



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD-ON TEKNİĞİNDE FARKLI BİRLEŞTİRME TEKNİKLERİNİN
SABİT RESTORASYONUN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

İdris KAVUT

**Samsun
Kasım-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD-ON TEKNİĞİNDE FARKLI BİRLEŞTİRME
TEKNİKLERİNİN SABİT RESTORASYONUN KIRILMA
DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

İdris KAVUT

Danışman

Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK

Bu araştırma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **PYO.DIS.1904.16.002** proje numarası ile desteklenmiştir.

Samsun

Kasım-2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK'e,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocam Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a

Mesleğimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tezimin ve asistanlık eğitimim her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli Büşra Sümeyye KURT' a

Tezimin test aşamasında yardımını esirgemeyen arkadaşlarım Anar ABİLOV, Numan TATAR, Gülümser ÖRKÜN, Elchin ABBASOV ve Sefa KILIÇ' a

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım annem, babam ve kardeşlerime.

sonsuz teşekkürler...

ÖZET

CAD-ON TEKNİĞİNDE FARKLI BİRLEŞTİRME TEKNİKLERİNİN SABİT RESTORASYONUN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ

Amaç: Çalışmamızın amacı multilayer tekniği ile hazırlanan tek diş restorasyonlarda farklı zirkon alt yapının kalınlığının ve kullanılan farklı türdeki adeziv siman türünün bağlantı dayanımına olan etkisini incelemektir.

Materyal ve method: Sağ üst 1. Molar dişin prepere edilmiş şekli olan 40 adet paslanmaz çelikten oluşan güdükler CNC torna tezgahında imal edildi. Molar diş temsil eden metal day üzerine CAD/CAM (inLab 4.4; Sirona Dental Systems) ile zirkonya bloklardan (Vita In-Ceram Zirkon Blok) alt yapı üretildi. Alt yapı için örnekler iki gruba ayrıldı. Birinci grup için alt yapı kalınlığı 0.5 mm ikinci grup için 0.7 mm kalınlık seçildi. Tüm alt yapıların üzeri CAD/CAM ile felspatik seramik (VITABLOCS Mark II) kullanılarak veneer kronlar üretildi. Felspatik seramik ve zirkonyum örneklerin her grubun yarısı self adeziv rezin siman (Multilink N Refill; Ivoclar Vivadent) (Grup NR) ile yapıştırılmış, diğer yarısı self etching rezin siman (Panavia F 2.0) (Grup P) ile yapıştırılmıştır. Elde edilen kronlar metal day'a simante edilmiştir. Tüm örneklere 5000 kez termal siklus uygulandı (5°C/55°C, bekleme süresi 30 s). Tüm örneklere universal test cihazında 0.5 mm/dk hızında baskı kuvveti uygulandı. Veriler Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi. Stereomikroskop kullanılarak yüzey yapısı ve kırılma modülüsü incelendi.

Bulgular: Veriler Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü ($p>0.05$). İki farklı kalınlıkta alt yapı ve iki farklı siman materyali kullanımı sonrasında elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (two-way ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Sonuç: En yüksek kırılma dayanıklılığı değeri 0.7 mm alt yapı kalınlığında self adeziv rezin siman ile simantasyonun yapıldığı grupta ($1191. \pm 211.89$), en düşük kırılma dayanıklılığı değeri ise 0.5 mm alt yapı kalınlığında self etching rezin siman ile simantasyonun yapıldığı grupta (719.10 ± 94.18) elde edildi.

Anahtar kelimeler: CAD-on, adeziv siman, kırılma dayanımı

İdris KAVUT, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2016



ABSTRACT

EFFECTS OF DIFFERENT COMBINING TECHNIQUES IN CAD-ON TECHNIQUE TO THE FRACTURE RESISTANCE OF FIXED RESTORATION

Aim: Aim of study was to evaluate the effect of different thickness zirconia core and two different luting agents on the fracture strength of veneered zirconia based crowns designed by multilayer technique

Material and Method: Upper right molar tooth shape that has been preparation 40 stumps are composed of stainless steel were produced on a CNC lathe. Forty metal dies representing upper right molar teeth and twenty zirconia frameworks (Vita In-Ceram Zirkonia Block) on these metal dies were constructed (inLab 4.4; Sirona Dental Systems). All frameworks were veneered with CAD/CAM fabricated feldspathic ceramic (VITABLOCS Mark II). Examples of substructure were divided into two groups. The thickness of the infrastructure for the first group, second group was selected 0.7 mm to 0.5 mm. Half of the veneers each groups were luted with self-adhesive resin cement (Multilink N Refill; Ivoclar Vivadent) (Group MN) and the other half were luted with self etching resin cement (Panavia F 2.0) (Group P) to the frameworks. Crowns were then cemented to the metal dies. All specimens were thermocycled for 5000 cycles (5°C/55°C, dwell time 30 s). A universal test machine was used for the fracture strength test at a crosshead speed of 1 mm/min. Data were examined for suitability for normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test .

Stereomicroscopy was used to evaluate the failure modes and surface structure.

Results: Data were analyzed for normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test, and normal distribution of all data was found to be appropriate ($p > 0.05$). Data obtained after using two different thickness of substructure and two different cement materials were statistically evaluated by two-way ANOVA and Post Hoc Tukey test.

Conclusions: The highest fracture toughness value was obtained in the group (1191. \pm 211.89) where the cementation was made with self-adhesive resin cement at 0.7 mm substrate thickness and the lowest fracture toughness value was found at the group (719.10 \pm 94.18) where the cementation with dual polymerized resin cement at 0.5 mm substrate thickness.

Key Words: CAD-on, adhesive cement, fracture resistance.

İdris KAVUT, Specialization Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, November-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

°C: Santigrad Derece

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

CEREC: Chairside economical restoration of esthetic ceramics

cm: Santimetre

CNC: Computer numerical control

dak: Dakika

GPa: Cigapaskal

HF: Hidroflorik Asit

k: Kübik Faz

µm: Mikrometre

m: Monoklinik

mm: Milimetre

mm²:Milimetrekare

MPa: Megapaskal

N: Newton

n: Örnek Sayısı

nm: Nanometre

p: Anlamlılık

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

s: Saniye

SBS: Shear Bond Strength

t: Tetragonal

t→m: Tetragonal-Monoklinik Faz Transformasyonu

TEK: Termal Ekspansiyon Katsayısı

Y-TZP: Yttrium Katyonlu Tetragonal Zirkonya Polikristali

Zr: Zirkonyum

Zr⁺⁴: Zirkonyum Katyonu

ZrO₂: Zirkonya, Zirkonyum Dioksit

ZrSiO₄: Zirkonyum Silikat

ZTA: Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina Seramikler



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VI
İÇİNDEKİLER	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Seramikler.....	4
2.2 Dental Seramikler	4
2.2.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi	4
2.2.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.2.3 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
A. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması	6
B. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması.....	7
C. Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması	10
2.3 Zirkonyum.....	26
2.3.1 Zirkonyum Dioksit.....	28
2.4 Zirkonyum Dioksitin Kristal Yapısı	28
2.4.1 Zirkonyum Dioksitin Faz Dönüşümleri	30
2.4.2 Zirkonyum Dioksitin Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması	30
2.4.3 Zirkonyum Dioksitin Restoratif Dişhekimliğinde Kullanımı.....	32
Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA).....	32
Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ).....	33
Yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP).....	33
2.4.4 Zirkonyum Dioksitin Tipleri	34
2.4.5 Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi.....	36
2.4.6 Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri ...	37
Tabakalama tekniği	38
Presleme tekniği	39
2.4.7 Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin	

Kullanımı	39
IPS e-max CAD-on tekniği	42
2.4.8 Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması	42
2.4.9 Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri	43
Kumlama	45
Aşındırma	46
Asit.	47
Plazma sprey	47
Isı uygulaması	47
Tribokimyasal silika kaplama yöntemi	48
Porselen incisi ile pürüzlendirme	49
HIM/SIE.....	49
2.5 Oksit Seramiklerin Simantasyonu.....	48
2.5.1 Rezın Simanların Polimerizasyon Şekli.....	53
2.5.1.1 Kimyasal Sertleşen Rezın Simanlar	53
2.5.1.2. Işıkla Sertleşen Rezın Simanlar	54
2.5.1.3 Dual Sertleşen Rezın Simanlar	54
2.6 Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Metodları.....	55
2.6.1Tensile Bağlanma Dayanımı Testi.....	55
2.6.2Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Testi.....	56
2.6.3Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi	57
2.6.4 3-4 Nokta Eğme Testleri	58
2.6.5 Dental Seramiklerin Baskı Dayanıklılığı ve Tespit Yöntemleri.....	59
2.7 Seramik Çalışmalarında Kullanılan Yaşlandırma Teknikleri.....	61
Termalsiklus.....	61
Distile Suda Bekletme	62
2.8 Yüzey Değerlendirme Yöntemleri.....	63
2.8.1 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM).....	63
2.8.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	63
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	65
3.1 Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller.....	65
3.2 Örneklerin Hazırlanması	68
3.2.1 Metal Güdüklerin Hazırlanması	68
3.2.2 Zirkonyum Alt Yapıların Hazırlanması	68

3.2.3 Seramik Üst Yapıların Hazırlanması.....	70
3.2.4 Yüzey Hazırlığı ve Simantasyon.....	71
3.2.5 Termal Devirlendirme.....	74
3.2.6 Kırılma Direnci Testi.....	75
4. BULGULAR.....	76
5. TARTIŞMA.....	80
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	90
7. KAYNAKLAR	91
8. ÖZGEÇMİŞ	116



1.GİRİŞ

Metal-seramik restorasyonlar diş hekimliğinde en sık tercih edilen restoratif tedavi yöntemlerinden biridir. Metal seramik restorasyonlarla ilgili yüksek başarı oranları bildirilmesine rağmen (10 yıllık başarı oranı %94) (Walton 1999; Tan ve ark 2004; Pjetursson ve ark 2007), biyouyumluluk ve optik niteliklerindeki kısıtlamalar konusundaki kaygı tamamı seramik restorasyonların kullanımını harekete geçirmiştir (Yavuzyılmaz ve ark 2005; Sadowsky 2006).

Tam seramik restorasyonlar mükemmel estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük plak akümülyasyonu ve düşük termal iletkenliği gibi karakteristik özelliklerinden dolayı gerek anterior gerekse posterior bölgede tek diş restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005; Sadowsky 2006; Renda ve ark 2015). Kırılgan doğası gereği özellikle posterior bölge uygulamalarında bir alt yapı ile desteklenmesi gerekmektedir. Estetik ve güçlendirilmiş mekanik özelliklerinden dolayı zirkonyum oksit destekli tam seramik restorasyonlar metal destekli porselen restorasyonların yerini almaktadır (Kim ve ark 2011; Kanat ve ark 2014; Schmitter ve ark 2014).

Yapılan bir klinik çalışmada zirkonya alt yapının 5 yıllık başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (Molin ve ark 2008).

Zirkonya seramikler yüksek kristal içeriğinden dolayı doğal dişlere göre daha az translüensliğe sahiptir ve estetiği artırmak için uygun veneer seramiklerle kaplanmaktadırlar. Bununla birlikte zirkonyum oksit destekli tam seramik restorasyonlarda, veneer seramiğin kırılması en sık karşılaşılan problemlerden biridir (Beuer ve ark 2009; Raigrodski ve ark 2012; Kanat ve ark 2014; Schmitter ve ark 2014; Renda ve ark 2015).

Veneer seramiklerin bükme dayanıklılığı alt yapıya göre çok daha zayıftır ve bu nedenle düşük yük altında bile kor-veneer ara yüzeyinde başarısızlıklar oluşabilir (Guess 2009). Veneer seramikte meydana gelen delaminasyon ve/veya çatlaklar gibi klinik başarısızlıklar 3 ila 5 yılsonunda sırasıyla %13 ve %15,2 oranlarında rapor edilmiştir (Raigrodski ve ark 2006; Sailer ve ark 2007). Bu oran 10 ila 15 yıl gibi uzun dönem periyottan sonra %2,7 ve %5,5 arasında başarısızlık gösteren metal seramik restorasyonlardan oldukça yüksektir (Coornaert ve ark 1984; Valderhaug 1991).

Yeterli bağlanma dayanımı sağlanamaması zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe konusu olmuştur (Fischer ve ark 2008).

Zirkonyum oksit destekli seramik restorasyonlarda seramiğin kırılmasında genel olarak üç faktör önemli rol oynamaktadır: arayüz bağlantısı, alt yapı-veneer materyal uyumu ve veneer seramiğin dayanıklılığı. Bu faktörlere ek olarak veneerleme tekniği de üst yapı seramiğinin kırılmasında önemli etkiye sahiptir (Komine 2010; Rekow 2011; Kanat ve ark 2014)

Zirkonyum oksit core üzerine cam matriks yapıli veneer seramik uygulaması için geleneksel tabakalama tekniği ve ısı ve basınçla presleme tekniği en sık uygulanan yöntemdir. (Kanat ve ark 2014). Bu tekniklere ek olarak son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tekniği kullanılarak altyapı ve üst yapı tasarımı CAD yazılımı ile aynı anda yapılabilmektedir. CAD/CAM tekniği kullanılması ile ölçü alınması, model eldesi, mum modelaj ve döküm gibi işlemlerin elimine edilmesi ile klinik ve laboratuvara aşamaları azalarak restorasyonlar daha kısa zamanda hazırlanmaktadır aynı zamanda homojen içerikte alt ve üst yapı materyali kullanımını sağlamaktadır. Alt yapı olarak presinterize zirkonyum oksit kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemi ile zirkonyum oksit alt yapının anatomik kasp destekli dizaynı restorasyonun mekanik özelliklerini de arttırmaktadır. Zirkonyum oksit core ve veneer seramik üst yapının birleştirilmesi, seçilen sisteme göre birleştirme cam seramiği (e.max CAD-on teknik) veya rezin siman (multilayer teknik) kullanılarak gerçekleştirilmektedir (Beuer ve ark 2009; Kanat ve ark 2014; Renda ve ark 2015)

E.max CAD-on birleştirme tekniğinde cam seramiğinin hazırlanması ve uygulaması için özel donanım gerektirmesi ve her sistemle uyumlu olmaması nedeniyle core ve üst yapının rezin simanlarla birleştirildiği multilayer tekniği daha kolay ulaşılabilir, uygulanabilir ve ekonomik bir yöntemdir. Geleneksel tabakalama tekniği ile üretilen zirkonyum oksit destekli tam seramik restorasyonun sinterlenmesi ve soğuması esnasında iki farklı materyalin termal genişleme katsayılarındaki farka bağlı olarak veya stres altında veneer seramik ve zirkonyum oksit core arasında faz dönüşümüne bağlı oluşabilecek kırılmaların elimine edilmesi için geliştirilen- önerilen multilayer tekniğinde alt ve üst yapının rezin simanla birleştirilmesinin restorasyonun mekanik dayanıklılığını etkileyebileceği yönünde çalışmalar devam etmektedir.

Çalışmalarda kullanılan simanlar arasında en sık tercih edilen Panavia 2.0 olmuştur. Bunun en önemli nedenlerinden biri MDP(10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) içeriğine sahip olmasıdır. MDP içeriği alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi metal oksit içerikli kimyasal yapılara bağlanmayı arttıran etkiye sahiptir. (Kern and Wegner, 1998; Wegner and Kern, 2000; Matinlinna ve ark., 2006; Yoshida ve ark., 2006; Wolfart ve ark., 2007; Aboushelib ve ark., 2008; Akgungor ve ark., 2008; Yang ve ark., 2010)

Bu bilgilerin ışığı altında planlanan çalışmanın amacı; estetik veneer materyalinin kalınlığı değiştirilmeden core kalınlığının değiştirilmesi ile ortaya çıkacak mekanik özelliklerdeki değişiklikleri ve iki farklı yapıyı birleştirmek için kullanılan farklı siman materyalinin dayanıklılığa etkilerini değerlendirmektir.

Bu çalışmanın hipotezi, core kalınlığının artmasının restorasyonun mekanik dayanıklılığını arttıracığı ve kullanılan farklı simanlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından bir fark elde edilmeyeceği şeklinde kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Seramik sözcüğü Yunanca'da "Keramos, keramikos, keramenes" kelimelerinden türemiştir (Callister 1997).

Seramik M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, ancak XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya'da Mediciler'in destekleriyle seramik yapılmasına yönelik çalışmaların varlığı bildirilmiştir (Akın 1999).

Genel anlamda seramik, inorganik hammaddelerin belirli oranlarda karıştırılıp şekillendirildikten sonra pişirilerek sertleştirilmesi ile elde edilen malzemelere denilmektedir (Geçkinli 1991). Seramikler genel olarak silikat yapısında olup, bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle yaptığı bileşiktir. Seramiklerde bu yapı her silisyum atomunun dört oksijen atomuyla çevrelediği silisyum tetraoksit (SiO_4)'tir (Oktay 2003). Camı oluşturan bu yapıya diğer oksitlerin eklenmesiyle erime sıcaklığının düşmesi, yüksek viskozite ve vitrifikasyona direnç gibi bazı özellikler elde edilir. Bu oksitler genellikle potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitlerdir (Akın 1983; Anusavice 1993; Kelly ve ark 1996).

2.2. Dental Seramikler

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (Kelly ve ark 1996). 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından protetik tedavide kullanılmıştır (Akın 1999). Duchateau, fildişinden yapılmış protezlerin renklenmesi, pöröziteli olması ve ağız sıvılarını absorbe etmesinden dolayı rahatsızlık duymuş ve porselen yapımcılarıyla görüşerek kendisine ilk porselen protezi yaptırmıştır (Jones 1985; Kelly ve ark 1996). 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır (Leinfelder 2000; Wildgoose ve ark 2004). 1838 yılında ilk porselenlere kıyasla normal diş tonlarına yakın renkte ve yarı şeffaf özelliğe sahip bir porselen

geliştirilmiştir. 1886'da altın yaprak ile kron yapılmış ve üstüne porselen fırınlanmıştır. 1889'da ilk porselen jaket kron uygulanmış ve porselenlerin diş hekimliğinde kullanımı artmıştır (Akın 1999). Anderson ve Oden (1993) yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek oranda saf olan alümina kullanarak tam seramik kron hazırlama yöntemini geliştirmişlerdir.

2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir (Akın 1999). Dört oksijen (O^-) atomu merkezde yer alan bir silisyum (Si^{4+}) ile kimyasal bağlar yaparak dental seramiğin çekirdek yapısı olan silisyum tetrahedrat (SiO_4)'yü oluşturmaktadır (Anusavice 2003).

Dental seramiklerin ana yapı taşları feldspar, kuartz ve kaolindir. Bu, "triaksiyel" seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır (McCabe ve Walls 1998; Powers ve ark 2006). Dental porselenin diğer porselenlerden başlıca farkı içindeki kaolin miktarıdır (Oktay 2003).

1. Feldspar ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$)

%75-85 oranında bulunan feldspar dental seramiklerde ana yapıyı teşkil eder (O'Brien 2002). Seramiklere doğal bir radyolüsentlik veren, göreceli olarak saf ve renksiz olan bir maddedir (Memikoğlu 1997; Anusavice 2003). Fırınlama sırasında 1100-1300°C'de eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur (Coşkun 2002).

Doğal feldspar saf olmayıp potas ve soda ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler (Zaimoğlu ve ark 1993).

2. Kuartz (Silika, SiO_2)

Silisilik anhidrit olan kuartz matriks içinde doldurucu görevi görür ve %10-30 arasında bulunur. Erime derecesi 1700°C olan kuartz, dental porcelene desteklik sağlar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler, dayanıklılığını artırır, termal genişleme katsayısını kontrol etmeye yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (Zaimoğlu ve ark 1993). Yapı içine fazla oranda konursa seramiğin ışık geçirgenliğini azaltır (Eismann 1980; McCabe 1985).

3. Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$)

Kaolin bir alüminyum hidrat silikası ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$)'dır (Yavuzylmaz ve ark 2005). Çin kili olarak da bilinir. Çok ince, yumuşak ve kilsli bir maddedir (McLean 1979; Naylor 1992). Isıya oldukça dayanıklıdır, 1800°C'de erir. Isıtıldığında nemi uçar ve yapışkan yapısı sayesinde diğer maddeleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajına yardımcı olur (Zaimoğlu ve ark 1993). Dış hekimliği seramiğinde %3-5 oranında bulunur. Dış hekimliği seramiği ile diğer seramikler arasındaki temel fark da bu orandır. Seramiğe opak özelliği verdiği için oranı belli bir miktarı aşmaz (Eismann 1980; McCabe 1985).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminisans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar da seramik yapıya eklenmiştir (Zaimoğlu ve ark 1993; Yavuzylmaz ve ark 2005).

2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler klasik olarak fırınlama derecelerine göre, kullanım alanlarına göre, kimyasal yapılarına göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 1997; 5. O'Brien 2008; Sakaguchi ve ark 2012; Helvey 2014).

A. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Yüksek ısı seramikleri (1288°C-1371°C)

Bu seramikler %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. Eritici maddeler içermezler (O'Brien 2002; Powers 2006). Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993; O'Brien 2002). Ayrıca çok homojen bir yapıya sahip olup, pişim esnasında %15 oranında büzülme gösterirler (Naylor 1992).

2. Orta ısı seramikleri (1093°C-1260°C)

Bu seramikler %61 feldspar, %29 kuartz, %5 $CaCO_3$, %2 Na_2CO_3 , %2

K_2CO_3 ve %1 $Na_2B_4O_2$ içerirler (McCabe ve Walls 1998; O'Brien 2002; Powers 2006). Gövde porseleninde kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993; O'Brien 2002). Orta ısı seramikleri homojen bir yapıya sahiptirler ve %15'ten fazla büzülme gösterirler (Naylor 1992).

3. Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C)

Bu seramikler %60 kuartz, %12 feldspar, %11 $Na_2B_4O_2$, %8 Na_2CO_3 , %8 K_2CO_3 ve %1 $CaCO_3$ içerirler. Pişirme süreleri çok kısadır, %30–35 oranında büzülme gösterirler. Piştikten sonra yüzeyleri poröz olduğu için ağız sıvısında rengi değişir ve gri bir renk alırlar ve ayrıca kırılğan olurlar (O'Brien 2002; Powers 2006). Jaket kronlarda, metal destekli kronlarda, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (Rosenstiel ve Jonston 1988; Shillingburg ve ark 1997).

4. Ultra düşük ısı seramikleri (750°C-850°C)

870°C altında fırınlanan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleri olarak tanımlanmaktadır. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanında, bazı ultra düşük ısı porselenlerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi ısıl büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (McCabe ve Walls 1998; O'Brien 2002; Powers 2006).

B. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler

Kompozisyonu ve özelliklerinden dolayı sabit restorasyonlarda kullanılan seramiklerden farklıdır. Hareketli protezlerde yapay diş olarak kullanılan bu seramikler genellikle yüksek ısı porseleninden hazırlanırlar. Yapısındaki ana bileşen feldspar olup yaklaşık % 15 kuartz ve % 4 civarında kaolin içerirler (O'Brien 2002). En önemli avantajları üstün estetik, yüksek abrazyon direnci ve mükemmel renk stabilitesidir. Ancak oklüzal uyumlamadan sonra parlatılmalarındaki güçlükler nedeniyle karışık dişlerde ciddi aşınmalara neden olmaları, akrilik kaide ile kimyasal bağlantı kurulamadığından mekanik tutuculara ihtiyaç duymaları, akrilik kaide ile

termal genleşme katsayılarının uyumsuz olması nedeni ile kaidede stres birikimine neden olmaları, kırılma olmaları, yüksek yoğunlukları nedeni ile protezin ağırlığını arttırmaları gibi dezavantajları vardır (Ferracane 2001; Craig ve ark 2002).

2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Işık geçirgenliği, kimyasal stabilitesi, biyouyumluluğu, yüksek baskı direnci ve termal genleşme katsayısının diş dokusuna yakın olması gibi avantajlara sahip olan dental seramikler gerilim kuvvetleri karşısında kırılma yapı göstermektedirler (Coskun 2002). Bu nedenle seramiklerin metal ile desteklenmesi fikri ortaya atılmış ve ilk metal-seramik restorasyonlar 1927 yılında gerçekleştirilmiştir (Fischer 1999; Craig ve ark 2004).

Metal-seramik sistemlerde kullanılan seramikler orta ve yüksek ısı seramikleri ile benzerdir. Ancak, mikroyapı açısından çok farklıdır (McLean 1979). Metal alaşımlarda kullanılan seramiğin içeriği cam ve çözülmemiş kalay oksit şeklindedir. Ayrıca %5-15 oranında kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısıl genleşmeyi arttırmakta ve metal alt yapı ile uyumu sağlamaktadır (Craig 1993; Zaimoğlu ve ark 1993). Ayrıca artık ısıl gerilmelerin azalmasını da sağlayan bu alkali içeriği, seramiğin eriyerek kaynaşma ısısını azaltarak metal alt yapıdan önce erimesini sağlar. Böylece metal seramik restorasyonlar çatlak oluşumuna daha dirençli hale gelir (Anusavice 2003).

3. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Tam seramik sistemleri metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonların klinik olarak uzun ömürlü olmaları bu sistemlerin başarılarını artırmıştır. Ancak metalin ışık geçirgenliğini engelleyerek ve metal renklemelerini ortaya çıkararak estetiği azaltması ve metal alaşımların alerjik ve toksik yan etkilere neden olması araştırmaları metal içermeyen restorasyonlara yöneltmiştir (Probster 1996; Oden ve ark 1998; Rammelsberg ve ark 2000; Kheradmandan ve ark 2001; Zaimoğlu ve Can 2004).

Tam seramik restorasyonlar; mükemmel estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük plak akümüasyonu ve düşük termal

iletkenliği gibi karakteristik özelliklerinden dolayı restoratif diş hekimliğinde popöler hale gelmiş ve buna bağlı olarak yeni seramik materyalleri gelişmekte ve yaygınlaşmaktadır (Yavuzylmaz ve ark 2005). Lösite güçlendirilmiş seramikler, cam infiltre seramikler, lityum disilikat, alümina ve zirkonya tam seramik kor materyalleri olarak kullanılmaktadır (Aboushelib ve ark 2007).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan düşük ya da orta ısı seramiklerde güçlendirme ajanı olarak farklı kristal fazlar kullanılır ve hacimlerinin %90'a kadar olan kısmını bu kristalin faz oluşturur. Kristalin fazın miktarı, doğası, partikül büyüklüğü ve dağılımı materyalin mekanik ve optik özelliklerini doğrudan etkiler (McLean ve Odont 2001).

C. İçeriklerine göre sınıflandırılması (Gracis ve ark., 2015)

1) Cam seramikler

a) Feldspatik

b) Sentetik

i) Lösite içerikli

ii) Lityum disilikat içerikli

iii) Florapatit içerikli

c) Cam infiltre edilmiş seramikler

i) Alümina

ii) Alümina ve magnezyum

iii) Alümina ve zirkonya

2) Polikristalin seramikler

a) Alümina

b) Stablize zirkonya

c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3) Rezin içerikli seramikler

a) Rezin nanoseramik

b) Rezin ilave edilmiş cam seramik

c) Rezin ilave edilmiş zirkonya silika seramik

D. Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Folyo tekniği:

Foli ile güçlendirilmiş kronlar ilk kez McLean ve Sced tarafından 1976'da geliştirilmiştir. Folyoların kullanım amacı metal kalınlığının inceltilmesi ve böylece dişin daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülmesi ve dolayısıyla pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın estetik restorasyonların yapılmasını sağlamaktır (Hondrum 1992). İlk system olan Vita-Pt ince bir oksidize platinyum folyonun (2 µm kalınlığında kalay ile kaplanarak kalay oksit elde edilir) güdük üzerine adaptasyonu ve bunun üzerine aluminöz porselenin işlenmesi ile yapılan metal-seramik teknolojisidir. Bu prensibi kullanan daha sonraki sistemler güdük üzerinde şekillendirilen, adapte edilen ve parlatılan prefabrike altın kullanmışlardır (Renaissance, Captek).

Bu sistemler yeterli estetik, iyi bir marjinal adaptasyon ve kullanım kolaylığı sağlamalarına rağmen kırılma direncinin geleneksel kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Wall ve Cipra 1992; Hondrum 1992; Crispin 1994). Bu teknikte kullanılan foli kalınlığı 0.025 mm ile 0.05 mm arasında değişmektedir (Chiche ve Pinault 1994).

