

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI ÜSTYAPI SERAMİKLERİNİN ZİRKONYA ALTYAPIYA
MAKASLAMA BAĞ DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI

Doktora Tezi

Diş Hekimi
Gökhan UZEL

DANIŞMAN
Pof. Dr. Birgül ÖZPINAR

İZMİR

2010

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Adı Soyadı

İmza

Başkan: Prof. Dr. Birgül ÖZPINAR

.....

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. H. Serdar ÇÖTERT

.....

Üye : Prof. Dr. Sami AKSOY

.....

Üye : Prof. Dr. S. Mübin ULUSOY

.....

Üye : Prof. Dr. Nur HERSEK

.....

Doktora Tezinin Kabul Edildiği Tarih:.....

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca hiçbir zaman yardımını esirgemeyen ve her zaman desteğini hissettiğim, bu çalışmanın kurgulanmasında ve yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla bana destek olan doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Birgül ÖZPINAR'a ve tez çalışmamın planlanıp yürütülmesinde bilgisi, fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan ve çalışmamın yönlendirilmesinde değerli katkıları bulunan Prof. Dr. Sayın H. Serdar ÇÖTERT'e, Prof. Dr. Sayın Sami AKSOY'a, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri, Öğretim elemanları ve personeline,

Desteklerini her zaman yanımda hissettiğim Dr. Sayın Bülent GÖKÇE'ye, Prof. Dr. Sayın Ertuğrul SABAH'a, Doç. Dr. Sayın Mine DÜNDAR'a, Dt. Sayın İlhan UZEL'e, yüksek lisans ve doktora arkadaşlarıma,

Beni özveriyle destekleyen, her şartta yanımda olan ve kendimi her zaman iyi hissetmemi sağlayan sevgili annem ve babama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İzmir 2010

Dişhekimisi Gökhan UZEL

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL DİZİNİ.....	IV
RESİM DİZİNİ.....	IV
GRAFİK DİZİNİ.....	VII
TABLO DİZİNİ.....	VIII
KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
1.GİRİŞ.....	1
1.1. GENEL BİLGİLER.....	3
1.1.1. Dental seramiklerin gelişimi.....	3
1.1.2. Tüm seramik kronların endikasyonları.....	8
1.1.3. Tüm seramik kronların kontrendikasyonları.....	8
1.1.4. Tüm seramik kronların olumlu özellikleri.....	8
1.1.5. Tüm seramik kronların olumsuz özellikleri.....	9
1.1.6. Tüm seramik kronlardaki başarısızlık nedenleri.....	10
1.1.7. Tüm seramik sistemlerin sınıflandırılması.....	10
1.1.7.1. Kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması.....	10
1.1.7.2. Seramik altyapıların içeriklerine göre sınıflandırılması..	11
1.1.7.3. Tüm seramik sistemlerinin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması.....	11
1.2. Zirkonyum.....	35
1.2.1. Kararlı zirkonya.....	36
1.2.2. Dönüşüm ve sertleşme mekanizması.....	37
1.2.3.Y-TZP (yttrium-tetragonal zirkonyum polikristalleri).....	39

1.2.4. Y-TZP'nin fiziksel ve mekanik özellikleri.....	40
1.2.5. Y-TZP materyalinin biyouyumluluğu.....	41
1.2.6. Yorulma ve Y-TZP	41
1.2.7. Zirkonya blokların üretimi.....	45
1.2.8. Altyapı materyali olarak zirkonya.....	46
1.2.9. Y-TZP üzerindeki yüzey ve ısı işlemlerin etkisi.....	48
1.3. Altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantı.....	50
1.4.Seramik yüzeyin silikat ile kaplanması.....	56
1.4.1. Cojet sistemi.....	58
1.5.Üstyapı seramiği ile altyapı arasındaki bağ dayanımının incelenmesinde kullanılan test yöntemleri.....	60
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	64
2.1. Zirkonya altyapıların hazırlanması.....	64
2.2. Sinterize zirkonya altyapılara yüzey işlemleri uygulanması.....	67
2.3.Üstyapı seramiklerinin uygulanması.....	71
2.3.1. Tabakalama tekniği ile üstyapı seramiklerinin uygulanması.....	72
2.3.2. Presleme yöntemiyle üstyapı seramiğinin uygulanması.....	75
2.4. Isıl çevrim işlemi	76
2.5. Makaslama testi.....	77
2.6. İstatistiksel analiz.....	79
2.7. Taramalı elektron mikroskop (SEM) incelemeleri.....	80
3. BULGULAR.....	81
4. TARTIŞMA.....	104
5. SONUÇLAR.....	121
6. ÖZET VE ABSTRACT.....	123

7. KAYNAKLAR.....	125
8. ÖZGEÇMİŞ.....	151

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1: Sinterizasyonun alümina partikülleri üzerine etkisi.....	14
Şekil 2: IPS Empress fırını şematik görünümü.....	19
Şekil 3: Çatlak ilerlemesi ve buna karşın T-M dönüşümü	38
Şekil 4: Tribokimyasal kaplama (darbe ve ardından silikatizasyon).....	59
Şekil 5: Civa çeliğinden hazırlanan örneklerin şematik görünümü.....	64

RESİM DİZİNİ

Resim 1: Feldspatik porselen – platin folyo.....	12
Resim 2: In-ceram alumina seramiğin 50 ve 200 büyütmedeki SEM görüntüleri.....	14
Resim 3: In-ceram zirconia seramiğin 50 ve 200 büyütmedeki SEM görüntüleri.....	15
Resim 4: Dicor kronların manşete alınması.....	17
Resim 5: Dökülmüş kronlar.....	17
Resim 6: IPS Empress sistem fırını.....	19
Resim 7: Lityum disilikat kristalleri.....	21
Resim 8: IPS e.max pres ve IPS e.max zirpress ingotlar	23
Resim 9: Wol-ceram ELC CAD/CAM 2020 cihazı ve elde edilen altyapı seramiği.....	24
Resim 10: Cerec sistemiyle restorasyon tasarımı ve şekillendirilmesi.....	26
Resim 11: Celay tüm seramik sistemi ve bu sistemle hazırlanmış restorasyon.....	27
Resim 12: Procera sistemi tarayıcı ünitesi.....	28
Resim 13: Procera sisteminde güdüğün taranması.....	29

Resim 14: Taraması yapılmış restorasyonun bilgisayar ekranına aktarılması.....	30
Resim 15: Tarama işlemi tamamlanan güdüğün görüntüsü.....	32
Resim 16: Kavo Everest Scan, Everest Engine, Everest Therm.....	34
Resim 17: Civa çeliğinden hazırlanan örnekler.....	64
Resim 18: Plastik tablet.....	65
Resim 19: Plastik tablet içine sabitlenen civa örnekler.....	65
Resim 20: Zirkonzahn presinterize zirkonyum altyapı.....	65
Resim 21: Zirkograph 025 ECO	66
Resim 22: Zirkonyumun freze aşaması.....	66
Resim 23: Zirkonofen 1500.....	67
Resim 24: Astar malzemesi uygulanmış zirkonyum altyapı.....	70
Resim 25: Hazırlanan metal kalıbın iki yönden görünümü.....	71
Resim 26: Üstyapı seramiğinin yüklenmesinde kullnılan metal kalıp.....	71
Resim 27: Zirkonyum altyapının metal kalıp içindeki görüntüsü.....	72
Resim 28: Pişirme öncesi ve sonrası üstyapı seramikleri.....	75
Resim 29: Isıl çevrim cihazı.....	76
Resim 30: Metal boru parçaları içerisinde zirkonyum örnekler.....	77
Resim 31: Shimadzu KgN50 üniversal test cihazı.....	78
Resim 32: Test düzeneğinin önden görünümü.....	78
Resim 33: Test düzeneğinin yandan görünümü.....	78
Resim 34: Yüzey işlemi uygulanmamış zirkonyum altyapı yüzeyi.....	96
Resim 35: 120 µm p artik büyüklüğündeki Al ₂ O ₃ kumu uygulanmış zirkonyum altyapı.....	96

