vërejmë se komplikacioni më i shprehur që rezulton nga këto studime është dëmtimi ose thyerja e porcelanit estetik që vesh nënstrukturën (25%)^{141 142 143}, me tendencë rritje me kalimin e kohës, në ndryshim nga punimet e me nënstrukturë metalike ku kjo tendencë është rreth 6%.¹⁷⁰ Problemet lidhur me porcelanin estetik i gjejmë në shumë studime, madje më shqetësuesi është ai i Larsson, ku fraktura e porcelanit estetik u vu re në 54 % të rasteve vetëm pas 1 viti të aplikimit të urave fikse me nga 2 deri në 5 elemente me nënstrukturë zirkoniumin¹⁴³. Ajo që është e ndryshme në studimin e Larsson dhe që me sa duket ndikon në rritjen insuksesit me dëmtim të porcelanit estetik është fakti se këto punime janë punime të realizuara mbi implante dhe kulte titani.

Asnjë markë e nënstrukturave të Y-TZP nuk i ka shpëtuar plotësisht këtij problemi, por në fakt ky është një komplikacion i raportuar në pothuaj të gjithë studimet mbi punimet fikse me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit.

Në figurën e mëposhtme paraqitet fraktura e porcelanit estetik të një korone të aplikuar në një molar. Tendencat e lokalizimit të këtyre frakturave janë zonat e premolarëve dhe molarëve¹⁴⁴, kryesisht të molarëve të dytë¹⁴⁵, dhe zonat e konektorëve në punimet fikse që aplikohen në nofullën e poshtme¹⁴⁶.

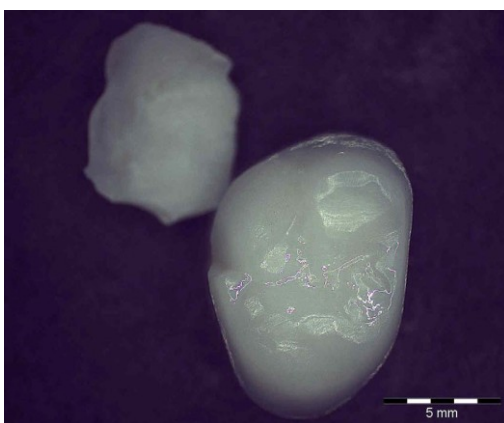


Fig.10 Frakturë e porcelanit estetik mbi nënstrukturë ZrO_2

Materiali i cili përdoret si nënstrukturë ka cilësi të shkëlqyera mekanike, ndërsa materiali i porcelanit estetik ka rezistencë ndaj fleksionit dhe ndaj frakturës shumë më të vogël. Siç tregohet dhe në figurën 11, nënstruktura e oksidit të zirkoniumit që ka një rezistencë ndaj fleksionit prej 900-1000 Mpa zë më pak se gjysmën e trashësisë së punimit të përfunduar në prerje tërthor. Dimensionet përfundimtare të punimit plotësohen me porcelan estetik që ka rezistencë ndaj fleksionit përafërsisht 80-110 Mpa. Kuptohet që pika e dobët e këtij punimi është aftësia e porcelanit estetik për t'i rezistuar frakturës gjatë funksionit.

Sipas Swain¹⁴⁷ ekzistojnë tre faktorë që mund të jenë shkak i frakturës së porcelanit estetik në punimet me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit:

- Mospërputhja e CTE së porcelanit me nënstrukturën e zirkoniumit
- Trashësia e porcelanit estetik
- Shkalla e ftohjes pas procesit të pjekjes së porcelanit

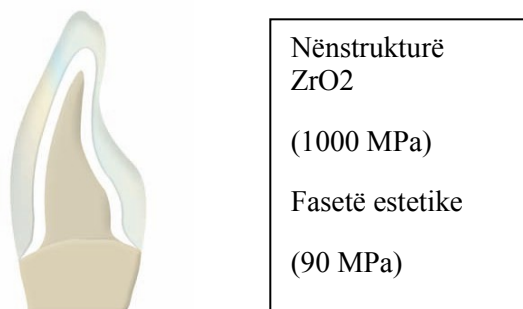


Fig.11 Struktura e punimit tradicional me nënstrukturë ZrO₂ në prerje tërthore.

Shkalla e ftohjes së porcelanit estetik është e lidhur në mënyrë direkte me përçueshmërinë termike të oksidit të zirkoniumit që është shumë më e vogël se ajo e aliazeve metalike, të cilët nuk kanë të njëjtën gradë të frakturës së porcelanit estetik. Për të eliminuar këtë fenomen të padëshirueshëm, firmat prodhuese të porcelaneve dentare rekomandojnë një nivel të ngadalshëm të ftohjes në procesin final të pjekjes së porcelanit.

Forma e nënstrukturës së oksidit të zirkoniumit mund të kontribuojë në frakturën e porcelanit estetik nëse nuk sigurohet trashësi e mjaftueshme nga këto të fundit. Së fundmi është propozuar një formë e tillë e nënstrukturave të zirkoniumit, siç tregohet në figurën e mëposhtme, të cilat sigurojnë një mbështetje anatomike për porcelanin estetik.

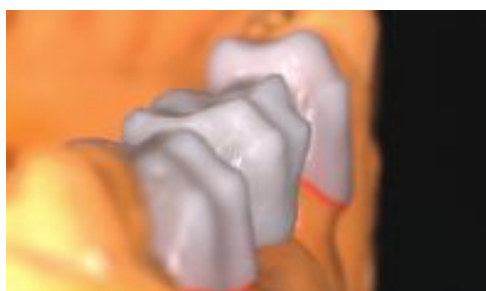


Fig.12 Forma e modifikuar e nënstrukturës për urat posteriore sipas Tinschert

Një tjetër faktor që kontribuon në këtë komplikacion teknik, është edhe vetë mjeku në rastet kur ndërhyr në sipërfaqet okluzale të punimit të përfunduar duke e ashpërsuar këtë të fundit me qëllim korrigjimet okluzale. Sipas një studimi u gjet një lidhje sinjifikative ndërmjet sipërfaqeve të ashpra dhe jo të lëmuara të punimeve dhe frakturës së porcelanit estetik¹⁴⁸.

Duke qënë se porcelani estetik konsiderohet si pika e dobët e punimeve tradicionale me bazë oksidin e zirkoniumit, përpjekje janë bërë në funksion të përmirësimit të cilësive mekanike të këtij materiali. Një sugjerim i fundit është ai i përshkruar nga Beuer¹⁴⁹ ku litium disilikati i frezuar me CAD/CAM dhe i sinterizuar i vishet nënstrukturës së oksidit të zirkoniumit duke rritur vetitë mekanike të punimit të përfunduar. Megjithatë janë të nevojshme studime të tjera klinike që mbështesin këto lloj punimesh.

Një menyrë tjetër për mënjanimin e problemit të frakturës është përgatitja dhe realizimi i punimeve monolitike, totalisht prej oksidit të zirkoniumit dhe pa porcelan estetik veshës.

Punimet fikse monolitike të porcelanit pa metal

Punimet prej porcelani pa metal po përdoren gjithnjë e më shumë si një alternativë e punimeve fikse me nënstrukturë metalike, dhe megjithëse ndoshta nuk do t'i zëvendësojnë kurrë plotësisht këto fundit, ato kanë gjetur një përdorim gjithnjë e më të madh në praktikën e përditshme klinike.

Me qëllim eliminimin e arsyes kryesore të dështimit nga ana teknike të punimeve të porcelaneve pa metal, eliminimin e frakturës së porcelanit estetik që vesh nënstrukturën ose siç njihet në literaturë me termin “chipping”, vitet e fundit janë hedhur në treg të ashtuquajturat punime monolitike. Këto janë lloje punimesh të porcelaneve pa metal që punohen me teknikën CAD/CAM, prodhohen prej një lloj porcelani special translucet të litium disilikateve (e.max CAD Ivoclar) ose të zirkoniumit (Lava™ Plus, Zirkonium me translucencë të lartë, 3M-ESPE) dhe janë të ndërtuara nga një bllok i vetëm pa porcelanin estetik që vesh punimin. Këto lloj porcelanesh trajtohen në sipërfaqe me okside ose ngjyrues të ndryshëm gjatë glazurimit të tyre dhe në raste të caktuara mund të kenë në zonën incizale një shtresë të hollë të porcelanit transparent.

Litium disilikati IPS e.max është një material vetroz monolitik që ofron rezistencë më të mirë të punimeve (400 MPa), puthitshmëri më të mirë dhe përmirësim të punimeve protetike fikse. Litium disilikati IPS e.max fabrikohet në formën e ingotave që mund të presohen në të nxehtë (IPS e.max Press) ose në formën e blloqeve që mund të frezohen nëpërmjet teknologjisë CAD/CAM (IPS e.max CAD).

Nëse do t'i referohemi mënyrës së fabrikimit duhet thënë se “blloku blu” i IPS e.max CAD i nënshtrohet procesit dy fazësh të kristalimit. Në fazën e parë ose në të ashtuquajturën fazën blu, matriksi vetroz përmban përafërsisht 40% të volumit kristale litiumi meta-silikate me një dimension prej rreth 0.5 μm të grimcave kristaline, dhe mund të frezohet lehtësisht pa shkaktuar konsumim të madh të frezave punuese. Pas frezimit në fazën CAM, blloku i nënshtrohet kristalizimit final në temperaturë 840-850°C. Ky proces e konverton bllokun e prekrystalizuar blu në ngjyrën e përzgjedhur të dhëmbëve dhe është në vetvete një matriks vetroz me 70% infiltrim të kristaleve të litium disilikatit që kanë dimensione fine prej rreth 1.5 μm .

Përsa i përket oksidit të zirkoniumit Lava Plus High Translucency Zirconia¹⁵⁰ që përdoret për prodhimin e punimeve fikse monolitike, ky material u hodh në treg në maj të 2011 nga 3M ESPE. Punimet monolitike Lava Plus nga vetë emri janë dizenuar monoblok vetëm prej oksidit të zirkoniumit duke eliminuar shtresën estetike të porcelanit feldspat. Këto punime kanë veti shumë të mira mekanike dhe indikohen në raste klinike vështirësisht të aplikueshme më parë si okluzioni i thellë në regjionin posterior, pacientët me bruksizëm etj.¹⁵¹ Mbetet për t'u konfirmuar nga studimet klinike jetëgjatësia afatgjatë e këtyre punimeve.

Struktura e punimeve monolitike Lava Plus është një kombinim i dy blloqeve të ndryshme të oksidit të zirkoniumit që mund të frezohen nga një prej tre makinerive të frezimit të 3M ESPE. Këto punime shumë të forta bejnë të mundur ruajtjen e strukturës dhëmbore të dhëmbëve shtyllë pasi kërkojnë preparim në sasi më të vogël sesa në rastet e aplikimit të punimeve tradicionale të shtrësezuara Lava. Koncepti i punimeve monolitike është një koncept më i thjeshtësuar krahasuar me ato tradicionale pasi pas procesit të frezimit dhe sinterizimit ato kanë nevojë vetëm për ilustrim dhe glazurim në mënyrë që të afrohen sa më shumë nga ana estetike më dhëmbët natyrore. Këto punime nuk kanë porcelan estetik që të rrezikojë frakturimin e këtij të fundit, dhe as kërkojnë procese presimi të veçanta apo aparatura shtesë.

Punimet fikse, korona ose ura prej zirkoniumit LavaTM Plus High Translucency Zirconia dizenuohen në konture të plota nga LavaTM Design Software 7 dhe frezohen me një nga makineritë e frezimit LavaTM CNC 500, LavaTM CNC 240 ose LavaTM Form. Për koronat dhe urat e vogla është disponibel blloku Mill Blank 40 LavaTM Plus High Translucency,

ndërsa për urat e gjata është disponibile blloku i zirkoniumit Mill Multi XL me gjatësi 48 mm dhe lartësi 18 mm.