2.Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Bu tip seramikler, soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine opak, dentin ve mine porseleni olmak üzere 3 tabaka halinde uygulanarak elde edilirler (Shillingburg ve ark 1997). Vita Omega, Ivoclar, Duceram, Ceramco II bunlara örnek olarak verilebilir.

3. Isıya dayanıklı refractory model üzerinde hazırlanan restorasyonlar:

Feldspatik, aliminöz ya da ikisinin karışımı olan klasik seramiklerin refraktör day üzerinde hazırlandığı tam seramik sistemleridir. Seramik kronların bu metal alt yapı olmaksızın güçlendirilmesi için geliştirilen ilk system Al_2O_3 alt yapılu aluminöz porselen olan Vitadur-N dir. Bu dentin ve mine yapımında kullanılan porselenden %40-50 daha dayanıklıdır. Seramik içindeki Al_2O_3 çatlak ilerlemesini engeller.(Rosenblu ve Schulman, 1997; Sakaguchi ve Powers 2012)

En çok laminate veneer, inley, onley yapımında kullanılan bir tekniktir. En önemli dezavantajı restorasyon refraktör daydan çıktıktan sonra ilave gerektiğinde ilave pişirmeler marjınlerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olmasıdır (McLean 1979; Pekkan 2005). Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Hi-Ceram, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II, In Ceram (Alumina, Spinel, Zirconia) verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Hi-Ceram

1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından fosfat bağlı revetmen üzerinde platin yaprak kullanmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir (Yüksel ve ark 2000). Hi-Ceram %70 oranında Al_2O_3 içerir. Bu nedenle geleneksel porselenden %25 daha serttir (Marx ve ark 2001). Bükülme direnci yaklaşık olarak 140-180 MPa arasındadır (Alkumru 1988; Hondrum 1992). Anterior ve posteriorda tek kron restorasyonu olarak uygulanabilir (Wall ve Cipra 1992; Erçoban 1998). Hi-Ceram sistemi üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Tekniği diğer metal desteksiz seramik sistemlerine göre daha ucuzdur. Röntgende translüsens görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Bunun yanında, diğer tam seramik sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir (Wall ve Cipra 1992; Erçoban 1998).

In-Ceram

In-Ceram, 1989 yılında Fransız diş hekimi Mickael Sadoun tarafından geliştirilen tam seramik sistemidir (Gökçe ve Beydemir 2002). %90 Al_2O_3 içeren kor

materyalidir. Bu sistemde sıvı faz içinde dağılmış 3 boyutlu ve iç içe geçmiş iki fazdan oluşmaktadır (alumina ve cam). Bu sistemde “slip” adı verilen alümina partiküllerinin su içinde dağılmış hali alçı güdük üzerine uygulanır. Kapiller basınç etkisiyle su alçı tarafından emilir ve alumina partikülleri alçı güdük üzerine tutunur. Buna slip-casting tekniği denir (Alaçam ve ark 1998; Suarez ve ark, 2004; Guazzato 2004). Bu şekilde sıkıca biraraya gelmiş alumina partikülleri, temas halindeki partiküller arasında köprüler oluşması için 1120 °C de 10 saat fırınlanarak kısmen sinterize edilir. Elde edilen bu yapı dayanıksızdır (6-10 MPa). Bu pöröz, kısmen sinterize edilmiş alüminaya daha sonra çok ince cam (lanthanum alumina silikat) taneciklerinden oluşan karışım sürülür. 1100 °C de 4-6 saat süren ikinci fırınlamada camın tüm boşluklara kılcal hareketlerle akması sağlanır. Yeni oluşan yapının bükülme dayanıklılığı 400-500 MPa arasındadır. Lanthanum, camın viskozitesini düşürerek infiltrasyonu kolaylaştırır ve ayrıca porselenin kırılma dayanımını artırarak şeffaflığını geliştirir (Rosenblum ve Schulman 1997; Rosentiel ve ark 2001).

In-Ceram sistemi ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprülerin yapımında kullanılabilir (Vveltzer 1997; Yavuzylmaz ve ark 2005).

In-Ceram sisteminin, homojen bir yapıya sahip olması, doku uyumunun iyi olması, üstün marjinal uyum sağlaması ve diğer seramik sistemlerine kıyasla 3-4 kez daha fazla dirençli olması gibi avantajları vardır (Vveltzer 1997). Dezavantajları ise opak olması ve uzun süren laboratuvar işlemleridir (McLean ve Odont 2001; Lenz ve ark 2002). Ayrıca silikat içeriğinin az olmasından dolayı asitin uygulamadaki başarısı sınırlanmaktadır (Sen ve ark 2000; Qualtrough ve Piddock 2002).

In-Ceram tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu belirtilmektedir: In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya (Rosenblum ve Schulman 1997; Rosentiel ve ark 2001). In-Ceram Spinel sistemi, magnezyum ve alüminyum oksitinin 1:1 oranında karıştırılıp 1600°C fırınlanmasıyla elde edilir ($MgAl_2O_4$) (Vita In-Ceram Spinel). In-Ceram Spinel'in bükülme kuvvetlerine karşı direnci 350 MPa olarak rapor edilmiştir (Giordano 1996). İnley, onley ve anterior tek kronlarda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Vita In-Ceram Spinel). In-Ceram Zirkonya %67 oranında alüminyum oksit ve %35 oranında tetragonal yapıda zirkonyum oksit kristalleri içermektedir. In-Ceram Zirkonya'nın bükülme dayanımı 600 ± 30 MPa'dır (Giordano 1996).

Alüminyum oksit yerine spinel (magnezyum-alumina) eklenmesi

transluseransiyi arttırır. Daha düşük bükülme direncine sahiptir (350MPa). Estetiğin önemli olduğu ön bölgede tek kron uygulamaları için önerilir.

Optec

Yüksek lösit kristalleri içeren cam feldspar kompozisyonu olan Optec seramik sisteminde çekirdek alt yapı bulunmamaktadır. Platin folyo yada ısıya dayanıklı refractory model üzerinde pişirilir.

4.Dökülebilir seramikler

Dicor

İlk dökülebilir seramik olan Dicor (Dentsply), 1980'lerin başında David Grossman tarafından dişhekimliğine kazandırılmış bir sistemdir (Pekkan 2005). %55 oranında tetrasilik fluormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içerir. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık kazandırır (McLean ve Odont 2001; Kedici 2002). Kimyasal yapısı SiO_2 , MgO , K_2O , Al_2O_3 ve ZnO_2 gibi maddelerden oluşmuştur. Yapısında ayrıca flor salınımı yapan MgF_2 bulunur (Adair ve Grossman 1984; Kelly ve ark 1996; Memikoğlu 1997).

Restorasyonlar kayıp mum tekniği ile eritilmiş cam seramiğin santrifüj yardımıyla dökülmesi ile yapılır (Shillingburg ve ark 1997). Mika esaslı cam seramiklerin bükülme direnci 120-150 MPa arasındadır (Zaimoğlu ve ark 1993; Erpenstein ve ark 2000). Tek kron, inley, onley ve laminate veneer yapımında kullanılır (Blatz 2002; Magne ve Belser 2002).

Kristal yapı fazlalığından dolayı Dicor'da ışık dağılımı fazladır ve bundan dolayı bukalemun etkisi oluşur. Bukalemun etkisi, rengin komşu dokulardan, kökten ve kesilmiş diştten gelerek yayılması olayıdır. Bu nedenle diğer seramik sistemlerine göre daha estetikdir. (Alaçam ve ark 1998).

Bu sistemin avantajları arasında, uygulama kolaylığı, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği ve opasite, polisajlanabilirlik, gerilim direnci, aşınma direnci ve kimyasal maddelere karşı dayanıklılık yer almaktadır (Freidlander ve ark 1990; Shillingburg 1997; Zaimoğlu ve Can 2004). Yapım süresinin uzun oluşu, özel ekipman gerektirmesi (Wall ve Cibra 1992), yetersiz kuvvet dayanımı ve

internal boyama yapılamaması dezavantajlarıdır (Rosenblum 1997; Wassel ve ark 2002).

Cerapearl

Cerapearl (Kyocera Bioceram; San Diego, USA) Hobo ve Iwata tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Bu sistemde hidroksiapatit ana kristalin faz olarak kullanılır (Blatz 2002). Kimyasal olarak %45 CaO, %15 P₂O₅, %34 SiO₂ ve %5 MgO içeren Cerapearl'ün mikroyapısı amorfür (Altunsoy 2001).

Dicor sisteminde Kristal fazı mika kristallerinden oluşur, cerapearl sisteminde Kristal fazı hidroksiapatitten oluşur. Dicor sistemi için döküm ısısı 1360 °C iken, cerapearl sistemi için 1460 °C dir.

Döküm tekniği Dicor'un döküm tekniğine benzemektedir (Shillingburg ve ark 1997). Döküm işleminden sonra kristalizasyon aşamasına geçilir. Kristalizasyon işlemi CeraPearl için 870 °C de 12 saat, Dicor için 1070 °C de 6 saat sürer. Bu işlem sonucunda kristalize kalsiyumoksilapatit oluşumu tamamlanmış olur ve kristalizasyon ısısından daha düşük bir ısıda iki defa ısıtılarak doğal mineye çok benzeyen kimyasal ve fiziksel yapı kazandırılır. (Dong ve ark. 1992)

Tek kron, inley ve laminate veneer yapımında kullanılır (Altunsoy 2001). Işık kırma indeksi, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Kedici 1985; Piddock ve Qualtough 1990). Bu sistemin dezavantajları sadece dıştan boyama yapılabilmesi ve pahalı ekipman gerektirmesidir (Shillingburg ve ark 1997).

OCC (Olympus Casted Ceramic)

Mika ve lityum alumina silikat beta spodumen içerikli dökülebilir seramik materyalidir. Kimyasal içeriği Li₂O-Na₂O-MgO-ZnO-Al₂O₃-TiO₂-Si₂O-F'dir (Pekkan 2005). Lityum alumina silikat materyalin direncini artırır. Baskı kuvvetlerine karşı direnci 850 MPa, esneme direnci ise 220-300 MPa'dır (Iıjıma ve ark 1990). Bu sistemle tek kronlar, inleyler ve veneerler yapılabilir (Pekkan 2005). Yapım tekniği bilinen dökülebilir dental seramiklerdeki gibi yapılmaktadır (Yücel 2005).

5. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler

Bu gruptaki seramikler pnömatik kollu özel bir seramik fırınında yüksek ısı ve basınç altında revetman kalıp içerisine preslenir. Yapım aşamaları kolaydır. Sıcak presleme tekniği ile marjinal uyum artar, porozite azalır, bükülme dayanımı artar ve formun tam olarak oluşturulabilmesi mümkün olur (Blatz 2002). Bu gruptaki seramiklere örnek olarak Cerestore, IPS-Empress, IPS-Empress 2 ve IPS E-max verilebilir.

Cerestore

Cerestore 1983 yılında Sozia ve Riley tarafından geliştirilmiştir (Wall ve Cipra 1992). Kor materyalinin esas kristalin kısmını %65-70 alüminyum oksit (Al_2O_3) ve %8-10 magnezyum alüminat ($MgAl_2O_3$) oluşturur (Messer ve ark 1991). Yüksek alumina yapılıdır ve düşük ekspansiyon gösteren alüminöz porselen ile kaplanmaktadır. Model üzerine mum modelasyon yapılır daha sonra güdük ile reetmana alınır. Mum atımı yapıldıktan sonra eritilmiş termoplastik kor materyali epoksirezin güdük üzerine direct enjeksiyon yöntemi ile uygulanır. Bu system istenilen şekilde ajuste edilebilen ve şekillendirilebilen bir koping elde etmeyi sağlar ve ısıtma işlemi sırasında alt yapının dayanıklılığı artar. Büzülmeye uğramayan koping daha sonra özel olarak formüle edilmiş, termal uyum gösteren alüminöz porselen ile konvansiyonel yükleme tekniği uygulanarak kaplanır.

En önemli avantajı, yapının fırınlanma sonucu büzülmemesidir. Bunun nedeni, fırınlanma sonucu oluşan magnezyum alüminat bileşiminin bileşimi oluşturan MgO ve Al_2O_3 kombinasyonundan daha büyük bir hacme sahip olmasıdır. Bu da fırınlanma sonrasında oluşan büzülmeyle dengeler (Kelly ve ark 1996; McLean ve Odont 2001). Dezavantajları ise, muflalama, döküm ve pişirme için özel ekipman gerektirdiği için pahalı bir sistemdir. Bu nedenle daha fazla zaman gerektirir (McLean 1987; Wall ve Cipra 1992; Özkan ve ark 2000).

IPS-Empress

1983 yılında Zürich Üniversitesi'nde Wohlewend ve Scharer tarafından geliştirilmiştir (Höland ve ark 2000, Mackert ve ark 2000). Kimyasal yapısı SiO_2 -

$Al_2O_3-K_2O$ şeklinde olan IPS-Empress'in silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğünde olan lösit kristalleri oluşturur (Shillingburg ve ark 1997).

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180°C'de vizköz alümina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır (Toksavul ve ark 2004).

IPS Empress'in bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (Yavuzymaz ve ark 2005). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer (Holand 1998). İnley, onley, veneer porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Rosenblum ve Schulman 1997, McLean ve Odont 2001, Rosentiel ve ark 2001).

IPS-Empress 2

IPS-Empres 2, 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (Schweiger ve ark 1999). Bu sistem SiO_2-LiO_2 sisteminden oluşan bir cam seramiktir. Hacimsel olarak % 60'ından fazlası lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) kristalleri ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içerir. Lityum disilikatın mikro yapısı rastgele dağılmış, birbirine kilitlemiş ve küçük, plaka tarzında kristallerden oluşur (IPS Empress 2 1998, Denry ve ark 1999). Bu yoğun kristal yapı materyalin gücünü ve kırılmaya karşı dayanıklılığını artırır (Zawta 2001, Pagniano ve ark 2005).

Bükülmeye karşı direnci 350-450 MPa olup yaklaşık olarak lösit cam seramiklerden 3 kat daha fazladır (Van Noort 2002, Quinn ve ark 2003). IPS-Empress 2, kesici dişlerden 2. küçük azılara kadar hem ön hem de arka bölge için üç üyeli köprü yapabilen ilk tam seramik malzemedir. Köprü gövdesi yaklaşık 7-8 mm olup bir premolardan daha geniş olmamalıdır. Kantilever köprüler için uygun değildir. Bağlayıcılar için minimal kritik boyut, okluzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm'dir (IPS Empress 2 1998, Sorensen 1999).

Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Laboratuvar işlemleri IPS Empress sistemi ile aynıdır. IPS-Empress 2 ingotları, EP 500 veya EP 600 fırınlarında 920°C'de preslenir (IPS Empress 1999).

IPS e-max

2005 yılında piyasaya sunulan IPS e-max (Ivoclar Vivadent) tam seramik sistemi, üretici firma tarafından IPS Empress 2'den sonra geliştirilmiştir (e-max 2005). Daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir (Hummel ve ark 2005). Ayrıca IPS e-max seramik materyali florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Böylece, cam seramik restorasyonun ışık geçirgenliğini artırarak daha doğal görünüm sağlar ve translusensi artırır (IPS e-max 2005).

Bükülme direnci 360-400 MPa'dır. İnley, onley, laminate veneer ve tek kuron protezlerinin yapımında kullanılabilir. Ayrıca sistemin bükülme direnci artırıldığından posterior bölgede 3 üyeli köprü protezi yapımına da olanak sağlamaktadır (IPS e-max 2005).

5 komponent içerir

1. IPS e-max press: Presleme tekniği için lityum disilikat cam seramik ingotlardır. %70 lityum disilikat, silisyum oksit, lityum oksit, fosfor oksit, alumina, ve potasyum oksit içermektedir. Bu tozlar bir ergimiş cam elde etmek için combine edilir. Bal kıvamına benzer, uygun vizkozite elde edildiğinde ergimiş cam istenilen şekildeki metal kalıplara dökülür ve kalıp içerisinde soğumaya bırakılır. Cam ingotlar daha sonra presleme veya CAD/CAM tekniği ile işlenir. Minimal invaziv inlayler, onlayler (1 mm) ve çok ince laminalar (0.3 mm) yapılabilir.

ii. IPS e-max ZirPress: press-on teknik için florapatit cam seramik ingotlar. IPS e.max ZirCAD in üzerine IPS e.max ZirPress in ısı ve basınçla preslenmesi işlemine Press-on teknik denilmektedir.

iii. IPS e-max CAD: CAD/CAM teknik için lityum disilikat cam seramiktir. IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahiptir. Fakat farklı bir ısıl işleme tabi tutularak parsiyel olarak kristalize edilirler. Buradaki amaç blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini ve seramiğe yeterli direnci sağlamaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristalize faz lityum metasilikattır. Lityum metasilikatların uzunlukları 0.2-1 µm arasında değişir ve karışımda hacimce %40 oranında bulunurlar. Seramiğe yaklaşık 130 MPa direnç kazandırır. Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakumla 850 °C de ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristaline dönüşür. Bu dönüşümle cam

matrikste yaklaşık 1.5 µm boyutunda ve hacimce %70 i oluşturan lityum disilikat kristalli seramik elde edilir. Bu işlem sonucunda bükülme direnci 350-400 MPa ya yükselir.

iv. IPS e-max ZirCAD: CAD/CAM teknik için zirkonyum oksit bloklar

v. IPS e-max Ceram: Nanoflorapatit kaplama seramiği. Bu düşük ısı seramiği hem press teknolojisi hem de CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar için karakterizasyon ve yığıma seramiği olarak kullanılmaktadır.

6. Kopya-freze tekniği ile üretilen seramikler

Kopya-freze tekniği duplikatın elde edilmesi anlamına gelir. Bu sistemde, teknisyenin maniple ettiği mum ya da ışıkla sertleşen alt yapılardan elde edilen örnekler 80 µm detay kabiliyetine sahip mekanik problemlerle dokunsal taranır. Toplanan veriler sisteme aktararak frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır (Yavuzylmaz ve ark 2005).

Celay

Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Germany), İsviçre Zürih Üniversitesi Protez Kliniğinde, 1988 yılında mikroteknoloji kullanılarak geliştirilmiştir (Peutzfeldt 2001). Celay ünitesi birbirinden ayrılmış iki odadan oluşur. Cihazın sol tarafındaki bölüme tarama odası, sağ tarafındaki bölüme ise freze odası denir. (Eidenbentz ve ark 1994, Strub ve Beschnidt 1998). Restorasyon yapımında öncelikle day üzerinde kompozit esaslı bir malzemeyle alt yapı işlenir. Daha sonra cihazın tarama bölümüne yerleştirilir, aşındırıcı olmayan mekanik uçlarla manuel olarak taranır. Elde edilen veriler cihazın kesici bölümüne aktararak seramik blokların şekillendirmesi sağlanır. Freze işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve üzerine klasik yöntemlerle venter porselen uygulanır (Alison ve ark 1999, O'Brien 2002, Yücel 2005). Bu sistem ile kron ve 3-4 üyeli köprü için kor yapılabilir (Rudolph ve ark 2003).

7. Bilgisayar destekli freze tekniğine dayalı sistemler

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) yani Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim, teknolojinin birçok alanında

daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ancak 1980'lerde başlamıştır. 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. İlk dental CAD/CAM uygulaması, İsviçre'de 1988'de Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından Cerec sistem ile gerçekleştirilmiştir (Liu 2005). Başlangıçta iki eksenle aşındırma yapabilen cihazlar, bilgisayar teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak farklı modifikasyonlar geçirmiş ve günümüzde altı eksenle aşındırma yapabilir hale gelmiştir (Rosenblum ve ark 1997).

Seramik restorasyonların yapım aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı, yapının homojen olmamasına, yapıda mikroporözitelerin oluşmasına ve büzülmeye neden olmaktadır. Freze ile şekillendirilen seramikler, bu problemlerin önlenmesi amacıyla geliştirilmiştir (Tinschert ve ark 2001).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; alumina, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, çeşitli kompozitler (Raigrodski 2004, Strub ve ark 2006) ve dayanıklılığı artmış dökülebilir akriliklerdir (Fradeani ve ark 2005).

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 yapı içerir.

Birincisi preparasyonun intraoral veya ekstraoral olarak taranarak verinin toplanmasıdır.

İkinci yapı CAD yani restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımının sağlanması

Üçüncü yapı CAM ise, sanal olarak hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleşmesidir.

Sistemler üretim metodlarına göre 3 gruba ayrılırlar:

1. Direct klinikte uygulanan sistemler: intraoral olarak diş preparasyonunu tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır. Ör: CEREC ve E4D Dentist

CEREC sistemi

İlk CAD/CAM sistemlerinden biri olan CEREC kelime anlamı olarak Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (Mörmann ve Bindl 1996). Sistemin ilk olarak kliniğe

girmesi, 1985 yılında Zürich Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde CEREC kullanılarak bir inley restorasyonun yapımı ile gerçekleştirilmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

Tarayıcı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını olmak üzere dört parçadan oluşur. 2 farklı tarayıcısı vardır. İlki hekimlerin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu ağız içi kamerası, ikincisi Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany)'in tarayıcısıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilir. Modeller, Cerec InLab ünitesinde taranır ve elde edilen verilere göre bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlanır. Daha sonra CAM ünitesine yerleştirilen sinterlenmemiş zirkonya bloklar aşındırılarak alt yapılar hazırlanır. %20 oranında daha hacimli hazırlanan alt yapılar sinterleme sonucunda büzölmeye uğrayarak istenilen boyuta ulaşır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin avantajlarından (Giray ve ark 2007).

Hint-Els

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Germany), 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 ünitelerden oluşmaktadır. Ayrıca bu sistemde hekimlerin kullanabileceği tarama ünitesi (direct scan) mevcuttur. Hazırlanan preparasyon tarayıcı ile taranır ve elde edilen veriler internet aracılığıyla laboratuara gönderilir. Böylelikle ölçüden kaynaklanan hatalar ortadan kaldırılır (Giray ve ark 2007). Elde edilen tüm veriler 5 eksen etrafında çalışmakta olan ve otomatik olarak değişebilen farklı uçlar kullanan freze cihazına aktarılarak alt yapı şekillendirilir (The Voice of Techno-Clinical Dentistry 2004). Bu sistemde yarı sinterlenmiş (non-HIP) ve tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları işlenebilir. HIP zirkonyanın işlenmesi 2 saat, non-HIP zirkonyanın işlenmesi 30 dakika sürer. Yarı sinterlenmiş zirkonya altyapıları renklendirilemez. Bu sistemde sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir (Giray ve ark 2007).

2. Laboratuarda kullanılan sistemler: Alçı modelden veya ölçüden tarama yapmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapılar üretilir ve teknisyen restorasyonu

karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. Ör: CEREC inLab, DCS Preci-Fit, Cercon, Everest

Cerec InLab

Lazer tarayıcı ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır.

Sistemin; tarayıcı bilgisayar, tarayıcı tasarım yazılımları ve frezeleme, sinterleme cihazları sistemde bulunmaktadır.

Tasarım bittikten sonra 25 mikron hassasiyetinde çalışan freze cihazı ile 10 üyeye kadar köprü frezelenabilir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir.

Cerec InLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü alt yapıyla beraber kullanılacak porseleni de freze ederek daha sonra bu iki parçanın birbirleriyle birleşmesine olanak vermesidir.

Everest

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany), Everest scan (tarayıcı ve dizayn programı), Everest Engine (kazıma ünitesi), Everest Therm (sinterleme fırını) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır. Elde edilen model, tarama ünitesinde taranır ve aynı tarama ünitesinde alt yapı dizayn edilir. Ardından kazıma ünitesinde alt yapı oluşturulur (Giray ve ark 2007). Kazıma ünitesi 3 freze yapabilen ünitelere oranla daha gelişmiş olup 5 düzlemde freze işlemi yapabilmektedir. Ünitenin gelişmiş CNC yazılımı sayesinde karmaşık ve andırcatlı yapıları dahi işlenebilmektedir (Kavo Everest 2009). Bu sistemde ZS-Blank ve ZH-Blank olmak üzere iki zirkonya materyali kullanılır. ZS-Blank yarı sinterlenmiş Y-TZP materyali olup bükülme dayanıklılığı 900 MPa üzerindedir. ZH-Blank ise yoğun sinterlenen Y-TZP materyali olup bükülme dayanıklılığı 1200 MPa üzerindedir (Özkurt 2008). Everest sistemi ile inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron ve köprü yapılabilir (Giannetopoulos ve ark 2010). 14 üyeye kadar varabilen köprü protezleri yapımı mümkündür (Leinfelder ve ark 1989).

Cercon

1999 yılında geliştirilen bu sistem Avrupa'da Cercon Smart Ceramics (DeguDent) adı ile bilinmektedir. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Germany)'nde

diğer sistemlerden farklı olarak MAD-CAM sistemiyle altyapı hazırlanmaktadır. Sistem, frezeleme ve lazer tarayıcı içeren Cercon brain ünitesi ve sisteme ait sinterleme fırını olan Cercon heat ünitesinden oluşur (Besimo ve ark 2001). Labaratuarda alt yapının dizaynı için konvansiyonel yöntemlerle mum modelaj hazırlanır. Hazırlanan mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesine yerleştirilerek lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Ardından, düşük yoğunlukta, tebeşirimsi kıvamdaki sinterize edilmemiş “Cercon base” adı verilen blokları kullanılarak alt yapı oluşturulur (Qilo ve ark 2008). Cercon eye/art CAD/CAM Sistemi, Cercon sistemine alternatif olarak üretilen ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan yeni bir sistemdir. Bu sistemde, lazerin yanı sıra üç kamera sistemini kullanarak her model için 16 üyeye kadar taranabilir. Otomatik marjin tespiti ile alt yapı tasarımı kolaylığı sağlar. Alt yapı kalınlığını, marjinleri ve okluzyonu tam olarak ayarlayabilir. Herbir üyeyi 60 saniyeden daha az bir sürede tarar ve işleme sokar. Ayrıca, 20 mikron veya daha az bir hassas tarama özelliği ile andırkatları kolay bir şekilde okuyabilir. The art software yazılımı ayrıca full konturlu bir kronun tasarımını sağlayabilir (Shree Lakshmi Dental Laboratory 2000).

Sinterizasyon büzülmesini kompanze etmek için %25-30 oranında büyük hazırlanan alt yapı 6-8 saat 1350°C’de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir (Besimo ve ark 2001, Suttor ve ark 2001). Daha sonra bu teknik için geliştirilmiş olan Cercon Ceram Kiss üstyapı seramiği ile kaplanmaktadır. Eğilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 900 MPa’dır (Cercon Smart Ceramics 2009). Tek kuron, 3-5 üniteli köprü ya da implant üstü kuron köprü restorasyonlarında kullanılabilir (Besimo ve ark 2001, Suttor ve ark 2001).

DC-Zirkon

1993 yılında DC-Zirkon materyali (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) ve DCS sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı (Preciscan), yazılım (DCS Dentform) ve frezleme makinesi (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Alçı model lazer tarayıcı ile taranır, daha sonra yazılım cihazında alt yapının dizaynı yapılır ve elde edilen bilgiler frezleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot

Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezlenir (Guazzato ve ark 2005). Alt yapılar tamamlandıktan sonra alt yapıyla uyumlu ısıl genleşme katsayısına sahip veneer porselen (Vita D Ceramics) kullanılarak restorasyon tamamlanır (Besimo ve ark 1997, Giordano 2005). Bu sistemde HIP zirkonya blokların kullanılmasından dolayı kazıma işlemi uzun sürer ve frezler diğer sistemlere göre daha hızlı aşınır. Ayrıca DCS zirkonya alt yapılarının renklendirilememesi diğer bir dezavantajdır (Giray ve ark 2007).