Resim 36: Kumlama (120 μm , Al_2O_3) ve silika kaplama (30 μm , Si_2O) yüzey işlemi uygulanmış zirkonyum altyapı yüzeyi.....	96
Resim 37: 27 büyütmede ZK grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	97
Resim 38: 300 büyütmede ZK grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	97
Resim 39: 35 büyütmede ES grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	98
Resim 40: 300 büyütmede ES grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	98
Resim 41: 27 büyütmede ZS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	99
Resim 42: 300 büyütmede ZS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	99
Resim 43: 27 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	99
Resim 44: 300 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	99
Resim 45: 27 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	100
Resim 46: 300 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	100
Resim 47: 27 büyütmede EKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	101

Resim 48: 300 büyütmede EKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	101
Resim 49: 27 büyütmede CKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	101
Resim 50: 300 büyütmede CKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	101
Resim 51: 27 büyütmede CSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	102
Resim 52: 300 büyütmede CSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	102
Resim 53: 27 büyütmede CKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	103
Resim 54: 300 büyütmede CKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	103
Resim 55: 27 büyütmede EKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	103
Resim 56: 300 büyütmede EKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri.....	103

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 1: Üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri.....	83
Grafik 2: Kumlama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	85
Grafik 3: Silika kaplama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	86

Grafik 4: Kumlama ve silika kaplama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	87
Grafik 5: Kumlama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; üç farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	88
Grafik 6: Silika kaplama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; iki farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	89
Grafik 7: Silika kaplama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; iki farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi.....	90
Grafik 8: Ice Zirkon Keramik üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi.....	91
Grafik 9: Cerabien ZR üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi.....	92
Grafik 10: IPS e.max Ceram üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi.....	93
Grafik 11: Ceramco PFZ üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi.....	94

TABLO DİZİNİ

Tablo 1: IPS Empress 2 lityum disilikat cam-seramiğinin kimyasal bileşimi..	22
Tablo 2: Zirkonzahn altyapının fiziksel özellikleri.....	40
Tablo 3: Zirkonzahn altyapının kimyasal özellikleri.....	40
Tablo 4: Zirkonya altyapı üretim teknikleri ve üreticileri.....	48
Tablo 5: Sinterize zirkonya örneklerle uygulanan yüzey işlemleri.....	69
Tablo 6: Kullanılan astar malzemelerinin ısı genleşme katsayıları, ve seri numaraları.....	70
Tablo 7: Astar malzemelerinin pişirme tablosu.....	70

Tablo 8: Yüzey işlemleri tamamlanmış zirkonya altyapılar üzerine uygulanan tabakalama seramikleri.....	73
Tablo 9: Tabakalama tekniği ile uygulanan üstyapı seramiklerinin seri numaraları, içerikleri ve termal genleşme katsayıları.....	73
Tablo 10: Tabakalama tekniği ile uygulanan üstyapı seramiklerinin pişirme tablosu.....	74
Tablo 11: Üstyapı seramiğinin seri numarası, içeriği, ısı genleşme katsayısı ve üretici firma.....	76
Tablo 12: Presleme aşamasındaki sıcaklık ve zaman bilgileri.....	76
Tablo 13: Varyansların homojenliklerinin kontrolü.....	79
Tablo 14: Çalışmadaki örneklerden elde edilen makaslama bağ dayanım (MBD) değerleri.....	81
Tablo 15: Üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri.....	82
Tablo 16: Çalışma kapsamında değerlendirilen üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan ortalama bağ dayanımlarının istatistiksel analizi.....	84

KISALTMALAR DİZİNİ

Y-TZP: Yttrium stabilize zirkonya polikristalleri

CTE: Isıl genleşme katsayısı

CAD-CAM: Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim

PFZ: Kısmi stabilize zirkonya

wt: Ağırlık

MPa: Megapaskal

µm: Mikrometre

GPa: Gigapaskal

HV: Vickers piramit numarası

LTD: Düşük sıcaklık bozunması

mm: Milimetre

KPa: Kilopaskal

BÖLÜM I

GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin temel amacı, diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin “yapay” gereçler yardımı ile tamamlanması ve bu eksikliklerin neden olduğu sorunların giderilmesidir. Bu amaç doğrultusunda ana ilke, protezlerin çevre dokulara zarar vermemesi veya zararın en düşük seviyede tutulmasıdır. Kullanılacak malzemelerin doğal dokuları taklit edebilmesi, çevre dokularla uyumlu olması ve hastalara uzun süreli rahatlık sağlaması gerekir.

Protetik tedavi uygulanan hastalar genellikle; fonksiyonel, fonetik ve özellikle de estetik yönden, diş hekiminin teknik sınırlarının ötesinde bir beklenti içindedir. En önemli etkenlerden biri, doğal görünümdür. Uygulanan protetik tedavi ne kadar mükemmel olursa olsun, hastalar için en önemlisi estetikdir. Protetik tedavilerde, günümüze kadar çeşitli malzemeler kullanılmıştır. Tüm bu geliştirilmiş malzemelerin beklentilerimize tam bir uyum gösterdiği söylenemez.

Uygulanabilir tedavi seçenekleri arasında metal ve metal destekli seramik kron-köprüler önemli bir yer tutmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonların, klinik başarıları ve dayanıklılıkları bilinmektedir (35,208). Metal altyapıların, korozyona uğraması ve kron kenarlarında dişeti, renklenmelerine neden olması gibi olumsuzlukları da vardır (165). Metal alaşımlarla seramikler karşılaştırıldığında seramiklerin, çevre dokularla olan uyumunun ve estetiğinin daha iyi olduğu görülür (22). Bu olumlu özellikler araştırmaların tüm seramikler üzerine yoğunlaşmasına neden olmuştur.

Son yıllarda, tüm seramik restorasyonların popürlüğü, estetik olarak doğal dişleri yeterince taklit edebilmeleri (19) ve düşük ısı iletimine sahip olmaları (197) nedeniyle artmaktadır. Seramiğin ışık geçirme özelliği doğal dişe benzemesini sağlar (202). Biyoinerttirler; biyolojik uyumları, metal destekli restorasyonlardan daha iyidir (116,201). Kuvvet karşısında dayanıklı olmalarına karşın, kolayca

kırılabilir malzemedir. Çekme kuvvetlerine karşı, esneyebilirlikleri sınırlı olup, kırılma öncesi herhangi bir plastik deformasyon göstermezler (152,156,120). Olumsuzlukları arasında, üretimlerinde oluşabilen mikroskobik temel tasarım hataları, gerilime bağlı başarısızlıklar ve mikroçatlaklar sayılabilir (205,218). Ağız ortamında, tüm seramik restorasyonlarda potansiyel gerilime bağlı aşınmalar da oluşmaktadır (22,205).

Gelişen teknoloji, kullanılan tüm seramik restorasyonların üretimi, ekipmanlar ve malzemelerde de çeşitlenmeleri arttırmıştır. Bu nedenle, geliştirilen her yeni sistemin, kendi içinde ve/veya diğer benzerleri ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve araştırılması gereğini ortaya çıkarmaktadır.

Çalışmamızda, bu gereksinimden yola çıkarak, farklı yöntemlerle geliştirilmiş zirkonya altyapının, üstyapı seramiği ile olan ilişkisi irdelenmeye çalışılmıştır.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. Dental Seramiklerin Gelişimi

Geleneksel seramik; kuartz, feldispat ve saf kilin karışımından oluşmaktadır ($\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2.x\text{H}_2\text{O}$). Renk tonu ve translüenslik için, renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Pişirmenin ardından karışım, silikat cam (kristal halde olmayan, amorf matriks halinde) içerisine dağılmış lösit ve/veya alümina-silikat kristalleri içerir. Lösit, potasyum feldispat ve cam tepkimesi ürünüdür. Seramiğin optik özelliklerinden, ısı genleşmesinden, sertliğinden ve dayanıklılığından sorumludur (169).

Seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılabilmesi için çekme kuvvetleri altında oluşabilecek çatlakları engelleyici bir tedbir gereklidir. Bu nedenle, seramik malzemede oluşan gerilimleri azaltan veya sınırlandıran daha dayanıklı bir altyapı kullanılması düşünülmüştür. Dayanıklılığını arttırmada uygulanmakta olan yöntemler, seramiğin yapısının güçlendirilmesi ve malzemenin elastik modülünün artırılması olarak özetlenebilir (169).

Tüm seramik restorasyonlar, ilk kez 1889' da, Amerikalı araştırmacı Dr. Charles H. Land (72) tarafından uygulanmıştır. Capon ve Avery de, inleylerin hazırlanmasında, tüm seramikleri kullanmıştır. O yıllarda, tüm seramik restorasyonlar; kırılma, pişirilme sırasında büzülmenin kontrol altına alınamaması ve kenar uyumsuzlukları nedeniyle yeterli kullanım alanı bulamamış ve yerini metal altyapılı restorasyonlara bırakmıştır (72).

Tüm seramiklerin dayanıklılıklarının artırılmasına yönelik çalışmalar, 1940'lı yıllara dayanmaktadır. Bu yıllarda, vakum altında pişirmenin, seramiğin dayanıklılığını %20 oranında arttırdığı gözlenmiştir (142).

1940'ların sonlarında, seramiğin vakum altında pişirilmesi ile, seramikte meydana gelen porozite ortadan kaldırılmış, estetik özellikleri üstün seramik

restorasyonlar geliştirilmiştir (99). 1950'li yıllarda, seramik içeriğindeki K_2O oranının artırılması ile l s t kristalle mesi artmış, ısıl genleşme katsayısı yükseltilmiş ve altın altyapılı seramik kron ve köprü yapımına ba lanmı tır (136). Seramik uygulamalarda, geli mi  alaşımların ve seramik metal arasındaki bağlantıyı güçlendiren sistemlerin kullanılması ile, metal altyapılı seramik sistemlerin kullanımları artmıştır (107). Di  hekimleri, 1960'lı yıllarda, plastik restorasyonları bırakıp, seramik kron ve köprülere geri d nm  lerdir (137). O yıllarda seramik kron ve köprüler, altın yüzeyine yapı abilen seramikler ile veya altın yüzeyine yüklenen düşük ısı seramiği şeklinde yapılmıştır. Marginal bölgede altın kenar görünümü bir kusur olarak de erlendirilmi tır (137).

1965 yılında, McLean ve Hughes (137), seramik oksit ekleyerek mukavemeti arttırmı lardır. Cam karışım içine %40-50 oranında alumina kristalleri ekleyerek pişirme sonrasında bükme dayanıklılığı 130 MPa'a y kseltilmi tır. Uygulamalarda en önemli sonuca, mine seramiği ile tabakalama uygulanmış sinterize alumina (%97 alumina kristal yoğunluğu) altyapı kullanılarak ulaşılmıştır. En yüksek kırılma değeri geleneksel dental serami e oranla 5 kat daha artmıştır. Araştırmacılar bu sonucun, köprü üretimini mümkün kıldığını belirtmişlerdir (137). McLean ve Hughes (137,95) 1965 yılında, kristal yapıdaki seramik karışımına %50 oranında alumina tanecikleri ilave ederek elde edilmiş bir i  çekirdekle güçlendirilmiş ilk yüksek mukavemet serami ini geli tirmi lerdir. Serami in yapısına alüminyum oksit katılması, dayanıklılığı $1214-1430 \text{ kg/cm}^2$ ye kadar y kseltilmi tır (95). Yeni laboratuvar teknikleri ile farklı karışımdaki seramiklerin tanıtılması, seramiklerin mekanik ve estetik özelliklerini arttırmıştır (92). Yüksek mukavemetli tüm bu seramikler; inley, onley, kron ve köprü protezlerinin yapılabilmesine olanak sağlamıştır (13).

Cam seramik ise di  hekimliğinde, ilk kez MacCulloch (132) tarafından 1968 yılında kullanılmıştır. Tüm seramik restorasyonlara olan ilgi, dökülebilir cam seramiklerle artmaya ba lamı tır (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn., ABD). Malzeme, dayanıklılığı ve çatlak yayılım direncini arttırmak için tetrasilisik floromika

kristalleri içermektedir. Geliştirilmiş mekanik özelliklerine karşın anılan malzemeler arka bölge restorasyonlar için uygun dayanıklılıkta değildir (177). 1970'li yılların ortalarında, özel basamak seramiği geliştirilmiş ve metal destekli seramik restorasyonlardaki estetik sorunlarına çözüm olarak önerilmiştir (71,123,136). Bununla birlikte yeterli ilgi gördüğü ve beklentilere cevap verebildiği söylenemez. Saf altının mümkün olan en ince şeklide, doğal bir görünüm elde edebilmek amacı ile altyapı olarak kullanılmıştır (168). 1982 yılında McLean, köprü çapaları arasında genel sorun olan bağlantı bölgesinin kırılmasını önlemek için, alümina ile güçlendirilmiş platin folyo tekniğini tanımlamıştır. Seramiğin altyapı ile bağlantısını oksidasyon tabakası sağlamaktadır. Folyo uygulaması, geleneksel metal altyapılı seramik sistemine alternatif olarak sunulmuştur. Bu yöntem, yalnızca ön bölge tek diş uygulamaları için önerilmiştir (135). Bağlantı bölgelerindeki yüksek başarısızlık oranları, bu tür restorasyonların köprü protezleri için uygun olmayıp, tüm seramik jaket kron yapımı için daha elverişli olduğunu göstermiştir (169).

Sadoun (187) 1989 yılında, alumina seramikleri (In-Ceram Alumina; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve dökülebilir cam seramikleri (Dicor Dentsply International, PA, ABD), yeni geliştirilen tüm seramik sistemler olarak tanıtmıştır. Bu malzemelerden alumina seramiklerin bükülme mukavemeti, 446 MPa' dır (178), bu değer ön bölge dişlerinin maksimum ısırma kuvveti değerinin daha üstündedir (109,187). In-Ceram (In-Ceram Zirconia; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) teknolojisindeki değişim ve %35 zirkonya dioksit ilavesi ile dayanıklılık arttırılmıştır. Çalışmalar, pöröz yapıya şekil vermek için alumina ilave edilen ve CeO_2 ile dayanıklılığı arttırılan seramikler ile devam etmiştir (187). Birbirinin içine girmiş karışımdaki yapıya, yüksek mukavemetli zirkonya eklenmesi ile çatlak başlangıcının ilerlemesi önlenmiş ve dayanıklılık arttırılmıştır (134).

Seramiğin dayanıklılığını arttırma çalışmaları sürmektedir. Mikroyapının geliştirilmesi yolu ile sertliğin arttırılmasına yönelik çalışmaların ortak amacı, cam matriks içindeki kristal faza eklemelerle, seramiğin, fiziksel, mekanik ve estetik

özelliklerini iyileştirmektedir. Seramiklerde partikül büyüklüğü ve dağılımı, kristal fazın miktarı ve niteliği, kırık oluşumu üzerine etkilidir. Seramikler de, ısı genleşme katsayılarının farklı fazlar arasındaki uyumsuzluğu, farklı faz sınırları arasında bölgesel gerilimlere neden olabilir (178). 1989 yılında cam infiltre edilmiş alumina seramik tanıtılmıştır (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya). Malzemenin yapısını, %70 kristal içerik oluşturmaktadır. 1991 yılında lōsit kristal içerikli IPS-Empress sistem Ivoclar-Vivadent tarafından (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtēştayn) geliştirilmiştir. Daha sonra, içeriğinde %66 oranında lityum disilikat bulunan IPS-Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cam seramiği geliştirilmiş ve dayanıklılığının Empress l'e göre 3 kat daha fazla olduğu görölmüştür. Yeni karışımla ikinci premolar son dayanak olacak şekilde, tüm seramik köprüler yapılabilmektedir. Daha sonraki çalışmalarda, seramik altyapının dayanıklılığını arttırmak için, lōsit (Optec HSP, Jeneric/Pentron, Wallingford, ABD), alüminum oksit (Hi-Ceram, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) veya zirkonya dioksit kristalleri (Mirage II, Mirage Dental Systems, Chameleon Dental) gibi materyaller bilinen feldispatik seramiğin içeriğine eklenmiştir. Tüm bu gelişmelere rağmen, arka bölge tüm seramik köprülerdeki sorunlar giderilememiştir (197). Son zamanlarda, alumina ve zirkonya altyapılı seramikler, en çok kullanılan tüm seramik kron ve köprü altyapılarıdır. Bu malzemelerin önemli yükleme kapasiteleri, uygulanabilirliklerini arttırmaktadır (197,199).