Ngjyra dhe translucenca e punimeve monolitike Lava Plus sigurohet nga likidet Lava™ Plus High Translucency Zirconia, që janë të prodhuara në 18 ngjyra të ndryshme sipas sistemit VITA VM®9 Classic dhe Vita 3D- Master®, dhe që ngjyrosin punimin që në fazën e gjelbër para procesit të sinterizimit.

Megjithatë shumë pak informacion ekziston në literaturë lidhur me cilesitë optike të këtyre punime të zirkoniumit Lava Plus apo të litium disilikatit IPS e.max CAD.

TRANSLUCENCA E KORONAVE ESTETIKE TRADICIONALE DHE MONOLITIKE TË PORCELANIT PA METAL

Qëllimi i studimit

Nëpërmjet këtij punimi shkencor të realizuar në kushte in vitro dhe in vivo synohet studimi i cilësive estetike të materialeve më të preferuara në realizimin e punimeve fikse pa metal siç janë oksidi i zirkoniumit dhe litium disilikatet. Objektivi i këtij studimi është analizimi i translucencës të koronave me bazë oksidin e zirkoniumit dhe litium disilikatet në rastin e ndryshimit të substratit mbi të cilin aplikohen si dhe krahasimi estetik i koronave monolitike dhe tradicionale bazuar në faktorin e translucencës:

1. Vlerësimi in vitro dhe krahasimi i translucencës së koronave tradicionale dhe monolitike me bazë **oksidin e zirkoniumit**.
2. Vlerësimi klinik i estetikës së koronave tradicionale dhe monolitike me bazë **oksidin e zirkoniumit**.
3. Vlerësimi in vitro dhe krahasimi i translucencës së koronave tradicionale dhe monolitike me baze **litium disilikatët**.
4. Vlerësimi klinik i estetikës së koronave tradicionale dhe monolitike me bazë **litium disilikatët**.

Hipoteza zero e propozuar është se nuk ka asnjë diferencë në translucencën e koronave monolitike dhe tradicionale me ndryshimin e ngjyrës së dhëmbit shtyllë në cilin aplikohen.

Materiali dhe Metodika

Dy dhëmbë humane, një inciziv lateral dhe një kanin që i përkasin të njëjtës kuadrat u ekastraktuan për qëllime paradontale, u pastruan dhe u ruajtën në solucion tymol 0.2%. Koronat u kopjuan duke përdorur një material masë PVS(Elite HD Light Body,

Zhermack, Italy) dhe me anë të rezinës akrilike Protemp-3M, ESPE u përfatuan dy kopje të dhëmbëve me qëllim ruajtjen e formës origjinale të koronës anatomike të tyre.

Secili prej dhëmbëve u preparua sipas protokollit të 3M ESPE për koronat Lava All-Ceramic¹⁵² dhe Ivoclar Vivadent Clinical Guide¹⁵³ për koronat IPS e.max. Frezat që u përdorën për preparimin e dhëmbëve ishin frezat Komet 881 314, Komet 8881 314, Komet 8979 018 dhe F4 4255 INTENSIV e F4 255 INTENSIV.



Fig.13 Incizivi lateral i preparuar për koronë Lava

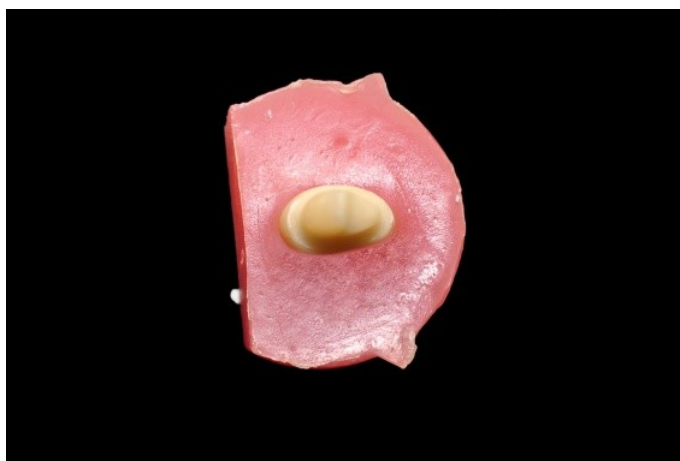


Fig.14 Kanini i preparuar për koronë Lava

Masa e këtyre dhëmbëve të preparuar u mor me material masë të tipit polieter (Permadyne Light Body; 3M ESPE, Seefeld, Germany) dhe modelet u derdhën me allçi të tipit IV (ResinRock, Whip Mix Corp, Louisville,Ky)

U përzgjedhën vetëm modelet pa defekte dhe pa flluska u dërguan në qendrat e frezimit të firmave përkatëse, 3M ESPE (Seefeld, Germany) për koronat Lava dhe Ivoclar Vivadent

(Schaan, Liechtenstein) për koronat IPS e.max CAD. Përsa i përket koronave Lava për çdo dhëmb u prodhuan gjashtë korona monolitike duke përdorur blloqet e zirkoniumit Lava Plus CAD/CAM HT(High- Translucency/ Translucencë e lartë).



Fig.15 Blloku i zirkoniumit Lava Plus CAD/CAM HT

Gjithashtu u prodhuan për çdo dhëmb dhe gjashtë korona Lava tradicionale që kishin nënstrukturë oksidin e zirkoniumit Lava 0.5 dhe që u veshën me porcelan estetik feldspat të presuar. Tërë procedura e prodhimit të koronave u realizua me anë të sistemit CAD CAM Lava.

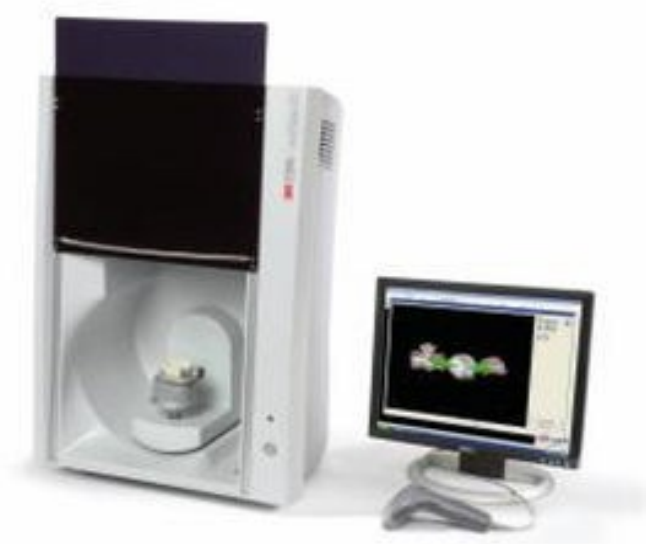


Fig.16 Sistemi CAD Lava i 3M ESPE

Në total u realizuan 24 korona që kishin të njëjtën formë dhe madhësi. (Tabela 6)

Tabela 6. Llojet dhe numri i koronave të përdorura në këtë studim

Korona	Sistemi i porcelaneve			
	Grupi A	Grupi B	Grupi C	Grupi D
	Monolitik Li-disilikat e.max CAD	Tradicional Li-disilikat e.max CAD	Monolitik Zirkonia Lava Plus	Tradicional Zirkonia Lava 0.5
Inciziv	6	6	6	6
Kanin	6	6	6	6
N	12	12	12	12

Përsa i përket koronave me bazë litium disilikatin për çdo dhëmb u prodhuan gjashtë korona monolitike nga blloqet IPS e.max CAD LT (low-translucency/translucencë e ulët). Më pas gjashtë korona tradicionale IPS e.max Ceram u prodhuan për çdo dhëmb, ku nënstrukturat e standartizuara u presuan me porcelan estetik feldspat. Në total u realizuan 24 korona që kishin të njëjtën formë dhe madhësi ndërmjet tyre



Fig.17 Blloku i litium disilikatit IPS e.max CAD LT

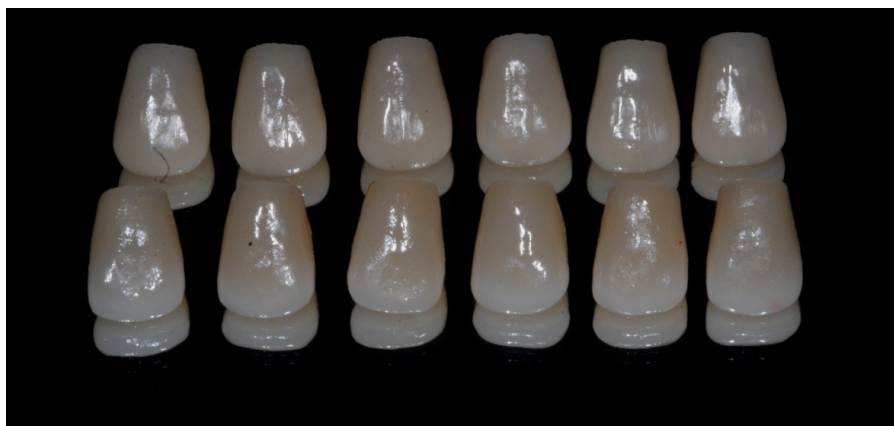


Fig.18 Koronat monolitike (lart) dhe tradicionale (poshtë) IPS e.max CAD që aplikohen mbi incizivin lateral



Fig.19 Koronat monolitike (lart) dhe tradicionale (poshtë) IPS e.max CAD që aplikohen mbi kanin maksilar

Translucenca e punimeve u përcaktua nga transmetimi direkt i fluksit të dritës së koronave të vendosura në një dhomë të errët duke simuluar dhëmbin që ndriçohet në mënyrë të drejtpërdrejtë nga një ndriçues i jashtëm. Tufa e rrezeve të dritës që dilte nga një llambë LED, ndriçonte dhëmbin dhe refleктоhej nga sipërfaqja bukale e tij, u mat gjatë eksperimentit nga një sensor i një fotoradiometri dixhital (model HD 9221/S3; Delta Ohm Srl, Padua, Italy) me shkallë spektrale nga 400 në 760 nm. Vlerat që rezultuan nga matjet e sasisë së dritës që transmetonin koronat, u shprehën në njësinë e dritës, Lux (lx).



Fig. 20 Fotoradiometri dixhital HD 9223/S3

Ky sistem matës u vlerësua para çdo testi matës të secilës prej koronave. Fillimisht realizohej një test kontrolli negativ ku instrumenti vlerësohej në leximin që bënte kur ishte errësirë e plotë me qëllim që të vetmet rreze që ai do të maste të ishin ato që gjeneroheshin nga llamba LED dhe reflektoheshin nga korona që vendosej mbi dhëmbin shtyllë. Gjithashtu gjatë kontrollit negativ u realizua vlerësimi i qëndrueshëm dhe jo i luhatshtëm me energji i instrumentit. Më pas dhëmbi shtyllë pozicionohej mbi një stativ fiks dhe mbi të aplikoheshin koronat të shënuara paraprakisht me numra. Si vlerë e translucencës së çdo korone u mor vlera e fundit që raportonte sensori para se të fikej. Këto matje u përsëritën tre herë për çdo koronë të vendosur mbi dhëmbin shtyllë natyral me cement eksperimental Variolink Try-In, ngjyrë A3(Ivoclar Vivadent AG) siç tregohet në figurën e mëposhtme.