ZENO Tec

Zeno Tech sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany), tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme fırınından (Zeno Fire) oluşur (Giray ve ark 2007). Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer ile taranır ve ZENO CAD cihazında elde edilen verilere göre dizaynı yapılır. Frezleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır (Zeno-TEC technical product profile). Bu sistemde diğer sistemlerden farklı olarak laboratuvar ortamındaki kirliliği elimine etmek için ZENO Air hava temizleme ünitesi kullanılır. Bükülme dayanıklılığı 1300 MPa olan ZENO zirkonya disklerinden elde edilen alt yapılar kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan ve TEK'ı uyumlu lösitsiz HDAM™ (highdensity advanced microstructure) ZIROX sistemi veneer seramik olarak uygulanır (Tosun 2007).

Zirkonzahn

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, Italy), hem CAD/CAM sistemi ile hem de mekanik olarak yani MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır (Giray ve ark 2007). CAD/CAM sisteminde restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenir (Human Zirconium Technology 2009). Mekanik olan teknikte ise, alt yapı sistemin kendisine ait olan ve ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir ve cihazın okuyucu ucunun bulunduğu tarafa yerleştirilir. Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı

tarafa yerleştirilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır (Yavuzylmaz ve ark 2005).

Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmediğinden andırkatlar ve paralel olmayan kesimler diğer sistemlere göre daha rahat dizayn edilebilir. Ayrıca ZirkonZahn maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir (Giray ve ark 2007). Bu sistemde zirkonya materyali sinterizasyon öncesinde daldırma yöntemiyle boyanabilmekte ve renkler zirkonyumun sinterizasyonu esnasında yapı içine (yaklaşık 0,2 mm) nüfuz etmektedir. Ayrıca bu sistemle her türlü protetik restorasyonun (kron, köprü, inley, implant abutment) yapılabilirdiği belirtilmiştir (Zirkonzahn 2006).

Ceramill

Avrupa'da AmanGirrbach firması tarafından üretilmiştir. Sistem Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Österreich, Avusturya) base zirkon frezeleme cihazı, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solusyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve frezelem uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünlerden oluşmaktadır. ZirkonZahn ile aynı çalışma prensibine sahiptir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı 1450°C'de sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır (Giray ve ark 2007).

3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri: model laboratuvarında tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Alt yapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Ör: Procera, LAVA

LAVA

Bu sistem, 2002 yılında 3M-ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (milling) ve sinterleme fırını (Lava Therm, 3M

Espe Dental AG, Seefeld, Germany) olmak üzere üç farklı üniteden oluşur (Piwowarczyk ve ark 2005). Ölçü sonrasında elde edilen model üzerinden dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler lazer optik sistem aracılığıyla 3 boyutlu olarak taranır ve özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Elde edilen veriler kazıma ünitesine aktarılarak kron veya köprü alt yapıları yarı sinterlenmiş (non-HIP) bloklarından hazırlanır ve en sonunda Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C'de 11 saat sinterlenir. Bu sistemde yarı sinterlenmiş zirkonya blokları kullanıldığından sinterleme esnasında oluşacak büzülme için alt yapılar %20 oranında büyük hazırlanır (LAVA-technical product profile). Alt yapılar final sinterlemeden önce 7 farklı renk seçeneğiyle renklendirilebilirler (Piwowarczyk ve ark 2005). Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır (Giray ve ark 2007). Lava zirconia sistemi, tek kronlarda, üç ve dört üniteli köprülerde ve splintlenmiş kronlarda rahatlıkla kullanılmaktadırlar (Suttor 2004).

Procera AllZirkon

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) zirkon sistemi Andersson ve Oden tarafından geliştirilmiştir (Mehl ve ark 1999). Bu sistem için, özel bir tarayıcıya (scanner), taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına ihtiyaç duyulmaktadır (Andersson ve Oden 1993). Procera sistemine ait bilgisayar destekli tasarım ünitesi (CAD) laboratuarda mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) ise İsveç ve Amerika olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır (Ottl ve ark 2000). Laboratuarda elde edilen ana model tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve bilgisayara aktarılarak hazırlanacak olan alt yapının tasarımı yapılır. Bu tasarım modem aracılığı ile merkez üretim birimine (Türkiye için İsveç'teki merkez) aktarılır. Hazırlanan alt yapılar tekrar laboratuara gönderilir ve uygun feldspatik porseleni (Nobel Rondo Zirkonya) ile kaplanır (Odman ve ark 2001). Sinterizasyon büzülmesini kompanze etmek için alt yapı %20 oranında büyük hazırlanır (Andersson ve ark 1998). Procera/AllZirkon'un kırılma dayanımı 1200 MPa'dır, bu nedenle kron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonlarında kullanılmaktadır (Odman ve ark 2001).

CAD/CAM Sistemi ile üretilen seramikler

- a. Lösit esaslılar: ProCAD
- b. Aluminyum oksit esaslılar: In Ceram spinel, ın Ceram Alumina (kısmi sinterize bloklar), Procera AllCeram
- c. Mika esaslılar: Dicor MGC
- d. Potasyum aluminyum silisyum oksit (cam) esaslılar: Vita blok Mark II
- e. Lityum disilikat esaslılar: Empress II, Empress e.max CAD
- f. Zirkonyum oksit esaslılar: In Ceram Zirkonyum, DSC HIP Zircon (tam sinterlenmiş), DC Zircon (tam sinterlenmiş), Empress e.max ZirCAD

Zirkonyum esaslı materyallerin üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluklarından dolayı dental restorasyonlarda kor materyali olarak kullanılmıştır (Luthardt ve ark 1999). Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) alt yapılar, tam seramik restorasyonların sınırlamalarını azaltarak arka bölge dislerinde 3-4 üniteli tam seramik köprülerin yapımına imkan vermektedir. Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte, bu teknikler de, CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir (Fritzsche 2003, Raigrodski 2004).

2.3.Zirkonyum

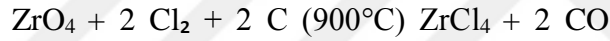
Zirkonyum ismi Arapça “altın renginde” anlamındaki “Zargon” kelimesinden gelmektedir. “Zargon” kelimesi ise Farsça Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türemiştir. “Zargon” ya da diğer adıyla “Jargon”, binlerce yıldan beri bilinen ve mücevher olarak kullanılan değerli bir taştır. İncil ayetlerinde de ismi geçmektedir. Ortaçağda Zargon’un uykuya dalmaya yardımcı olduğuna, sahibine başarı, itibar ve bilgelik getirdiğine inanılırdı. Bu değerli taş 1789 yılında bir Alman kimyacı olan Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuş ve Klaproth bulduğu bu yeni elemente “Zirkonertz” adını vermiştir. Zirkonyum ilk kez 1824 yılında İsveç’te Jons Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek saflaştırılmıştır (Piconi ve Maccauro 1999).

Kimyasal bir element olan Zirkonyum (Zr)’un atom numarası 40 ve atomik

ağırlığı 91,22'dir. Periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır (Tosun 2007). Yer kabuğunda ağırlıkça % 0,02-0,03 oranında bulunur (Geçkinli 1992). Yoğunluğu 6,49 g/cm³, erime noktası 1852°C, kaynama noktası ise 3580°C'dir (Piconi ve Maccauro 1999). Ayrıca düşük termal iletkenliğe sahiptir (Soykan ve Karakaş 2001).

Gri-beyaz renkli bir metal olan Zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak bulunmaz (Tosun 2007). İçinde en az 37 değişik mineral bulunmasına rağmen ticari önemi olan mineralleri zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum oksit (ZrO₂)'tir. Zirkonyum silikat % 67,2 ZrO₂ ve % 32,8 SiO₂ içeren bir orta silikattır ve diğer adı zirkondur. Diğer mineral olan Zirkonyum oksit ise % 90-93 arasında ZrO₂ içerir ve diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Zirkonyum mineralleri içerisinde her zaman % 1-3 oranında Hafnium (Hf) elementi de bulunur (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyum eldesi ZrCl₄ bileşiğinin magnezyum veya kalsiyum ile indirgenmesi ile elde edilir. Baddeleyit mineralinin aşağıdaki reaksiyonu sonucunda ZrCl₄ bileşiği elde edilir (Derand ve Derand 2001, Aboushelib ve ark 2005).



Zirkonyum en çok yıldızlarda ve göktaşlarında bulunur. Ay'dan getirilen kaya örneklerinde dünyadakilerden çok daha yüksek zirkonyum oksit içeriğine sahip olduğu tespit edilmiştir. En önemli zirkonyum madenleri Kamboçya, Sri Lanka, Tayland, Burma, Brezilya ve Avustralya'dadır (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı nedeniyle patlayıcılarda, flaş ampullerinde ve nükleer sanayiide; erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde, düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliğine sahip olması nedeniyle zirkonyum-niobyum alaşımları süper iletken miktatısların yapımında kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999).

2.3.1. Zirkonyum Dioksit

Zirkonyum dioksit erime sıcaklığının yüksek olması ($2680\pm 15^{\circ}\text{C}$) asidik kimyasal maddelere karşı direncinin yüksek olması, korozyon, erozyon ve aşınmaya karşı dayanıklı olması, düşük termal genleşme katsayısına sahip olması (termal şoka dayanıklı olması), kırılma indisinin yüksek olması ve yüksek sıcaklıkta iyonik iletkenliğe sahip olması gibi özellikleri ile ileri teknoloji malzemeleri olarak kabul edilmiş ve çeşitli endüstri dallarında kullanılmaya başlanmıştır (Geçkinli 1992).

Kimyasal ve boyutsal stabilite, mekanik güç ve sertliğinin oldukça iyi olmasının yanı sıra biyouyumluluğu, elastikiyet modülünün paslanmaz çelikle benzer olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanılmasına imkan vermektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın biyomedikal olarak kullanımı ilk kez 1969 yılında Helmer ve Driskel tarafından yapılmış, tüm kalça replasmanı için üretimi üzerine yayınlanmıştır (Helmer ve Driskell 1969). Zirkonyanın güncel kalça replasmanındaki kullanımı ise ilk olarak Christel ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (Christel ve ark 1988).

Diş hekimliğinde ise ilk olarak 1990'ların başında kullanılmaya başlanmıştır. Fakat, zirkonyum mineralleri yapılarını renklendiren metal elementleri ve bünyelerindeki doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile diş hekimliğinde direkt olarak kullanılamazlar. Materyalin seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonya seramiği endodontik postlarda (Meyenberg ve ark 1995), implantların üst yapılarında, ortodontik braketlerde (Glauser ve ark 2004), tam seramik restorasyonların alt yapılarında (Suttor ve ark 2001), implant materyalinde (Akagawa ve ark 1998, Tosun 2007) ve inley-onlelerde (Edelhoff ve Sorensen 2002) kullanılmaktadır.

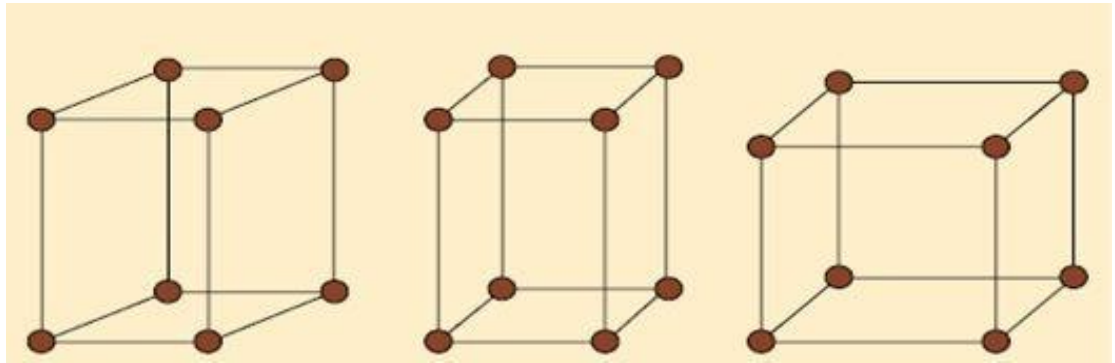
2.4.Zirkonyum Dioksitin Kristal Yapısı

Zirkonyum dioksit oldukça küçük çaplı taneciklerden ($<0,5-0,6\ \mu\text{m}$) oluşur (Ardlin 2002, Luthardt ve ark 2004) ve allotropik özellik gösteren hegzagonal formda bir seramiktir. Yani sıcaklık değişimi sonucunda kristal kafes parametreleri

değişime uğrar. Saf zirkonyum dioksit monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur. Oda sıcaklığındaki tabii formu monoklinik fazdır ve 1170°C'ye kadar kararlıdır. 2370°C'ye kadar tetragonal fazda kararlıdır. 2370°C'den ergime sıcaklığı olan 2680°C'ye kadar ise kübik fazda kalır (Yang ve ark 2007). Bu üç faz denge şartlarında sıcaklık ve kompozisyona bağlı olarak elde edilebilirler (Betz ve ark 2000), ayrıca benzer kimyasal özelliklere sahiptirler (Soykan ve ark 2001). Tablo 1.1'de zirkonyum dioksit (ZrO₂)'in fazları, yoğunlukları ve faz geçiş sıcaklıkları verilmiştir. Şekil 1.1 'de zirkonyanın değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görünümleri verilmiştir.

Çizelge 1.1. Zirkonyum dioksit (ZrO₂)'in fazları, yoğunlukları ve faz geçiş sıcaklıkları

Kristal Form	Yoğunluk gr/cm ³	Geçiş Sıcaklığı °C
Monoklinik	5,830	<1170
Tetragonal	6,100	1170 – 2370
Kübik	6,090	2370 – 2680



monoklinik
 $\alpha = \gamma = 90^\circ \quad \beta > 90^\circ$

tetragonal
 $\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$

kübik
 $\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$

Şekil 1.1. Zirkonyanın değişik fazlardaki kristal yapılarının şematik görünümleri(Kilbourn 1988)

2.4.1. Zirkonyum Dioksitin Faz Dönüşümleri

Faz dönüşümü mekanizması zirkonyum dioksitin üç fazda bulunan polimorfik yapısı sonucu meydana gelmektedir (Hannink ve ark 2000, Rauchs ve ark 2001). Saf zirkonyum dioksitte 1170°C’de meydana gelen m-t (monoklinik– tetragonal) faz dönüşümü esnasında seramiğin hacminde ortalama %5’lik bir azalma oluşur. Soğuma sırasında ise 100°C-1070°C arasında bir noktada t-m (tetragonal-monoklinik) dönüşümü oluşur ve bu geçiş sonucu %3-5’lik bir hacim artışı meydana gelir. Böylece seramik içinde iç gerilmeler ve çatlamlar oluşur. Bu özellik zirkonyum dioksitin saf olarak kullanımını engellemektedir (Piconni ve Maccauro 1999).

Saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler ilave edilir (Piconni ve Maccauro 1999). CaO, MgO ve CeO₂ ilaveleri ile karma fazlar elde edilir. Yani bu stabilize edici oksitlerin eklenmesi ile oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ve minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinden meydana gelen ‘Kısmen Stabilize Edilmiş’ adıyla bilinen multifaz materyallerin oluşması sağlanır (Piconni ve Maccauro 1999). Y₂O₃ ile stabilize edilen zirkonyum dioksitler ise oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmaktadır (Piconni ve Maccauro 1999). Bunlara verilen isim de ‘Tetragonal Zirkonya Polikristalleri’dir (Christel ve ark. 1989).

Tetragonal kristal yapıdaki kararlı zirkonyum dioksite ilave yapılan metal oksitlerin miktarları ve tipleri mekanik özelliklerin üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Yitrium bileşeni zirkonyum dioksit seramiklerin özelliklerini etkileyen en belirgin değişkendir (Şahin 2006). Gren boyu 0,4 µm olan yitrium partikülleri zirkonyum dioksit materyaline %3,5-6 oranında ilave edilerek diğer kombinasyonlardan daha üstün mekanik özelliklere sahip Y-TZP oluşturulur (Derand ve Derand 2000, Yöndem 2006).

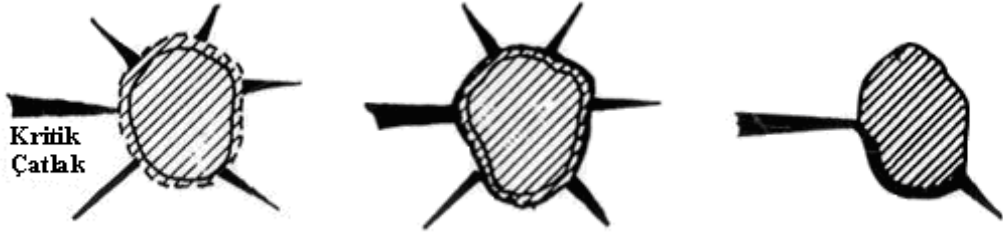
2.4.2. Zirkonyum Dioksitin Sertleştirme (Transformasyon) Mekanizması

‘Sertleştirme mekanizması’ zirkonyum dioksite dış mekanik kuvvetler uygulanması (aşındırma, soğutma vb.) sonucu grenlerinin enerjii absorbe ettiği ve kristallerin tetragonal formdan monoklinik forma dönüştüğü bir çatlak iyileştirme

prosedürüdür (McLaren ve Giordano 2005). Zirkonyum dioksitin bu dönüşümüne “martensitik transformasyon” da denilmektedir (Ban ve ark 2008).

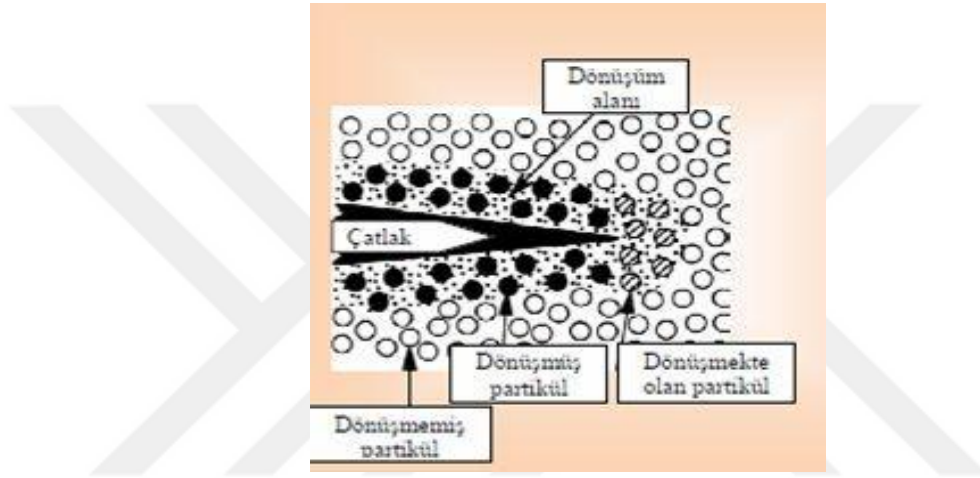
Zirkonyum dioksitin ‘sertleştirme mekanizması’ ilk olarak Garvie, Hannink ve Pascoe’nin ‘Ceramic Steel?’ başlıklı makalelerinde bildirilmiştir (Garvie ve ark 1975). Zirkonyum dioksit esaslı alaşımlar demir esaslı alaşımlarla benzer özellikler göstermektedirler, ısı genleşme katsayısı ve elastik modülüsü ise çeliğinkine benzer. En önemlisi her iki sistem de martensitik dönüşüm gösterir ve çelikteki martensit oluşumu gibi, zirkonyum dioksitte meydana gelen t→m dönüşümü materyalin dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu artırır (Garvie ve ark 1975, Picconi ve Maccauro 1999, Hannink ve ark 2000).

Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü esnasında zirkonyum tanelerinde %3-5’lik bir hacim artışı oluşur. Dönüşüme uğrayan parçacıkların etrafında oluşan teğetsel gerilimler zirkonyum taneleri çevresinde mikro çatlakların oluşumuna neden olur. Oluşan bu mikro çatlaklar ilerleyen bir çatlağın enerjisini soğurarak ve yayarak çatlağın yön değiştirmesine veya dallanmasına ve böylece seramik malzemenin dayanıklılığının artmasına neden olur (Şekil 1.2) (Yılmaz 2000).



Şekil 1.2. Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sırasında mikro çatlak oluşumu ve ilerleyen bir çatlağın dallanması veya yön değiştirmesi (Yılmaz 2000).

Diğer taraftan, gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlak ilerlerken, seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Aynı şekilde meydana gelen %3-5'lik hacim artışı, çatlakın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlakın ilerlemesi durdurulmaktadır (Şekil 1.3). Bu mekanizma sayesinde zirkonyum dioksit oldukça yüksek kırılma sertliği ve esneme dayanıklılığına sahip olur.



Şekil 1.3. Şertleşme mekanizmasının şematik anlatımı (Butler 1985)

2.4.3. Zirkonyum Dioksitin Restoratif Dişhekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliğinde kullanılan üç tip zirkonya içerikli seramik vardır. Bunlar, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir (Christel ve ark 1989).

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA)

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramiklerin diğer zirkonyalardan farkı; tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine durumun kontrolünün partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu (intra veya intergranüler) ile sağlanmasıdır (Kelly ve Denry 2008).

In-Ceram Zirkonya bu malzemeye bir örnektir. In-Ceram Zirkonya, hacimce %33 ve %12 mol seryum ile stabilize zirkonyanın (12Ce-TZP) In-Ceram Alümina'ya ilavesi ile elde edilir. In-Ceram Zirkonya Y-TZP'ye göre daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (Guazzato ve ark 2004). Ancak termalsiklus ve yaşlandırma altında Y-TZP'den daha iyi termal stabilizasyon sergilemekte ve düşük sıcaklık bozulmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir (Denry ve Kelly 2008).

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ)

Saf zirkonyum dioksiti oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler eklenir. Ancak, kübik zirkonyum dioksitin tamamen stabil hale getirilebilmesi için gereken miktardan daha düşük konsantrasyonlarda eklenir. Dolayısıyla yapıda karma fazlar, yani oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ve minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinin bulunduğu multifaz materyalleri oluşur. Bu seramik türünde tam anlamıyla bir stabilizasyon gerçekleşemediğinden 'Kısmen Stabilize Edilmiş' tanımı kullanılmaktadır (Subbarao 1981, Piconni ve Maccauro 1999).

Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır. Bu malzeme pörozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için diş hekimliğinde başarı sağlayamamıştır (Denry ve Kelly 2008). Krem renginde olup, sertliği oldukça yüksektir. Sıcaklığın arttırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzylmaz ve ark 2005). Denzir-M bu grupta bulunan seramiklere örnek olarak verilebilir (Sundh ve Sjögren 2006).

Yitrium katyonu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında yitrium oksidin (Y₂O₃) ilave edilmesiyle elde edilen yitrium-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) dir. Diş hekimliğinde stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan seramik tipidir (Tan ve Dunne 2004). Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur (Piconi ve Maccauro 1999). Materyalin oda sıcaklığında tetragonal yapıda stabil kalabilmesi

için tanecik boyutunun 0,8 µm'den küçük olması gerekir (Theunissen ve ark 1992). Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve hiçbir dış etken olmaksızın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Buna karşılık tanecik boyutunun çok küçük olması (<1µm) durumlarında faz değiştirme eğilimi azalmakta ve buna bağlı olarak materyalin kırılma sertliği azalmaktadır. Ayrıca, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi Y- TZP kitesini oluşturan tanecik boyutunu etkilemektedir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşmasına neden olur. Sonuç olarak, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutu materyalin stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkiye sahiptirler (Denry ve Kelly 2008).

Yttrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir seramiktir (Karakoca ve Yılmaz 2006). İn vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direncinin 9-10 MPa/m^{1/2} ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir (Raigrodski 2004). Bu da alüminadan iki kat, cam seramiklerden 5 ila 10 kat (McLaren ve Giordano 2005), feldspatik porselenden ise 6 kat (Yavuzylmaz ve ark 2005) daha sert ve dayanıklı olduğunu göstermektedir. Zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özelliklerinin bu derece iyi olması, kuvvetli yüklere maruz kalan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanılmasına imkân vermektedir (Yavuzylmaz ve ark 2005). Klinik çalışmalarda zirkonya alt yapının başarı oranı %97,8 olduğu tespit edilmiştir (Molin ve ark 2008).

2.4.4. Zirkonyum Dioksitin Tipleri

Klinik dişhekimliğinde kullanılmak üzere temel olarak üç tip zirkonyum dioksit mevcuttur.

2.4.4.1.HIP (ful sinterlenmiş) zirkonya

2.4.4.2.Non-HIP (kısmi sinterlenmiş) zirkonya

2.4.4.3.Green (sinterlenmemiş) zirkonya

Zirkonyanın HIP tipi "Hot Isostatic Pressing" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur. Seramik sanayiinde kullanılan bir sinterleme tekniğidir. Malzemenin

yoğunluğunu artırmak için yüksek sıcaklık ve basınç kullanır (Richard 2007). Materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve böylece %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır (Piconi ve ark. 2006). Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır (Denry ve Kelly 2008). HIP zirkonya %5 mol yitrium içerir. Gren boyutu 0,28 Nm'dir. Ayrıca porları 0,3 Nm'den daha küçük çaplı, küresel şekle sahip yoğun bir materyaldir (Tinscher ve ark 2001). Tamamen sinterlenmiş zirkonyanın bu tipine örnek olarak DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve Everest-ZH (KaVo) verilebilir (Richard 2007).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Bu zirkonya tiplerinin blokları spreyle kurutulmuş zirkonya tozu kullanılarak üretilir. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan bu zirkonya tozu 1350-1550°C'da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin eliminasyonuna ve blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Presinterizasyon işleminin olması gerekenden daha farklı derecede yapılması bloğun sertlik ve aşındırılabilir özelliklerini etkilemektedir (Denry ve Kelly 2008). Bu zirkonya tipi HIP zirkonya tipine göre daha yumuşaktır ve daha kolay frezelenir. Frezelemeden sonra, zirkonya 1350°C-1500°C'lik fırında tamamen fırınlanır ve final şekil, dayanıklılık ve fiziksel özellikler sağlanır. Böylelikle Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık %20'lik bir artış olur (3M- ESPE Dental ürün kataloğu). Non-HIP zirkonyanın gren boyutu 0,21 Nm'dir ve daha yoğun poröziteye sahip porlardan oluşmaktadır. Non-HIP zirkonya %3 mol yitrium içerir (Tinscher ve ark 2001). Bu tiplere örnek olarak Lava (3M ESPE), Cercon (DENTSPLY Ceramco) ve Vita YZ (Vident) verilebilir (Richard 2007).

Green (sinterlenmemiş) zirkonya tipi, Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir

sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Blokların aşındırılması işleminden sonra restorasyon sintereleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly 2008).

HIP zirkonyanın non-HIP zirkonyaya göre maliyetinin daha fazla olması, hem üretimi hem de frezelenmesinin daha uzun zaman ve emek gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (Richard 2007). Ayrıca HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur. Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sintereleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir (Guazzato ve ark 2004). Tüm bu sebeplerden dolayı non-HIP sistemi daha çok kullanılmaktadır (Richard 2007).

2.4.5. Zirkonya Alt Yapıların Veneerlenmesi

Zirkonya seramikler, materyal özelliklerinden dolayı metal-seramik restorasyonlarda görülen pek çok sorunları aşabilmekte, günümüzde yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmektedirler (Luthardt ve ark 2004). Ancak zirkonya seramikler yapısını oluşturan yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak görünüme sahiptir ve günümüz teknolojileri ile bu seramiğe doğal dişe yakın bir translüsentlik kazandırılması mümkün değildir. Bu nedenle diğer tam seramik sistemler gibi zirkonyum oksit destekli restorasyonlar da ideal estetiğin yakalanabilmesi için uygun translüsentliğe sahip veneer seramikler ile kaplanmaktadır (O'Brien 2002, Anusavice 2003, White ve ark 2005, Powers ve Wataha 2008).

Yapılan in-vitro çalışmalarda üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılması yani delaminasyondur (Tinschert ve ark 2005, Sailer ve ark 2006, Molin ve ark 2008). Zirkonya seramik restorasyonlarda veneer seramiğin kırılmasından kaynaklanan klinik başarısızlıklar 3 yıllık bir periyotta %13, 5 yıllık bir periyotta ise %15,2 olarak rapor edilmiştir (Fischer ve ark 2008). Aboushelib ve ark (2009)'nın yaptıkları çalışmada ise 19 tek kronun %52,6'sı ve 17 köprünün %60'ı üst yapı delaminasyonundan dolayı başarısız

olmuştur.