Zirkonyanın, biyoyumlu malzeme olarak kullanılması 1960'lı yılların sonlarında başlamıştır. İlk olarak 1969 yılında Hemler ve Drikell (90) zirkonyanın sağlık alanında, kalça ekleminin tam olarak yerine konumlandırılmasında kullanabileceğini bildirirken, Cristel ve ark. (30) zirkonya seramikleri, halen kullanılmakta olan kalça eklemi protezlerinde kullanmışlardır.

Erken dönem zirkonya çalışmalarda, sağlık alanında kullanılabilirlikleri açısından birçok farklı zirkonya bileşimi (Zr_2-MgO , ZrO_2-CaO , $ZrO_2-Y_2O_3$) geliştirilmiştir (153). Fakat son yıllarda araştırmalar mikroyapısında karakteristik

olarak tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak bilinen zirkonya-yttria seramikler üzerine daha çok odaklanmıştır (153).

1.1.2. Tüm Seramik Kronların Endikasyonları

1. Çürümüş, aşınmış, kırılmış ve renklenmiş dişlerde,
2. Ön dişlerde malpozisyon ve malformasyon varlığında,
3. Kanal tedavisi görmüş dişlerde, çürük veya renklenme görülmesinde,
4. Yeterli kapanış aralığının bulunduğu, ön bölge estetik sorunlarda,
5. Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiğinde (200).

1.1.3. Tüm Seramik Kronların Kontrendikasyonları

1. Diş kesimi sonrası kalan mesafe bir mm'den az olduğunda,
2. Periodontal desteğin yetersiz olduğu durumlarda,
3. Önceden, basamaksız kesim yapılmış dişlerde,
4. Örtülü kapanış ve ileri itimin ileri derecede artmış olduğu bireylerde,
5. Bruksizm gibi, alt çene parafonksiyonel aktiviteli bireylerde,
6. Kuvvetli ve aktif bir kas aktivitesi, örneğin, pipo kullanımı veya çeşitli meslek alışkanlıkları olan bireylerde (200).

1.1.4. Tüm Seramik Kronların Olumlu Özellikleri

1. Tüm seramik kronlarda, metal altyapılı seramik kronlarda seramiğin iç yüzündeki opak tabakasının doğal olmayan yansımaları yoktur.
2. Görünür şekilde, metal bandın olmayışı yeterli estetiği sağlar.
3. Radyolusent olan tüm seramik kronlarda, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.
4. Metal altyapılı seramik kronlarda, metal alaşıma bağlı olarak görülen, korozyon, toksik ve allerjik etkiler, tüm seramik kronlarda görülmez.

5. Tüm seramik kronların, ısısal ve elektriksel iletkenliklerinin düşüklüğü dayanak dişleri korumaktadır.
6. Altyapı ve üstyapı seramikleri arasında, kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar, az görülmektedir.
7. Metal altyapılı seramik kronlarda görülen, translüsens eksikliği, ve seramik üstyapının renk değiştirmesi gibi sorunlar, tüm seramik kronlarda görülmez.
8. Metal altyapılı seramik kronlarda, alaşıma bağlı olarak görülen gri dişeti renklenmesi de, tüm seramik kronlarda yoktur.
9. Metal altyapılı seramik kronlarda gelen ışığın yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar, tüm seramik kronlarda olmadığından ve gelen ışık, büyük oranda kronun içinden geçebildiğinden, doğal dişe daha yakın bir görünümde (200).

1.1.5. Tüm Seramik Kronların Olumsuz Özellikleri

1. Diş kesimi, metal altyapılı seramik kronlara oranla daha fazla önem ve ayrıntı gerektirir.
2. Basamaklı kesimin, özellikle üst çene arka bölgede uygulanması zordur.
3. Pahalıdır.
4. Laboratuvar çalışması da ayrı bir özen ve düzen gerektirir (200).

1.1.6. Tüm Seramik Kronlardaki Başarısızlık Nedenleri

1. Diş desteğinin, seramik restorasyon için yetersiz olması,
2. Seramik kalınlığındaki yerel değişimler,

3. Seramiğin, düzensiz kondansasyonu, pişirilmesi ve termal şok sonucu oluşan mikroçatlaklar,
4. Düzeltilemeyecek derecedeki malokluzyonlu bireyler,
5. Bruksizm, gibi aşırı basınç yaratan, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerinin varlığı (200).

1.1.7. Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Günümüzde, tüm seramik sistemleri, kimyasal yapılarına, güçlendirici içeriğine ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılmaktadır.

1.1.7.1. Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması

1. Cam Seramikler

- a) Mikrobazlı (Tatrasilisik floromika) cam seramikler (Dicor-Dentsply),
- b) Hidroksi apatit bazlı cam seramikler (CeraPearl-Kyocera),
- c) Lösit bazlı cam seramikler (IPS Empress-Ivoclar, Carrara-Elephant, Finesse- Ceramco),
- d) Lityum bazlı cam seramikler (IPS Empress II-Ivoclar),
- e) Flor apatit bazlı cam seramikler (IPS d.Sign-Ivoclar).

2. Feldispatik

3. Aluminoz

4. Zirkonyum oksit

1.1.7.2. Seramik Altyapıların İçeriklerine Göre Sınıflandırması

A. Güçlendirilmiş seramik-core sistemler;

1. Aluminoz çekirdek (Hi-Ceram),
2. Cam infüzyonlu alumina çekirdek (In-Ceram),

3. Yüksek saflıkta yoğun sinterize alumina çekirdek (Procera).

B. Cam seramik sistemler;

1. Lössitle güçlendirilmiş feldispatik cam seramikler (IPS Empress-Ivoclar, Finesse-Ceramco),
2. Lityum disilikat ve apatit içeren cam seramikler (IPS Empress II-Ivoclar),
3. Apatit bazlı cam seramikler (Florapatit Empress II-Ivoclar),
4. Fluoromica cam seramikler (Dicor).

C. Zirkonyum oksit içeren seramikler (Cercon, Zirkonzahn).

1.1.7.3. Tüm Seramik Sistemlerinin Yapım Tekniklerine Göre

Sınıflandırılması;

1. Feldispatik seramik-Platin folyo tekniği (Reanissance, Sunrise, Optec),
2. Refrakter model üzerinde hazırlanan tüm seramik restorasyonlar (Hi-Ceram, In-Ceram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, Cerestore),
3. Dökülebilir cam seramikler (Dicor, CeraPearl),
4. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler (IPS Empress, IPS Empress II, Finesse, Evopress, Optec 3G),
5. Elektroforez yöntemi kullanılarak üretilen tüm seramik sistemi (Wolceram),
6. CAD-CAM ve kopya-freze seramikleri;
 - Prefabrik seramik ingot; CAD-CAM (Cerec),
 - Prefabrik seramik ingot; Kopya freze (Celay),
 - Yüksek saflıkta alumina; CAD-CAM (Procera All Ceram),
 - Presinterize Y-TZP blank; CAD-CAM (Cercon),
 - Presinterize Y-TZP blank; Kopya freze (Zirkonzahn).