Fig. 21 Cementi Variolink Try-In i aplikuar në koronë Lava Plus

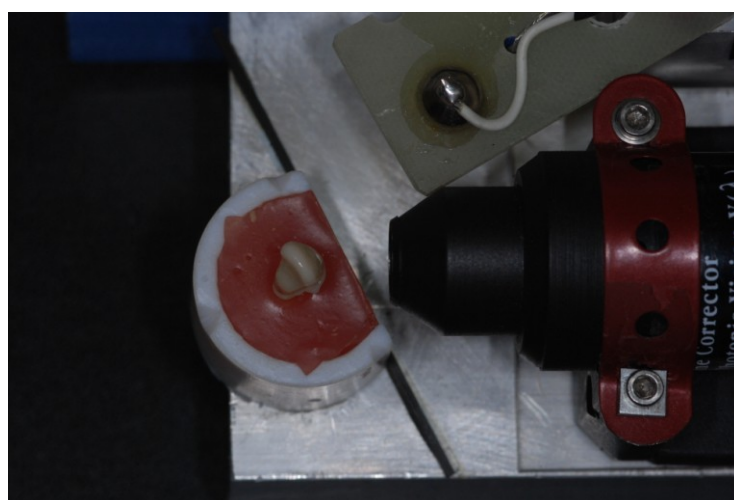


Fig.22 Korona Lava aplikuar mbi dhëmbin shtyllë natyror

Të njëtat analiza vlerësimi të translucencës u realizuan te këto korona të vendosura mbi dhëmbin shtyllë të lyer me një llak ngjyrë argjendi YETI Dental (Yeti Dentalprodukte, GmbH Engen/Germany), duke simuluar një dhëmb shtyllë prej metali ose një shtift siç tregohet në figurat e mëposhtme.



Fig.23 Incizivi lateral në formën e dhëmbit shtyllë metalik



Fig.24 Kanini maksilar në formën e dhëmbit shtyllë metalik



Fig.25 Korone Lava Plus aplikuar mbi dhëmb shtyllë natyror



Fig.26 Korone Lava Plus aplikuar mbi dhëmb shtyllë metalik

Në total u realizuan 144 matje kur koronat u aplikuan mbi dhëmbë shtyllë natyrore dhe 144 matje kur koronat e vendosën mbi dhëmbë shtyllë metalike.



Fig.27 Procedura e matjes dhe leximit të dritës së reflektuar

Për të konvertuar të dhënat e përftuara nga matjet në të dhëna sasiore që masin translucencën e koronave të testuara, u realizua raporti i reflektimit të dritës së çdo korone të vendosur në sfond të errët me reflektimin e dritës së çdo korone kur këto

vendosen në sfond të bardhë. Raporti i përfutur quhet Raporti i Kontrastit që në literaturë njihet si CR (contrast ratio) dhe jep ndryshimin e dritës së reflektuar të çdo korone kur kjo aplikohet në dhëmb shtyllë metalik (Mlux) që nënkupton sfondin e errët dhe kur vendoset mbi dhëmb natyror (Dlux) që nënkupton sfondin e bardhë.

$$\text{CR}=\text{Mlux/Dlux}$$

Ky raport i kontrastit varion në vlera nga 0 në 1, që nënkupton se sa më afër vlerës 0 aq më shumë trupi në këtë rast korona përthith dritën që e ndriçon dhe vlera 0 nënkupton se korona është totalisht transparente, ndërsa sa më afër vlerës 1 aq më e madhe është sasia e dritës që reflektohet pra aq më e vogël është translucenca e koronave dhe vlera 1 nënkupton se korona është totalisht opake.

Mesatarja e reflektimit të dritës së çdo korone të vendosur në dhëmb shtyllë metalik pjestuar me mesataren e dritës së reflektuar mbi dhëmb shtyllë natyral jep mesataren e raportit të kontrastit.

Me qëllim realizimin e një vlerësimi klinik sa më objektiv të pa ndikuar nga lloji i koronave (litium disilikat apo oksid zirkoniumi) dhe rezultatet in vitro të përfutura prej tyre, u vendos që aspekti klinik i translucencës së këtyre koronave të vlerësohej në formën e një “blind testi” ku mjekët që do të bënin këtë vlerësim nuk do të ishin në dijeni të llojit të materialeve që po testoheshin klinikisht. Ky vlerësim u bë në mënyrë të pavarur nga dy mjekë të ndryshëm. U përzgjedh një pacient totalisht pa dhëmbë dhe në nofullën e sipërme u realizua një protezë totale që u përdor për qëllime studimi. Në këtë protezë në vendin e incizivit lateral dhe të kaninit nuk u montuan dhëmbët artificialë por dhëmbët shtyllë që u përdorën për prodhimin e koronave Lava dhe IPS e.max CAD tradicionale dhe monolitike. Koronat u vendosën në mënyrë të rastësishme fillimisht mbi dhëmbët shtyllë natyrore dhe më pas mbi dhëmbët shtyllë metalike me cement eksperimental Variolink (Ivoclar Vivadent), ngjyrë A3.



Fig.28 Dhëmbët e preparuar të montuar në protezën totale provizore

Dy mjekët u ftuan të vlerësonin dhe të krahasonin paraqitjen kromatike të koronave që vendoseshin në mënyrë të rastësishme (pa qënë në dijeni të llojit të koronës) me dhëmbët fqinjë artificialë të protezës që ishin në ngjyrë A2. Ndryshimi i ngjyrës dhe luminancës ndërmjet koronave u vlerësua në kushtet e kavitetit oral (in vivo). Vlerësimi klinik u krye në mënyrë të pavarur me secilin nga dy mjekët. Koronat vendoseshin në gojë në mënyrë rastësore dhe secilit prej mjekëve i shtrohej pyetja: Nëse korona është e njëjtë me dhëmbët fqinje ? Po apo Jo?

Nëse përgjigja ishte Jo atëherë shtrohej një tjetër pyetje: Korona duket më e hapur apo më e errët përse i përket ngjyrës? Në të dyja rastet u kërkua që ndryshimi të shprehej në përqindje duke ju referuar shkallës vizuale VES ku ndryshimi i plotë shprehej me 0% dhe ngjashmëria e plotë me 100%.



Fig.29 Koronat monolitike Lava Plus të aplikuara në protezën totale në gojën e pacientit



Fig.30 Koronat monolitike IPS e.max CAD të aplikuara me cement Try-in Variolin në protezën totale në gojën e pacientit

Të njëjtat vlerësime klinike u bënë duke i vendosuar koronat po në mënyrë të rastësishme mbi dhëmbët shtyllë metalike.



Fig. 31 Dhëmbët e montuar në protezë totale të llakosur për të imituar dhëmbët shtyllë metalike



Fig. 32 Koronat monolitike IPS e.max CAD të aplikuara mbi dhëmbë shtyllë metalike në protezën totale në gojën e pacientit

Të dhënat e përftuara nga studimi in vitro u analizuan në mënyrë statistikore me testin e Studentit, ku vlerat e $p < 0.01$ u konsideruan statistikisht sinjifikative. Krahاسimi in vivo i vlerave të luminancës të çdo korone të vendosur në dhëmbë shtyllë të ndryshëm dhe diferencat e translucencës ndërmjet koronave monolitike dhe tradicionale u analizuan nga ana statistikore me anë të testit Mann Whitney, ku vlerat e $p < 0.05$ u konsideruan statistikisht sinjifikative.

REZULTATET

1. In Vitro

Të dhënat mesatare të dritës së reflektuar nga çdo korone Zirkonia Lava monolitike apo tradicionale e vendosur mbi dhëmb shtyllë natyror apo mbi dhëmb shtyllë metalik paraqiten në tabelën e mëposhtme

Tabela 7. Mesatarja dhe deviacioni standart i dritës së reflektuar (lux)

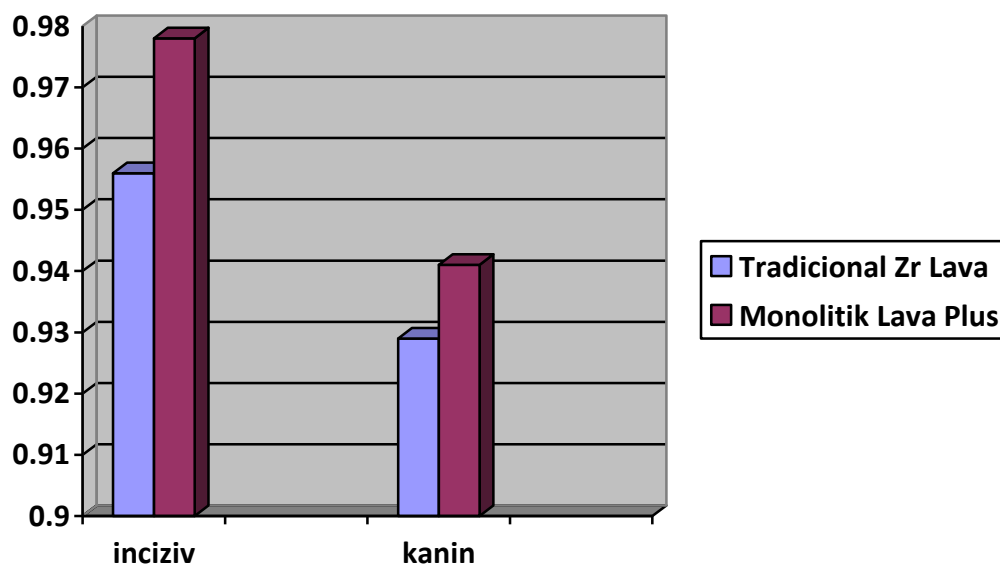
Koronat	Monolitike Zirkonia Lava Plus		Tradicionale Zirkonia Lava 0.5	
	Dhëmb shtyllë natyror	Dhëmb shtyllë metalik	Dhëmb shtyllë natyror	Dhëmb shtyllë metalik
Incisive	25.53+/-0.77	24.97+/-0.59	25.73+/-0.40	24.62+/-0.63
Kanin	28.32+/-0.24	26.65+/-0.23	29.57+/-0.38	27.48+/-0.49
N	12	12	12	12

Nga tabela vëzhgohet se koronat monolitike Lava Plus dhe ato tradicionale Lava reflektojnë sasi më të madhe të dritës kur vendosen mbi dhëmbë shtyllë natyrore sesa mbi dhëmbë shtyllë metalike. Ky ndryshim në vlera tregon se nëse ndryshojmë llojin e kultit nga dhëmb natyror në dhëmb shtyllë metalik, atëherë sasia e dritës që bie mbi koronë mund ta përshkojë në sasi më të vogël atë pasi pengohet më tepër nga dhëmbi shtyllë metalik dhe për pasojë sasia e dritës së reflektuar nga korona artificiale është më e vogël. Sasia e dritës së reflektuar lidhet në mënyrë të drejtpërdrejtë me translucencën e koronave ku sa më e madhe drita që tejçohet apo përshkohet prej tyre aq më e madhe është translucenca e këtyre koronave. Nëse do të bëjmë një vlerësim të të dhënave në tabelën e mësipërme vërejmë se në rastin e koronave zirkonia Lava tradicionale të aplikuara, reflektohet në mënyrë statistikisht sinjifikative më shumë dritë kur këto korona aplikohen mbi dhëmb natyror se sa mbi dhëmb shtyllë metalik ($p < 0.01$). Kjo do të thotë se koronat Lava tradicionale janë translucente në mënyrë sinjifikative në varësi të substratit ku aplikohen. Në rastin e koronave monolitike Lava Plus të dhënat tregojnë se koronat e

aplikuara mbi kanin ndryshojnë në mënyrë sinjifikative sasinë e dritës se reflektuar kur dhëmbi mbi të cilin aplikohen është metalik dhe jo dhëmb natyror. Vetëm në rastin e koronave monolitike Lava Plus që aplikohen mbi incizivin lateral, drita reflektohet lehtësisht më pak kur dhëmbi shtyllë është dhëmb metalik në krahasim me dhëmbin natyror, por ky reflektim nuk është statistikisht sinjifikativ. Këto korona nuk ndryshojnë translucencën në mënyrë statistikore në varësi të substrastratit ku aplikohen duke treguar kështu një efekt të mirë maskimi të këtij të fundit.

Nëse do të krahasojmë translucencën e koronave monolitike dhe tradicionale ndërmjet tyre atëherë duhet përdorur parametri i Raportit të Kontrastit (CR) që raporti i dritës së reflektuar nga korona që aplikohet mbi dhëmb shtyllë metalik (M lux) me dritën e reflektuar nga korona e aplikuar mbi dhëmb shtyllë natyror (D lux). Vlerat e raportit të kontrastit që janë dhe vlerat e translucencës së çdo korone tradicionale Zirkonia Lava 0.5 dhe monolitike Lava Plus paraqiten në grafikun që vijon.