Kimyasal bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik kilitleme, ara yüzeydeki defektlerin tipi ve konsantrasyonu, ıslatma özelliği ve zirkonya-veneer seramik arasındaki Termal Ekspansiyon Katsayısı (TEK)'nin farklılığından dolayı veneer seramiğin sıkıştırma stresinin derecesi bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasındadır (De Jager ve ark 2005). Bu yüzden veneer seramik ile alt yapı arasındaki yeterli bağlanma dayanımı zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe nedeni olmuştur.

2.4.6. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri

Veneer seramiğin uygulanmasında üç farklı teknik uygulanmaktadır. Bunlar geleneksel tabakalama tekniği, presleme tekniği (Bonfante ve ark 2010) ve IPS e-max CAD-on tekniğidir (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

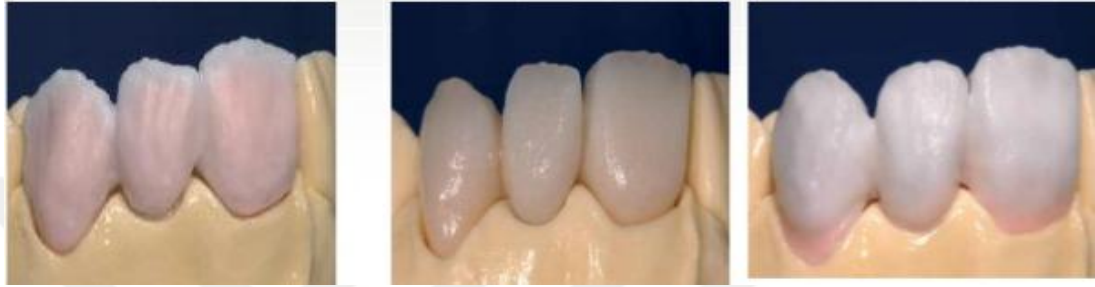
Tabakalama tekniği

Veneer seramikler zirkonya kor üzerine genellikle tabakalama tekniği yöntemiyle uygulanırlar. Tabakalama tekniği, estetik açıdan üstün ama dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan veneer seramik materyalinin kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek pişim işlemine tabi tutulması esasına dayanır (Hsueh ve ark 2005).

Tabakalama tekniğinde, porselen tozu likidi ile karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Daha sonra karışım bir fırça yardımıyla korun üzerine kondensasyon işlemi ile uygulanır ve ardından fırınlanır. Kondensasyon işlemi, seramik partiküllerin arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması açısından önemlidir. Bu sayede kor ile seramik arasındaki teması arttırarak arayüzde bağlantı direncini arttırır. Seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını arttırır. Ayrıca seramik tozu partikülleri arasındaki mesafeyi azaltıp yoğunluğu artırır. Buna bağlı olarak büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur. Kondensasyon işlemi vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleriyle gerçekleştirilir (McLean 1980).

Tabakalama tekniğinde karşılaşılan ve belki de en istenmeyen problem fırınlama sonrası yapı içinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Bu

büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave ve pişim işlemlerinin yapılması gerekir (Claus ve Rauter 1989, Goldin ve ark 2005, Holden ve ark 2009). Her pişim işleminde seramik ısıtılma ve soğuma prosedürlerine maruz kalır ve yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen streslerin oluşmasına sebep olur (Isgro ve ark 2005). Tekrarlayan pişim işlemlerinin bir başka sonucu da seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle gerçekleşen ‘bulutlu’ görüntüye sebep olan devitrifikasyon olayıdır (Fairhurst ve ark 1989).



Şekil 1.4. Porselen tabakalama tekniği (Nylor, Introduction to Metal-Ceramic Technology, 2009)

Presleme tekniği

Son zamanlarda presleme teknolojisinin gelişmesi ile zirkonya alt yapılar için yeni nesil seramikler üretilmiştir (Aboushelib ve ark 2006). Tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir ve her ne kadar yeni bir yöntem olmasa da son zamanlarda gelişmeye başlamıştır (Dröge 1972, McPhee 1975, Dong ve ark 1992). Presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılan veneer seramiklerin her biri farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere ve farklı termal ekspansiyon katsayısına sahiptir (Aboushelib ve ark 2008c). Presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır (Guess 2009).

Presleme tekniğinde, restorasyonun mum maketi hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği ile mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilir. Devamında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotlar özel fırında belli bir ısı altında yumuşatılarak basınç altında preslenir. Bu teknik ile tabakalama tekniğinde yaşanan fırınlama büzülmesi en aza indirilerek daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur

(Goldin ve ark 2005, Holden ve ark 2009). Presleme tekniğinde, döküm işleminin ardından tijlerin uzaklaştırıldığı veneer seramik doğrudan cilalanabildiği gibi, makyaj yapılabilenkte veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir (Cercon Ceram Press ürün katoloğu 2006).

Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre birçok avantajı vardır. Bunlar şöyle sıralanabilir. Isı ile pesleme tekniği daha kontrollü bir prosedür olmasından dolayı, veneer seramikler önemli ölçüde daha az hatalı işlenebilmektedir, böylece mekanik özellikleri artmış olacaktır (El-Mowafy ve ark 2004). Presleme tekniğinde hazırlanan mum maket ağız ortamında prova edilebilmektedir. Ayrıca mumun seramiğe göre daha kolay işlenebilmesi hekim açısından gerekli düzenlemeler ve gerekirse ilavelerin kolaylıkla yapılmasını sağlar. Bu da ağız içinde prova esnasında harcanan zamanı ve muhtemel tekrarlanan prova randevularını azaltır (Gorman ve ark 2000). Presleme tekniğinde dişin ideal formun oluşturulması laboratuvar ortamında tek bir pişimde gerçekleştirir. Dolayısıyla tekrarlayan fırınlama işlemlerinin seramik üzerindeki bilinen dezavantajlarını ortadan kaldırırken teknisyen açısından zaman kazandıran bir teknik olarak kabul edilebilir. Ayrıca seramik basınç altında şekillendirildiği için ortaya çıkan yapı çok daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olur (Bultan 2006). Tabakalama tekniğinde kullanılan seramiklere göre optik kalitelerinin dolayısıyla estetiğinin düşük olması nedeniyle ağızda estetik açıdan önemli olan bölgelerde kullanımlarının sınırlanması ise presleme tekniğinin bilinen dezavantajıdır (Aboushelib ve ark 2008c).

IPS e-max CAD-on tekniği

IPS e-max CAD-on tekniği tabakalama ve presleme tekniklerine alternatif olarak kullanılır. CAD-on tekniği iki komponentin birleşiminden oluşur. IPS e-max ZirCAD'ten yapılan zirkonya alt yapı ve IPS e-max CAD'ten yapılan lityum disilikat üst yapı. IPS e-max CAD yüksek dayanıklılığa ve estetiğe sahiptir ve tek diş restorasyonların yapımında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. IPS e-max ZirCAD zirkonya öncelikle köprü restorasyonlarında olmak üzere yüksek dayanıklı alt yapıların yapımında kullanılmaktadır. Böylece, IPS e-max CAD-on tekniği ile zirkonya alt yapı üzerine lityum disilikat üst yapısını oluşturarak hem dayanıklı hem de estetik restorasyonlar yapılabilir.

IPS e-max CAD-on tekniğinde her iki komponent yeni hassas inLab yazılımı

ve Sirona inLab MC-XL kazıma ünitesi kullanılarak dizayn edilir. Öncelikle IPS e-max ZirCAD altyapı Programat S1 proramı ile hızlı bir sinterleme işlemine tabi tutulur. Ardından frezelenen iki ayrı parça arasında özel olarak geliştirilen cam seramik ile homojen bir bağlanma sağlanır. Birleşme süreci IPS e-max CAD'in kristalizasyonu ile eş zamanlı olarak gerçekleşir.

IPS e-max CAD-on tekniği ile posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlar yapılabilir. Bu yeni teknik sayesinde, laboratuarda daha kısa zamanda ve daha az enerji harcayarak zirkonya esaslı IPS e-max CAD restorasyonların yapımı sağlanır (Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010).

Alt yapı üzerine (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat ile güçlendirilmiş üst yapı seramiği (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) kullanılan sistemde, birleştirici arayüz materyali olarak özel olarak geliştirilen tiksotropik yapıdaki cam seramik (IPS e.max CAD Crystall. /Connect, Ivoclar Vivadent) kullanılır. Özel titreşim cihazında (Ivomix, Ivoclar Vivadent) yaklaşık 10 saniye bekletilerek istenilen kıvama gelen arayüz materyali üst yapı materyalinin iç yüzeylerine uygulanır ve sinterlenen zirkonya alt yapı, doğru konumda olmasına dikkat edilerek monosilikat yapıdaki üst yapı porseleni içine yerleştirilir. Üst yapı seramiğinin lityum disilikat forma dönüşerek dayanıklılığının artırılması ve arayüz yapıştırıcı materyalin kristalizasyonu için, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun programda kristalizasyon fırınlaması gerçekleştirilir. Glazür işlemi uygulanan restorasyonlar tamamlanır. (Kanat ve ark. 2014)Diğer bir firmada ise, restorasyonun tasarımına uygun bir şekilde kazıma ünitesinde elde edilen zirkonya alt yapı (Lava™ Zirconia, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve cam seramik üst yapı (Lava™ DVS, 3M ESPE), özel bir porselen (Lava™ DVS Fusion Porcelain, 3M ESPE) ile birleştirilir ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinterize edilir. Karakterizasyon ve glazür işlemlerinden sonra restorasyonlar tamamlanır.

Farklı üretici firmalar tarafından geliştirilen multilayer yöntemlerinde, üst yapı seramiğinin içeriği, alt yapı-üst yapı birleştirilmesinde kullanılan ara yüz birleştirme materyali ve yöntemi farklılık gösterir. Zirkonya alt yapı (In-Ceram YZ, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve feldspatik esaslı seramik (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik) kombinasyonu kullanılan sistemde ise kazıma ünitesinde elde edilen üst yapılar üzerine glazür porseleni uygulanır ve uygun programda sinterize

edilir. Sinterlenen zirkonya alt yapı ve glazür işlemleri uygulanan üst yapı, firma tarafından önerilen rezin kompozit ile birleştirilir. Simanın ışık ile polimerizasyonu ve birleşim hattının cilalanması sonrasında restorasyonlar tamamlanır. (Kurbad 2011)



Şekil 1.6. Multilayer tekniğinde alt ve üst yapı simantasyonu

2.4.7 Zirkonya-Veneer Seramik Restorasyonlarda Liner Materyalinin Kullanımı

Liner, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasında alt yapının opak görüntüsünü maskeleyen ve de zirkonyanın islanabilirliğini artırmak için ara tabaka olarak uygulanır (Abusalib ve ark 2006). Liner; alüminosilikat cam, gliserol, propilen glikol ve diğer materyallerden oluşmaktadır (Tagami ve ark 2009). Toz ve likitin karıştırılması esasına dayanır. Kremi bir kıvama gelen karışım alt yapının tüm yüzeyine uygulanır ve kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlama işlemine tabi tutulur. Fırınlama işlemi sonrasında liner materyalinin tabaka kalınlığı 0,1 mm olmalıdır (Ivoclar ürün katalogu: IPS e.max Ceram 2009).

Zirkonya-veneer seramik bağlanma dayanımında liner uygulama dikkate alınması gereken faktörlerden biridir. Bazı materyal kombinasyonlarında kullanılan bu ek ara tabaka bağlanma dayanımını önemli derecede etkilemektedir (Abusalib ve ark 2006). McLaren ve ark (2005), liner materyalinin kimyasal ve mekanik bağlanmayı artırdığını söylemişlerdir. Benzer şekilde Aboushelib ve ark (2005), liner uygulanan zirkonya örneklerinin diğer yüzey işlemleri ile hazırlanan örneklere göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Ancak, liner

materyalinin bağlanma dayanımını azalttığını gösteren çalışmalar da vardır (Fischer ve ark 2010, Tinschert ve ark 2001). Özellikle preslenebilir veneer seramikler için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve veneerin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı rapor edilmiştir (Tinschert ve ark 2001, Abusalib ve ark 2006).



Şekil 1.5. Zirkonyum alt yapı üzerine liner materyali uygulannası (Ivoclar Vivadent Bilimsel Döküman)

2.4.8 Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılmasıdır (Tinschert ve ark 2005, Sailer ve ark 2006, Molin ve ark 2008). Bu sebeple seramik sistemlerde zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2005, Fischer ve ark 2007, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009). Ancak, zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya etki eden faktörler bilinmesine rağmen, alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma mekanizması henüz tam olarak bilinmemektedir (Saito ve ark 2010, Fischer ve ark 2010).

İki fazlı bir yapının stres dağılımı, homojen tek fazlı bir yapının stres dağılımından çok daha karmaşıktır ve iki farklı malzemedен oluşan seramik yapıların direnci sahip oldukları en zayıf nokta ile orantılıdır. Tam seramik sistemlerde bu en zayıf nokta genellikle en yüksek gerilim streslerinin ve/veya en geniş yüzey kusurlarının bulunduğu altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı yüzeyi ya da veneer seramiğin kendisidir (Aboushelib ve ark 2005, Dündar ve ark 2007). Dolayısıyla bu tip restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altında yapısal

bütünlüğünün korunması için ve veneer seramiğinin yüzeyden ayrılmasını önlemek için altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının belli bir minimal dirence sahip olması gerekmektedir (Aboushelib ve ark 2008c).

Zirkonyum oksit seramiklerin termal genleşme katsayısı ($10.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) zirkonyum oksit altyapılar için kullanılan veneer seramiklerin termal genleşme katsayısı ($9.1-9.7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$)'dan biraz daha büyüktür. Bu durum soğuma sırasında zirkonya hızla büzülerek veneer seramiğe sıkıştırıcı kuvvet uygulamasına neden olur. Böylece metal destekli porselen sistemlerindeki benzer şekilde az miktardaki sıkışmayla daha zayıf olan veneer seramik zirkonyum oksit seramiğine bağlanır (Luthart ve ark 1999, de Kler ve ark 2007).

Hegenbarth (2007) ve Tholey ve ark (2010) Y-TZP zirkonya alt yapı ile üzerine uygulanan veneer seramik arasında, cam fazdaki iyon alışverişinin ve homojen yapının olması bir kimyasal bağlantı sağladığını belirtmişlerdir. Buna karşılık Kwon ve arkadaşları (2009), zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlanma mekanizmasını inceledikleri çalışmalarında, zirkonya yüzeyini sinterlemeden önce ve sonra SEM'de, zirkonyanın içeriğini energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDX)'de ve ayrıca transmission electron microscopy (TEM)'de değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda, sinterlemeden sonra, zirkonya yüzeyindeki oksijen bileşimlerinin %11.3 ten %21.3'e yükseldiğini, partikül büyüklüğünün ise yaklaşık 0.2 mikrometreden 1 mikrometreye değiştiğini, zirkonya-veneer seramik ara yüzünde mikropörözitelerin oluştuğunu ve pörözitelerin gözlenmediği zirkonya-veneer seramik ara yüzünde elementlerin difüzyonunun veya migrasyonunun olmadığını gözlemişlerdir. Sonuç olarak, zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanmanın kimyasal değil mekanik olarak oluştuğu ayrıca ara yüzeyde oluşan mikropörözitelerin bu bağlanmada ana faktör olabileceğini belirtmişlerdir.

2.4.9 Zirkonyada Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzey pürüzlülüğünün sağlanması mekanik retansiyonun artırılması açısından önemlidir (Kato ve ark 2000, Saygılı ve Sahmalı 2003). Pürüzlendirme işlemi sayesinde; yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslatılabilirliği artırılmış olur (Blatz ve ark 2003). Pürüzlendirmek için kullanılan yüzey işlemi seçenekleri; lazerle pürüzlendirme (Üşümez ve ark 2004), alüminyum oksit ile kumlama, elmas döner aletler ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, plazma sprey uygulama (Derand ve

ark 2005) ve bu metodların herhangi bir kombinasyonudur (alüminyum oksit ile kumlama, elmas döner aletler ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, plazma sprey uygulama) (Blatz ve ark 2003).

Kumlama

Kumlama, tam seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırmada rutin olarak uygulanan bir yöntemdir (Kato ve ark 2000, Saygılı ve Sahmalı 2003). Kumlama yöntemi ile oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilir (Nakamura ve ark 2004). Bu işlem genellikle 50–250 µm'lik Al₂O₃ tozlarının 4–6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında püskürtülmesi esasına dayanmaktadır (Yavuzılmaz 1996, Fisher ve ark 2007).

Etkinliği partiküllerin sertliğine, şekline ve büyüklüğüne bağlı olarak değişen kumlama işleminde genel bir kural olarak, kullanılan partiküllerin uygulama yapılacak materyal yüzeyinden daha sert olması gerekmektedir. Abrasiv partiküllerin hızla çarpması sonucu yüzeyde oluşan defekt büyüklüğü, partikül büyüklüğü ile orantılıdır; ancak bunun yanı sıra kullanılan zirkonyum oksitlerin; kompozisyon, yoğunluk, sertlik ve gren boyutları da uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyon üzerinde doğurduğu sonuçları etkilemektedir (Kern ve Thompson 1993, Aboushelib ve ark 2008c, Fischer ve ark 2008, Lorente ve ark 2010).

Aşındırma

Birçok seramik materyali, CAD/CAM sisteminde istenilen şekil ve büyüklüğün verilebilmesi için kesme ve aşındırma işlemlerine, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması için yine aşındırma işlemlerine tabi tutulmaktadır. Aşındırmanın, seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro çatlaklar ve rezidüel streslerdir (Luthardt ve ark 2004). Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacağı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (Kosmac ve ark 1999).

Seramik yüzeylerinin elmas frezlerle aşındırılması ile mekanik bağlantı sağlanır. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre gözle görülebilir daha

pürüzlü yüzeyler elde edilir (Derand ve Derand 2000). Kou ve ark. (2006)'nın 5 farklı seramiğin yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün aşındırma işleminde polisajlama işleminden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (Kosmac ve ark 1999). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Swain ve Hannink 1989).

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (Liao ve ark 1997). Aşındırma işleminin yönü (Liao ve ark 1997), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (Zhang ve ark 2003), aşındırma hızı (Yin ve ark 2003) ve kesme derinliği (Huang 2003) materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

Asit

Tam seramiklerde %2,5-10 arasında değişen oranlarda hidroflorik asidin (HF) 2–3 dakika uygulanması başarılı yüzey pürüzlülüğünü sağlamaktadır. Pürüzlülüğün başarısında önemli olan faktör, seramiğin içerisindeki lösit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımıdır (Blatz ve ark 2003). HF asit uygulamaları cam içerikli seramiklerde başarılı olurken, camsı içeriği zayıf, yüksek kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde pürüzlendirici etkisi bulunmamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik kilitlenmeyi sağlayabilmek için ilave yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır (Magne ve ark 2003).

Plazma sprey

Plazma; iyonlar, elektronlar ve atomlardan oluşan kısmi bir gazdır. Plazma sprey işlemi, gazın kontrollu ve nitel biçimde iyonize edilmesi için vakum altında gerçekleştirilir. Yüksek frekanslı jeneratör plazma içindeki gazı iyonize eder ve oksijen ile aktive edilen seramik yüzeyindeki hekzametildisiloksanın yapısı bozulur. Polimer oksijen ile aktive olur. Zirkonyum yüzeyine uygulandığında, zirkonyum ile

yapıştırma simanı arasında aktive olan silika partikülleri sayesinde kovalent bağlar oluşturur. Bu şekilde bağlantı dayanıklılığını arttırır (Derand ve ark 2005).

Isı uygulaması

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (Yin ve ark 2003). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir (Kao ve ark 2000).

Zirkonya alt yapıları veneerlenme işlemi esnasında 750-900°C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2-5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir (Huang 2003). Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir (Balkaya ve ark 2005).

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

Tribokimyasal uygulama ile seramik yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında bu kum seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır (Amaral ve ark 2006).

Günümüzde, tribokimyasal silikatizasyon yani tribokimyasal silika kaplama, seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde ve sabit restorasyonlarda seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır. Silika kaplama işleminde gereken enerjinin, objeye kinetik enerji formunda transfer edilmesinden ötürü herhangi bir ısısal değişim meydana

gelmemektedir. Bu nedenle uygulanan yüzey işlemine ‘soğuk silikatizasyon’ adı da verilmektedir (Heikkinen ve ark 2010).

Rocatec sistemi (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet sistemi (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikrokumlama sistemleridir (Heikkinen ve ark 2010). CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için; Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır. Ancak her iki sistem de yüzeyin silikatizasyonunu ve silanizasyonunu sağlamaktadır (Valandro ve ark 2005).

Porselen incisi ile pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine tutunan porselen incileri bağlantıyı artırır. Toz formdaki porselen inciler su ile karıştırılır. Seramik yüzeyine uygulandıktan sonra seramik 720°C de fırınlanır. Kron iç uyumunun bozulmamasına dikkat edilmelidir (Derand ve ark 2005).

HIM/SIE

Bu pürüzlendirme yönteminde öncelikle zirkonya alt yapı özel ısı protokolüne (HIM, Hot Isostatic Maturation) maruz bırakılır. Daha sonra farklı sıcaklıklarda belirli sürelerde (750°C’de 2dk, 650°C’de 1dk, 750°C’de 1dk) bekletilir ve ardından oda sıcaklığında soğutulur. Selektif infiltrasyonla dağlama ile de yüzey inorganik oksitler (silikon (Si) %30, titanyum (Ti) %13, alüminyum (Al) %8, potasyum (K) %3, rubidyum (Rb) %1, magnezyum %1) içeren düşük erime noktasındaki cam tozuyla kaplanır (SIE). Dakikada 60°C’lik artışla 750°C’de ısıtılıp 2 dakika bekletilir. Tekrar oda sıcaklığına kadar soğutulan zirkonya alt yapı %5’lik hidroflorik asit banyosunda 15 dakika yıkanır ve ardından buharla temizlenip, hava ile kurutulur. Aboushelib ve ark (2008b) zirkonya-siman bağlantısını değerlendirdikleri çalışmalarında HIM/SIE yöntemini kumlama ile karşılaştırmış ve çalışmalarını sonucunda HIM/SIE yöntemi ile pürüzlendirilen örneklerde bağlanma dayanımı değerlerini daha yüksek bulmuştur.

2.5 Oksit Seramiklerin Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında seramik materyaline göre farklı simanlar kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan simanlar 4 gruba ayrılmaktadır.(O'Brien 2002)

1. Fosfat esaslı simanlar
 - a. Çinkofosfat simanlar
 - b. Silikat simanlar
 - c. Çinko silikafosfat simanlar
2. Fenolat esaslı simanlar
 - a. Çinkooksit-öjenol simanlar
 - b. Ca(OH)₂ salisilat
3. Polikarboksilat esaslı simanlar
 - a. Çinko polikarboksilat simanlar
 - b. Cam iyonomer simanlar
4. Akrilat esaslı simanlar
 - a. Polimetakrilat
 - b. Dimetakrilat

• Çinko fosfat Simanlar

Çok uzun yıllardır kullanılmakta olan çinko fosfat simanlar asit baz tepkimesi ile sertleşmektedir. Toz içeriği %90 oranında ZnO ve kalsinasyon işlemi sıcaklığını yükseltmek için %2-10 oranında MgO' ten oluşmaktadır. Alumina ve silika gibi oksitler renk vermek ve mekanik özellikleri arttırmak için eser miktarda eklenirler. Bizmut ise, sertleşme zamanını ayarlamaya yardımcı olur. Bu simanın likiti ise, %67 fosforik asit, %33 su, alüminyum fosfat ve bazen çinko fosfat içerir. Alüminyum, simanın sertleşme reaksiyonunda amorf çinko fosfat oluşumu için gereklidir. Toz oranı arttıkça direnç artar. Basma dayanıklılığı 80-100 MPa ve çekme dayanıklılığı ise, 5-7 MPa' dır. Yüksek elastisite modülü (13 GPa) uzun köprülerde çigneme kuvvetlerine dayanmasını sağlar. Yalnızca mekanik bağlantı göstermelerinden dolayı, bu simanın kullanılacağı işlemlerde öncelikle diş preparasyon

açılırları önem kazanmaktadır. Çinko fosfat simanlar; prefabrike ya da döküm post, metal inley, onley, konvansiyonel sabit kuron, köprü restorasyonları ile aluminöz ya da zirkonyum esaslı tam seramik kuronların simantasyonunda kullanılır(O'Brein 2002; Shillingburg ve ark 2012)

- **Çinko Polikarboksilat Simanlar**

Aynı zamanda poliakrilat simanı olarak da tanınan çinko polikarboksilat simanlar, 1968' de Smith tarafından çinko fosfat simanın likitinin poliakrilik asit ile değiştirilmesiyle oluşturulmuştur. Çinkopolikarboksilat simanı diş dokusuna kimyasal olarak bağlanan ilk simandır.(Diaz-Arnold ve ark 1999)

Çinkopolikarboksilat simanın tozunu çinkofosfat simana benzer şekilde %90 ZnO ve %10 MgO oluşturur, likiti ise, poliakrilik asidin % 35-45 oranında su ile çözülmüş solüsyonudur. Sertleşme süresini modifiye etmek ve kararlı bir yapı sağlamak amacıyla toza %4-5 oranında stannöz florid ve diğer tuzlar ilave edilebilmektedir. Stannöz florid simanın direncini artırır ve flor kaynağı işlevi görür.(Diaz-Arnold ve ark 1999)

- **Cam İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Silikat cam tozunun dayanımı, rijitliği ve flor salınımı ile poliakrilik asit likitinin biyouyumluluğu ve adeziv özelliklerini birleştirir.(Akaltan 2002) Cam iyonomer siman, silikat ve polikarboksilat simanın hibrit şeklidir. Asit baz reaksiyonu sonucu sertleşir. Bu simanlar alüminyum florosilikat cam tanecikleri ve zayıf polialkenoik asit, itakonik, maleik ve trikarboksilik asit içerirler. Dental dokulara fiziksel ve kimyasal yolla bağlanırlar. Fiziksel bağlanma diş yüzeyine mikromekanik retansiyonla oluşur. Kimyasal adezyon ise, cam iyonomer karışımı ile diş dokularının yüzeyinde bulunan kalsiyum arasında oluşan tepkime ile gerçekleşir. Bağlantı mekanizması, poliasit içerisindeki negatif yüklü karboksil gruplarının mine ve dentin dokularında bulunan apatit yapısındaki pozitif yüklü kalsiyum iyonları ile şelasyon yapması sonucu meydana gelir. Bu olay difüzyona bağlı adezyon olarak da tanımlanmıştır.(Glasspole ve ark 2002) Daha çok inorganik içeriğe sahip olduğundan,

mineye olan bağlantı dentine oranla daha yüksektir. Polikarboksilat simanlara göre pulpa için daha az irritandırlar. Cam iyonomer simanların mikrosızıntıları, adeziv olmayan simanlara göre daha azdır. Basma dayanıklılıkları, polikarboksilat ve çinko fosfatlara göre daha yüksektir (90-230 MPa). Fakat elastisite modülü çinko fosfat simanlardan düşük olduğundan dolayı, yüksek stres alan bölgelerde elastik deformasyon olasılığı vardır.(Titley ve ark 1996; Glasspole ve ark 2002)

- **Hibrit İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer simanların ve rezin simanların avantajlarını bir arada sunacak şekilde üretilmişlerdir. Kimyasal yapıları hibrit cam iyonomer simanlar ya da rezin modifiye cam iyonomer simanlar olarak adlandırılmalarına neden olmuştur. Basma ve çekme kuvvetleri kompozit rezin simanlardan düşük olmakla beraber çinkofosfat, polikarboksilat ve geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksektir. Neme karşı dirençlidir. En büyük sorunları poli HEMA'nın (hidroksietil metakrilat) hidrofilik yapısıdır. Bu özellik su emilimlerinin artmasına ve yapılarının zayıflamasına neden olur. Bu simanlar:

a) Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

b) Poliasit modifiye rezin simanlardır.