1.1.7.3.1. Feldispatik seramik-Platin folyo tekniği

Kristalin l s t yapıdaki **Optec HSP** sisteminde, bir çekirdek altyapı bulunmamakta, bunun yerine, platin folyo ya da ısıya dayanıklı refrakter model üzerinde pi irilmektedir (Resim 1). Optec HSP'deki l s t konsantrasyonu %50,6'dır ve IPS Empress seramikten ve klasik metal destekli seramikten daha fazladır. En önemli avantajı,    üyeli köprü yapılabilmesidir. Yarı  effaf bir yapı sergilemesi nedeni ile, estetik sağlamak güçtür (29, 57,26,170).

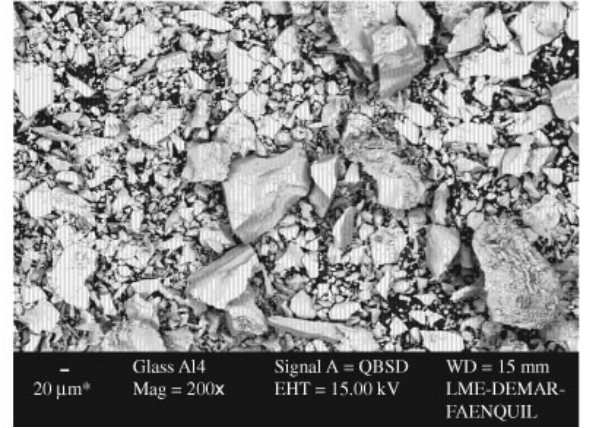
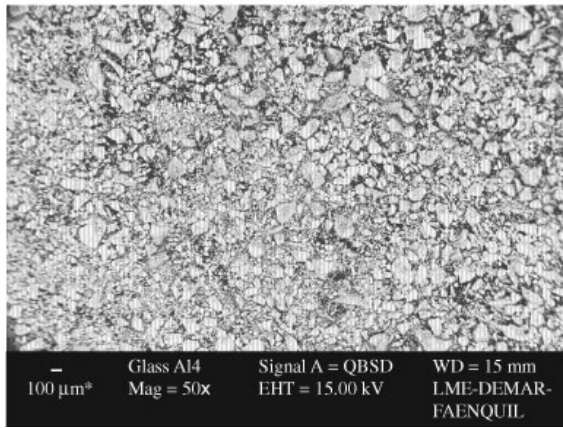


Resim 1: Feldspatik Porselen - Platin Folyo

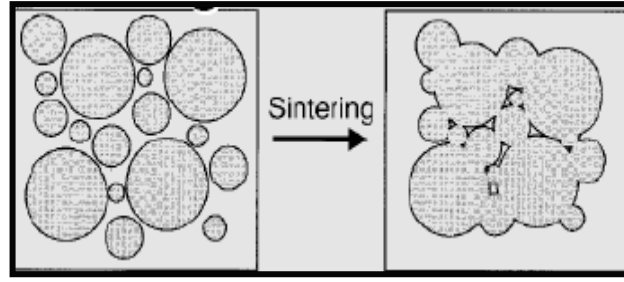
Southan ve Jorgensen (207), tam seramik kronların yapımı sırasında, seramiğin platin yaprağı ıslatmasının zor olduğunu ifade etmiştir. Serami in, refrakter g d   daha iyi ıslattı ı ve bu şekilde basamak bölgesinde daha iyi bir uyum elde edilebildiğini bildirmişlerdir. 1972'de Hi-Ceram, fosfat ba lı revetman üzerine platin yaprak kullanılmaksızın alumina seramiği fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı, %70 Al_2O_3 içeren çekirdek materyalidir. Çekirdek materyali, ısıya dayanıklı güdük üzerinde pi irilmekte, daha sonra üstyapı seramiği tabakalama yöntemi ile pi irilmektedir. Hi-Ceram sisteminde kullanılan güdük materyali, çekirdek seramiği ve üstyapı seramiği ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram  ekirdek seramiğinin fırınlanmasına olanak verir (207).

1.1.7.3.2. Refrakter model üzerinde hazırlanan tüm seramik restorasyonlar

In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilmiştir. Yüksek kırılma mukavemeti sayesinde, ön ve arka bölgedeki köprü protezlerinin yapımında da kullanılabilir. Çekirdek materyali yaklaşık % 90 Al_2O_3 içerir (170,207) (Resim 2). In-Ceram seramik sistemi alumina ve cam içeren, üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren iki fazdan oluşur. Çekirdek materyaline yüksek mukavemet sağlayan, 1-5 μm tanecik boyutuna sahip alumina kristalleridir. Alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna, slip adı verilir. Slip, özel ısıya dayanıklı güdük üzerine sürülerek pişirilir. İşleme “slip casting” adı verilir. Pişirme işlemi, özel fırınlarda 1120 °C’de 10 saat sürmektedir. Alumina çekirdek materyalinin sıvısı, güdükte bulunan mikroskobik düzeydeki kapiller tüpler ve gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alumina tabakası oluşur. Birbirine yalnızca zayıf bağlarla tutunan kompakt alumina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturur. Pöröz yapının düşük vizkositeye sahip cam ile infiltre edilip pişirilmesiyle, yüksek mukavemete sahip alumina çekirdek meydana gelir (Şekil 1). Çekirdek materyalinin üzeri, üstyapı seramiği ile şekillendirilerek restorasyon tamamlanır (207).

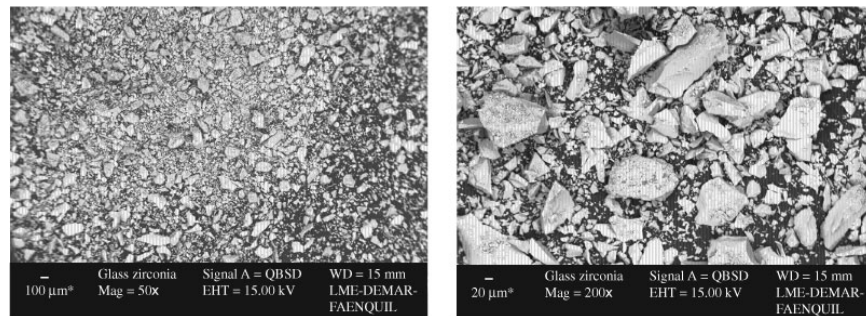


Resim 2: In-ceram alumina seramiğin 50 ve 200 büyütmedeki SEM görüntüleri (7)



Şekil 1: Sinterizasyonun alümina partikülleri üzerine etkisi

In-Ceram seramiğinin mukavemeti, cam ve alüminanın birbirine girdiği ağ şekline bağlıdır. Cam infiltrasyonu ile mukavemetin artmasının nedeni, alüminanın porözitesinin azalmasına, dağılım güçlendirilmesi ile cam ve alümina partikülleri arasında oluşan sıkışma kuvvetlerine dayanmaktadır. In-Ceram tekniği, çeşitli modifikasyonlarda bulunabilmektedir; bunlar, In-Ceram Spinell, ve In-Ceram Zirconia'dır (Resim 3). In-Ceram Spinell, içeriğinde kristal fazda magnezyum bulunur ve bunun seramiğin şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir. In-Ceram Zirconia ise içeriğinde bulunan zirkonyaya bağlı olarak yüksek mukavemet değerleri göstermektedir. Bu şekilde çok üyeli restorasyonların üretimine izin vermektedir (17,157,158).