Grafiku n.1 Raporti i Kontrastit (CR) për koronat Zirkonia Lava tradicionale dhe Lava Plus monolitike



Vlerat e Raportit të Kontrastit (CR) variojnë nga 0 në 1 dhe sa më e ulët të jetë kjo vlerë aq më translucente janë koronat. Sipas të dhënave të përfuara in vitro vërejmë se për të gjitha koronat vlerat e raportit të kontrastit synojnë drejt vlerës 1, pra të gjitha koronat

kanë tendencë të kenë translucencë të ulët. Vlerat për koronat monolitike Lava Plus janë përkatësisht **0.978** kur aplikohen mbi incizivin lateral dhe **0.941** kur dhëmb shtyllë është kanini. Këto vlera janë më të mëdha se në rastin e koronave tradicionale Lava (**0.956** në koronat e aplikuara mbi inciziv dhe **0.929** për koronat e aplikuara mbi kanin) duke bërë që koronat monolitike të jenë lehtësisht më pak transparente se koronat tradicionale Lava. Nga përpunimi statistikor rezulton se kjo translucencë nuk është statistikiisht sinjifikative, qoftë në koronat e aplikuara në incizive ($p=0.098$) qoftë në kaninë ($p=0.340$)

Në të gjitha matjet vërehen vlera shumë të vogla të deviacionit standart që tregojnë nivelin e lartë të standartizimit të matjeve në këtë studim si dhe një potëncë statistikore nga 96% në 100 % që tregon një lidhje direkte ndërmjet fuqisë statistikore të studimit dhe nivelit të sinjifikancës për kampionet e marra në studim.

Nëse do të bëjmë të njëjtin vlerësim in vitro të koronave IPS e.max CAD monolitike dhe tradicionale, në tabelën e mëposhtme jepen të dhënat e dritës së reflektuar prej tyre kur këto vendosen mbi dhëmbë shtyllë natyrore apo metalike.

Tabela 8. Mesatarja dhe deviacioni standart i dritës së reflektuar (lux)

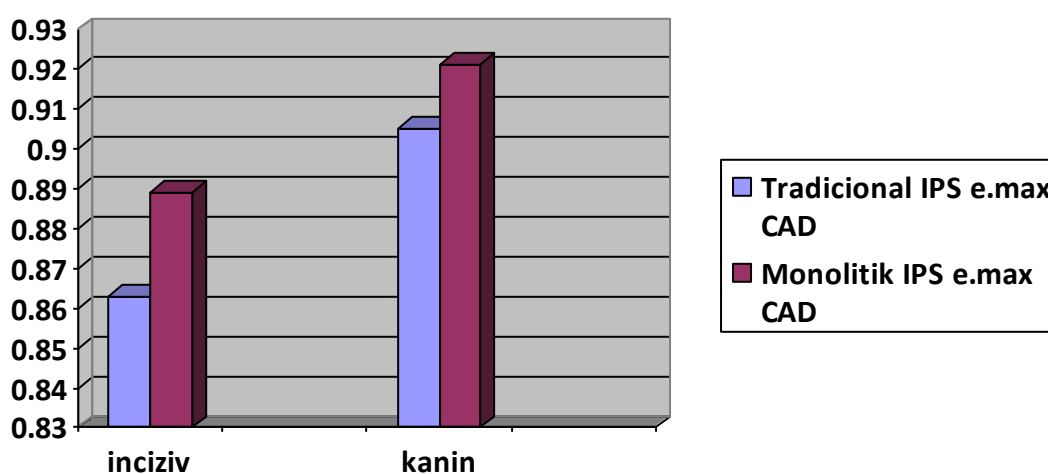
Koronat	Monolitike IPS e.max CAD		Tradicionale IPS e.max CAD	
	Dhëmb shtyllë natyror	Dhëmb shtyllë metalik	Dhëmb shtyllë natyror	Dhëmb shtyllë metalik
Incisive	21.67+/-0.25	19.28+/-0.37	20.95+/-0.65	18.1+/-0.58
Kanin	25.28+/-0.35	23.3+/-0.33	23.02 +/-0.29	20.85 +/-0.42
N	12	12	12	12

Sipas këtyre të dhënave në të gjitha koronat IPS e.max CAD monolitike apo tradicionale, drita e reflektuar është më e vogël kur këto korona aplikohen mbi dhëmbë shtyllë metalike se sa kur aplikohen mbi dhëmbë shtyllë natyrore. Substrati mbi të cilin vendosen koronat IPS e.max CAD ndryshon në mënyrë sinjifikative ($p<0.01$) translucencën e tyre,

si në rastin e koronave monolitike ashtu dhe në ato tradicionale të shtresëzuara me porcelan estetik feldspat.

Nëse do të krahasojmë translucencën e koronave me njëra - tjetrën, ashtu si dhe në rastin e koronave Lava, është parametri i Raportit të Kontrastit ai që na jep një informacion të tillë. Vlerat e këtij parametri jepen në grafikun e mëposhtëm:

Grafiku n.2 Raporti i Kontrastit (CR) për koronat IPS e.max CAD tradicionale dhe monolitike



Nga të dhënat e grafikut mund të pohojmë se vlerat e raportit të kontrastit për koronat IPS e.max CAD janë më të vogla se ato për koronat Lava monolitike dhe tradicionale të shtresëzuara. Kjo tregon nivelin më të ulët të translucencës së zirkoniumit krahasuar me litium disilikatet në të dy llojet e koronave monolitike apo tradicionale. Vlerat e raportit të kontrastit për koronat IPS e.max CAD monolitike, janë **0.889** kur koronat aplikohen mbi dhëmbin shtyllë inciziv dhe **0.921** kur aplikohen mbi kanin, ndërsa për koronat IPS e.max CAD tradicionale janë përkatësisht **0.863** në rastin e dhëmbit shtyllë inciziv dhe **0.905** në rastin e dhëmbit shtyllë kanin. Vlerat e raportit të kontrastit kanë tendencë të jenë më të larta për koronat monolitike gjë që do të thotë ato janë lehtësisht më pak transparente se koronat tradicionale. Nga përpunimi statistikor më anë të testit të Studenti rezulton ndryshimi në translucencë ndërmjet koronave monolitike IPS e.max CAD dhe atyre tradicionale nuk është statistikisht sinjifikant.

2. In Vivo

Nëse do t'i referohemi vlerësimit klinik të koronave, të dhënat e përftuara në mënyrë in vivo jepen në tabelat nr. 9 dhe nr.10. Përkatësisht në tabelën nr.9 jepet vlerësimi i mjekut të parë për koronat Lava dhe IPS e.max CAD monolitike dhe tradicionale kur këto aplikohen mbi dhëmbë natyror dhe mbi dhëmbë shtyllë metalike, ndersa vlerësimi i mjekut të dytë jepet në tabelën nr.10.

Të dhënat e përftuara tregojnë gradën e përputhshmërisë së ngjyrës së koronave Lava dhe IPS e.max CAD monolitike dhe tradicionale me dhëmbët artificiale fqinje të të njëjtës ngjyrë.

Sipas mjekut të parë për koronat **Lava të aplikuara mbi dhëmb shtyllë natyror** në 75% të rasteve (n=18) koronat janë të njëjloj për sa i përket ngjyrës me dhëmbët fqinje, ndërsa në 25 % të rasteve (n=6) , koronat janë më të hapura në ngjyrë se sa dhëmbët fqinje të paktën me 5 %. Nga grupi i koronave që ndryshojnë në ngjyrë, 3 prej tyre janë të grupit monolitik dhe 3 janë korona Lava tradicionale. Për sa i përket koronave **Lava të aplikuara mbi dhëmb shtyllë metalik**, nëpërmjet këtij testi synohet të krijohet idea e efektit që ka ndryshimi i substratit në luminozitetin e koronave. Ky efekt është proporcional me translucencën e materialit prej të cilit janë prodhuar koronat. Sipas vlerësimit të mjekut të parë, të gjitha koronat e këtij grupi (n=24) monolitike dhe tradicionale, janë më të errëta krahasuar me dhëmbët fqinje, 16.6% e tyre, të gjitha monolitike(n=4) janë më të errëta me të paktën 5%. Pjesa tjetër prej 83.3% (n=20) janë më të errëta se sa dhëmbët fqinje me një vlerë që është më e vogël se 5 % dhe këtu bëjnë pjesë 8 korona të grupit monolitik Lava Plus dhe 12 të grupit tradicional Lava Zirkonia.

I njëjti vlerësim u realizua nga mjeku i parë për koronat IPS e.max CAD. Sipas këtij vlerësimi koronat **IPS e.max CAD të aplikuara mbi dhëmb natyror** janë njëjloj me dhëmbët fqinje në 91.7% të rasteve (n=22). Koronat e tjera (n=2) janë më të hapura në ngjyrë sesa dhëmbët artificiale fqinje me të paktën 5 %. Këto korona i përkasin grupit IPS e.max CAD tradicional. Kur koronat **IPS e.max CAD aplikohen mbi dhëmbët shtyllë metalike** të gjitha këto korona rezultojnë më të errëta sesa dhëmbët fqinje me të paktën 20%, dhe mesatarisht ndryshojnë me 27.5% si koronat tradicionale ashtu edhe ato monolitike.

Tabela 9. Vlerësimi klinik i mjekut të parë

Lloji i koronës	Mjeku I											
	Lava (dh.natyror)			Lava (dh.metalik)			IPS e.max CAD (dh.natyror)			IPS e.max CAD (dh.metalik)		
	Korona është e njëjtë me dhëmbët fqinjë						Korona është e njëjtë me dhëmbët fqinjë					
	PO	JO		PO	JO		PO	JO		PO	JO	
		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët
I 1 M	+					<5%	+					30%
I 2 M		+				5%	+					20%
I 3 M	+					<5%	+					30%
I 4 M	+					<5%	+					30%
I 5 M	+					5%	+					>30%
I 6 M	+					<5%	+					25%
I 7 T	+					<5%	+					30%
I 8 T	+					<5%	+					20%
I 9 T	+					<5%	+					25%
I 10 T		+				<5%		+				30%
I 11 T	+					<5%	+					30%
I 12 T	+					<5%	+					30%
K 1 M	+					<5%	+					30%
K 2 M		+				<5%	+					20%
K 3 M	+					<5%	+					30%
K 4 M		+				5%	+					30%
K 5 M		+				5%	+					>30%
K 6 M	+					<5%	+					25%
K 7 T	+					<5%	+					30%
K 8 T	+					<5%	+					20%
K 9 T	+					<5%	+					30%
K 10 T	+					<5%		+				25%
K 11 T	+					<5%	+					30%
K 12 T	+					<5%	+					30%

Sipas vlerësimit të bërë nga mjeku i dytë (tabela nr. 10) mbi gradën e përputhshmërisë së ngjyrës së koronave Lava dhe IPS e.max CAD me dhëmbët fqinje të protezës artificiale, për koronat **Lava të aplikuara mbi dhëmbë natyrore** kemi vlerësim të ngjashëm me mjekun e parë. Edhe në këtë rast 75% e koronave (n=18) rezultojnë të ngjashme në ngjyrë me dhëmbët fqinje, ndërsa 25% e tyre (n=6) rezultojnë të kenë një refleks më të hapur prej të paktën 5% se dhëmbët me të cilët krahasohen. Nga ky grup 4 korona i përkasin grupit monolitik Lava Plus dhe 2 grupit të koronave të shtresëzuara ose tradicionale Lava Zirconia 0.5mm.

Edhe në rastin e koronave **Lava të aplikuara mbi dhëmbë shtyllë metalike** kemi vlerësim të ngjashëm me mjekun e parë. Këto korona në të gjitha rastet (n=24) rezultojnë të jenë më të errëta në krahasim me koronat fqinje. Prej këtyre koronave 16.6% e tyre (n=4) janë më errëta me të paktën 5%, ndërsa 83.3% (n=20) janë më të errëta por me një vlerë më të vogël se 5%. Nga ky grup 10 korona janë të grupit monolitik dhe 10 të grupit tradicional Lava Zirconia 0.5mm.