- **Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCIS), geleneksel cam iyonomer simanın likitindeki poliakrilik asit zinciri üzerine suda çözünebilen reçine başlatıcı ve aktivatör monomerlerin ilavesi ile elde edilirler.⁹⁰ Böylece cam iyonomerlerin neme hassasiyetinin azaltılması ve dayanıklılığının artırılması sağlanmış olur. (Summitt ve ark 2001; Dayangaç ve ark 2000)

Simanın likiti; metakrilat rezin, poliasit, HEMA ve sudan oluşurken, tozunu floroaluminasilikat cam partikülleri oluşturur. Genel olarak sertleşme reaksiyonunun en önemli bölümü asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Tam sertliğe ulaşılan kadar geçen sürede asit-baz reaksiyonu devam eder. Metakrilat gruplarının poliakrilik asit zinciri üzerine yerleşmeleri sayesinde ışıkla sertleşme mümkün olmuştur. Polimerizasyonun hızlı

başlaması bağlantının daha hızlı gelişmesini dolayısıyla simanın erken dönemde neme hassasiyetini azaltır.(Diaz-Arnold ve ark 1999)

- **Poliasit Modifiye Rezin Simanlar**

Kompomer olarak da adlandırılan poliasit modifiye rezin simanlar, cam iyonomer simanlarla rezin simanlar arasında yer alsalarda, karanlıkta asit-baz reaksiyonu oluşturmamaları nedeniyle yapısal özellikleri bakımından kompozit rezinlere daha yakın olan materyallerdir.(Azillah ve ark 1998) Esasen rezin matriks; üretan dimetakrilat (UDMA), hidroksietilmetakrilat (HEMA), tetrakarboksilbütan (TCB) ve monomerden oluşur. Bunlara ilaveten yapılarında % 72 flor içeren florosilikat cam, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur. Kompomerlerin içeriğinde su bulunmaz.(Coşkun ve ark 2002) Başlangıç sertleşme tepkimeleri metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar ve asidik polimerler oluşur. Sertleşme reaksiyonunu takiben su emilimi ve asit-baz reaksiyonu meydana gelir. Asit etkileşimi sonucu ortama salınan metal iyonları asit grupları ile çapraz bağlar oluşturur.(Robenson ve ark 2006; Summitt ve ark 2001) Cam iyonomerler ile benzerlik gösteren doldurucu ve matriks yapı flor salınımına izin verir.(Dayangaç 2000; Gross ve ark 2001)

- **Rezin Simanlar**

Rezin simanlar daha az doldurucu içerikleri ve daha az viskoziteleriyle restoratif kompozitlerden ayrılırlar ve 1970' lerin başlarından itibaren krom köprü restorasyonlarının simantasyonunda kullanılmaya başlanmıştır. Dentin bonding ajanlarındaki gelişmeler, adeziv köprülerin ve veneerlerin simantasyonunda rezin simanların kullanımını arttırmıştır.(Robenson ve ark 2006; Wassell ve ark 2002)

Rezin yapıştırma simanları konvansiyonel simanlara göre oral sıvılarda düşük çözünürlük, ışık geçirgenliği ve farklı renk seçenekleri, restorasyonun dişe bağlanmasıyla elde edilen yüksek kırılma dayanımı gibi bazı avantajlara sahiptir.(Altıntaş ve ark 2008; Lafunte ve ark 2000)

Rezin simanlar içeriklerine göre üç başlık altında incelenebilir:

a. Akrilik Rezin Simanlar

1952 yılından beri piyasada olan akrilik esaslı rezin simanlar, kuronlar, inleyler, geçici restorasyonlar ve apareylerin simantasyonunda kullanılmaktadır. İçeriğine bakıldığında; tozu, metil metakrilat polimerleri ya da reaksiyon başlatıcı olarak görev yapan benzoil peroksit içeren kopolimerler, mineral doldurucular ve pigmentlerden meydana gelir. Likitinde ise, amin esaslı hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri bulunmaktadır. Monomerlerin çözünmesi, polimer partiküllerini yumuşatarak peroksit ile amin etkileşiminden meydana gelen serbest radikallerin hareketleri ile eş zamanlı olarak polimerizasyonu meydana getirmektedir. (El-Mowafy ve ark 2002)

Polimerizasyon sonucu sertleşen kitle, çözünmemiş; ancak şişmiş orijinal polimer granüllerinin yeni polimer matriks ile birleşiminden meydana gelmektedir.

Soğuk akrilik rezin dolgu materyallerine benzer özellikler gösteren akrilik rezin simanlar, diğer simanlara göre daha az çözünen; ancak sertliği ve viskoelastik özellikleri düşük olan materyallerdir. Nem varlığında diş dokusuna etkili bağlantı sağlayamazlar. Bu nedenle, marjinal sızıntı riski söz konusudur. Diğer akrilik dolgu materyalleri gibi pulpa irritasyonu meydana getirme riskleri olduğu için pulpanın korunması oldukça önemlidir.

Konvansiyonel simanlarla karşılaştırıldıklarında, göreceli olarak yüksek dayanım ve sertlik dereceleri göstermeleri, ağız sıvılarındaki çözünmelerinin az olması gibi avantajları yanında çalışma sürelerinin kısa olması, pulpa dokusunda hassasiyet meydana getirmeleri ve fazla simanın restorasyon kenarından temizlenmesindeki zorluklar gibi dezavantajları da bulunmaktadır. (Amusavice 2003; Shilingburg ve ark 2012)

b. Adeziv Resin Simanlar

Akrilik rezin simanların modifiye edilmiş şekli olan adeziv rezin simanların bileşimi; düzenleyici bir madde olan 4-metiloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) ve ek polimerizasyon başlatıcısı ve dentine kimyasal bağlanmayı sağladığı düşünülen tribütül boron maddelerinin metil metakrilat monomerine eklenmesi ile oluşur. Bu tip simanlar daha çok soy olmayan metallerin alt yapı olarak kullanıldığı restorasyonlar ve amalgama bağlanabilme için geliştirilmiş simanlardır. Ancak amalgama bağlanma kuvveti dentinden daha azdır. % 10' dan az doldurucu içeriğine sahip olmaları nedeni ile, fiziksel özellikleri

tipik akrilik rezinlere benzer. Yük altında ileri deformasyona uğrayan ve orta derecede kuvvetli olan simanlardır. Teknik olarak oldukça hassas sistemlerdir.(Amusavice 2003; Shilingburg ve ark 2012)

c. Dimetakrilat (Kompozit) Rezin Simanlar

Özellikle porselen sistemler, inleyler, venerler ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılan kompozit rezin simanlar, bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) esaslı sistemlerdir. Aromatik dimetakrilatların farklı seramik doldurucular içeren monomerler ile birleşiminden meydana gelirler. Temel olarak kompozit restoratif materyaller ile benzerdirler. Toz-likit ya da iki pat formlarında bulunmaktadır. Toz-likit şeklindeki materyallerde, toz genellikle borosilikat ya da silika cam karışımının bir polimer tozu ve bir organik peroksit başlatıcı ile birleşiminden meydana gelir. Likidi ise, bis-GMA ya da diğer dimetakrilat monomerleri ile polimerizasyonu başlatıcı görevi gören bir amin türevinden oluşur. Monomerlerinde fosfat ya da karboksil gibi potansiyel adeziv gruplar içeren bazı materyaller, dentin bonding sistemlerine benzer yapıdadırlar. İki patlı sistemler ise, bileşim olarak toz-likit sistemlerine benzer olmalarına rağmen, monomer ve doldurucular her iki farklı pat içinde de bulunmaktadır. Bis-GMA rezin ve kuartz doldurucu içeren iki patlı sistemler fosfonat simanlardır. Fosfonat oksijene çok duyarlı olduğundan polimerizasyon tamamlanana kadar restorasyon kenarları propilen glikol gibi bir jel ile izole edilerek oksidasyonuna engel olunması gerekmektedir.(Amusavice 2003; Shilingburg ve ark 2012)

2.5.2 Rezin Simanların Polimerizasyon Şekli

Monomerin polimerizasyon reaksiyonu ile polimere dönüşüm derecesi, tükenen karbon çift bağlarının yüzdesiyle tanımlanır. Klinik koşullar altında polimerizasyon nadiren tam olarak tamamlanır. Işıkla polimerize olan rezin kompozitlerin dönüşüm derecelerinin % 50-80 arasında olduğu bildirilmiştir.100 Polimerizasyon derecesi ayrıca polimerizasyon için gerekli, yeterli serbest radikal oluşumuna da bağlıdır. Işıkla polimerize olan materyaller için bu materyale yeterli ışık ulaşmasıyla, kimyasal olarak polimerize olan sistemler için ise, aktivatör oranıyla inhibitör oranının doğru olmasıyla alakalıdır.(Amusavice 2003)

2.5.1.1 Kimyasal Sertleşen Rezin Simanlar

Kimyasal olarak sertleşen sistemler, genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki pastadan oluşmaktadır. Kimyasal polimerizasyon, peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcılar bir

arada olduğunda mümkündür ve reaksiyonları oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar. Bu sistemlerin dezavantajları; uzun sertleşme zamanı gerektirmeleri, baz ve katalizörün karıştırılması sırasında simanın içerisinde hava kabarcığı hapsolme olasılığının bulunması ve materyalin yerleştirilmesinin ardından kullanım süresi boyunca artan renkleme eğilimlerinin olmasıdır. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı full metal ya da metal seramik restorasyonların ve kalınlığı 2,5 mm' yi aşan tam seramik restorasyonların simantasyonunda endikedir.(O'Brein 2002; Amussavice 2003; Zaimoğlu 2004)

2.5.1.2. Işıkla Sertleşen Rezin Simanlar

Görünür ışıkla aktive olan rezin siman sistemleri, polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için diketon soğurucular kullanır. Rezin simanların çoğunda ışık başlatıcı diketon soğurucu olarak maksimum soğurmanın görünen ışık spektrumunun mavi bölgesinde, 470 nanometre dalga boyunda olduğu kamforokinon kullanılır. Mavi ışığa duyarlı ışık başlatıcı molekülleri uyarılarak polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturur.(Dunn ve ark 2002; Guirardo ve ark 2008) Işıkla-sertleşen simanların tam olarak polimerize olmaları için 24 saat geçmesi gerektiği bildirilmiştir.Görünür ışıkla aktive olan adeziv rezin simanların avantajları; materyallerin daha uzun süre manipüle edilebilir olmaları ve daha kısa sürede (20-40 sn' de ya da daha az) sertleşmeleri, artık simanların temizlenmesi işlemlerinin daha kolay olması ve peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyer aminler içermediğinden renklerinin daha stabil olmalarıdır. Diğer bir avantajı olarak da; restorasyonların içerisine yerleştirilmesi aşamasında hava boşluğu ve hava kabarcığı oluşma olasılığının çok düşük olması sayılabilir.(Albers 2002; Kim ve ark 2006; Pegora ve ark 2007) Işıkla sertleşen rezin simanlarda uygulanan ışık gücündeki azalma, yeterli süre ışık uygulanmaması, ışık kaynağının simana olan mesafesinin artması gibi durumlarda yeterli polimerizasyon sağlanamamakta ve bu da simanın bütün fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Chan and Boyer yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyon miktarının porselen restorasyonun renginden ve kalınlığından etkilendiğini rapor etmişlerdir. Bundan dolayı, ışıkla sertleşen rezin simanlar indirekt kompozit ve porselen laminate veneerin kalınlığı 1-1,5 mm arasında değişen tam seramik restorasyonların simantasyonunda ve seramik braketlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır.(Lafunte ve ark 2000; Alber 2002)

2.5.1.3 Dual Sertleşen Rezin Simanlar

Dual-sertleşen rezin simanlar, restoratif malzeme üzerinden uygulanan ışık enerjisinin artan opasite ve kalınlık nedeniyle simana yeteri kadar ulaşamayacağı durumlarda endikedir.(Devlin 2006) Işık uygulaması sırasında simana ulaşan ışık yoğunluğu polimerizasyon sürecinin başlaması için yeterli olabilir, ancak kendiliğinden polimerize olabilen katalizör maksimal sertleşme için gereklidir.(Pegora ve ark 2007) Dual-sertleşen rezin simanların sertleşme mekanizması genellikle benzoil peroksit aromatik tersiyer aminlerle, redox reaksiyonu tabanlıdır. İki pat halinde bulunurlar ve komponentlerin birinde ya da her ikisinde sertleşme reaksiyonunun başlamasından sorumlu ışığa duyarlı bileşik (genellikle kamforokinon) bulunur. Pastalar karıştırıldıktan sonra ve ışıkla aktive edilinceye kadar sertleşme reaksiyonu peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle kontrol edilebilir.(Pegora ve ark 2007) Bu simanlarda polimerizasyon için kimyasal ve ışık başlatıcıların birleştirilmesi, optimal polimerizasyonun sağlanmasında ve yeterli çalışma zamanının elde edilmesinde en büyük avantajlarıdır. Dual sertleşen adeziv rezin simanların renginin, uzun dönem kullanımda değişime uğradığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir. Dual polimerizasyon için gerekli olan amin hızlandırıcı, rezin simanın renginde değişimlere neden olabilmektedir. Sadece kimyasal sertleşme uygulandığında, dual sertleşen adeziv rezin simanların gözle görünür derecede renk değiştirebildiği bildirilmiştir. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, dual sertleşen kompozit rezinler, daha az oranda renk değişimi sergilemektedirler, bunun da ana sebebi aromatik amin hızlandırıcıların konsantrasyonda daha az olarak bulunmasıdır. Bunun tersi, ışıkla sertleşen rezinlerle karşılaştırıldığında ise dual sertleşen rezinlerdeki renk stabilitesindeki azalma daha fazla aromatik amin içermesinden kaynaklanmaktadır.(Tezvergöl-Mutluay ve ark 2007)

2.6. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Metodları

Veneer seramiğin alt yapıya bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama (shear) bağlanma testi, tensile ve microtensile bağlanma testleri gibi çeşitli test metodları önerilmektedir (Shimoe ve ark 2004, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009).

2.6.1. Tensile Bağlanma Dayanımı Testi

Tensile bağlanma dayanımı testlerinde, bağlantı dış dokusuna 90° derecelik bir açı ile

seyreden bir kuvvet yardımı ile test edilir. Tek sorun gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres konsantrasyonuna yol açmamasını sağlamaktır. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel enstrümanlar tanımlanmıştır (International Organization for Standardization, 2003). Ayrıca bu yöntemde örnek hazırlanması sırasında bağlantı yüzeyinde mikroçatlak oluşma olasılığı bulunmaktadır (Phrukkanon ve ark 1998).

Çekme testleri adeziv simanların değerlendirilmesinde oldukça önem taşımaktadır çünkü birçok yapıştırıcı ajan fazlasıyla kırılğan ve çekme kuvvetlerine karşı zayıftır (White ve ark 2005). İSO 11405 (2003) dokümanterinde; bağlantı direncine bakılırken uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekmiştir. Test için gerilimi oluşturacak önerilen standart çekme hızını $0,75 \pm 0,30$ mm/dk (kuvvet oranı: 50 ± 2 N) dır (International Organization for Standardization, 2003).



Şekil 1.7. Tensile testi için kurulan düzenek(WDW-100, Çin)

2.6.2. Mikrotensile Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrotensile bağlanma dayanımı testi, esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin

mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark 2004).

Mikrotensile bağlanma testinde bağlantı yüzey alanının yaklaşık 1 mm² olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyinde daha homojen stres dağılımının oluşmasını sağlar (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999). Ayrıca, bağlantı direncini etkileyecek bir çatlak ya da pürüzün oluşmasına imkan vermez. Dolayısıyla mikrotensile bağlanma testi daha doğru veriler vermektedir (Yang ve ark 2006). Ancak; mikrotensile testinin yapım işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet ve özel ekipman gerektirmesi, 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması ve örnekler çok küçük olduğundan kolaylıkla su kaybına uğraması gibi dezavantajları vardır (Sano ve ark 1994, Pashley ve ark 1999).



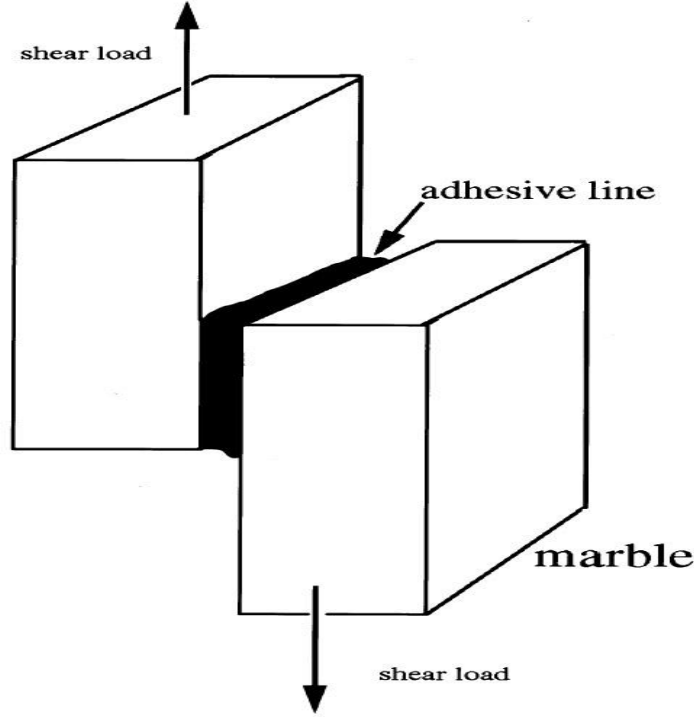
Şekil 1.8. Mikrotensile testi için kurulan düzenek (ADMET, Norwood, Amerika)

2.6.3 Makaslama Bağlanma Dayanımını Testi

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma dayanımı testi iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark 2004,

Aboushelib ve ark 2006, Saito ve ark 2010).

Makaslama bağlanma dayanımı testleri bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımlarının oluşmasına neden olmaktadır (Della Bona ve von Noort 1995). Oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Aboushelib ve ark 2008c, Saito ve ark 2010). Ancak bu test oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test metodudur (Al-Dohan ve ark 2004). Dolayısıyla, makaslama bağlanma dayanımı testi literatürlerde en çok kullanılan bağlanma testi olduğu rapor edilmiştir (Shimoe ve ark 2004, Guess ve ark 2008, Fischer ve ark 2009).



Şekil 1.9. Makaslama testi şematik görünümü (Podany, 2001)

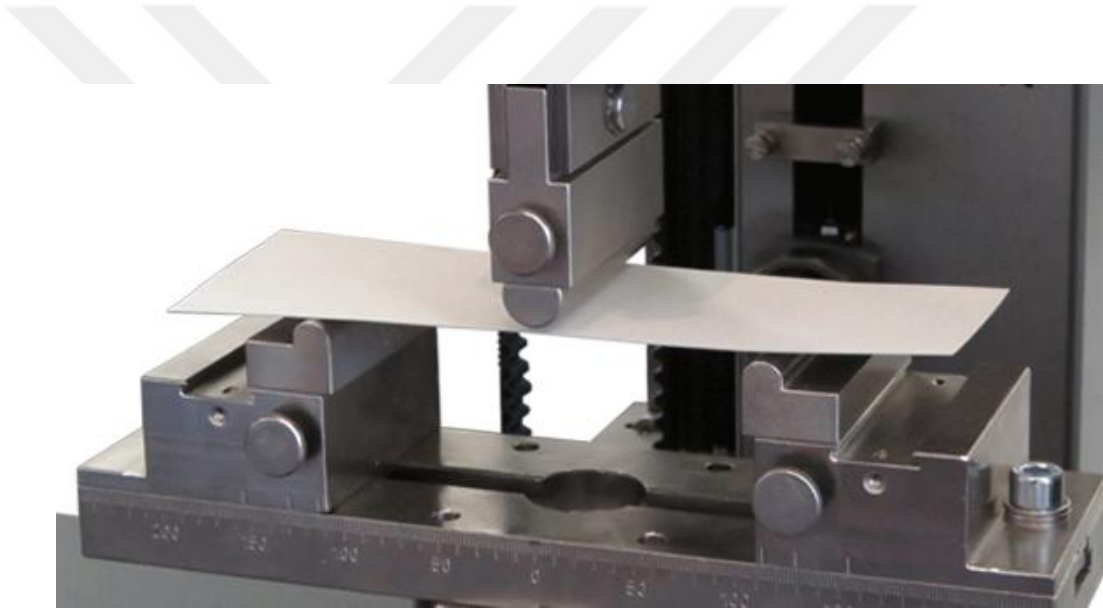
2.6.4. 3-4 Nokta Eğme Testleri

Dayanıklılık bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilme olarak tarif edilir. Kırılgan maddelerin çeşitli uçlar arasına yerleştirilene statik eğme yüklemesi altında dayanımının bulunmasına ise eğilme dayanıklılığı denir (Probster 1992).

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek

üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002). Bu bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (Yılmaz ve ark 2007). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (Kelly 1995).

Eğme testlerinin en önemli avantajı, kullanılan örneğin bir yüzünde çekme gerilimi, diğer yüzünde ise basma gerilimi oluşturmasıdır. Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek komponentli kırılma materyallerin hem de metal-seramik yapıların dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılabilir (Ban ve Anusavice 1990).



Şekil 1. 10. 3 nokta eğme testi için kurulan düzenek (ASTM, 2008)

Dental Seramiklerin Baskı Dayanıklılığı ve Tespit Yöntemleri

Stres (gerilim): Bir cisme gelen bir dış kuvvet karşısında cisim içinde bu kuvvete karşı meydana gelen kuvvete "stres (gerilim)" denir. Burada bahsedilen dış kuvvetle, birim alana uygulanan kuvvet zıt yönde olup birbirine eşit değillerdir. Bu iki kuvveti birbirinden ayırmak için gerekli olan dış kuvvete "yük" adı verilir. "Gerilim" kısaca birim alana uygulanan kuvvettir.

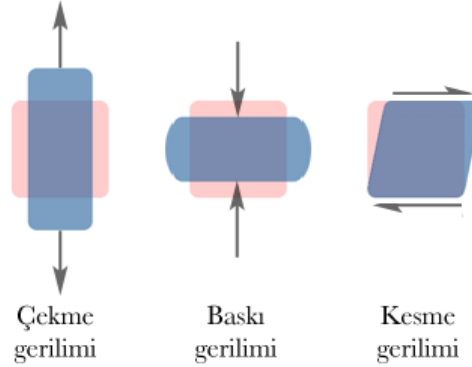
Herhangi bir yön ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler cisim içerisinde gerilimlerin oluşmasına neden olur. Bu gerilimler;

o **Çekme (Uzama) Gerilimi (Tensile Stress):** Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesiyle beraber oluşur (Şekil 1.11).

o **Basma (Sıkıştırma) Gerilimi (Compressive Stress):** Bir kütle kendisini sıkıştırmaya ya da kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetler "sıkışma gerilimi" olarak adlandırılır. Basma gerilimi daima basma gerilmesiyle beraber oluşur (Şekil 1.11).

Makaslama (Kayma) Gerilimi (Shear Stress): Çevirme hareketine ya da bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime "makaslama ya da kayma gerilimi" adı verilir. Makaslama gerilimi daima makaslama gerilmesiyle birlikte oluşur (Şekil 1.11).

o **Kompleks Gerilimler:** Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda bir gerilim varsa bu baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilimde daima mevcuttur. Bunlara "kompleks gerilimler" denir.

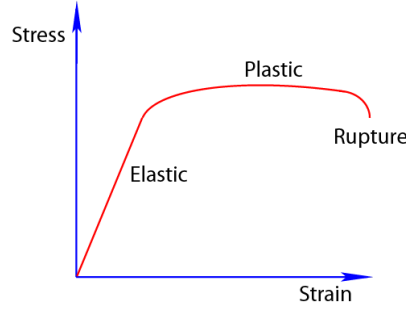


Şekil 1. 11. Gerilim tipleri

Strain (Gerilme): Cisme uygulanan kuvvet yani oluşan gerilim sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerilme elastik ya da plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür. Gerilme ortadan kalkınca atomlar eski haline döner. Plastik gerilmede ise cismin içindeki atomlar daimi bir şekilde yer değiştirmiştir.

Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı kavramlardır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür.

Stres-Strain Eğrisi:



Şekil 1. 12. Stress-strain eğrisi(Philica, 2013)

Germe dayanıklılığı, son gerilme dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı, elastisite modülü ve uzama gibi, materyalin özelliklerini tanımlamak için kullanılan değerleri verir^{7,104,170} (Şekil 1.12).

Dayanıklılık (Strength): Bir yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum strestir. Baskın stres tipine bağlı olarak germe dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı ve makaslama dayanıklılığı olarak üç tipte isimlendirilir.⁷ Mekanik dayanıklılık restorasyonların klinik başarısının tespitinde önemli bir faktördür. Genellikle çekme, basma ya da makaslama gerilimlerinden biri restorasyon üzerinde diğerlerinden ayrılarak izlenemez. Restorasyon aynı anda bu üç gerilimin de etkisi altındadır.

Materyal aslında tam olarak maruz kalacağı gerilimlere göre test edilmelidir. Bunun da en iyi yolu test edilmesi planlanan restorasyonu ağızda bulunacağı tasarımda hazırlayarak ağız ortamının taklit edildiği bir ortamda testin gerçekleştirilmesidir. Çiğneme kuvvetlerinin çoğu baskı şeklinde olduğu için baskı dayanıklılığı özellikle çiğneme işleminde önemlidir. Baskı dayanıklılığı, çekme kuvvetlerinde zayıf ve kırılğan materyallerin kıyaslanması için oldukça etkilidir.²⁷ Bu testlerde kuvvet, sabit protezlerin oklüzal yüzeylerine ya da kurvatürlü insizal kenarlarda kuvveti dengelemek için konulan düz bir levhanın üzerine uygulanırlar.

Ağızda kullanılacak materyalin mekanik özelliklerini belirlemede gerçek örneklerin kullanılması, materyallerin maruz kalacakları kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde daha gerçekçi sonuçlar verecektir.¹⁷⁶ Fakat bu örneklerin test edilmesinde herhangi bir standardizasyon söz konusu olmadığı gibi test ortamının ağız içi koşullarını taklit edebilmesi de oldukça önemlidir. Bu da bir materyalin ağızda kullanım uygunluğunun değerlendirilmesi esnasında ağız içinde maruz kalacağı etkilerin detaylı olarak incelenerek test planlamasının yapılması gerektiğini göstermektedir.

2.7. SERAMİK ÇALIŞMALARINDA KULLANILAN YAŞLANDIRMA TEKNİKLERİ

Termalsiklus

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve bağlayıcı sistemlerin ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında termalsiklus, suda bekletme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Wendt ve ark 1992, Papacchini ve ark 2007).

Termalsiklus, restorasyon ve dişlerin ağız dışında değerlendirilmesinde kullanılan en önemli test yöntemlerinden biridir. Termalsiklus (sıcaklık döngüsü) yöntemi, metal-rezin ve diş-restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanıklılığının, ağız içindeki sürekliliğinin ve sıcaklık değişimlerinin bu materyaller üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla yapılır (Li ve ark 2002).

Termalsiklus deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir”, bu sırada geçen toplam süre “devir süresi” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir (Tanaka ve ark 1995). Banyo solüsyonlarında belirtilen bekleme süresi 15–60 sn arasındadır. Bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 sn olarak belirlenmiştir (Papacchini ve ark 2007). Termalsiklusta kullanılan ısı oranlarının uygun olması ve ağız ortamı ısılarını yansıtması önemlidir. Aşırı uçlardaki ısı oranları materyalin aşırı stresine yol açabilmekte ve güvenilir olmayan sonuçlar verebilmektedir. Önerilen ısılar minimum 4°C–8°C ile maksimum 45°C–60°C dir (Bahannan ve Lacefield 1993).

Distile Suda Bekletme

Test örneklerinin suda bekletilme zamanı değişmekle birlikte, Mair ve Padipatvuthikul (2010)’a göre bu sürenin 1 gün ile 3 ay arasında değişebildiği belirtilmiştir. Watanabe ve Nakabayashi (1994), bağlanma dayanımının ölçülmesinde 32 dentin örnekleri üzerinde çalışılırken, örneklerin 37 °C’deki suda en az 6 ay boyunca bekletilmesi gerektiği belirtilmiştir. Suyun sıcaklığı oda sıcaklığı veya simule edilmiş ağız ortam sıcaklığında olabilmektedir (Mair ve Padipatvuthikul 2010).