Resim 3: In-ceram zirconia seramiğin 50 ve 200 büyütmedeki SEM görüntüleri (7)

Cerestore sistemi, 1982 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistem enjeksiyon tekniğine uygundur ve üretimi magnezyum-alüminyum spinell seramikten,

yapılmaktadır (18,154,155). %65-70 Al_2O_3 , %8 MgO içerir (MgAl_2O_3). %87 inorganik (Al_2O_3 , cam, MgO ,...) %13 organik (silikon, rezin,...) yapılıdır (73). Core materyali olarak kullanılır. Düşük ekspansiyon gösteren alüminöz porselen ile kaplanmaktadır. Restorasyonun mum modelajı model üzerinde yapılır. Mum eritilip oluşan boşluğa, alumina, magnezya ve cam firit içeren ve 1515°C 'ye kadar ısıtılarak belli büyüklüğe getirilen seramik tablet epoksi rezin güdük üzerine, direkt enjeksiyon yöntemiyle uygulanır. Büzülmeye uğramayan coping, daha sonra özel olarak formüle edilmiş termal uyum gösteren alüminöz porselen ile, konvansiyonel yükleme yöntemiyle ile kaplanır (140). Avantajı, core seramiğinin fırınlanması sırasındaki büzülmenin en aza indirilmiş olmasıdır. Fırınlama sırasında, pörözite ve düzensizlikler oluşması dezavantajıdır (140, 160).

1.1.7.3.3. Dökülebilir cam seramikler

Dökülebilir cam seramik olan **Dicor** (Dentsply International, York, PA), 1983 yılında Grossman tarafından geliştirilmiş ve 1984 yılında tanıtılmıştır. İçeriğinde, SiO_2 , K_2O , MgO , florür (MgF_2), az miktarda Al_2O_3 , ZrO_2 ve floresans ajanı bulunur (117,199,207,219). Materyalin kompozisyonu mika-cam seramik şeklindedir. Florid, kristal faz için gereklidir ve akışkanlığı arttırmaktadır (190). Cam seramiğin dökümü, kayıp mum tekniği kullanılarak gerçekleştirilir. 1370°C 'de, fosfat bazlı revetman içerisinde santrifüj ile dökülür. Bu ısısal faz sırasında 25-100 μm 'lik dış tabakası seramikleşerek eksternal yüzeyi oluşturur. Bu tabaka oldukça serttir (Knoop sertlik numarası [KHN]: 505). Daha doğrusu, cam seramiklerin opak yüzey tabakası ile (KHN: 369) karşılaştırıldığında, oldukça serttir (140). Döküm işlemi tamamlandıktan sonra henüz şeffaf ve zayıf olan kron (Resim 4,5), kristal fazı oluşturmak ve dayanıklılığı arttırmak için tekrar revetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirilir. 10 saat süren kontrollü fırınlama, kristallerin gelişmesini sağlar. Şeffaf malzemeye buzlu cam görüntüsü kazandırır. Mukavemeti büyük oranda

artmıştır. Ulaşılan en yüksek ısı 1075°C'dir. Bu yöntemde cam matris içinde tetrasilik mika kristallerine benzer fazın gelişmesi sağlanır (182,184,213).



Resim 4- Dicor kronların manşete alınması
kronlar



Resim 5 - Dökülmüş

Restorasyonun görünümü, özel boyalar veya dentin ve mine seramiği ile tamamlanır. Amaç; ince, renkli camdan bir yüzey tabakası ile (50-100 μm), renklendirmeyi sağlamaktır. Yüzey boyama yöntemlerinin estetik olarak sınırlı olması nedeniyle, diğer seramik sistemlerde kullanılan feldspatik seramiği tabakalama yöntemini uygulayabilmek için, Dicor altyapıya, veneer-cutback uygulaması yapılmaktadır. "Willi's cam kron" olarak adlandırılan bu yöntemle yapılan Dicor seramik restorasyonlar, daha sonra üretilen Dicor Plus seramik (Dentsply Int.) için başlangıç olmuştur. Dicor Plus seramik, cam kron yapımı için üstyapı seramik uygulamasıyla uyumludur (107). Estetik beklentiler yüksek veya rengi internal olarak elde etmek isteniyorsa, Dicor altyapı dökülüp tabakalama yöntemi ile Dicor Plus seramik uygulanabilir. Dicor'un düşük doğrusal ısı genleşme katsayısı (CTE: $6,8 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$), diğer yüksek genleşme gösteren metal-seramiklerden farklı bir üstyapı yüklemesine gereksinim oluşturmuştur. Başlangıçta laboratuvar denemelerinde, Vita'nın alüminöz seramik sistemi, Vitadur-N (Vident), kullanılmıştır. Bu denemeler, teknik olarak başarılı görülmesine rağmen, birçok araştırmacı, fırınlanmış Vitadur-N'in, restorasyonu istenilenden daha şeffaf yaptığını belirtmiştir.

Dicor Plus; Dicor restorasyonların yapımına bir alternatif olması için, düşük genleşmeli üstyapı materyali olarak üretilmiştir. Dicor Plus, Dicor altyapı için özel olarak üretilmiştir. Renk uyumu Vitadur-N'den çok daha tatmin edicidir (136).

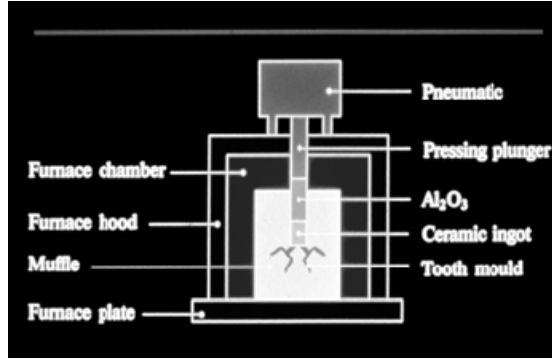
Döküm apatit seramik olarak bilinen, **CeraPearl** (Kyocera Bioceram, San Diego, ABD), 1985 yılında, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını yansıtmak amacıyla, sentetik hidroksilapatitin (kristal fazda), en doğru materyal olacağı düşüncesiyle, indirekt bir yöntem olarak geliştirilmiştir. Dicor tekniğinde olduğu gibi, kayıp mum tekniği kullanılır. Bu yöntemde farklı olarak, kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Döküm sıcaklığı 1460 °C'dir. Kristalizasyon aşaması 870 °C'de 12 saat sürmektedir. Bu ilk kristalin fazı, oksipatit yapısındadır ve stabil değildir. Işık kırma indeksi, densitesi ve ısı iletkenliği doğal dişe benzer değerler göstermektedir (117,199,207,219).

1.1.7.3.4. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler

Wohlwend 1987 yılında, Zurich Üniversitesi ile yaptığı çalışmalar sonucunda lōsit ile güçlendirilmiş **IPS Empress**'i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtēştayn) geliştirmiştir. Günümüzde de sıklıkla kullanılan IPS Empress, kayıp mum yöntemine dayanmaktadır. Yüksek alümina içerikli altyapı materyali yerine, çekirdekleştirici ajanlar içeren özel bir cam içerisinde, kristalizasyonu kontrol edilebilen, hacmen % 30-40 oranında, 1-5 µm boyutlarında lōsit kristalleri içerir (16,215). Materyal, kimyasal olarak, Al_2O_3 - K_2O 'dan oluşur.

Sistemin mukavemeti, cam yapı içindeki kontrollü kristalizasyona bağlıdır (95,122). Lōsit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, sisteme özgü fırınlarda, 1180 °C'de, viskōz alümina özelliğine ulaşır. IPS Empress seramik restorasyonlar, tabakalama ve boyama yöntemi olmak üzere, iki şekilde hazırlanabilir. Boyamada, renksiz seramik ingotlar (fabrikasyon seramik tabletler), farklı derecelerde ısıtılarak, plastik hale geldikten sonra, revetman içindeki modelaj boşluğuna, ısı ve basınç altında preslenir. Daha sonra seramiğe, yüzey renklenmesi uygulanır. Tabakalama

teknğinde de, aynı laboratuvar işlemleri gerçekleştirilmektedir. Restorasyon altyapısı, mumdan modele edildikten sonra, revetmana alınmakta ve seramik ingot preslenmektedir (Resim 6, şekil 2). Bu altyapı üzerine, üstyapı seramiği sisteme özgü, tabakalama yöntemi ile işlenmektedir.