Përsa i përket vlerësimit dhe krahasimit të ngjyrës së koronave **IPS e.max CAD së aplikuara mbi dhëmbët natyrore** ato janë njëloj me dhëmbët fqinje në 95.8% të rasteve (n=22), prej të cilave 4.2% (n=1) janë më të hapura dhe këto i përkasin grupit të koronave të shtresëzuara tradicionale.

Koronat **IPS e.max CAD të aplikuara mbi dhëmbë shtyllë metalike** rezultojnë më të errëta se dhëmbët fqinje me një vlerë të paktën 20% në të gjitha rastet (n=24), dhe mesatarisht ndryshojnë me 22.5% koronat tradicionale dhe 25 % ato monolitike.

Në përgjithësi përsa i përket luminancës së koronave të aplikuara mbi dhëmbët natyrore kur ato u konsideruan të ndryshme me dhëmbët fqinje gjithmonë ishin më të hapura se sa këta të fundit. Koronat IPS e.max CAD rezultuan më afër dhëmbëve fqinje në krahasim me koronat Lava

Në rastin kur koronat u aplikuan mbi dhëmbët shtyllë metalike u verejt një reduktim i luminozitetit pra një errësim i tyre gjë që tregon për nivelin e translucencës që ato kanë. Ky reduktim i vlerësuar gjatë metodës klinike është më i madh për koronat IPS e.max CAD se ato Lava, megjithëse ky krahasim tejkalon qëllimet e këtij studimi.

Tabela 10. Vlerësimi klinik i mjekut të dytë

Lloji i koronës	Mjeku II												
	Lava (dh.natyror)			Lava (dh.metalik)			IPS e.max CAD (dh.natyror)			IPS e.max CAD (dh.metalik)			
	Korona është e njëjtë me dhëmbët												
	PO	JO		PO	JO		PO	JO		PO	JO		
		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët		Me e hapur	Me e errët	
I 1 M	+					<5%	+					20%	
I 2 M		+				5%	+					20%	
I 3 M	+					<5%	+					25%	
I 4 M	+					<5%	+					30%	
I 5 M	+					<5%	+					>30%	
I 6 M	+					<5%	+					20%	
I 7 T	+					<5%	+					30%	
I 8 T	+					<5%	+					10%	
I 9 T	+					<5%	+					20%	
I 10 T		+				5%	+					25%	
I 11 T	+					<5%	+					30%	
I 12 T		+				<5%	+					20%	
K 1 M	+					<5%	+					20%	
K 2 M		+				<5%	+					20%	
K 3 M	+					<5%	+					25%	
K 4 M		+				5%	+					30%	
K 5 M		+				5%	+					>30%	
K 6 M	+					<5%	+					20%	
K 7 T	+					<5%	+					30%	
K 8 T	+					<5%	+					10%	
K 9 T	+					<5%	+					30%	
K 10 T	+					<5%		+				20%	
K 11 T	+					<5%	+					25%	
K 12 T	+					<5%	+					20%	

Një ndër qëllimet e këtij studimi ishte dhe vlerësimi in vivo i koronave monolitike dhe tradicionale të shtresëzuara përsa i përket translucencës. Të dhënat e mbledhura nga vlerësimi i dy mjekëve për secilin nga materialet (Zirconia Lava dhe IPS e.max CAD) u përpunuan me testin Mann Whitney ku pranohet një gabim maksimal $\alpha = 0.05$. dhe ka si qëllim të verifikojë hipotezën se grupet janë njëloj përsa i përket translucencës. Nëse rezulton se $p < 0.05$ kjo hipotezë refuzohet dhe pranohet fakti se ekziston një diferencë statistikisht sinjifikative ndërmjet grupeve, në këtë rast ndërmjet koronave monolitike dhe tradicionale.

Të dhënat për t'u përpunuar nga ana statistikore paraqiten si diferenca algjebrike të përqindjeve të ngjashmërisë me dhëmbët fqinje të koronës së aplikuar mbi dhëmbin shtyllë natyror dhe mbi dhëmbin shtyllë metalik. Vlerat mesatare dhe deviacioni standart paraqiten në tabelën e mëposhtme:

Tabela 13. Vlerat mesatare dhe deviacioni standart i vlerësimit klinik të Koronave

Koronat	Monolitik Zirkonia Lava Plus	Tradicional Zirkonia Lava 0.5	Monolitik Li- disilikat e.max CAD	Tradicional Li- disilikat e.max CAD
Mjeku 1	6.66+/-2.46	5.83+/-1.94	27.5+/-3.98	27.92+/-3.96
Mjeku 2	6.66+/-2.46	5.83+/-1.94	25+/-4.76	22.92+/-7.2
N	12	12	12	12

Sipas testit Mann Whitney vlera e diferencës së translucencës për koronat Lava monolitike dhe tradicionale gjatë vlerësimit të mjekut të parë dhe të dytë rezultati është $T=138.0$ dhe $p=0.391$ ($p > 0.05$). Sipas kësaj analize statistikore nuk ka diferencë statistikisht sinjifikative në translucencën e koronave Lava monolitike dhe tradicionale në vlerësimin klinik të të dy mjekëve.

Përsa i përket koronave IPS e.max CAD, vlera e diferencës së translucencës së tyre është $T=155.0$ dhe $p=0.751$ ($p > 0.05$) sipas mjekut të parë dhe vlerat sipas testit Mann Whitney gjatë vlerësimit të mjekut të dytë janë $T=141.5$ dhe $p=0.628$ ($p > 0.05$). Nga këto të dhëna

rezulton se nuk ka diferencë statistikisht sinjifikative në translucencën ndërmjet koronave IPS e.max CAD monolitike dhe tradicionale të shtresëzuara gjatë vlerësimit klinik të tyre.

Gjatë vlerësimit klinik të koronave Lava dhe IPS e.max CAD nuk u gjet asnjë ndryshim statistikisht sinjifikativ ndërmjet koronave monolitike dhe tradicionale.

DISKUTIMI

Në studimin tonë u vlerësua translucenca dhe estetika e koronave tradicionale dhe monolitike me bazë porcelanet pa metal siç janë oksidi i zirkoniumit dhe litium dislikatet. Nga të dhënat e përftuara kundërshtohet hipoteza zero sipas së cilës translucenca e të dy grupeve të koronave monolitike apo tradicionale Lava dhe IPS e.max CAD është e pavarur nga lloji i substratit në cilin aplikohen.

Nëse i referohemi literaturës^{154 155 156 157 158 159 160 161} për jetëgjatësinë e punimeve fikse tradicionale me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit, mund të bëjmë disa vlerësime. Në këto studime klinike afat shkurtër - afat mesëm jetëgjatësia e këtyre punimeve varion nga 73.9 deri në 100 % me një periudhë vëzhgimi nga 2 në 5 vjet.

Komplikacione të raportuara në studimet e mësipërme janë humbja e retensionit, kariesi sekondar në dhembët shtyllë, problemet endodontike dhe fraktura e dhëmbëve shtyllë.

Si pasojë e vlerave më të larta të rezistencës ndaj frakturës dhe rezistencës ndaj fleksionit, fraktura e nënstrukturës së oksidit të zirkoniumit është jo frekvente. Megjithatë komplikacioni më i shprehur që rezulton nga studimet e sipërpërmendura është dëmtimi ose thyerja e porcelanit estetik që vesh nënstrukturën (25%), me tendencë rritje me kalimin e kohës. Ky dëmtim ose frakturë e porcelanit estetik që vesh punimet me bazë oksidin e zirkoniumit i atribuohet vetive mekanike jo të mira të porcelanit që bën veshjen estetike të nënstrukturës, mbështetjes së pamjaftueshme të nënstrukturës për porcelanin estetik, forcave të pafavorshme që veprojnë ndërmjet nënstrukturës së oksidit të zirkoniumit dhe porcelanit estetik. Faktorë të tjerë që kontribuojnë përfshijnë mospërputhjen e koeficientit të ekspansionit termik dhe diferencat në modulin e elasticitetit ndërmjet dy materialeve

Për të tejkaluar këto komplikacione mund të përdoren punimet ose koronat monolitike që nuk kanë fare porcelan estetik.

Koronat monolitike janë modifikuar përsa i përket strukturës me qëllim rritjen e rezistencës dhe për pasojë përqindjen më të lartë të suksesit krahasuar me koronat tradicionale të shtresëzuara.¹⁶² Punimet fikse monolitike të oksidit të zirkoniumit mund të përdoren dhe në raste klinikisht të vështira, të parealizuar më parë si psh. pacientët me okluzion të thellë apo që vuajnë nga bruksizmi.¹⁵¹ Megjithatë kur oksidi i zirkoniumit

përdoret për prodhimin e punimeve monolitike, translucenca e tij mbetet një problem pasi zirkoniumi konsiderohet si materiali bioqeramik me pak translucent krahasuar me materialet e tjera që përdoren për prodhimin e punimeve fikse të porcelanit pa metal në dentistri.

Në studimin tonë u vlerësua translucenca e koronave tradicionale dhe monolitike të zirkoniumit si në rastin e ndryshimit të substratit ku ato aplikohen dhe në krahasimin e këtyre grupeve ndërmjet tyre. Sipas vlerësimit in vitro të koronave tradicionale dhe monolitike ato shfaqin ndryshim në reflektimin e dritës kur ndryshon substrati, duke paraqitur reflektim më të madh të dritës kur vendosen mbi dhëmbë natyrore në krahasim me substratet metalike. Ky ndryshim në reflektimin e dritës që është më i vogël në sfond metalik, është statistikisht sinjifikant krahasuar me sfondin natyror duke indikuar nivel më të lartë translucence të koronave në këtë sfond. Ndërsa nëse krahasojmë translucencën ndërmjet dy grupeve të koronave monolitike apo tradicionale, nga të dhënat in vitro të studimit tonë rezulton se nuk ka ndryshim statistikor sinjifikativ në transmetimin e dritës. Rezulton se zirkoniumi monolitik ka të njëjtën efekt estetik si ai që përdoret si nënstrukturë në koronat tradicionale megjithëse të dy rastet mund të konsiderohet me një nivel jo të lartë të translucencës pasi vlerat e raportit të kontrastit CR, mbeten mjaft afër vlerës 1, pra afër opacitetit. Megjithatë kjo tregon nivelin e lartë të maskimit që mund t'iu bëjnë këto korona dhëmbëve shtyllë të ngjyrosur.

Në të njëjtin përfundim mund të arrihet edhe nga vlerësimi klinik në krahasimin e translucencës së koronave monolitike dhe tradicionale, ku nuk u vërejt asnjë diferencë statistikisht sinjifikative ndërmjet tyre dhe për pasojë mund të konsiderohen të ngjashme në aspektin estetik edhe në vlerësimin në kavitetin oral.