2.8 YÜZEY DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. SEM elektron-optik denen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır. SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir.

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konstrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2003, Valandro ve ark 2005). Ardından incelenecek örnek dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevirilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (Cengiz ve ark 2004).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) yüzey analizi için kullanılan bir cihazdır. Bu amaçla kullanılan diğer mikroskobik tekniklerin aksine en önemli özelliği araştırılan örneğin iletken olmasını gerektirmemesidir (Gadelmawla ve ark 2002, Oura ve ark 2003). Ayrıca görüntü alma mekanizmasına bağlı olarak boyamaya, dehidratasyona, ince filmle kaplamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (Sanches ve ark 2009). AFM, nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir (Bourauel ve ark 1998). AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. (Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006).

AFM'de çok hassas bir iğnenin (tip) yüzeyi taraması sonucunda atomlar arası

kuvvetler nanonewton hassasiyeti ile ölçülür. Ölçülen yüzeyin özelliklerini büyük bir doğrulukla tespit edebilmek için, ucun uzaysal pozisyonunu ayarlamaya yarayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Bu hareketten faydalanılarak bilgisayar ortamına aktarılan veriler, yazılım aracılığıyla derlenerek ya numunenin görüntüsü elde edilir ya da iğne ve numune arası etkileşimler ölçülür (Oura ve ark 2003).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

“CAD-on tekniğinde farklı birleştirme tekniklerinin sabit restorasyonun kırılma dayanıklılığına etkisi” konulu tez çalışmasında, zirkonyum alt yapı ile veneer seramik üstyapıyı birleştirmek amacıyla kullanılan iki farklı siman materyalinin ve zirkonyum alt yapı kalınlığındaki değişikliğin restorasyonun kırılma dayanıklılığına olan etkisi araştırılmıştır.

Bu in-vitro tez çalışmasında, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı imkânlarından yararlanılmıştır. Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 1’de, materyaller Tablo 2 de gösterilmektedir.

Tablo1. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
CNC Tezgâhı	Deckel Maho DMC 1035	DMG Mori, Biefeld, Almanya
Termal Devirlendirme Cihazı	Dentester	Salubris Technica, istanbul, Türkiye
Polimerizasyon Cihazı	Hilux LEDMAX 1055	Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye
Kumlama Cihazı	Smallblast	Manfredi, Torino, İtalya
Manuel Dinamometre	SLJ	Geratech, İstanbul, Türkiye
CAD/CAM Cihazı	CEREC 4.4®	Sirona, Bensheim, Almanya
Dijital Ölçü Kamerası	CEREC Omnicam®	Sirona, Bensheim, Almanya
Frezeleme Ünitesi	CEREC MC XL®	Sirona, Bensheim, Almanya
Üniversal Kırma Ünitesi	Shimadzu	Tokyo, Japonya

Tablo2. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	MARKA	MATERYAL İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
Light Cure Rezin Siman	Multilink N Refill	Dimethacrylate and HEMA %30.5 Baryum cam doldurucular ve silikon dioksid doldurucu %45.5 Ytterbiumtrifluoride %23.0 Katalist %1.0 Pigmentler %<0.01	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn
Dual Cure Rezin Siman	Panavia F 2.0	A Paste •10- Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) • Hydrophobic aromatic dimethacrylate • Hydrophobic aliphatic dimethacrylate • Hydrophilic aliphatic dimethacrylate • Silanated silica filler •	Kuraray, Japonya

		<p>Silanated colloidal silica • dl-Camphorquinone • Catalysts • Initiators</p> <p>B Paste</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hydrophobic aromatic dimethacrylate • Hydrophobic aliphatic dimethacrylate • Hydrophilic aliphatic dimethacrylate • Silanated barium glass filler • Surface treated sodium fluoride • Catalysts • Accelerators • Pigments 	
Zirkon blok	Vita in- Ceram Zirkonia	Zirkonyum oksit, yttrium oksit%5, hafnium oksit<%3, aliminyum oksit,silikon oksit<%1	Vita, Bad Säckingen, Almany
Feldspatik Seramik	VitaBloks Mark II C14	<p>SiO₂ % 56-64</p> <p>Al₂O₃ % 20-23</p> <p>Na₂O % 6-9</p> <p>K₂O % 6-8</p> <p>CaO%0.2-0.6</p> <p>TiO₂ %0.0-0.1</p>	Vita, , Bad Säckingen, Almany

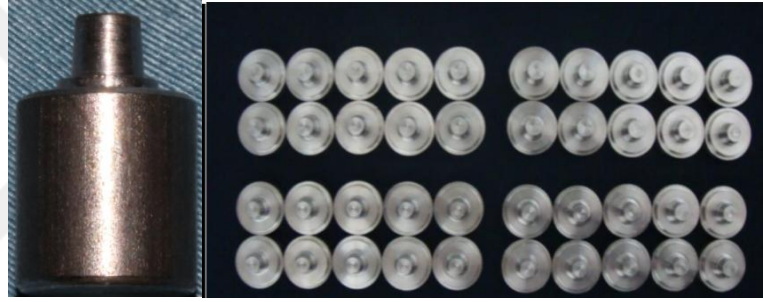
3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. Metal Güdüklerin Hazırlanması

Örnek sayılarının belirlenmesi için yapılan istatistiksel power analizi sonucuna göre; gruplar arasında %90 güç ve %5 yanılma düzeyinde, alt grupların her birine en az 10'ar örnek alınması gerekmektedir. Örnek sayısı hesaplamaları NC and PA 2000 istatistik paket programında yapılmıştır (Hintze, 2001).

40 adet paslanmaz çelikgüdük, standardizasyonun sağlanması amacıyla CNC torna tezgâhında (Space Turn LB2000, okuma Corp, Japonya) hazırlanmıştır.

Güdükler; mezio- distal mesafesi 9 mm, kron boyu 6 mm, 6° taper açısında ve 1 mm genişliğinde iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak ile düz oklüzal yüzeyli olarak hazırlanmıştır. (Şekil 3.2.1).



Şekil 3.2.1. metal güdüklerin hazırlanması. Metal güdükler

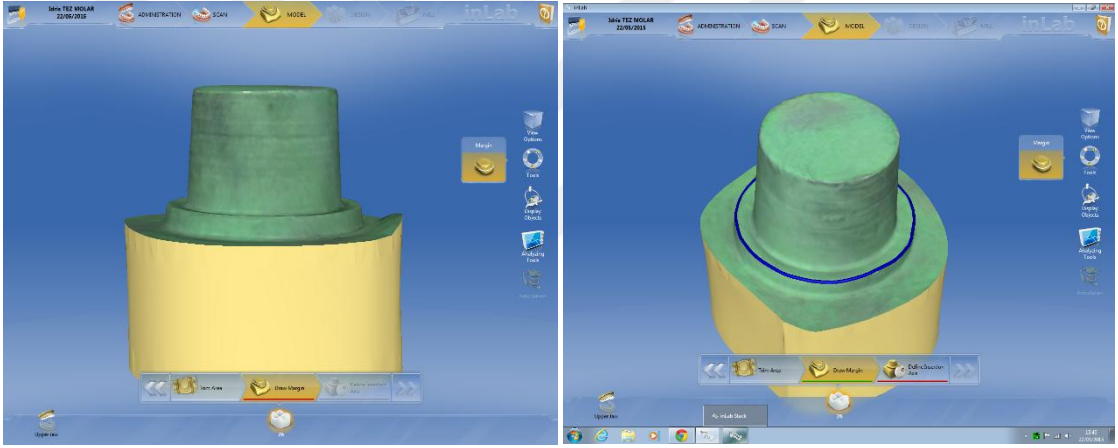
3.2.2. Zirkonyum Alt Yapıların Hazırlanması

Güdükler parlak ve ışık yansıtıcı yüzeylerin elimine edilmesi için Cerec Optispray® (Sirona, Bensheim, Almanya) ile kaplandı.(Şekil 3.2.2.1)



Şekil3.2.2.1 Optispray

Güdüklerin dijital ölçüleri CAD/CAM cihazında Omnicam kamera ile alındı (Şekil 3.2.2.2). Bilgisayarda multilayer seçeneği işaretlenerek alt yapı ve üst yapıları için malzeme bilgileri girildi. Zirkon alt yapı olarak Vita InCeram seçeneği işaretlendi. Zirkon alt yapılar birinci grup için 0.7 mm, ikinci grup için 0.5 mm olmak üzere iki kalınlık seçildi. Alt yapı ile güdük arasındaki siman aralığı için 30 µm değeri girildi (Shilinburg, Whitsett, 1981). Dizayn aşamasında zirkon alt yapılar anatomik olmayan tüberkül şeklinde, mesial ve distal duvarda basamakla bitişik olmak üzere üst yapıyla rotasyonu önlemek amaçlı 0.1 mm kalınlığında oluk oluşturuldu. Daha sonra zirkonyum bloklar CEREC MC XL® frezleme cihazına yerleştirildi ve üretimi yapıldı (Şekil 3.2.2.3). Elde edilen tüm örnekler sinterleme fırınında 1500°C/2732°F derecede üretici firmaların önerileri doğrultusunda sinterlendi.



Şekil 3.2.2.2 Güdüklerin dijital ölçü ile taranması



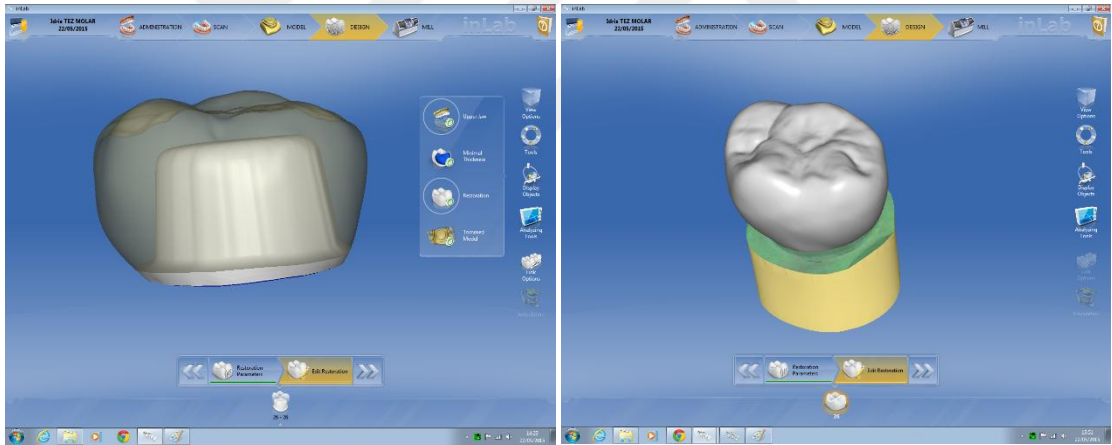
Şekil 3.2.2.3 Dizaynı yapılan örneklerin CAM cihazında üretimi

3.2.3.Seramik Üst Yapıların Hazırlanması

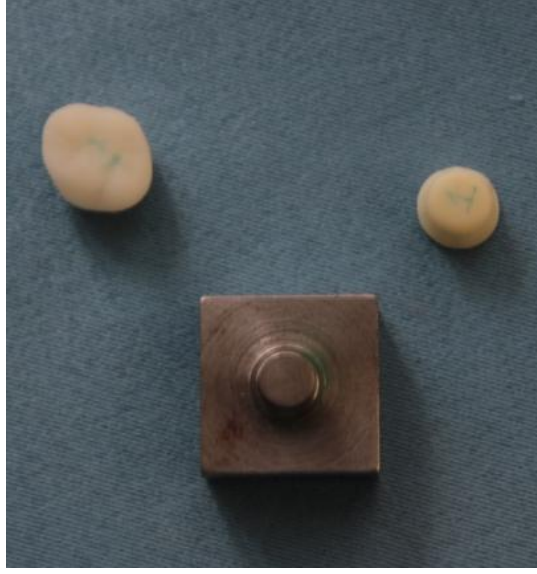
Güdüklemlerin taranmasından sonra zirkon alt yapıyla beraber üst yapı materyali olarak Vita Block Mark II seçildi. Üst yapı aksiyel duvarlardan 1 mm, oklüzalden 1,5 mm kalınlıkta olacak şekilde ayarlandı (Vita rapid layer teknoloji). Keramik üst yapılar ile zirkon alt yapılar arasındaki siman aralığı üretici talimatlarına uygun olarak 60 µm olarak seçildi. Üst yapıların meziopalatinal tüberkül üzerinde kırırma cihazında kırıcı ucun yerleşebileceği 0,5 mm çapında bir fossa oluşturuldu. (Schmitter 2013) Dizaynı tamamlandıktan sonra veriler, seramik üst yapıların kazırma işlemleri amacıyla CEREC MC XL® frezleme ünitesine aktarıldı.

Frezleme işlemleri tamamlanan kronlar, elmas fissür frez (SF 11C, Fischer, PRC) kullanılarak bloklardan dikkatli bir şekilde ayrıldı (Şekil 3.2.3.2).

Kronların tesviye ve polisaj işlemleri, Sof-Lex cila diskleri (3M ESPE, St. Paul, Almanya) kullanılarak tamamlandı (Şekil 3.2.3.3)



Şekil 3.2.3.1 Dizayn aşamasındaki alt yapı ve üst yapı



Şekil 3.2.3.2 Üretimi yapılan alt ve üst yapı



Şekil 3.2.3.3 Sof-lex cila diskleri

3.2.4. Yüzey Hazırlığı ve Simantasyon

Zirkonya alt yapı örneklerin dış yüzeyleri, 10 mm uzaklıktan 2.5 bar basınç altında 50 µm alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri (Korox 50, BEGO, Bremen, Almanya) ile 15 saniye süreyle kumlanarak (BEGO, Wilhelm-Herbst-Bremen, Almanya) pürüzlendirildi (Şekil 3.2.4.1.A) (Proussaefs, 2004)

Polisaj işlemi tamamlanan 40 adet seramik üst yapıların iç yüzeylerine 60 saniye süreyle % 9.5' lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant Gel, Bisco, Schaumburg, USA)

uygulaması yapıldı. (Şekil 3.2.4.1.B) Daha sonra örnekler üzerindeki asiti uzaklaştırmak amacıyla 20 saniye basınçlı suyla yıkandı ve kurutuldu.

Yüzey işlemleri tamamlanan alt ve üst yapılar iki ayrı rezin siman ile simante edildi.



Şekil 3.2.4.1A Alt yapının Al₂O₃ ile kumlanması



Şekil 3.2.4.1B Üst yapıların hidroflorik ile asitlenmesi

Self-etching Simanın (Panavia F 2.0) Uygulanması

10'ar adet 0.5 mm ve 0.7 mm kalınlıklarında hazırlanan zirkonyum alt yapılar özel olarak dizayn edilip frezelenen seramik örneklerinin iç yüzeylerine Clearfil Porcelain Bond Activator (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) ve Clearfil SE Bond Primer (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) eşit miktarda karıştırılarak uygulandı ve hava spreyiyle kurutuldu.

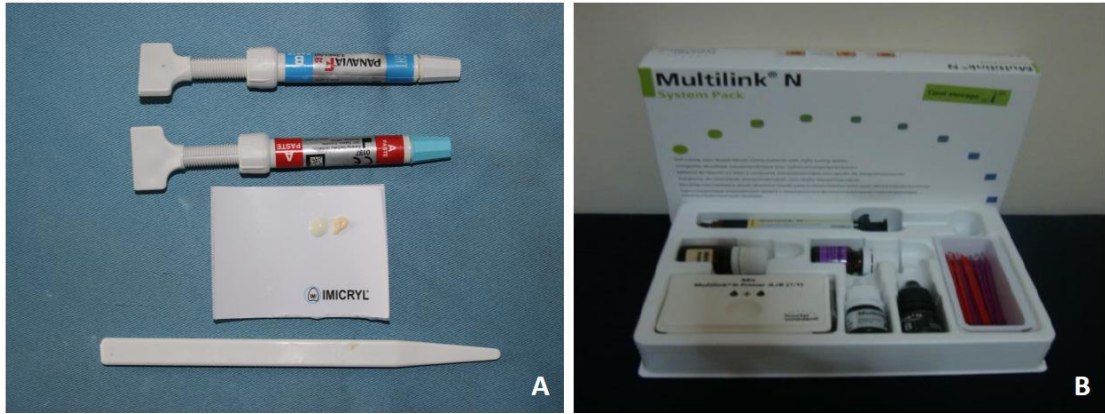
Kumlama işlemi yapılan zirkon alt yapıların yüzeylerine 60 sn zirkonyum primer (Bisco Z-primer) uygulaması yapıldı.

Panavia F 2.0 rezin simanın (Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya) A ve B tüplerinden karıştırma kağıdına eşit miktarda sıkılarak en az 20 saniye ebonit spatül ile karıştırıldıktan sonra spatül yardımıyla seramik kronların içerisine yerleştirildi. (Şekil 3.2.4.2 A).

Self-adeziv Rezin Simanın Uygulanması

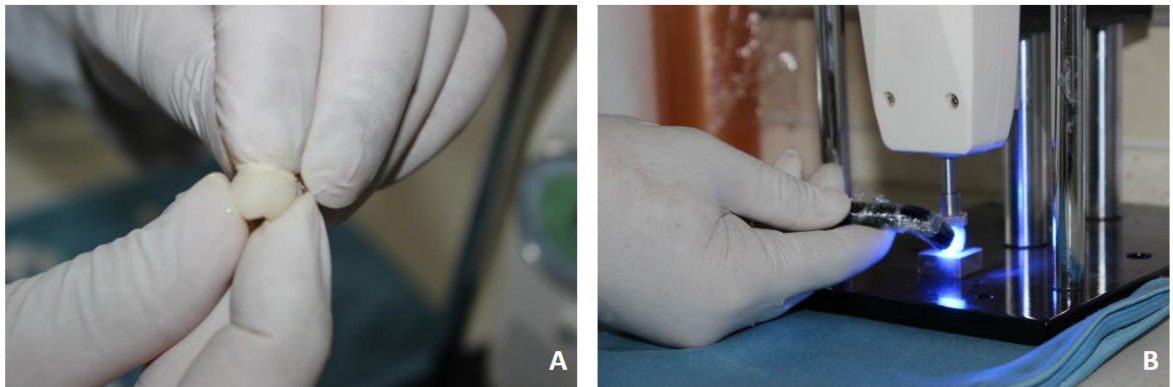
10'ar adet 0.5 mm ve 0.7 mm kalınlıklarında hazırlanan zirkonyum alt yapılara özel olarak dizayn edilip frezelenen seramik örneklerinin yüzeyine Multilink® N self-adeziv rezin siman (Multilink® N System Pack, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtestayn) setinde bulunan silan materyali (Monobond S, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtestayn) sürülerek 60 saniye beklendikten sonra havayla kurutuldu.

Multilink® N self-adeziv rezin siman şırıngasının ucuna takılan karıştırma ucu ile seramik içerisine rezin siman yerleştirildi (Şekil 3.2.4.2 B).



Şekil 3.2.4.2 A. Self-etching rezin siman B. Self adeziv rezin siman

Üst yapı seramik iç yüzüne rezin siman uygulamasından sonra alt ve üst yapılar ilk önce parmak basısı ile birleştirildi ve ardından manuel dinamometre altında sabitlenerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulandı (Şekil 4.2.4.3 A). Örneklerin bütün yüzeylerine halojen ışık cihazı (800 mW/cm² Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlendi ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı (Şekil 4.2.4.3 B).



Şekil 3.2.4.3 A. Alt ve üst yapıların birleştirilmesi B. Dinamometre altında ışık polimerizasyonu

Metal Day Üzerinde Yapılan İşlemler

1. Metal day' ların yüzeyi önce aseton ile silinip, yıkandı ve basınçlı hava ile kurutuldu.
2. Kurutulmuş metal yüzeyine bir fırça ile metal primer (Alloy Primer, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) sürülerek 15 saniye bekletildi ve kurutuldu.
3. Clearfil SE BOND Bond (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya) sürülüp fazlalıkları hava ile uzaklaştırıldı ve 10 saniye ışın cihazıyla ışınladı.

Alt ve üst yapı birleştirildikten sonra örneklerin iç yüzeyine 50 mikrometre boyutundaki alüminyum oksit partikülleri (Korox 50) ile 2,5 bar basınç altında, 10 mm mesafeden kumlama işlemi uygulanmıştır. Örnekler, dual polimerize rezin siman (Panavia F 2.0) ile üreticinin önerdiği şekilde metal güdüklere simante edildi ve manuel dinamometre altına yerleştirilerek 10 dakika boyunca 50 Newtonluk sabit kuvvet uygulandı. Örneklerin bütün yüzeylerine halojen ışık cihazı (800 mW/cm² Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul) ile 3 saniye ışık verildikten sonra artık simanlar dikkatli bir şekilde temizlenmiş ve bütün yüzeylere 20 saniye ışık verilerek polimerizasyon işlemi tamamlanmıştır. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin kenar kısımlarına 3 dakika süre ile Oxyguard (Oxyguard II, Kuraray Dental, Japonya) tatbik edilmiştir.

3.2.5. Termal Devirlendirme

Hazırlanan tüm örnekler, etüv cihazında (EN025, Nüve A. Ş., Türkiye) 37°C'lik distile suda 24 saat süreyle bekletildi (Şekil 3.2.5 A). Örnekler daha sonra, termal devirlendirme cihazında (Dentester, İstanbul, Türkiye) banyo sıcaklığı 5-55°C, banyolar arası transfer zamanı 10 sn, banyoda bekleme zamanı 30 sn olan 5.000 devirlik termal devirlendirme işlemine (yaklaşık olarak 4 yıla denk gelmektedir) tabi tutuldu (Şekil 3.2.5 B).

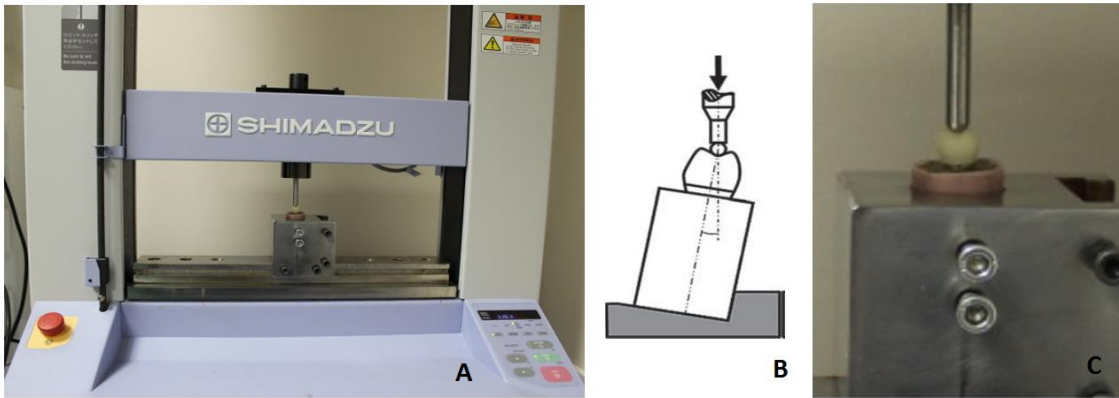


Şekil 3.2.5. A. Etüv cihazı B. Termal devalendirme cihazı

3.2.6. Kırılma Direnci Testi

Test Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Universal test cihazı (AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya) kullanılarak gerçekleştirildi.

Kuvvet uygulaması sırasında yer düzlemi ile 10 derece hareketsiz kalması için örnekler, Instron aletinin alt parçasına yerleştirilen düzenek ile sabitlendi (Şekil 3.2.6). Cihazın hareketli olan üst parçasına ise ucunda 6 mm çapında çelik bilye bulunan bir kuvvet uygulayıcı uç yerleştirildi. Örneklerin oklüzal yüzeylerinin tam orta noktasından ilk kırılma oluşuncaya kadar 0.5 mm/dakika başlık hızı ile kuvvet uygulanmıştır. Kırılma kuvvetleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 3.2.6. Test düzeneği A, B ve C

4. BULGULAR

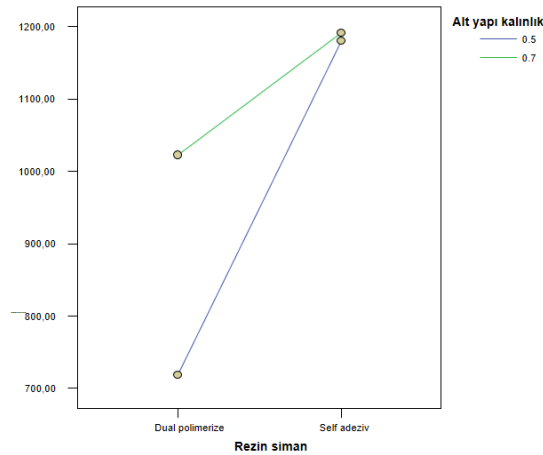
4.1. Kırılma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda farklı kalınlıklarda zirkonya alt yapı üzerine iki farklı siman materyali kullanılarak simante edilen üst yapı seramiğinin kırılma dayanıklılığını değerlendirmek üzere termal devirlendirme sonrası uygulanan kırılma dayanımı testi sonucunda elde edilen verilerin ortalama sayısal değerleri ve standart sapmaları (SS) Tablo 4.1.1’de görülmektedir.

Alt yapı kalınlığı	Rezin siman	n	Ortalama (Nevton) ± SS
0.5 mm	Dual polimerize (D)	10	719.10 ± 94.18
	Self adeziv (S)	10	1180.50 ± 83,28
0.7 mm	Dual polimerize (D)	10	1022.50 ± 83.49
	Self adeziv (S)	10	1191. ± 211.89

Tablo 4.1.1. Gruplara ait ortalama bağlanma dayanıklılık değerleri ve SS

En yüksek kırılma dayanıklılığı değeri 0.7 mm alt yapı kalınlığında self adeziv rezin siman ile simantasyonun yapıldığı grupta (1191. ± 211.89), en düşük kırılma dayanıklılığı değeri ise 0.5 mm alt yapı kalınlığında dual polimerize rezin siman ile simantasyonun yapıldığı grupta (719.10 ± 94.18) elde edildi. (Şekil 4.1.1)



Şekil 4.1.1 Grupların kırılma dayanıklılığı dağılımı

Veriler Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü ($p>0.05$). İki farklı kalınlıkta alt yapı ve iki farklı siman materyali kullanımı sonrasında elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (two-way ANOVA) (Tablo 4.1.2) ve Post Hoc Tukey testi (Tablo 4.1.3) ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

	Type III Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	Sig.
Alt yapı kalınlık	247275,62	1	247275,62	14,61	,001
Rezin siman	993825,62	1	993825,62	58,74	,000
Alt yapı kalınlık * Rezin siman	213598,22	1	213598,22	12,62	,001
Toplam	44370095,00	40			

Tablo 4.1.2. İki yönlü varyans analizi

Alt yapı kalınlığının artması ile her iki siman gurubunda da kırılma dayanıklılığı artmıştır. 0.7 mm kalınlıkta alt yapının kullanıldığı grupta her iki siman grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Her iki alt yapı kalınlığında da self adeziv siman ile simante edilen gruplarda daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri elde edildi.