Resim 6: IPS Empress sistem

fırını **Şekil 2:** IPS Empress fırını şematik görünümü

Finesse (Dentsply Ceramco, Burlington, ABD) sistemi, standart dental seramik sistemlerine göre karşıt doğal dentisyona karşı aşınma açısından daha dayanıklı olan düşük ısı seramiği ile kaplanmış, lösit ile güçlendirilen, ısı ve basınç ile preslenerek üretilen bir sistemdir. Boyama ve tabakalama teknikleri bu sistemde de uygulanabilmektedir. Sistem, kayıp mum tekniği esasına dayanır ve düşük ısı seramiğidir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik sistemlerine göre oldukça az, (yaklaşık % 8-10 oranında) lösit kristali içerir. Buna bağlı olarak, sistemin mukavemeti diğer sistemlere oranla azdır. Isı ve basınçla presleme aşaması, 850

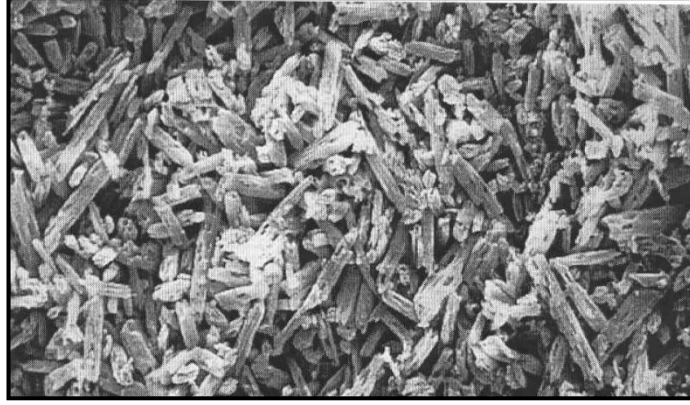
°C'de gerçekleşmektedir (194). Üstyapı seramiği, 760 °C'de düşük ısı seramiklerine uygun olarak pişirilir. Seramiğinin düşük ısıda pişirilmesinin; restorasyon kenar uyumlarının daha iyi olmasını, seramik yüzeyine, polisaj lastikleri ile cila yapılabilmesini, karşıt doğal dişlerde çok daha az aşınmaya neden olmasını, seramiğin aşınmasının doğal dişe yakın olmasını sağladığı savunulmaktadır. Bu sistem, inley, onley, lamina ve tek kron gibi küçük hacimli restorasyonların yapımı içinde önerilmektedir (51,72).

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), SiO_2 - LiO_2 bazlı bir cam seramik olarak geliştirilmiştir. IPS Empress sisteminin geliştirilmesi nedenleri:

- 1200 °C'nin altında seramiğin akışkanlığının sağlanması,
- 250 MPa üstünde kırılma sertliği sağlanması,
- Şeffaflığın doğal dişe yakın hale getirilmesi,
- Tabakalama tekniğiyle üstyapı seramiğinin daha iyi uyumunun sağlanması,
- En distaldeki dayanak diş ikinci premolar olmak şartıyla, ön ve arka bölgelerde kron ve üç üyeli köprülerin yapımında kullanılması (53,96,200).

Kimyasal yapıda lösit kristali yoktur. İki yapıdan oluşur: altyapı (ingot) lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerir ve dayanıklılığı artırır. 1950'li yıllarda Stookey, (96) lityum disilikat cam seramikleri geliştirmiştir. İlk dönemlerde, yeterli kimyasal stabilizasyonun sağlanamaması nedeniyle, yeterli kullanım alanı bulamamıştır. Beall ve Echeverria'nın (56) sonraki yıllarda yaptıkları çalışmalar, neticesinde, kimyasal olarak daha stabil, lityum disilikat cam seramiklerini geliştirmişlerdir. Lityum disilikat, IPS Empress cam seramiğin hacimce %70'ni oluşturmaktadır. Lityum disilikatın mikro yapısı; gelişi güzel dağılmış, birbirine kilitlemiş, küçük plaka tarzında kristallerden oluşur (49,96). Bu düzen mukavemetin sağlanması açısından idealdir. İğnemsiz kristaller, çatlakların sapmasına, dallanması ya da küntleşmesine neden olarak, malzemenin içindeki çatlakların lityum disilikat kristalleri tarafından tutulmasını ve bükülme direncinin artmasını sağlar. Seramiğin içinde, hacimce

düşük olmasına karşın, ikinci bir kristal faz olan, lityum ortofosfat (Li_3PO_4) da bulunur (Resim 7, tablo 1)(96,218).



Resim 7: Lityum disilikat kristalleri (96)

İçerik	Ağırlıkça yüzdesi
SiO_2	57-80
Al_2O_3	0-5
La_2O_3	0.1-6
MgO	0-5
ZnO	0-8
K_2O	0-13
Li_2O	11-19
P_2O_5	0-11
İlave elementler ve boyalar	0-8

Tablo 1: IPS Empress 2 lityum disilikat cam-seramiğinin kimyasal bileşimi (96)

IPS Empress II sisteminde, cam seramikler iki gruba ayrılırlar. Farklı renklerde bulunan, preslenebilir altyapı seramikleri ve “dentin”, “incisal”, “transparent”, “effect”, ve “impulse” gibi sinterize üstyapı cam seramikler’dir. Lityum disilikat cam seramikte

altyapı; özel olarak tasarlanmış sinterize cam-seramikler, glazürler, ve boyalar ile kaplanır. Cam-seramikler, florapatit içerirler. Preslenen cam seramikler monolitik tabletler şeklinde üretilirlerken, sinterize cam seramikler toz halinde üretilir (96).

Bükülme dayanımı 350-450 MPa'dır. Kırılma dayanıklılığı, lösit cam seramikten yaklaşık üç kat daha fazladır. Cam matriks ve kristal faz arasındaki optik uyuma bağlı olarak cam seramiğin oldukça translüsent olduğu ileri sürülmektedir (96). Lityum disilikat cam seramiğin ısı genleşme katsayısı, diğer seramiklerden fazladır. Bu değer 10ppm/°C'dir. Üstyapı seramiği florapatit içerir ve bu karışım restorasyonun translusensliğini arttırarak daha doğal bir görünüm sağlar. Sinterize cam seramik uygulamasından önce, mikroyapı oluşturmak için preslenmiş cam seramiğe, ek ısı vermek gerekmemektedir. Bu sistemde, tabakalama cam-seramiği, 800°C'de pişirilir. Pişirme işlemi sonunda, apatit kristalleri, cam matriks içinde dağılarak cam seramiğin biyouyumluluğunu arttırır, translusensi, parlaklık ve ışık saçılması gibi optik özellikleri kontrol altında tutar (96).

IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtestayn); lityum disilikat cam seramik içeriğine sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilen IPS Empress II tüm seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonudur. Bu sistem ile elde edilen seramik altyapı, restorasyonların daha estetik ve 400 MPa'lık mukavemete sahip olmasını sağlamaktadır (44).

IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtestayn), florapatit içeriği ile, zirkonya altyapılı tüm seramik restorasyonların üstyapı seramiği ile kaplanması esasına uygun olarak geliştirilmiştir. Amaç, zirkonya altyapılı seramiklerin florapatit ingotların preslenmesi ile kaplanmasıdır. Bu şekilde restorasyonun optik özellikleri doğal dişe benzer hale getirilmiştir (Resim 8) (97).

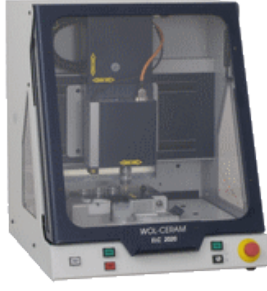


Resim 8: IPS e.max press ve IPS e.max zirpress ingotlar (97)

Lityum disilikat içeren **OPC 3G** (Jeneric/Pentron, Deutschland GmbH, Tübingen, Almanya) tüm seramik sistemi ısı ve basınçla şekillendirilen bir diğer altyapı seramik sistemidir. Güdük üzerine hazırlanan mum modelajın manşete alınarak, elde edilen boşluğa OPC seramiğinin preslenmesi ile üretilmektedir (98).