Nga studimet rezulton se translucenca e porcelaneve influencohet nga struktura kristaline e materialit, defektet dhe parregullsitë në strukturë, madhësia e grimcave përbërëse, indeksi i ndryshëm refraktar ndërmjet grimcave dhe matriksit, trashësia e materialit, ngjyra e nënstrukturës dhe numri i pjekjeve të cilave iu nënshtrohet ky material.⁶⁶

Koronat tradicionale të zirkoniumit konsistojnë në nënstrukturë prej oksidi të zirkoniumit të cilave iu vishen shtresa të porcelanit feldspat për të arritur rezultate më të mira estetike. Ka pak studime mbi translucencën e koronave tradicionale të zirkoniumit të veshur me porcelan estetik dhe të dhënat e këtyre studimeve janë të ndryshme me ato të studimit

tonë. Heffernan dhe bp.¹²⁹ raportuan një opacitet të plotë (CR=1) për koronat In Ceram Zirconia që është një alumine e përforcuar në 33% të volumit me oksid zirkoniumi në ndryshim nga koronat me nënstrukturë zirkoniumi Lava që janë përdorur në studimin tonë. Koronat tradicionale Lava kanë një strukturë kristaline me madhësi të grimcave të zirkoniumit në nivelin e 0.2 to 0.5 µm me indeks më të lartë refraktar krahasuar me matriksin vetroz, të cilat kontribuojnë në opacitetin e këtij materiali. Në studimin tonë ka një nivel të caktuar translucencë të koronave Lava Zirconia që varion nga 0.92 për koronat tradicionale në 0.97 për koronat monolitike Lava Plus. Këto vlera janë të ngjashme me vlerat e studimit të Baldissara dhe bp,¹⁶³ megjithatë në këtë studim është përdorur një metodë e ndryshme vlerësimi e aplikuar vetëm mbi nënstrukturat Lava 0.3 dhe 0.5 mm pa porcelanin estetik veshës.

Të dhëna të ngjashme janë përfutur dhe nga vlerësimi in vitro i translucencës së koronave monolitike.

Cilësitë optike të këtyre koronave si reflektimi apo përthithja e dritës varen nga struktura kimike e materialit me praninë e aluminës për të stabilizuar zirkoniumin që të mos ndodhë fenomeni i plakjes si dhe nga prezenca defekteve në këtë strukturë. Përpunimi në cilësi të lartë i koronave Zirconia Lava Plus dhe prania e reduktuar e aluminës në 0.1%¹⁶⁴ të masës që ul translucencën duke shkaktuar reflektim difuz, kontribuojnë në minimizimin e këtyre efekteve dhe rritjen e translucencës së këtyre koronave. Një tjetër faktor që kontribuon në translucencën e koronave monolitike është ngjyrosja e tyre që shoqërohet gjithmonë me humbje të translucencës. Ngjyrosja realizohet me qëllim që të kompesohen efektet negative të ngjyrës së bardhë të zirkoniumit dhe realizohet ose nëpërmjet llakëve sipërfaqesore¹⁶⁶ ose me anë të infiltrimit të solucionëve kloride në fazën e blloqeve të presinterizuar me qëllim përfundimin e nënstrukturave me ngjyra të ndryshme¹⁶⁸.

Koronat Zirconia Lava Plus mund të ngjyrosen me anë të aplikimit të solucionëve të ndryshme pas përpunimit të blloqeve në fazën e gjelbër. Jonet e këtyre solucionëve depozitohen dhe inkorporohen në strukturën kristaline të zirkoniumit gjatë procesit të sinterizimit. Sipas Hjerppe dhe bp.¹⁶⁹ ngjyrosja e zirkoniumit në fazën e gjelbër çon në reduktim të rezistencës ndaj fleksionit por përmirësimet në translucencën e koronave Lava Plus Zirconia janë arritur pa kompromentuar cilësitë mekanike të këtij materiali¹⁷⁰.

Siç tregohet në studimin e Schechner G e bp.¹⁷¹, vihet re një translucencë më e vogël e kampioneve të zirkoniumit monolitik në ngjyrë A3 krahasuar me kampionet e pangjyrosura Lava Plus, por kampionet e ngjyrosura kanë translucencë më të lartë se sistemet e porcelaneve tradicionale të shtresëzuara. Në studimin tonë rezultatet ishin të ndryshme përsa i përket translucencës së koronave monolitike dhe tradicionale Lava, duke përdorur të njëjtën metodë, atë të raportit të kontrastit. Koronat tradicionale Lava Zirconia 0.5 synojnë të jenë lehtësisht më translucente se koronat monolitike Lava Plus megjithëse jo në mënyrë statistikisht sinjifikative.

Koronat monolitike nuk vishen me porcelan feldspat me qëllim që të rezultojnë me estetike por sipas Antonson e bp.⁶² më shumë në transmetimin e dritës kontribuon trashësia e këtij porcelani sesa cilesitë estetike dhe translucente të tij. Strukturat e koronave monolitike kanë një trashësi më të hollë duke influencuar më shumë në translucencën e punimit, krahasuar me koronat tradicionale të shtresëzuara megjithëse këto të fundit përmbajnë një material estetik dhe translucent në përbërje siç është porcelani feldspat.

Procedurat e pjekjes dhe rritja e numrit të pjekjeve ndikojnë në mënyrë sinjifikative në opacitetin e punimit final¹⁷². Koronat tradicionale të shtresëzuara kanë nevojë për procedura shtesë të pjekjes së porcelanit estetik, në ndryshim nga koronat monolitike ku pas përpunimit të blloqeve të oksidit të zirkoniumit¹⁷³ mjafton sinterizimi dhe glazurimi për të përfunduar punimin. Numri më i vogël i cikleve të pjekjes kontribuon në mënyrë të drejtpërdrejtë në translucencën e koronave monolitike.

Impakti i të dhënave të përftuara in vitro u demonstruan klinikisht nga vlerësimi i pavaruar i dy mjekëve. Ka një mungesë në literaturë përsa i përket relevancës klinike të të dhënave të përftuara invitro si për koronat monolitike ashtu dhe për ato tradicionale të zirkoniumit. Në studimin tonë u përpoqëm të përcaktonim ndryshimin e translucencës¹⁷⁴¹⁷⁵ që syri i njeriut është në gjëndje të përceptojë në kavitetin oral tek një punim i përfunduar. Të dy mjekët gjetën një diferencë të barabartë ose më të vogël se 5 % në luminancën e koronave monolitike dhe tradicionale kur këto u vendosën mbi dhëmbët shtyllë metalike krahasuar me ato tradicionale. Sipas këtyre vlerësimeve luminanca e koronave të zirkoniumit nuk është statistikisht e influencuar nga substrati apo lloji i koronës¹⁷⁶. Të dyja grupet e koronave monolitike apo tradicionale¹⁷⁷¹⁷⁸ nuk janë opake por ofrojnë një nivel të caktuar translucence, pasi kjo rezulton nga vlera e raportit të

kontrastit që nuk është 1, megjithëse ka tendencën t'i afrohet kësaj të fundit. Ky nivel translucence që nuk është statistikisht sinjifikativ rezulton në një efekt të mirë maskimi në rastet e substrateve të ndryshme. Ky efekt është pozitiv pasi maskon dhëmbët shtyllë kur janë të dekoloruar apo të rikonstruktuar me shtifte, duke influencuar në rezultatin estetik të punimit final. Një kufizim i këtij studimi është përdorimi i cementit me të njëjtën ngjyrë që është një ndër faktorët që mund të kontribuojë në efektin maskues të punimeve dentare fikse.¹⁷⁹

Sipas studimit tonë zirkoniumi monolitik Lava Plus i prodhuar nga blloqe monolitike për të rritur rezistencën e një punimi mund të ofrojë të njëjtin nivel estetik nëse i referohemi translucencës, njëlloj si punimet tradicionale me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit.

Një tjetër material alternativ i përdorur në punimet fikse pa metal me qëllim rritjen e estetikës se këtyre punimeve janë padyshim litium disilikatet pjesë e studimit tonë përse i përket translucencës dhe estetikës.

Korona IPS e.max CAD që u studiuan in vitro dhe in vivo janë prodhuar prej frezimit blloqeve të litium disilikatit me teknologjinë CAD/CAM,¹⁸⁰ në ndryshim nga paraardhësit e tyre IPS Empress dhe IPS e.max Pres që realizohen me teknikën e presimit. Korona IPS e.max CAD janë në strukturë monolitike apo tradicionale të shtresëzuara me porcelan estetik. Këto korona iu nënshtruan vlerësimit dhe analizimit përse i përket translucencës së tyre në rastin e ndryshimit të substratit apo dhëmbit shtyllë ku aplikohen.

Ashtu si dhe në rastin e koronave të zirkoniumit Lava , shohim se kemi një ndryshim në reflektimin e dritës kur dhëmbi shtyllë ndryshon nga dhëmb natyror në metalik duke rezultuar në sasi më të vogël të dritës që transmetohet prej koronës në rastin e dytë. Ky ndryshim rezulton të jetë statistikisht sinjifikativ si në rastin e koronave monolitike dhe tradicionale.

Në përgjithësi vetitë optike të një korone apo punimi prej porcelani janë një kombinim i ngjyrës së substratit të dhëmbit mbi të cilin aplikohen, trashësisë së shtresave të porcelanit dhe ngjyrës së cementit. Ka disa studime që demostrojnë se struktura dhe ngjyra e dhëmbit shtyllë është faktori primar që kontribuon në paraqitjen estetike të një korone porcelani.^{70 181 182 183} Nëse një koronë porcelani vendoset mbi një dhëmb shtyllë të errët si psh një dhëmb i trajtuar nga ana endodontike apo i rikonstruktuar me vida metalike ose

shtifte, atëherë kjo çon në një ngjyrim më të errët të koronës sidomos në zonën cervikale. Në të njëtat përfundime të çojnë dhe rezultatet in vitro dhe in vivo të studimit tonë. Me qëllim eliminimin e një efekti të tillë duhet të merren në konsideratë faktorë të tillë si trashësia dhe ngjyra e porcelanit dhe ngjyra e cementit. Nga studime të ndryshme^{62 67} është demonstruar se në translucencën e porcelanit kontribuon trashësia e porcelanit ndërsa zgjedhja e ngjyrës së cementit ka më pak efekt. Koronat IPS e.max CAD realizohen prej një materiali me veti të larta optike për shkak të kombionimit të matriksit të qëlqtë me kristalet e litium disilikateve. Për këtë arsye rekomandohet që për të mundësuar maskimin e ngjyrën e dhëmbit shtyllë , trashësia e porcelanit duhet të jetë 1mm në nivelin e koletit dhe të paktën 2mm në nivelin e margos incizale.⁶⁸

Nëse do të krahasojmë translucencën e koronave ndërmjet tyre vërejmë se vlerat e raportit të kontrastit janë më të vogla se në rastin e koronave të zirkoniumit Lava. Në të njëtin përfundim është arritur dhe nga studimet e Hefferman dhe bp⁶⁶, Chen dhe bp⁷⁶, Baldissara dhe bp¹⁶³ dhe Wang dhe bp¹⁸⁴ ku vlerësohet se litium disilikatet janë më translucente dhe më estetike se koronat e zirkoniumit ndaj preferohen kryesisht në zonat anteriore ku dhe kërkesat për estetikën janë maksimale. Ngjashmëria me koronat e zirkoniumit Lava qëndron se përse i përket estetikës dhe përçimit të dritës nuk ka ndryshim sinjifikativ ndërmjet koronave monolitike dhe tradicionale. Në të njëtat përfundime u arritën edhe nga vlerësimi klinik i koronave IPS e.max CAD monolitike dhe tradicionale ku nuk u vërejt asnjë diferencë statistikisht sinjifikative.

Nëse do iu referohemi studimeve në literaturë për të bërë një krahasim me të dhënat e studimit tonë mbi koronat IPS e.max CAD, vërejmë se ka pak studime vetëm mbi jetëgjatësinë dhe performancën klinike të koronave monolitike. Në studimin e Bindl dhe Mormann¹⁸⁵ u krahasuan koronat monolitike (Vitablocks Mark II, Vident Calif) me koronat tradicionale (Vita In-Ceram Spinell, Vident). Nënstrukturat e koronave tradicionale u frezuan me njësinë CAM, CEREC 2 dhe më pas u veshën me porcelan estetik feldspat. Sipas këtij studimi jetëgjatësia e koronave tradicionale ishte 91.7%, ndërsa për koronat monolitike 94.4% për një periudhë kohore prej 44.7 ± 10.3 muajsh. Një studim tjetër është ai i Bindl dhe bp.¹⁸⁶ që beri vlerësimin e 288 koronave monolitike në varësi të llojit të dhëmbit shtyllë dhe tipit të preprimit. Këta studiues raportuan se pas një periudhe studimi 55 ± 15 muajsh jetëgjatësia e koronave monolitike të aplikuara mbi dhëmbë shtyllë premolare ishte 97% në preparimin normal, 92,9% në grupin me preparim

të reduktuar dhe 68.8% në grupin e dhëmbëve të trajtuar nga ana endodontike. Në rastin e molareve ata raportuan një përqindje suksesi prej 94.6% në dhëmbët me preparim normal, 92.1% në preparimet e reduktuara dhe 87.1% në molarët e trajtuar nga ana endodontike. Sipas këtij studimi rezulton se koronat monolitike kanë një performancë të sukseshme klinike në një periudhë kohore 5 vjeçare.