Karşılaştırılan Gruplar	p
0.5D – 0.5S	$p<0.05$
0.5D-0.7D	$p<0.05$
0.7D- 0.7S	$p<0.05$
0.7S- 0.5S	$p>0.05$

Tablo 4.1.3. Kırılma dayanıklılığı karşılaştırmasında Post-Hoc Tukey sonuçları

4.2. Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

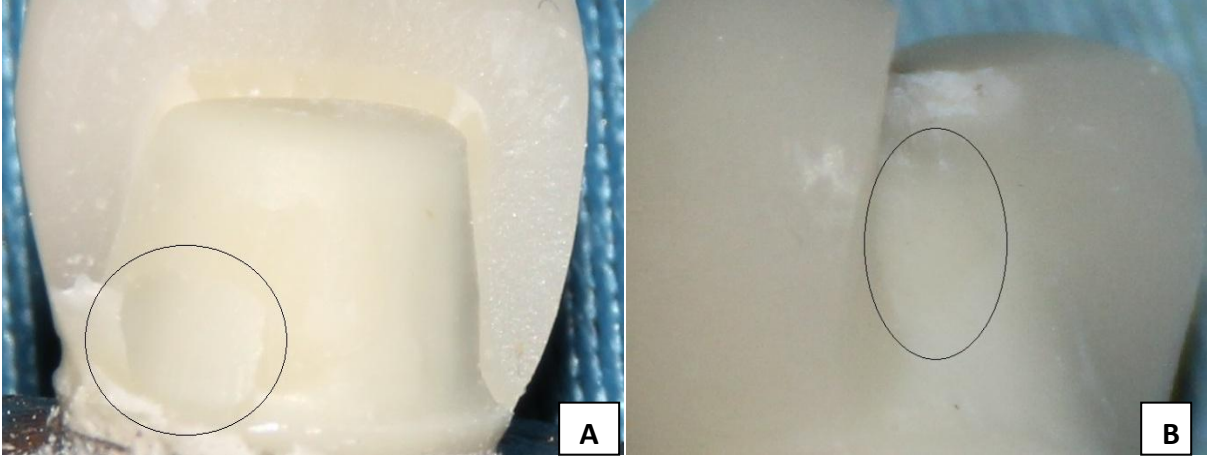
Çalışmamızda kırılan örnekler kırılma şekli yönünden incelenmek için stereomikroskop altında incelenmiştir. Adeziv tip kırık; alt yapı ile üst yapının ayrılması şeklinde olan kırıktır. Bu tip kırıkta siman üst yapıyla (Resim 4.2.1) veya alt yapı ile (Resim 4.2.2 A ve B) beraberdir. Koheziv tip kırık; üst yapının kendi içinde olan kırılmasıdır. Burada simandan ayrılma yoktur. Miks tip kırık; üst yapı siman ve alt yapıyı içeren kırık tipidir. Örneklerde tabloda görüldüğü gibi adeziv tip kırık kırıklar görülürken koheziv ve miks tip kırık şekli görülmemiştir. Adeziv tip kırıklardan her iki şekli de görülmüştür. Örnek grupları kırılma şekilleri Tablo 4.2.1’te verilmiştir.

Simanlar	Kırık Tipleri	Adeziv (Siman+Üst yapı)	Adeziv (Siman+Alt yapı)	Koheziv	Miks
	0,5 mm	Panavia	%90	%10	%0
Multilink		%80	%20	%0	%0
0,7 mm	Panavia	%100	%0	%0	%0
	Multilink	%70	%30	%0	%0

Tablo 4.2.1 Kırılma şekillerinin yüzde dağılımı



Resim 4.2.1 Simanın üst yapı ile beraber olduğu adeziv



Resim 4.2.2 Simanın alt yapı ile beraber olduğu adeziv kırılma

5.TARTIŞMA

Çalışmamızda hipotez reddedilmiştir. Farklı simanların ve farklı kalınlıkta alt yapı zirkonyum kor materyallerinin kullanıldığı çalışmada zircon alt yapı kalınlığı artıkkça restorasyonun kırılma dayanımı artmıştır. Farklı simanların kullanımı restorasyonun kırılma dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlı düzeydedir.

Son 40 yıldır metal seramik sistemleri sabit restorasyonlarda geniş bir şekilde kullanılmaktadır ve hala altın standardı temsil etmektedir (Tan ve ark 2004; Pjetursson ve ark. 2007). Bu sistemin en önemli avantajı metal alt yapının yüksek kırılma dayanımı ile veneer seramiğin estetik özelliklerini birleştirmesidir. Ancak, son zamanlarda bazı dental metal alaşımların kuşku biyouyumluluklarının yanı sıra hastaların estetik restorasyonlara taleplerin artması tam seramik restorasyonların gelişmesini hızlandırmıştır (Raigrodski 2004; Pjetursson ve ark 2007).

Tam seramiklerin üstün estetik kalite, dişeti ile biyolojik uyumu ve daha iyi marjinal uyum özellikleri onların dental kliniklerde yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır (Hondrum 1992; Kappert 1996; Sjogren ve ark. 2000). Ancak, kırılma dayanımlarının zayıf olması 3-4 üyeden fazla sabit restorasyonlarda kullanımlarını sınırlandırmıştır.

Benzersiz kimyasal kararlılığa, üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip zirkonya seramiklerin restoratif kor materyali olarak kullanılmaya başlanması tam seramik restorasyonlarda yüksek güven ve başarı oranlarını artırmış ve çok üyeli restorasyonların sınırlarını açmıştır (Ardlin 2002). Bu özellikleri sayesinde ideal dental materyal olarak kabul edilmiştir (Luthardt ve ark 2004). Ancak zirkonya seramiklerde yüksek oranda kristal yapının bulunması ve metal alaşımlarına eşit opasite göstermesine neden olmaktadır (Rasetto ve ark 2004). Zirkonyanın bu opak görüntüsü estetiği olumsuz etkilediğinden, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için zirkonya alt yapı veneer seramikler ile kaplanmaktadır (Aboushelib ve ark 2006).

Yapılan in-vitro çalışmalarda üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya ile güçlendirilmiş seramik sistemlerde veneer seramiğin alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni olarak gösterilmiştir (Tinschert ve ark 2005; Sailer ve ark 2006; Aboushelib 2005; Pjetorsson 2007). Vult von Steyern ve arkadaşları DCzircon alt yapıli restorasyonlarda 2 yılsonundaki üst yapı kırılma oranlarını %15, Sailer ve arkadaşları 3 yılsonundaki üst yapı kırılma oranlarını %13 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal-porselen restorasyonlardan oldukça yüksektir.

Kimyasal bağlanma dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik kilitleme, ara yüzeydeki defektlerin tipi ve konsantrasyonu, ıslatma özelliği ve zirkonya-veneer seramik arasındaki Termal Ekspansiyon Katsayısı (TEK)'nin farklılığından dolayı veneer seramiğin sıkıştırma stresinin derecesi bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasındadır (De Jager ve ark 2005). Ayrıca, yetersiz bağlanma dayanımı (De Jager ve ark 2005), veneer seramikte fırınlama esnasında oluşan büzülme (Manicone ve ark 2007), zirkonya/veneer seramik kalınlık oranı (Saito ve ark 2010), restorasyonun geometrisi ve yetersiz alt yapı dizaynı (Sailer ve ark 2006), uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü ve frekansı ve oklüzal temas alanlarının konumu (Drummond ve ark 2000; Raigrodski ve ark 2006; Kim ve ark 2011) zirkonya altyapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma başarısını etkileyen diğer faktörleridir.

Zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlanma dayanıklılığı ve bağlanma başarısızlığı üzerine birçok çalışmada yapılmıştır (Al-Dohan ve ark 2004; Aboushelib ve ark 2005; Fischer ve ark 2007; Guess ve ark 2008; Fischer ve ark 2009). Fakat üst yapının kırılması halen problem olmaya devam etmektedir (Donovan 2005).

Son yıllarda yapılan çalışmalar zirkonya altyapı üzerine veneer seramiğin şekillendirilmesi/oluşturulması tekniğinin veneer porselen zirkonya altyapı bağlantı başarısına etkisi üzerine yoğunlaşmıştır.

Camsı matriks seramik ile zirkonyum alt yapı veneer için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Geleneksel tabakalama tekniği ve overpressing sık kullanılan yöntemlerdir. Geleneksel katman tekniğinde, karışık seramik tozu ve sıvısı, veneer seramik büzülmesini kompanse etmek için sinterlenmiş zirkonyum altyapı üzerine daha büyük inşa edilir. Overpressing yöntemde kaplama nihai şekle sahip bir mum modeli sinterlenmiş zirkonya altyapı üzerinde modellenir, daha sonra preslenebilir seramik heatpressed vakum altına yatırılır. (Kanat ve ark. 2014; Kanat-Ertürk ve ark. 2015; Al-Wahadni ve ark 2016) Zirkon altyapı için bu yaygın kaplama yöntemlerine ek olarak, CAD/CAM'deki gelişmeler nedeniyle "CAD-on" ve "multilayer" teknikleri geliştirilmiştir. Bu teknikler ile sadece zirkon altyapı değil aynı zamanda üstyapı olarak da dizayn edilebilir ve imal edilebilir. Bu tekniklerde, zirkon altyapı ve üstyapı veneer seramik CAD yazılımı ile birlikte tasarlanmıştır ve daha sonra seramik sistemi üreticilerinde, CAM ünitesi ile freze edilmiş, iki parça füzyon cam-seramik (CAD-on) veya rezin siman (multilayer) kullanılarak birleştirilmiştir. Bu yöntemler sadece laboratuvar prosedürlerinin sayısını azaltmakla kalmaz, aynı zamanda nispeten yüksek mukavemetli homojen seramik blok kullanma imkânı sağlar. Ayrıca CAD-

on yönteminde kullanılan hazır seramik bloklar, seramik tozlarının basınç altında sıkıştırılması ile elde edildiği için porozite içermez ve yüksek dayanıklılığa sahiptir. Bu yöntemde seramik materyali boyutsal değişimine uğramadığı için restorasyonun direkt olarak son şekli elde edilir (Miyazaki 2009; Kanat ve ark 2014).

Çalışmamızda farklı kalınlıklarda hazırlanan zirkonya alt yapılar ile üzerine uygulanan veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine karar verilmiştir. Çalışmada ticari olarak piyasada en çok kullanılan zirkonya esaslı alt yapı seramiklerinden biri olan VITA In-Ceram ve bu alt yapıya uygun olarak üretilmiş VITABLOCS Mark II veneer seramikleri kullanılmıştır.

Milleme yöntemi ile Y-TZP alt yapılı veneer seramiği (Lithium disilicate) (CAD-on tekniği) gibi kullanma fikrine dair ilk çalışma, deneysel bir çalışma olarak Beuer ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. (Beuer ve ark. 2009) Çalışmada, geleneksel tabakalama ve press-on teknikleri ile karşılaştırıldığında, zirkonyum altyapıya kaynaşmış seramik lityum disilikat kullanılan CAD/CAM ile üretilmiş iki tabakalı restorasyonlarda (CAD-on) daha yüksek kırılma mukavemeti ve mekanik stabilite elde edildiğini göstermiştir. (Beuer ve ark. 2009) Diğer çalışmalar CAD-on tekniği ile daha yüksek eğilme, kırılma ve kayma bağ dayanımı değerleri elde edildiğini göstermiştir ve CAD-on grubu 1600N a kadar kırılma dayanımı gösterebilir. (Schmitter ve ark 2012; Kanat-Ertürk ve ark. 2015)

Çeşitli yüzey işlemleri son zamanlarda hem in vivo hem de in vitro koşullar altında incelenmiş olmasına rağmen, zirkonya için en uygun yüzey işleminin seçimi konusu da hala tartışma konusudur. (Özcan ve Vallittu 2003; Blatz ve ark 2007; Oyagüe ve ark 2009). Yaygın pürüzlendirme seçenekleri, aşındırma (Jochen ve Caputo 1977, Ferrando ve ark 1983), kumlama (Lacy ve ark 1988; Kato ve ark 2000; Fisher ve ark 2007), asitleme ve bu metotlardan herhangi birinin kombinasyonlarıdır (Bailey ve Bennet 1988; Heikkinen ve ark 2010; Lorente ve ark 2010).

Zirkonyum esaslı seramiklerde yüzey pürüzlendirilmesi resin siman ile olan bağlantı dayanımını artırır. Zirkon yapısı asite dirençli olduğundan (Blatz ve ark 2007) farklı pürüzlendirme yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlar elmas döner aletler ile pürüzlendirme (Derand ve ark. 2000) Al₂O₃ tozu ile kumlama (Amaral ve ark. 2006), tribokimyasal silan ile kaplama (Amaral ve ark. 2006, Xible ve ark. 2006) Er: YAG lazer ile pürüzlendirme ve plazma polimerizasyon yöntemidir. (Çökeliler ve ark. 2007)

Blatz ve ark. (2007) zirkonya seramiklerde 50 µm ve 110 µm boyutlar ında Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın bağlantıyı arttırdığını, partikül büyüklüğünün belirgin etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Tam seramik sistemlerde yüksek bağlantı direnci elde etmek için 50 µm' lik Al₂O₃ tozu ile kumlama, HF asit ile asitleme ve silan bağlayıcı ajan uygulanması önerilmektedir. (Kim ve ark. 2005)

Ferreira ve arkadaşları (2010) feldspatik seramiğin rezin simanlarla olan bağlantısını değerlendirdiği çalışmalarında, yüzey üzerine 50 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ tozu ile kumlama yaptığı örneklerin bağlantı direncinin, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uyguladığı örneklerin bağlantı direnci değerlerine benzer olduğu sonucunu bulmuşlardır.

Rezin simanların seramik yüzeylerine mikromekanik bağlantılarını sağlamak için HF asit en çok tercih edilen asitleme yöntemidir. Bununla birlikte seramik yüzeylerinde asitleme işlemi için ortofosforik, sülfirik, nitrik, asidüle fosfat florid ve amonyum hidrojen diflorid gibi farklı asitlerin de uygulanabileceği bildirilmiştir. (Saraçoğlu ve ark. 2004)

Hayakawa ve arkadaşları (1992) da hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş numunelerin bağlanma kuvvetinin cilalı ya da fosforik asitle pürüzlendirilmiş numunelerden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Thurmod ve arkadaşlarının (1999) farklı yüzey işlemleri uygulanmış seramik yüzeyine rezin kompozitin bağlanma kuvvetini kıyasladığı başka bir çalışmada, Al₂O₃ tozu ile kumlama işlemine tabi tutulduktan sonra HF asit uygulanan seramik yüzeyine bağlanma kuvvetinin en yüksek değerlerde olduğu ve asitleme süresi ya da asit konsantrasyonu arttıkça bağlantı kuvveti değerlerinin arttığı sonucu elde edilmiştir.

Çalışmamızda daha önceki çalışmalar referans alınarak zirkon alt yapılar üzerine 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemi, feldspatik seramik yüzeylerine ise hidroflorik ile pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır.

Seramikler ile alt yapı materyallerinin ilk kullanıldıkları günden günümüze kadar içeriklerinde ve fiziksel özelliklerinde gelişmeler kaydedilmiş olmasına karşın, oklüzal kuvvetler, yorulma, travma, mikro defektler veya uygun olmayan tasarım gibi sebeplerle restorasyonlarda, ağız içinde kırılmalar olduğu görülmüştür. (Lobell ve ark 1992; Garry

ve ark 2004; Pjetursson ve ark 2007). Bu nedenle klinik kullanıma uygunluğun belirlenebilmesi için kırılma direnci testlerine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Çalışmamızda da örnekler kırılma direnci testine tabi tutulmuştur.

Kırılma direnci ile ilgili çalışmalar incelendiğinde; kullanılan güdük materyali ile ilgili bir fikir birliğinin olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar sığır dişlerini, bazıları insan dişlerini, bazıları ise metal alaşımından hazırlanan güdükleri kullanmışlardır. (Sundh ve ark 2004) Güdük materyalinin elastiklik katsayısının seramiklerin direncini etkilediği ve dentinin yapısına benzemeyen materyalden hazırlanan güdük kullanımının klinik durumu yansıtmayacağı araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir. Rosentritt ve arkadaşları tam seramiklerin kırılma direncini yapay dişler ve doğal dişler üzerinde karşılaştırmalı olarak test etmişler, metal güdükler üzerinde test edilen örneklerin, doğal dişler üzerinde test edilen örneklerden daha dirençli olduklarını görmüşlerdir. Bununla birlikte doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olması nedeniyle standardizasyonun sağlanması mümkün olmamaktadır. Bu çalışmada örneklerde standardizasyonun sağlanabilmesi düz oklüzal (anatomik olmayan) yüzeyli prepare edilmiş üst premolar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşımından güdükler kullanılmıştır. Güdükler, temel preparasyon prensipleri takip edilerek, 6 derece taper açısı ile shoulder kenar bitim şeklinde hazırlanmıştır. CAD/CAM restorasyonlarda dizayn kalitesinin yüksek olması için preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılardan olmaması önerilmektedir. Güdükler prepare edilirken bu konulara dikkat edilmiştir. Bu çalışmada metal kalıplar kullanılmıştır.

Scherrer ve Rijk (1993) kırılma mukavemeti artışında destekleyici materyalin elastik modülüsünü artırmanın sonuçlarını göstermiştir. Destekleyici metal kalıbın elastik modülüsü (200 GPa) dentinden (12 – 14 GPa) daha yüksektir. Destek model için doğal diş kullanılmış olsaydı, kronların kırılma mukavemeti daha düşük olabilirdi. Ancak doğal diş yüksek yük testleri sırasında tahrip edilmiş olurdu. Bu çalışmanın kırılma dayanımı değerleri, iki katmanlı teknik kullanılan diğer çalışmalardan daha düşüktü. Bunun sebebi die spacer tabakası olabilir. Bu çalışmada die spacer tabakası 30 mikron olarak seçildi ama diğer çalışmalarda restorasyon ve kalıplar ile yakın bir uyum elde etmek için 10 mikron seçildi. Kabul edilebilir maksimum açıklık 120 mikrondur. Eski çalışmalarda bildirilen tüm seramik restorasyonlar için ortalama marjinal farklılık 3,7 mikron ile 174 mikron arasında idi; bildirilen değerlerin çoğu 120 mikrondan daha düşük veya eşitti. CAD/CAM restorasyonlarda, insan hatalarında ve materyal kusurlarındaki azalma nedeniyle kabul

edilebilir minimal marjinal boşluğun 100 mikrondan daha az olduğu iddia ediliyor. Siman kalınlığındaki azalma kırılma mukavemeti için daha düşük bir sonuç verebilir. Zirkonya altyapının (210 GPa) ve veneer seramiğin (63 GPa) elastik modülüsü, zirkon altyapı ve prefabrike feldspatik veneer arasına arayüz bonding ajanıolarak kullanılan rezin simanın elastik modülüsünden (18,6 GPa) yüksektir. Böylece zirkon ile metal kalıp arasındaki zayıf intermedial siman tabakası, metal die üstündeki rijid zirkonyanın destekleyici etkisi azalabilir. Stereomikroskop ve görsel analizler zirkon altyapılarda herhangi bir çatlak ve kırık olmadığını göstermiştir.

Tam seramik alt yapılarda günümüzde kullanılan sistemlerde, işlem süresinin kısa olması ve aşındırma işleminde daha düşük alet hasarı oluşturmamasından dolayı yarı sinterlenmiş (unHIPped) veya yeşil aşama zirkonyum blok kullanımı tam sinterlenmiş (HIPped) blok kullanımına tercih edilmektedir. Bu çalışmada yarı sinterize zirkonyum oksit bloklar kullanılmıştır.

Yarı sinterlenmiş bloklar sinterlenme sonrası büzülmeden dolayı hacimli hazırlanmaları gerekir.

Siman aralığının, Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No: 8'de 25 mikron civarında, Shillingburg ve Whitsett³² tarafından ise 20-40 mikron arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada, siman aralığı dizayn aşamasında 30 mikron olarak standardize edilmiştir. Siman aralığı, tamamen dizayn programları üzerinden ayarlandığından ilave bir die spacer uygulanmasına gerek kalmamış, bu şekilde uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir. Alt yapı ve üst veneer arasındaki siman aralığı ise üretici talimatları doğrultusunda 60 mikron olarak ayarlanmıştır.

Panavia F 2.0 rezin siman yapısında adeziv fosfat monomeri bulundurduklarından (MPD,10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) zirkonyum yüzeylerinde uzun süre bağlanma sağlamaktadırlar. Bu durumun MPD monomerleri içindeki hidroksil gruplarıyla zirkonyum yüzeyindeki hidroksil grupları arasında reaksiyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir. Çalışmada hazırlanan kuronlar, epoksi rezin güdükler üzerine Panavia F 2.0 rezin siman ile simante edilmiş, polimerizasyon için Halojen ışık cihazı kullanılmıştır.

Kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında önemli olmakta önlem alınmadığı takdirde siman sertleşmeden kalabilmektedir. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hızlı bir şekilde uygulanmalıdır. Bu

çalışmada hava ile teması engellemek için kuronların kenar kısımlarına 3 dakika boyunca Oxyguard tatbik edilmiştir.

In-vitro testlerde uygulanan insizal ve oklüzal yükleme ile kırık oluşumu ve çeşitli restorasyon sistemlerindeki direnç değerlendirilebilmektedir. Çiğneme kuvvetleri genellikle baskı şeklinde olduğu için çiğneme işlemi sırasında restorasyonların göstermiş olduğu dayanıklılığının saptanması önemlidir. Ağız ortamında çeşitli kuvvetlerle karşılaşacak olan bir materyalin dayanıklılığının tespit edilebilmesi için en iyi yöntemin, restorasyonun anatomik formunda hazırlandıktan sonra ağızın taklit edildiği bir ortamda test edilmesinin olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada, üst birinci büyük azı dişi formunda hazırlanan örneklere oklüzal yükleme uygulanmıştır.

Kırılma materyallerin dayanıklılıklarını güvenilir verilerle saptayabilmek için; örneklerin yapım şekli, boyutları ve ortamın standardizasyonu kadar seçilen yükleme hızı da oldukça önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için yeterli süre olmadığından dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilebilecektir. Bu nedenle uygulanan yükleme hızının düşük olması gerekmektedir. International Organization for Standardization (ISO) da yükleme hızı 1 ± 0.5 mm/dakika olarak belirlenmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada yükleme hızı 0.5 mm/dakika olarak seçilmiştir.

Ağız içindeki aşınmalar nokta yerine yüzey şeklinde olduğundan ve başarısızlık mekanizması temas alanından ve fonksiyon esnasında oluşan yüklerden etkilendiğinden in vitro çalışmalarda yük uygulamak için kullanılan ucun boyutları önemlidir. Çalışmalarda kullanılan kırıcı uç çapları farklılık (2.65-6.35 mm) göstermektedir. Bu araştırmada ucunda 6mm çapında çelik top olan bir aparey ile örneklere kuvvet uygulanmıştır.

Laboratuvarda yapılan kırılma testlerinde restorasyonların yüksek kırılma direncine sahip olduğu bilinmektedir. Bu testlerde, materyalin zarar gördüğü ilk değer belirlenmelidir. Bu noktanın üzerinde aşırı yükleme yapılması kırılmanın meydana geldiği yük değerinin yanıltıcı olmasına neden olmaktadır. Bu tip büyük kuvvetler, normal çiğneme siklusunda meydana gelmemesine rağmen, intraoral olarak restorasyonlarda kırıklar oluşmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda da metal-porselen restorasyonlarda olduğu gibi üst yapı porseleninin alt yapıya bağlantısı farklı iki özellikte ve yapıda materyaller olduklarından oldukça önem taşımaktadır. Kalıcı bir bağlantı için bazı mekanik özelliklerin birbirlerine uygun olması gerekmektedir. Üst yapı porseleninin 3Y-TZP yüzeyine mikromekanik bağlantı yaptığı ifade edilmektedir. Üst yapı porseleni uygulanırken zirkonyum alt yapılar tekrar yüksek ısıya ve neme maruz kalmaktadırlar.

Isı ve nemin faz transformasyonu oluşturması ile materyalin yzeyinde oluşan tabaka uzaklaşacak ve mekanik ozelliklerde dufuf gdrulecektir. Çalışmada Sinterlenen zirkonya alt yapı ve lastikle polisaj işlemi uygulanan ufst yapı resin kompozit ile birleştirilmiştir. Byylelikle elde edilen kronların diğer uygulama yöntemlerinde olan olumsuz durumlara maruz kalmamıştır.

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin diş üzerinde dengeli şekilde dağılmasını sağlarken kuronun statik gdcunu artırmaktadır. Okluzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının fazla olduğu bölge servikal bölgedir. Diş preparasyonu sırasında uygulanan basamak şekli gerilimin dağılımında önemli rol oynamaktadır. Shoulder kenar bitim şekli kuvvetin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlayan basamak şeklidir. Bu basamak şekli okluzal kuvvetlere direnci artırmakta ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize etmekte, sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturmaktadır Beuer ve arkadaşları derin chamfer, chamfer ve shoulder basamak tipleri ile hazırlanan tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerini incelemişler, shoulder basamaklı örneklerin daha fazla kırılma direnci değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmada gdcuk örnekler shoulder basamak kullanılarak hazırlanmışlardır.

Anatomik kesim yapılan dişler üzerinde hazırlanan seramik alt yapıya uygulanan veneer porselenlerinin, ddcz (anatomik olmayan) kesim yapılan dişlerde hazırlanan restorasyonlardan daha fazla kırılma direncine sahip oldukları araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir. Bu çalışmada standart örnekler hazırlayabilmek amacıyla ddcz okluzal yzey hazırlanmıştır. Ydcel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı die'ler üzerinde tam seramiğin kırılma dayanımına bakmışlardır. Die' lar üzerinde siman boşluğuğun 30 mikron seçildiği ve multilink resin simanın seçildiği çalışmada paslanmaz elik die üzerinde 955 N dentin üzerinde 480 N, pirinç üzerinde ise 890 N olarak bulmuştur.

Çalışmamızda paslanmaz elik gdcuklerin kullanılması dentine göre daha ydcsek sonuçlar çıktığı ifade edilebilir.

Zuhran ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada zirkon alt yapılı tam seramik kırılma dayanımına bakmışlardır. Çalışma zirkon kor materyalinin kalınlığı 0,7 mm olarak seçilmiş ve simantasyon Panavia resin siman ile yapılmıştır. Çalışmada kırılma değerleri olarak ortalama 1279 N olarak bulunmuştur.

Attia ve arkadaşları(2011) doğal dişler üzerinde feldspatik seramiklerin kırılma dayanımına baktığı çalışmada örnekler self adeziv siman ile yapıştırılmış ve sonuç olarak kırılma değerleri ortalama 929 N bulmuşlardır.

Hyun ve arkadaşları(2010) tam seramiklerin kırılma dayanıklılığına baktığı çalışmada, 0,3 mm alt yapı zirkonyum kalınlığı ve siman aralığını 30 mikron olarak belirlemiştir. Feldspatik seramiklerin ortalama kırılma değerlerini 1560 N olarak bulmuştur. Çalışmamızda buna yakın değerler elde edilmiştir.

May ve arkadaşları farklı siman aralıklarının kullanıldığı seramiklerin kırılma dayanımına baktığı çalışmada 50 mikron siman kalınlığında bulunduğu değer 673 N iken 100 mikron aralıkta ise 635 N bulmuştur.

Weyhreauch ve arkadaşları farklı simanların tam seramiklerin kırılma dayanımına olan etkisini incelediği çalışmada; 30 mikron siman aralığı seçilen feldspatik seramiklerin multilink ile yapıştırıldığında 970 N olarak saptarken, Panavia ile yapıştırılan seramiklerin kırılma değerleri ortalama 952 N olarak bulmuştur.

Çalışmamızda panavia ile simante edilen örneklerin multilink ile simante edilen örneklere göre daha az değerlere sahip olduğu görülmüştür. Buna neden olarak simantasyondan sonra termal devirlendirme Panavia simanın bağlantı değerinde önemli düşüşe sebep olurken Multilinkte bu durum daha minimal şekilde olması gösterilebilir.(Kevin ve ark. 2013)

Mainjot ve arkadaşları yaptıkları çalışmada alt yapı kalınlığı ile veneer porselen kalınlığı oranının iç stres oluşumuna etkisini incelemişler, 1.5 mm den az kalınlığın olumsuz stres oluşturduğunu saptamışlar ve alt yapı kalınlığıyla yüzeydeki stresler arasında ilişki bulunduğunu ifade etmişlerdir. White ve arkadaşları tam seramik örneklerde, farklı alt yapı ve veneer porselen kalınlıklarının kırılma direncine etkisini incelemişlerdir. Alt yapı materyali ne kadar kalın üst yapı porselen tabakası ne kadar ince olursa kırılma direnci değerlerinin o oranda artacağını belirtmişlerdir.

Mahmood ve arkadaşları 3 üyeli zirkon alt yapı tam seramiklerde kırılma dayanımına bakmışlardır. Çalışmada CAD-on tekniği kullanılarak alt ve üst yapılar birleştirilmiştir. Zirkon kor yapı 0,7mm feldspatik üst yapı ise 1,5 mm olarak seçildiği ve alt üst yapıların Panavia ile birleştirildiği çalışmada kırılma değeri ortalama 1800 N olarak bulunmuştur. Çalışmamızda ise bu değerden daha az sonuç elde edilmiştir.