Ajo që vihet re në literaturë është mungesa e studimeve mbi translucencën e koronave monolitike të litium disilikatit ndaj studimi ynë me të dhëna të analizuara si në kushte in vitro ashtu edhe në kushte in vivo, jep një kontribut mjaft të rëndësishëm në këtë drejtim.

KONKLUSIONE

Nga të dhënat e këtij studimi rezulton se:

- Punimet me bazë oksidin e zirkoniumit janë një alternativë mjaft e mirë në protetikën fikse duke realizuar një estetikë më të lartë se punimet klasike të metal-porcelanit.
- Punimet monolitike të oksidit të zirkoniumit krahasuar me punimet tradicionale të shtresëzuara kanë përparësi përse i përket cilësive mekanike për shkak të strukturës anatomike duke mos e kompromentuar faktorin estetik.
- Një ndër komponentet e rëndësishëm të estetikës siç është translucenca, rezulton të jetë statistikisht jo e ndryshme ndërmjet koronave monolitike të oksidit të zirkoniumit dhe atyre tradicionale me nënstrukturë oksidin e zirkoniumit.
- Punime të tjera monolitike në dentistri janë ato prej porcelaneve litium disilikate të cilat nga të dhënat e studimit rezultojnë të kenë të njëjtin avantazh përse i përket estetikës si punimet me nënstrukturë litium disilikatet. Translucenca e koronave monolitike të litium disilikateve rezulton të jetë statistikisht jo sinjifikative krahasuar ato tradicionale.
- Nëse krahasojmë të dhënat e përftuara in vitro dhe in vivo mund të konkludojmë në faktin se koronat e zirkoniumit janë më pak translucente se Li-disilikatet në të dy grupet e koronave monolitike dhe tradicionale.

REKOMANDIME KLINIKE

1. Koronat e Litium-disilikateve duhet të përdoren në dhëmbët anteriore të pangjyrosur kur kërkohet niveli më i lartë i estetikës. Rekomandojmë që koronat monolitike të Litium disilikateve të përdoren në dhëmbët anteriore kur kërkohet një nivel më i lartë i rezistencës mekanike ndaj forcave të presionit përtypës.
2. Koronat e reja monolitike LAVA Plus nuk janë të ndryshme nga koronat tradicionale përsa i përket translucencës. E parë në këtë këndvështrim sugjerojmë përdorimin e zirkoniumit monolitik për të maksimalizuar fortësinë duke mbajtur një nivel të lartë estetik edhe në raste kliniksht të vështira si okluzioni i thellë apo bruksizmi.
3. Kur është i nevojshëm maskimi i dhëmbëve shtyllë, rekomandojmë të përdoren koronat e zirkoniumt pasi kanë përparësi krahasuar me të gjitha llojet e tjera të porcelaneve pa metal.

BIBLIOGRAFIA

-
- ¹ Bobbio, A., The first endosseous alloplastic implant in the history of man. *Bull. Hist. Dent.*, 1970, **20**(1), 1–6.
- ² Rieger, W., Ceramics in orthopedics—30 years of evolution and experience. In *World Tribology Forum in Arthroplasty*, ed. C. Rieker, S. Oberholzer and U. Wyss. Hans Huber Verlag, Bern, Suisse, 2001.
- ³ Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, editor. Phillips' science of dental materials. 12th ed., Philadelphia: Saunders; 2003. p. 655—719.
- ⁴ McLean JW. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. *Br Dent J* 1967;123:571-7.
- ⁵ McLean JW. Alumina reinforced ceramics special applications. In: The science and art of dental ceramics. Vol. 2: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Chicago: Quintessence; 1982. p. 474-9.
- ⁶ Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in general dental practice. *J Oral Rehabil* 1985; 12(6):515-528.
- ⁷ Horn HR. A new lamination: porcelain bonded to enamel. *N Y State Dent J* 1983;49(6):401-403.
- ⁸ Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strengths of etched porcelain (abstract 1099). *J Dent Res* 1983:62.
- ⁹ Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent* 1983; 53(6):255-259
- ¹⁰ Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3(4):133-138.
- ¹¹ Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ Jr. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louis: Mosby; 2006:30-32.
- ¹² Holand, W.; Schweiger, M.; Rheinberger, V.M.; Kappert, H. Bioceramics and their application for dental restoration. *Adv. Appl. Ceram.* 2009, **108**, 373–380
- ¹³ Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703–4.
- ¹⁴ Helmer JD, Driskell TD. Research on bioceramics. Symp. on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina (USA): Clemson University, 1969.
- ¹⁵ Hayashi K, Matsuguchi N, Uenoyama K, Sugioka Y. Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials* 1992;13:195–200.
- ¹⁶ Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil* 199;17:551–563.
- ¹⁷ Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermo mechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ System. *J Amer Ceram Soc* 1972;55:152–157.
- ¹⁸ Christel P, Meunier A, Dorlot J-M et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*. *Ann NY Acad Sci* 1988;523:234—56.
- ¹⁹ Winchester LJ (1991) Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod* 13, 293-305.
- ²⁰ Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P (1995) Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7, 73-80.
- ²¹ Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999) Zirconia- TZP and alumina – advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 7, 113-119.
- ²² Sjölin R, Sundh A, Bergman M (1999) The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 2, 197-207.

- ²³ Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
- ²⁴ Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2008;24:299–307.
- ²⁵ Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium- oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45–61.
- ²⁶ Cox JD, Wagman DD, Medvedev VA. CODATA Key Values for Thermodynamics. New York: Hemisphere Publishing Corp, 1989;.
- ²⁷ Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.
- ²⁸ Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 1976;55:717.
- ²⁹ Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 1978;13:1464.
- ³⁰ Theunissen G, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992;27:4429–4438.
- ³¹ Thompson I, Rawlings RD. Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials* 1990;11:505–508.
- ³² Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(suppl 4):73–84.
- ³³ Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009; 4 (2): 130-151
- ³⁴ Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535–43.
- ³⁵ Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003;23:382–90.
- ³⁶ Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:113–8
- ³⁷ Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982;65:642–50
- ³⁸ Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂ –3 mol% Y₂ O₃ determined by Vickers indentation. *Scripta Mater* 1996;34:809–14.
- ³⁹ Chevalier J, Deville S, Muñch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25:5539–45.
- ⁴⁰ Heuer AH. Transformation toughening in ZrO₂ containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 1987;70:689–98.
- ⁴¹ Hannink RHJ, Howard CJ, Kisi EH, Swain MV. Relationship between fracture toughness and phase assemblage in Mg-PSZ. *J Am Ceram Soc* 1994;77:571–9.
- ⁴² Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778–84
- ⁴³ Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 2008; 24: 289–298
- ⁴⁴ Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina- and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics* 2003;15:879–82.
- ⁴⁵ Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449–56.

- ⁴⁶ Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21:454–63.
- ⁴⁷ Kelly J.R. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004; 48:513–530.
- ⁴⁸ Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;86:356–359.
- ⁴⁹ Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006;27(10):2186–5192.
- ⁵⁰ Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26:6706–6714.
- ⁵¹ Quan R, Yang D, Wu X, Wang H, Miao X, Li W. In vitro and in vivo biocompatibility of graded hydroxyapatite-zirconia composite bioceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:183–187.
- ⁵² Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini N. GSP-made Ca-PSZ for biomedical applications. In: Hulbert JE, Hulbert SF, editors. *Bioceramics 3*. Terre Haute (Indiana, USA): Rose-Hulman Institute of Technology Publ., 1990: 355–66.
- ⁵³ Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371–376.
- ⁵⁴ Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992;68:322–326.
- ⁵⁵ Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985;6:97–101.
- ⁵⁶ Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75:1262–1268.
- ⁵⁷ Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75:292–296.
- ⁵⁸ Capannesi G, Sedda AF, Piconi C, Greco F. Radioactivity measurements of zirconia powders. *Bioceramics and the Human Body* 1992;Elsevier Applied Science:211–216.
- ⁵⁹ International Standards Organization: Implants for surgery- Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). 1997.
- ⁶⁰ Cales B, Stefani Y. Yttria-stabilized zirconia for improved orthopaedic prostheses. In Wise DL, Trantolo D, Altobelli DE, Yaszemski MJ, Gresser JD, Schwartz ER (eds) *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering* New York: Taylor & Francis, 1995.
- ⁶¹ Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18–32.
- ⁶² Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001;14:316–20.
- ⁶³ Miyagawa, Y., J. M. Powers, and W. J. O'Brien. 1981. "Optical properties of direct restorative materials." *Journal of Dental Research* 60: 890–4.
- ⁶⁴ Yu, B., and Y. K. Lee. 2009. "Color difference of all-ceramic materials by the change of illuminants." *American Journal of Dentistry* 22: 73–8.
- ⁶⁵ Johnston, W. M., T. Ma, and B. H. Kienle. 1995. "Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses." *The International Journal of Prosthodontics* 8: 79–86.

-
- ⁶⁶ Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stamford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. I. Core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88: 4–9.
- ⁶⁷ Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1999; 82:143-9.
- ⁶⁸ Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90:563-70.
- ⁶⁹ Shokry TE, Shen CH, et al, Effect of core and veneer thickness on the color parameter of two all-ceramic systems. *J. Prosthet Dent* 2006; 95:124-9.
- ⁷⁰ Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83:412-7.
- ⁷¹ Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dent Mater* 2011; 27 (1): 97 - 108
- ⁷² Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8:239-46.
- ⁷³ Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76: 140-4.
- ⁷⁴ Hjerpe J, Narhi T, Froberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 2008; 66: 262–7.
- ⁷⁵ Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998; 29:285–96.
- ⁷⁶ Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008; 24:1506-11.
- ⁷⁷ Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:150-6.
- ⁷⁸ Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14: 379-84.
- ⁷⁹ 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* 2006;37:253-9.
- ⁸⁰ Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-75.
- ⁸¹ Conrad HJ, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389–404.
- ⁸² Vult von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180–7.
- ⁸³ Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frame- works for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383–8.
- ⁸⁴ 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.
- ⁸⁵ Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:597–603.

-
- ⁸⁶ Ivoclar Vivadent. IPS e.max Lithium Disilicate: The Future of All- Ceramic Dentistry—Material Science, Practical Applications, Keys to Success. Amherst, N.Y.: Ivoclar Vivadent; 2009:1-15.
- ⁸⁷ Moving to Monolithic. Inside Dental Technology. 2011 January ; vol 2: issue 1
- ⁸⁸ Shillinburg HT. Basi fondamentali di protesi fissa.
- ⁸⁹ Weinstein, M.; Weinstein, L.K.; Katz, S.; Weinstein, A.B. Fused porcelain-to-metal teeth. US Patent 3,052,982, 11 September 1962.
- ⁹⁰ Vergano, P.J.; Hill, D.C.; Uhlmann, D.R. Thermal expansion of feldspar glasses. *J. Am. Ceram. Soc.* 1967, 50, 59–60.
- ⁹¹ Mackert, J.R., Jr.; Butts, M.B.; Fairhurst, C.W. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent. Mater.* 1986, 2, 32–36.
- ⁹² Meyer, J.M.; O'Brien, W.J.; Cu, Y. Sintering of dental porcelain enamels. *J. Dent. Res.* 1976, 55, 696–699.
- ⁹³ Claus, H.; Rauter, H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int. J. Prosthodont.* 1989, 2, 376–384.
- ⁹⁴ Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002;15:439–45.
- ⁹⁵ Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* 2003; 16:177–82.
- ⁹⁶ Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1988;59:301–6.
- ⁹⁷ Sorensen JA, Kang SA, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Cal Dent Assoc* 1998;26:207–14.
- ⁹⁸ Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:150–6.
- ⁹⁹ Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am* 1977;21: 699–716.
- ¹⁰⁰ Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Ann Rev Mater Sci* 1997;27:443–68.
- ¹⁰¹ Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:134–43.
- ¹⁰² McLean JW, Hughs TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251–67.
- ¹⁰³ Grossman DG. Cast glass-ceramics. *Dent Clin North Am* 1985;29:719–23.
- ¹⁰⁴ Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15:469–76.
- ¹⁰⁵ Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, et al. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):478–84.
- ¹⁰⁶ Tinschert J, Zvez D, Marx R, et al. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28(7):529–35.
- ¹⁰⁷ Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am* 51 (2007) 713–727
- ¹⁰⁸ Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A Review. *Materials* 2010;3:351-368
- ¹⁰⁹ Magne, P.; Belser, U. Esthetic improvements and *in vitro* testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int. J. Prosthodont.* 1997, 459–466.
- ¹¹⁰ Jung, Y.-G.; IM, P.; A, P.; BR., L. Contact damage resistance and strength degradation of glass- infiltrated alumina and spinell ceramics. *J. Dent. Res.* 1999, 78, 804–814.

- ¹¹¹ Pallis K, Griggs JA, Woody RD, et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91(6):561-9.
- ¹¹² YeolS, YangJH, LeeJB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):459-64.
- ¹¹³ Duret, F.; Blouin, J.L.; Duret, B. CAD-CAM in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 1988, 117, 715-720.
- ¹¹⁴ Sindel J, Petschelt A, Grellner F, et al. Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9(5):291-5.
- ¹¹⁵ Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33:503-10.
- ¹¹⁶ Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:911-6,918.
- ¹¹⁷ Schweiger M, Ho □land W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: a new pressable high strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:143-51.
- ¹¹⁸ Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19:603-11.
- ¹¹⁹ SorensenJA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-63
- ¹²⁰ Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:31-41.
- ¹²¹ Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-22.
- ¹²² Sorensen JA, Knode H, Torres TJ. In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol* 1992;15:41-6.
- ¹²³ Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15:339-46.
- ¹²⁴ Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-4.
- ¹²⁵ Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-6.
- ¹²⁶ Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996;9:434-9.
- ¹²⁷ Carollo JA. All-ceramic three-unit bridges: an esthetic choice. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24:218-29.
- ¹²⁸ McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 2000;23:63-76.
- ¹²⁹ Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-5.
- ¹³⁰ Drummond JL. Ceramic behavior under different environmental and load- ing conditions. In: Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC. *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Carol Stream: Quintes- sence; 2003. p. 35-45.
- ¹³¹ Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed Prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004;26: 57-67.

- ¹³² Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
- ¹³³ Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006;33:520–8.
- ¹³⁴ Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials* 1998;14:64–71
- ¹³⁵ Raigrodski AJ, Salzer AM. Clinical considerations in case selection for all-ceramic fixed partial dentures. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14:411–9.
- ¹³⁶ Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, et al. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7:25-45.
- ¹³⁷ 3M ESPE Lava All-Ceramic System Technical Product Profile; 2002. p. 5—6
- ¹³⁸ Denry IL, Mackert jr. JR, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of Cubic Leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res* 1996; 75; 12: 1928-1935
- ¹³⁹ Mc Cabe JF, Wall AWG. Applied dental materials. Blackwell Science 1998; 8th edition
- ¹⁴⁰ 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
- ¹⁴¹ SchmitterM,MussotterK,RammelsbergP,StoberT,Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frame- works for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009;36:610-5.
- ¹⁴² RoedigerM,GersdorffN,HuelsA,RinkeS.Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010;23:141-8.
- ¹⁴³ Larsson C, von Steyern PV, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- and five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006; 30: 45–53
- ¹⁴⁴ Ortorp A, Kihl M, Carlsson G. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent*. 2009; 37: 731–736
- ¹⁴⁵ Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006; 96:237–244
- ¹⁴⁶ Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*. 2008; 21: 217–222.
- ¹⁴⁷ Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009; 5: 1668–1677
- ¹⁴⁸ Giordano R, Cima M, Pober R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 1995; 8; 4: 311-9.
- ¹⁴⁹ Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*. 2009; 13: 445–451
- ¹⁵⁰ 3M ESPE Press release about Lava™ Plus High Translucency Zirconia(ST.PAUL, Minn.-May 2011);
- ¹⁵¹ Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M , Hammerle H.F. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2012.

- ¹⁵² 3M ESPE 2009. Handling and Preparation Guidelines for Dentists and Labs Lava™ Precision Solutions
- ¹⁵³ Ivoclar Vivadent .IPS e.max : All Ceramic, All You need- Clinical Guide
- ¹⁵⁴ Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35-8
- ¹⁵⁵ Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93
- ¹⁵⁶ MolinMK,KarlssonSL.Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-7.
- ¹⁵⁷ Çehreli MC, Kokat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17:49-55.
- ¹⁵⁸ SchmittJ,HolstS,WichmannM,ReichS,GollnerM,Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:597-603.
- ¹⁵⁹ Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 2010;41:631-7.
- ¹⁶⁰ RoedigerM,GersdorffN,HuelsA,RinkeS.Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010;23:141-8.
- ¹⁶¹ 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.
- ¹⁶² Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*. 2013 Jul 18.
- ¹⁶³ Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6–12.
- ¹⁶⁴ Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B . Wear behavior of Zirconia after hydrothermal accelerated aging, *J Dent Res* 90 (Spec Iss B):307, 2011
- ¹⁶⁵ Dittmann R, Urban M, Schechner G, Hauptmann H, Mecher E Wear behavior of a new Zirconia after hydrothermal accelerated aging, , *J Dent Res* 91 (Spec Iss A):1317, 2012
- ¹⁶⁶ Devigus A, Lombardi G. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma. I. *Int J Comput Dent* 2004;7:293–301.
- ¹⁶⁷ Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneers. *J Prosthet Dent* 2007;97:279–86.
- ¹⁶⁸ Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:329-37.
- ¹⁶⁹ Hjerrpe J, Narhi T, Froberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand* 2008;66:262-7.
- ¹⁷⁰ Translucency and Biaxial Flexural Strength of Dental Ceramics, Wang F, Takahashi H, *J Dent Res* 91 (Spec Iss A): 422, 2012

-
- ¹⁷¹ Schechner G, Dittmann R, A. Fischer, Hauptmann H. Contrast Ratios of Uncolored and Colored Zirconia Materials, *J Dent Res* 91 (Spec Iss A):1323, 2012
- ¹⁷² Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2008;100:99–106.
- ¹⁷³ Ruzhdie Qafmolla. *Njouri Materiale Protetike*. 2004
- ¹⁷⁴ Baldissara P, Koci B, Scotti R, Fonseca R.G, Koci N. Translucency of layered vs. monolithic zirconia crowns. IADR/AADR General Session Meeting. 2013, USA
- ¹⁷⁵ Koci B, Baldissara P et al. Translucency of layered vs. monolithic lithium disilicate crowns. IADR/AADR General Session Meeting. 2013, USA
- ¹⁷⁶ Koci B., Koci E, Puthitja marginale e koronave te plota me nenstrukture oksidin e zirkoniumit, nje panorame e literatures. *Revista Stomatologjike Shqiptare*, vol. 9, nr 2(45), nentor, 2011
- ¹⁷⁷ Koci B, Baldissara P, Koci N, Qafmolla R, Scotti R. Marginal gap of ZrO₂ copings made with different CAD/CAM systems. 35th Annual Congress European Prosthodontic Association. 2011, Swizerland
- ¹⁷⁸ Koci B, Qafmolla R, Scotti R. The precision of Zirconium dioxide copings in all-ceramic crowns. 17th Congress of Bass. 2012, Albania
- ¹⁷⁹ Volpato CA, Monteiro Jr S, de Andrada MC, Fredel MC, Petter CO. Optical influence of the type of illuminants, substrates and thickness of ceramic materials. *Dent Mater* 2009;25:87–93.
- ¹⁸⁰ Tysowsky G. The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health J* 2009;March:93-97.
- ¹⁸¹ Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 2007;98:359-64.
- ¹⁸² Nakamura T, Saito O, Fuyikawa J, Ishigaki S. Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heatpressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil* 2002;29:805-9.
- ¹⁸³ Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dent Mater* 2009;25:158-65.
- ¹⁸⁴ Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013 Jul;110(1):14-20.
- ¹⁸⁵ Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci* 2004;112(2):197-204.
- ¹⁸⁶ Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computeraided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 2005;18(3):219-224.

ABSTRAKT

Variacione klinike dhe eksperimentale të oksidit të zirkoniumit në protetikën fikse.

Koronat monolitike kanë një rezistencë më të lartë mekanike dhe një përqindje më të madhe suksesi se ato tradicionale të shtresëzuara. Megjithatë kur oksidi i zirkoniumit përdoret në trajtën monoblok, translucenca e tij mbetet një problem krahasuar me llojet e tjera të porcelaneve.

Qëllimi i këtij studimi është krahasimi i translucencës së koronave të zirkoniumit në variacionin tradicional apo monolitik.

Materiali dhe Metodika. Një inciziv lateral dhe kanin i nofullës së sipërme u preparuan për realizimin e koronave Lava Plus (ngjyrë A2 Vita). Për çdo dhëmb u realizuan 6 korona tradicionale dhe 6 monolitike me anë të teknologjisë CAD/CAM. Translucenca e koronave u vlerësua in vitro dhe in vivo. Në vlerësimin eksperimental u përdor një fotoradiometër dixhital dhe u vlerësua sasia e dritës së reflektuar kur dhëmbët vendoseshin në dhëmbë shtylle natyrore dhe kulte metalike. Vlera e translucencës përcaktohet nëpërmjet raportit të dritës së reflektuar në të dy rastet (Raporti i Kontrastit).

Rezultatet. Sipas vlerësimit eksperimental dhe klinik rezultoi se koronat monolitike ishin më pak translucente se ato tradicionale por ky ndryshim nuk ishte statistikisht sinjifikativ, në të dy dhëmbët në incizivin lateral ($p=0.098$) dhe kaninin ($p=0.340$).

Konkluzionet. Translucenca e koronave monolitike realizuar nga blloqe të reja Y-TZP, nuk ishte e ndryshme nga koronat tradicionale të shtresëzuara; duke marrë në konsideratë rezistencën më të madhe mekanike, koronat monolitike Lava Plus janë më të avantazuara përsa i përket translucencës sesa koronat tradicionale të zirkoniumit.

Fjalë kyçe: Oksid zirkoniumi, translucencë, monolitik, koronë, fotometër dixhital.

ABSTRACT

The Clinical and Experimental Variations of Zirconium Oxide in FPD

Monolithic ceramic crowns are claimed to have higher resistance and success rate than layered ones. When zirconia ceramic is employed to make full-contour restoration, translucency still remains an issue since zirconia is the least translucent among dental ceramic materials.

The aim of this study is to compare the translucency of monolithic and layered crowns obtained with this new zirconia ceramic.

Materials and Methods. One upper incisor and one canine were prepared to receive LAVA Plus crowns (A2 VITA shade). For each kind of tooth, 6 monolithic and 6 layered crowns were replicated using the CAD-CAM technology and the pressed-on layering technique (IPS e.max ZirPress, A2). The translucency of each crown was evaluated on in vitro and in vivo basis. The light reflected by the crowns was measured with a digital radiometer in two different conditions: natural and metal plated natural abutment tooth. The ratio between the light reflected by the crown in the two conditions gave a measure of translucency (Contrast Ratio).

Results. Monolithic crowns were not significantly less translucent than layered ones in both incisor ($p=0.098$) and canine ($p=0.340$):

Conclusion. The translucency of monolithic crowns made using a new Y-TZP zirconia ceramic was not different from layered ones (0.5mm thick coping); considering their superior strength, monolithic LAVA Plus zirconia crowns appear as an advantageous alternative to layered ones as far as translucency is concerned.

Keywords: Zirconium oxide, translucency, monolithic, crowns, digital radiometer.