Schmitter ve arkadaşları multilayer tekniği ile zirkon ve feldspatik seramiği rezin siman ile birleştirerek kırılma dayanımına bakmışlardır. Zirkon alt yapı kalınlığı 0,6mm feldspatik seramik kalınlığı ise 2mm olarak seçilmiş ve siman malzemesi ise Panavia tercih edilmiştir. Kırılma değerleri ortalama 1165 N olarak ölçmüşlerdir. Çalışmamızda paralel sonuçlar elde edilmiştir.

Ambre ve arkadaşları yaptıkları çalışmada üç üyeli zirkonyum alt yapıların kalınlıklarıyla kırılma dirençleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmişler, alt yapı kalınlığı farklılığının kırılma direncini etkilemediğini tespit etmişlerdir. Alt yapı kalınlığının değerlendirildiği başka çalışmalarda ise zirkonyum kalınlığının artmasına bağlı olarak kırılma direncinin arttığı belirtilmiştir.

Ağızda kullanım sırasında görülen porselen ufalanmaları, materyale veya alt yapı porseleninin kalınlık oranı ve alt yapı şekli gibi protez dizaynlarına, sağlam bir alt yapı üzerindeki veneer porseleninde koheziv ufalanmaların olması aşırı yük uygulanmasına, tabakalar şeklindeki kopmalar ise zayıf veneer bağlantısına ve ara yüzeydeki lokalize gerilme streslerine bağlı olabilir. Zirkonyum alt yapıların kullanıldığı tabakalı restorasyonlarda alt yapı-veneer ara yüzünde oluşan gerilme stresleri, iki materyal arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığına bağlı olarak oluşmaktadır. Bu çalışmada ağız ortamındaki ısısal değişiklikler vb. gibi faktörlerin veneer porselenlerinin kırılma direnci değerlendirilirken yansıtılmaması çalışmanın sınırlamalarını oluşturmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarını direkt olarak klinik durumla karşılaştırmayı zorlaştıran bir diğer sınırlama ise protetik restoratif materyaller simantasyondan sonra mekanik ve kimyasal streslere de maruz kaldığından, in vitro çalışmalarda bu durum direkt olarak taklit edilememektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Limitasyonla beraber edilen edilen veriler ışığında;

1. Alt yapı kalınlığı arttıkça restorasyonun kırılma dayanımı artar.
2. Multilink ile simante edilen alt ve üst yapı Panavia ile simante edilene göre daha yüksek değerlerdir.
3. Multilayer tekniği klinik olarak kabul edilen kırılma dayanım göstermiştir.
4. Gelecekteki çalışmalarda mekanik, termal ve kimyasal streslerin bağlanma dayanımı üzerine etkileri değerlendirilmeli ve uzun süreli klinik çalışmalarla bulunan sonuçlar desteklenmelidir.



7. KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater.* 2007;23:952–9.
2. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21:984-91.
3. Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont.* 2008a;21:237-40.
4. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater.* 2009;25:383–91.
5. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J Prosthodont.* 2008b;17:401-8.
6. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3:Double veneer technique. *J Prosthodont.* 2008c;17: 9-13.
7. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22:857-63.
8. Abu Alnasar H, Giordano R, Pober R. Bond Strength of Pressed and Conventional Porcelain to Zirconia. Back to the Dental Materials 3: Ceramic-based Materials and Cements Program. Back to the AADR 37th Annual Meeting and Exhibition. 2008, 4.
9. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Periodont Rest Dent.* 1984;2:33-45.
10. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth- connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent.* 1998;80:551-8.
11. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. Üçüncü Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi, 1990.
12. Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1999.

13. Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, 1983;18-20.
14. Alaçam T, Naubant L, Alaçam A. Rezin ve seramik esaslı inley-onley sistemleri' ileri restorasyon teknikleri. Ankara, 1998;309-40.
15. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent. 2004;91:349-55.
16. Alison JE, Piddock V, Qualtrough P. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. Dent Update. 1999;26:65-72.
17. Alkumru HN, Kedici S. Porselen jaket kron yapımında yeni bir materyal ve teknik; Hi-Ceram. Oral Dergisi. 1988;5:20-24.
18. Altunsoy S. Farklı post-kor materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS-Empress tam seramik restorasyonlarındaki renk değişikliğinin incelenmesi. Ankara, HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2001.
19. Al-Wahadni A, Shahin A, Kurtz KS. Veneered Zirconia-Based Restorations Fracture Resistance Analysis. J Prosthodont. 2016 May 10. doi: 10.1111/jopr.12490. [Epub ahead of print];
20. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Mater. 2006;22(3):283-90.
21. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. Acta Odont Scand. 1993;51,59-64.
22. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic Crown. Quintessence Int. 1998;29:285-96.
23. Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th Edi. St. Louis, Missouri, Elsevier Science, 2003.
24. Anusavice KJ. Recent Developments In Restorative Dental Ceramics. Jada. 1993;124:72-84.
25. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater. 2002;18:590-5.
26. Atsu SS, Kılıçarslan MA, Küçükeşmen C, Aka S. Effect of zirconiumoxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95:430-6.

27. Bahannan S, Lacefield WR. An evaluation of three methods of bonding resin composite to stainless steel. *Int J Prosthodont*. 1993;6(5):502-5.
28. Bailey LF, Bennet RJ. DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res*. 1988;67:925-31.
29. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346-55.
30. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*. 1990;69(12):1791-9.
31. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Effect of sintering condition, sandblasting and heat treatment on biaxial flexure strength of zirconia. *Key Engineer Mater*. 2008;779-82:361-3.
32. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*. 2002;29:546-52.
33. Baydas S. Kron- Köprü Protezleri. Birinci baskı. Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2005.
34. Bayraktar I, Ersayın S, Gülsoy ÖY, Ekmekçi Z, Can M. Temel Seramik ve Cam Hammaddelerimizdeki (Feldispat, Kuvars ve Kaolin) Kalite Sorunları ve Çözüm Önerileri. Ş. Endüstriyel Hammaddeler Sempozyumu, 14-15 Ekim 1999, İzmir, Türkiye.
35. Besimo C, Gachter M, Jahn M, Hassell TJ. Clinical performance of resinbonded fixed partial dentures and extracoronary attachments for removable prostheses. *J Prosthet Dent*. 1997;78(5):465-71.
36. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*. 2001;4:243-62.
37. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jan;25(1):121-8. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019.)
38. Betz U, Sturm A, Löffler JF, Wagner W, Wiedenmann A, Hahn H. Microstructural development during final-stage sintering of nanostructured zirconia based ceramics. *Mater. Sci. Eng: A*. 2000;281:68-74.
39. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*.

2007;38:745-53.

40. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.

41. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91:356-62.

42. Blatz MB. Long-term clinical success of all ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33:415-26.

43. Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NRFA. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J Dent.* 2010;38:318-24.

44. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20:79-92.

45. Bultan Ö. Metal-pres seramik uyumunun araştırılması. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tez, 2006.

46. Butler EP. Transformation toughened zirconia ceramics. *Mat Sci Tech.* 1985;1:417-32.

47. Callister WD. *Materials Science and Engineering.* John Willey & Sons. 1997;4:372-433.

48. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004.

49. Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006.

50. Cercon Smart Ceramics, Processing Instructions Guide Book, Degussa Dental, 2009.

51. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998;26:53-8.

52. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics.* 1st ed. Quintessence Publishing Co Inc, 1994.

53. Choi B, Han J, Yang J, Lee J, Kim S. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont.* 2009;1:129-35.

54. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P.

Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior. Ann NY Acad Sci. 1988;523:236-56.

55. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxidepartially- stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989;23:45–61.

56. Claus H, Rauter H. The Structure and Microstructure of Dental Porcelain in Relationship to the Firing Conditions. Int J Prosthodont. 1989;2:376-84.

57. Coornaert J, Adrians P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. Prosthet Dent. 1984;51:338.

58. Coşar M. Islık çalan seramikler ve yeni önermeler. Çanakkale. Çanakkale Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Seramik Ana Sanat Dalı, Doktora tezi, 2008.

59. Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi. Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2002.

60. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials: properties and manipulation. St Louis Mosby. 2004;8:578-80.

61. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th edi. St. Luis, Mosby, 2002.

62. Craig RG. Restorative Dental Materials. Ninth Ed. Mosby Year Book Inc. St. Louis, 1993.

63. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc, 1994.

64. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater. 2005;21:242-51.

65. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. J Oral Rehabil. 2007;34(11):841-7.

66. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite

- bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:693-9.
67. Della Bona A, Von Noort R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74:1591-6.
68. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
69. Denry IL, Lejus AM, Théry J, Masse M. Preparation and characterization of a new lithium- containing glass-ceramic. *Pergamon Materials Research Bulletin.* 1999;34:1615-27.
70. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13:131-5.
71. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2001;13:131-5.
72. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Mater.* 2005;21:1158-62.
73. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5:9-16.
74. Donovan TE. Metal-free dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):141-3.
75. Dröge GG. The porcelain press technique. *J Prosthet Dent.* 1972;28:209-14.
76. Drummond JJ, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16(3):226-33.
77. Dündar M, Özcan M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Bond strengths of veneering ceramic to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont.* 2005;18:71-72.
78. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Cömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* 2007;23:630-6.
79. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22:241-9.
80. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont.* 1994;7(2):134-42.

81. Ein VM. Night alltaglicher Fall-Mit In-Ceram Gelöst (II). Quintessenz Zahntechnik. 1997;23:327-40.
82. Eismann RM. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures. Toronto: Mosby Company.1980.
83. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res. 2004;83:420-4.
84. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPSEmpress restorations. Evidence-Based Dentistry. 2004;5(3):73.
85. Erçoban E. İki farklı kor yapım tekniğine sahip In-Ceram IPS Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarına gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 1998.
86. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaun T, Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E. Long- term clinical result of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crown. J Prosthet Dent. 2000;83:530-34.
87. Evli D. Zirkonyum esaslı seramiklerin bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, 2008.
88. Fahmi M, Pober R, Giordano R. Effect of surface treatment on porcelain bond strength to zirconia. Back to the Dental Materials: III - Ceramics and Cements Program. Back to the IADR/AADR/CADR 85th General Session and Exhibition. 2007,21-4.
89. Fairhurst CW, Hashinger DT, Twigs SW. The Effect of Thermal History on Porcelain Expansion Behavior. J Dent Res. 1989;68:1313-18.
90. Ferracane JL. Materials in dentistry. 2nd edi. Philadelphia, Lippincott Williams & Williams, 2001.
91. Ferrando JM, Graser GN, Tallents RH, Jarvis RH. Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. J Prosthet Dent. 1983;50:44-50.
92. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent Mater J. 2008;27:448-54.

93. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hammerle CH. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/ alumina. *J Prosthet Dent.* 2010;103:267-74.
94. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater.* 2009;25:326-30.
95. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater.* 2007;23:1500-5.
96. Fischer J. Esthetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art. Quintessence Publishing Co Inc, 1999;1:207.
97. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five year follow-up with Procera all- ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36:105-113.
98. Freidlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont.* 1990;3:159-168.
99. Fritzsche J. Zirconium oxide restorations with the DCS precident system. *Int J Comput Dent.* 2003;6:193-201.
100. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness Parameters. *Journal of Materials Processing Technology.* 2002;123:133-45.
101. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel?. *Nature.* 1975;258:703-4.
102. Geçkinli EA. İleri Teknoloji Malzemeleri. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası. 1991;1-10.
103. Geçkinli EA. İleri teknoloji malzemeleri. İstanbul, İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası, 1992.
102. Giannetopoulos S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent.* 2010;38(12):980-6.
103. Giordano R. Materials for Chairside CAD/CAM produced restorations. DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32:180-7.
104. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium.* 1996;17:779-794.
105. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss.* 2007;3:34-8.
106. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental

zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17:285-90.

107. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;93:143-7.

108. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of Two Heat-Pressed All-Ceramic Dental Materials. *Dent Mater.* 2000;16:389-95.

109. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Derg.* 2002;44:457-63.

110. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 2004;25:5045-52.

111. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005;33(1): 9-18.

112. Guess PC, Kuli A, Witkowskia S, Wolkewitzb M, Zhangc Y, Struba JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent mater.* 2008;24:1556-67.

113. Guess PC. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4:262-76.

114. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconiacontaining ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83:461-87.

115. Hegenbarth EA. Estetik ve zirkonyum dioksit çelişki mi? *Quintessence Int.* 2007;1:53-66.

116. Heikkinen TT, Matnlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia. *SRX Dentistry.* 2010:1-7

117. Helmer JD, Driskell TD. Research on bioceramics. *Symp. On Use of Ceramics as Surgical Implants.* South Carolina (USA): Clemson University, 1969.

118. Helvey GA. Press-to-zirconia: a case study utilizing cad/cam technology and the wax injection method. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2006;18(9):547-53.

119. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont.* 2009;18:645-8.

120. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67:859-65.
121. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress Glass-Ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:297-303.
122. Höland W. Materials science fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. *Ivoclar- Vivadent-Report.* 1998;12.
123. Hsueh C, Luttrell CR, Becher RF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater.* 2005;22:460-9.
124. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A.* 2003;345(1):155-63.
125. Human Zirconium Technology. *ICE Zirconia Ceramics.* 2009.
126. Hummel S, Seger J. The compatible all-ceramic systems: Ivoclar Vivadent introduces a new all- ceramic system at IDS 2005, IPS e-max Dental Technology. 2005;9-11.
127. Iijima H, Hakamatsuka Y, Ito S, Hata Y. Clinical application and evaluation of olympus castable ceramics (OCC). IADR abstract no:142. *J Dent Res.* 1990;70:757.
128. International Organization for Standardization, ISO 9693. Metal-ceramic dental restorative systems, 1999.
129. International Organization for Standardization, ISO/TS 11405. Dental materials-testing of adhesion to tooth structure, 2003.
130. IPS e-max. IPS e-max Scientific Documentation. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent AG, 2005.
131. IPS Empress 2. Ivoclar report. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent AG. 1998;12.
132. IPS Empress. IPS Empress and IPS Empress 2 Instructions for use. Schaan/Liechtenstein, Ivoclar- Vivadent AG, 1999.
133. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The Influence of Multiple Firing on Thermal Contraction of Ceramic Materials Used for the Fabrication of Layered All-Ceramic Dental Restorations. *Dent Mater.* 2005;21: 557-64.
134. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials.* 2004;25(12):2447-53.

135. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011;105:29-37.
136. Ivoclar ürün katalogu: IPS e.max Ceram 2009. 137. Ivoclar ürün katalogu: IPS e-max CAD-on 2010.
138. Jochen DG, Caputo AA. Composite resin repair of porcelain denture teeth. *J Prosthet Dent.* 1977;38:673-9.
139. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;9:621-64.
140. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc.* 2000;20(14-15):2447-55.
141. Kanat B, Cömlekoğlu EM, DüNDAR-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont.* 2014 Aug;23(6):445-55. doi: 10.1111/jopr.12130.
142. Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, DüNDAR-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont.* 2015 Dec;24(8):620-8. doi: 10.1111/jopr.12236
143. Kappert HF. Dental materials: new ceramic systems. *Trans. Acad. Dent Mater.* 1996;9:180.
144. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2006;36-44.
145. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil.* 2000;27:103-10.
146. Kavo Everest. CAD/CAM System and Everest Elements brochure, 2009.
147. Kedici S. Diş hekimliğinde apatit seramik teknolojisi. *HÜ Diş Hek Fak Derg.* 1985;9:261-69. 146. Kedici S. Tam seramikler. *TDB Derg.* 2002;71:70-80.
147. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
148. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent.* 1996;75:18-30.

149. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995;11(2):103-10.
150. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater.* 1993;9:151-61.
151. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001;28:361-9.
152. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent.* 2011;105:315-22.
153. Kim S T, Cho H J, Lee YK, Choic SH, Moon HS. Bond strength of Y-TZP-zirconia ceramics subjected to various surface roughening methods and layering porcelain. *Surf Interface Anal.* 2010;42:576-80.
154. Kosmac T, Dakskobler A, Oblak C, Jevnikar P. The strength and hydrothermal stability of y-tzp ceramics for dental applications. *Int J Ceram Technol.* 2007;4(2):164-74.
155. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999;15:426-33.
156. Kou W, Molin M, Sjögren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):117-24.
157. Kwon JE, Lee SH, Lim HN, Kim HS. Bonding characteristics between zirconia core and veneering porcelain. *Dent Mater.* 2009;25(5):42.
158. Lacy AM, Laluz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent.* 1988;60:288-91.
159. LAVA-technical product profile. All Ceramic System. 3M ESPE
160. Leinfelder K, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989;118:703-7.
161. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:47-51.
162. Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mater.* 2002;18:558-60.
163. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater.* 2002;18(3):189-96.

164. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech.* 1997;70(1):198-206.
165. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):507-12.
166. López-Mollá MV, Martínez-González MA, Mañes-Ferrer JF, Amigó-Borrás V, Bouazza-Juanes K. Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(6):919-23.
167. Lorente MC, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amezdroz M, Wiskott HWA. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent Mater.* 2010;26:1035-42.
168. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004;20(7):655-62.
169. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and Alumina-Advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 1999;7:113-19.
170. Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russel CM. Waterenhanced crystallization of leucite in dental porcelain. *Dent Mater.* 2000;16:426-31.
171. Magne P, Belser U. *Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach.* Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002;7.
172. Magne P, Gallucci GO, Belser UC. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):453-61.
173. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
174. Markus B. Blatz, Avishani Sadan, Matthias Kern. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.
175. Marx R, Fisher H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und wiebullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien, *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 2001;56:90-8.
176. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* Blackwell Science. 8th ed. Oxford. 1998.
177. McCabe JF. *Anderson's Applied Dental Materials.* 6. Baski. Londra, Blackwell Scientific Publications, 1985.

178. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. QDT. 2005;99-111
179. McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prothet Dent. 2001;85:61-6.
180. McLean JW. High-strength ceramics. Quintessence int. 1987;18(2):97-106
181. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Illionis. Quintessence Publishing Co Inc. 1979;34-49.
182. McLean, J.W. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II. Chicago, Berlin. Quintessence Publishing Co Inc. 1980.
183. McPhee ER. Hot-pressed porcelain process for porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 1975;33:577-81.
184. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent. 1999;2:9-35.
185. Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In Vitro ve In Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden incelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. 1997.
186. Messer PP, Piddock W, Lloyd CH. The Strength of Dental ceramics. J Dent Res. 1991;19:51-55.
187. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Dent. 1995;7(2):73-80.
188. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3- unit FPDs. Int J Prosthodont. 2008;21(3):223-7.
189. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. J Adv Prosthodont. 2011;3:221-8.
190. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46(2):405-26.
191. Mörmann WH, Bindl A. The new creavity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence Int. 1996;27:821-8.

192. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil.* 2004;31(8):785-9.
193. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, H Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res.* 2009;53:116–19.
194. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology.* Illinois: Quintessence Publishing Co Inc, 1992.
195. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 2nd ed. Canada, Quint Pub Co Inc, 2002. 196.O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 2nd edi. Quintessence Publishing Co Inc, 1997. 197.O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM, Mora GP, Tien TY. The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. *Dent Mater.* 1993;9:242–5.
198. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998;80:450-6.
199. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14:504-9.
200. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *E Ü Diş Hek Fak Derg.* 2003;24:11-16.
201. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000;20(2):151-61.
202. Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama MI. *Surface Science: An Introduction.* Berlin, Springer-Verlag, 2003.
203. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered. *Dent Mater.* 2009;25:392-9.
204. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:825–31.
205. Özel Bektaş O, Eren D, Hergüner Siso S, Akın GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur laser treated composite resin. *Laser Med Sci.* 2011.
206. Özkan P, Yüksel G, Çekiç C. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 2000;10(2):79-88.

207. Özkurt Z, Kazazoğlu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater.* 2010;29(2):138–46.
208. Özkurt Z. Farklı Zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması. İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Proteik Diş Tedavisi Anabilim dalı, Doktora Tezi, 2008.
209. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N, The effect of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two allceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93:459-66.
210. Papacchini F, Goraccia C, Sadeka FT, Francesca Monticellia F, Godoyc FG, Ferraria M. Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass- ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. *J Dent.* 2005;33:459–67.
211. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(5):417-24.
212. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1:299-309.
213. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Ankara, Hacettepe Ünversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. 2005.
214. Peutzfeldt A. Indirect Resin and Ceramic Systems. *Oper Dent Supplement.* 2001;6:153–76. 215. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998;14(3):212-21.
216. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17(3):289-300.
217. Piconni C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.* 1999;20:1-25.
218. Piddock V, Qualtough AJE. Dental ceramics-an update. *J Dent.* 1990;18:227-35.
219. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *Prosthet Dent.*

2004;92:265-73.

220. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005;14:39-45.

221. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials.* 12th ed. USA, Mosby Co Inc, 2006.

222. Powers JM, Wataha JC. *Dental materials properties and manipulation.* 9th Ed. St Louis: Mosby Elsevier, 2008:186-95.

223. Probst L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1992;5:409-14.

224. Probst L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil.* 1996;23:147-51.

225. Qilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater.* 2008;24(4):471-5.

226. Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: What's new?. *Dent Update.* 2002;29:25-33. 227. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:603-11.

228. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006;96:237-44.

229. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48:531-44.

230. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Ercelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84:303-8.

231. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(5):441-6.

232. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc.* 2001;21:2229-41.

233. Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile

- bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthodont.* 2015 Apr;24(3):188-93. doi: 10.1111/jopr.12246. ;
234. Richard MP. Use of Zirconia in Restorative Dentistry. *Dentistry Today.* 2007;114-9. 234.Rosellini E, Watanabe I, Yoshida K. Effect of zirconia surface treatments on bond strength of porcelain. IADR/AADR/CADR 87th general session and exhibition. 2009:1-4.
235. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:297-307.
236. Rosenstiel SF, Jonston WM. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prothet Dent.* 1988;60:297-303.
237. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. CAD/CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2003;58:559-69.
238. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96:433-442.
239. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
240. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Scharer P. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures:3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37:685-93.
241. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent.* 2010;104:247-57.
242. Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. Afm characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron.* 2009;40:502-6.
243. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10:236-40.
244. Sato T, Tsuji K, Kawashima N, Sato H, Nakamura Y. Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. *Colloids Surf B Biointerfaces.* 2004;38(1-2):77-82.
245. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012 Feb;40(2):154-

62. doi: 10.1016/j.jdent.2011.12.007.

246. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):758-64.

247. Schweiger M, Nöland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS-Empress 2: A new pressable high strength glass ceramic for esthetic allceramic restorations. *Quintessence Dent Technol.* 1999;22:143-51.

248. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass- infiltrated porous aluminium oxides cores. *J Prosthet Dent.* 2000;83:210-15.

249. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 9th edd. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1997.

250. Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):689-94.

251. Shree Lakshmi Dental Laboratory. Mumbai, Maharashtra, India. Manufacturer, Service Provider, Supplier, 2000.

252. Sinmazışık G, Oveçoğlu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater.* 2006;22(8):735- 45.

253. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont.* 1991;4:17-23.

254. Sorensen JA. The IPS-Empress 2 System: Defining the possibilities. *Quintessence Dent Techno.* 1999;22:153-63.

255. Soykan HŞ, Karakaş Y. MgO ile kısmen stabilize edilmiş ZrO₂'da x-ışınları difraksiyon yöntemiyle kantitatif faz analizi. *Turk J Engin Environ Sci.* 2001;25:191-7.

256. Steven Judd Sadowsky. An overview of treatment considerations for esthetic restorations. A review of the literatüre. *J Prosthet Dent.* 2006;96:433-42.

257. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations—Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-96.

258. Strub R, Beschnidt M. Fracture strenght of 5 different all-ceramic crown

- systems. *Int Journal of Prosthodontics* 1998;11(6):602-9.
259. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for allceramic dental bridges. *Dent Mater.* 2007;23:115- 23.
260. Subbarao EC. Zirconia - an overview *Advances in Ceramics.* Indian Academy of Sciences. 1981;1:1-24.
261. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater.* 2006;22:778-84.
262. Sun-Nyo Kang, Young-Chan Jeon, Chang-Mo Jeong, Mi-Jung Yun. A study on the shear bond strengths of veneering ceramics to the colored zirconia core. *J Korean Acad Prosthodont.* 2009;47(3):312-319.
263. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZRO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent.* 2001;4:243-62.
264. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1): 67-76.
265. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria- zirconia alloy: Grinding studies. *J Am Ceram Soc.* 1989;72(8):1358-64.
- 265.Şahin E. Synthesis and characterization of hydroxyapatite-alümina-zirconia biocomposites. İzmir. A Thesis Submitted to the Graduate School of Engineering and Sciences of İzmir Institute of Technology, Doktora tezi, 2006.
266. Tagami J, Ikeda M, Nikaido T. Dental restoration and method for producing the same, and porcelain paste for dental restoration. Patent application publication, 2009.
267. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:654-66.
268. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):215-8.
269. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995;74(4):345-9.
270. Tanrikulu S. Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. İstanbul,

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.

271. Teixeira ECN, Thompson JI, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17: 172–82.
272. The Voice of Techno-Clinical Dentistry, interview by Ettore Palmeri, Editor. Spectrum, Canadian, 2004.
273. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci.* 1992;27:4429-38.
274. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent Mater.* 2010;26(6):545-52.
275. Tholt B, Miranda-junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *OperDent.* 2006;31:442–9.
276. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non- silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater.*2011;27:71-82.
277. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14:231-38.
278. Tinschert J, Natt G, Latzke P. All-ceramic FPDs made of DC-Zirkon-a clinical concept with success?. *DZZ.* 2005;60:435–45.
279. Toksavul S, Ulusoy M, Toman M. Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns. *Quintessence Int.* 2004;35(3):185-8.
280. Tosun T. Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. 2007. http://www.tavsiyedyorum.com/makale_224.htm.
281. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* 2008;24(3):308-18.
282. Üşümez A, İnan Ö, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71(1):196-200.
283. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic

- surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93:253-9.
284. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand.* 1991;49:35-40.
285. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials.* 2nd ed. Mosby Yearbook St Louis, 2002;3-4. 286. Vita In-Ceram Spinell, 2006.
287. Vveltzler M. Ein Nicht alltäglicher Fall-Mit In-Ceram Gelöst (II). *Quintessenz Zahntechnik.* 1997;23:327-40.
288. Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am.* 1992;36:765-81. 289. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1999;12:519-26.
290. Wassel RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Br Dent J.* 2002;192:199-211.
291. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8(3):181-4.
292. White SN, Miklus VG, McLaren EA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005;94:125-31.
293. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.* 2004;91:136-43.
294. Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent.* 2010;35:547-55.
295. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater.* 2006;22(1):45-56.
296. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;81(2):283- 90.
297. Yavuzylmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2005;22(1):41-60.
298. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar.* Ankara, G.

- Ü. İletişim Fakültesi Basımevi, 1996:231-33.
299. Yılmaz Ş. YSZ esaslı mühendislik seramiklerinin enjeksiyon döküm yöntemiyle üretim süreçlerinin incelenmesi. İstanbul. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi. 2000; 69-73.
300. Yılmaz H, Aydın C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):120-8.
301. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear.* 2003;255(9-10):975-89.
302. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Konya, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2006.
303. Yücel MT. Farklı tip tam seramik kronlarının marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2005.
304. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;25(3):261-6.
305. Yüksel E. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı direncinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, 2011.
306. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal destyksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2000;10(2):79-88.
307. Zaimoglu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi yayınları, 2004.
308. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, A.Ü. Basımevi, 1993;411-65.
309. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quint Int.* 2001;32:351-59.
310. Zeno-TEC technical product profile, 2007.
311. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech.* 2003;132(1):353-64.

312. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;15:381-86.
313. Zirkonzahn. *Keramik Ice Information for dentist.* 2006.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: İdris KAVUT

Doğum Yeri: Aksaray, Türkiye

Doğum Tarihi: 10.06.1990

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

Kızılay İlköğretim Okulu, 1995-2003

OrtaköyLisesi, 2003-2006

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2006-2012

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2013-2016

Çalıştığı Kurumlar:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2013-2016.

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0506-9781597

E-posta: ikavut68@gmail.com