1.1.7.3.5. Elektroforez yöntemi kullanılarak üretilen tüm seramik sistemi

Elektroforez yöntemi kullanılarak tüm seramik altyapı eldesini amaçlayan **Wolceram** (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya), tüm seramik altyapı elde ederken, sistem için geliştirilmiş özel Wol-ceram ELC CAD/CAM 2020 cihazına yerleştirilen güdük üzerinde, özel bir elektrostatik çekim etkisi oluşturularak, sıvı karışımda bulunan seramik iyonlarının güdük üzerine bağlanması temeline dayanmaktadır (Resim 9). Daha sonra, güdükteki seramik altyapıya, cam infiltrasyonu uygulanmaktadır. Cihazın CAD-CAM özelliği, güdük yada implant abutmentlerinde, mum modelajın taranarak bilgisayar ekranına aktarılması ve bu görüntüye uygun altyapı seramiğinin, elektroforez ile güdük yada dayanak üzerine kaplanması ilkesine dayanmaktadır (216).



Resim 9: Wol-ceram ELC CAD/CAM 2020 cihazı ve elde edilen altyapı seramiği (216).

1.1.7.3.6. CAD-CAM ve kopya-freze seramikleri

Cerec (Siemens, Bensheim, Almanya), 1985 yılında, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretime (CAD-CAM) dayalı ilk tüm seramik sistemi olarak tanıtılmıştır. Sistem; optik okuyucu yardımıyla, doğrudan hasta ağzında alınan ölçümlerin bilgisayar ortamında işlenmesi ile, gelişmiş bir freze makinasında, blok seramiklerin şekillendirilmesi esasına dayanır. Çeşitli gereksinimler doğrultusunda, yeni sürümleri geliştirilmiştir (Cerec 2, Cerec 3) (209). Sistemde, ölçü ve laboratuvar aşamalarına gerek duyulmaksızın, tek seansta, inley veya onley tipi restorasyonlar yapılabilmektedir. Cerec 3 sistemi arka bölge kron restorasyonların yanı sıra ön bölge kron ve lamina restorasyonların yapımına olanak sağlamaktadır (159).

Cerec sisteminin, dişhekimlerinin hazırladıkları preparasyon bölgesine uygun restorasyonu tasarlayıp, bu restorasyonların, özel laboratuvar ortamında yapılmasını sağlamak için, **infiniDent** (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi geliştirilmiştir (Resim 10) (181). Üç boyutlu yazılım sistemi Cerec inLab 3D'de restorasyon şekillendirmesi yapılarak, internet üzerinden hekime en yakın infiniDent üretim merkezine gönderilmektedir. İstenilen altyapı seramiği kullanılarak restorasyonun hazırlanmaktadır (115).



Resim 10: Cerec sistemiyle restorasyon tasarımı ve şekillendirilmesi (181)

Zürich Üniversitesi'nde doktora tezi (1992) olarak ortaya atılan ve kopya/freze tekniğine dayanan **Celay** (Peters Dental Ceramic Studio Ltd.Toronto, Kanada) tüm seramik sisteminde, restorasyonlar doğrudan olarak hasta ağzında uygulanırken, dolaylı olarak da laboratuvarında üretilmektedir (Resim 11). Bitişik iki bölümden oluşan cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, maketin yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmındadır. Burada, hazırlanmış olan model, bir mekanik tarayıcı ile okunmakta ve seramik bloktan bire-bir kopyası freze ile yapılmaktadır. Cerec sisteminde kullanılan seramik bloklar, bu sistemde de kullanılabilir (143).



Resim 11: Celay tüm seramik sistemi ve bu sistemle hazırlanmış restorasyon (103).

1986'da geliştirilen Procera sistem (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), yoğun, sinterize alüminöz çekirdek içermektedir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (şekillendirme) (CAM) kavramlarını kapsayan sistemlerden biridir. Procera CAD/CAM sisteminin temeli titanyumun dökümünün çok zor olması nedeniyle, titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla atılmıştır (172). Seramik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, Procera sistemi kullanılarak tam seramik sistemler için altyapılar üretilmeye başlanılmıştır (146). Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile 1993'te Procera AllCeram sistemi geliştirilmiştir. Procera AllCeram sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99,5) alt yapılar üretilmektedir (21,31). Procera Sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak; Alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonya oksit alt yapıli restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapıli restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant destekli tüm seramik kronlar ve implant destekli titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür. Sistemin safir probu ile die model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir (46). Elde edilen veriler elektronik olarak biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır (Resim 12). Başlangıçta,

Procera sistemi titanyum altyapılı seramik kron ve köprülerin yapımında kullanılmakla birlikte, uzun zamandır tüm-seramik kronların üretiminde de kullanılmaktadır. Kronlar, yoğun olarak sinterize edilmiş, yüksek saflıktaki alüminyum-oksit altyapı ve düşük erime dereceli AllCeram seramiğinden oluşmaktadır (10,11,145).



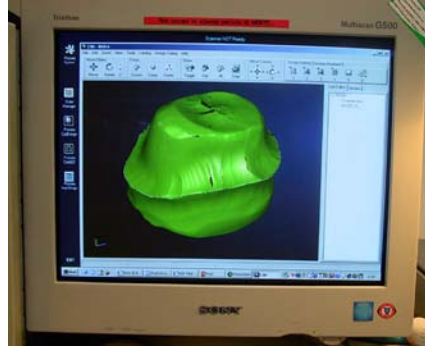
Resim 12: Procera sistemi tarayıcı ünitesi (11)

Tarama işlemine geçmeden önce güdük, bitiş çizgisinin altında kalacak şekilde kazınarak preparasyonun sınırları daha net belirlenmektedir. Daha sonra, güdük, tarayıcının taşıyıcı bölümüne dik olacak şekilde yerleştirilir. Tarayıcı uç, safir bir küreden oluşur. Dikey bir eksen etrafında dönmekte olan güdük yüzeyine, 20g'lık hafif bir kuvvet ile bastırılarak değim yapar (Resim 13).



Resim 13: Procera sisteminde güdüğün taranması (145)

Düzlem döndükçe, 360°'lik tam hareketin her bir derecesi için, bir veri noktası elde edilir. Tarayıcı uç, güdüğün her dönüşünde bilgisayar tarafından otomatik ve kesintisiz olarak, 200µm yükseltilir. Yeni bir tarama çizgisi okumaya başlanmış olur. Bu işlem, güdük yüzeyi tamamen taranıp eşleninceye, kadar devam eder. Bu da, güdük yüzeyinin tanımlanması için yaklaşık 50.000 ölçülmüş değer elde demektir. Veriler, tarama tamamlandığında, bütünlük kontrolü için bilgisayar ekranına yansıtılır. Bu işlem için bütünlük; resimli preparasyon topografisinde boş alanların olmayışı ve veri setindeki tarama çizgilerinin kesintisiz oluşu ile tanımlanır. Veri setinin yeterli olduğuna karar verildikten sonra, bilgisayar ekranında iki boyutlu bir grafik görüntülenerek güdüğün dikey eksenini etrafında 5-10° döndürülür. Bitiş çizgisinin iki boyutlu grafik üzerinde işaretlenmesi, altyapı tasarımının ikinci aşamasıdır. Taramanın başlangıç konumu (0°) ilk olacak şekilde, iki boyutlu grafiğin yarısı ekrana getirilir. Görüntü büyütülerek, güdüğün kazınmış bölümü ile preparasyon sınırının daha net olarak ayırt edilmesi sağlanır. Dönüşün her 10 derecesinde, güdüğün sınırı ya da bitiş çizgisi, operatör tarafından bilgisayar komutlarıyla işaretlenir ve yazılımda işaretlenen noktalar arasındaki bölümü birleştirir. Bitiş çizgisi, bu işlemi 5°'lik artışlarla tekrarlayan operatör tarafından artırılır ve netleştirilir. Preparasyonun sınırı belirlendiğinde, altyapı tasarımı için bilgisayar dosyası olarak kaydedilir (Resim 14) (10,11,145).

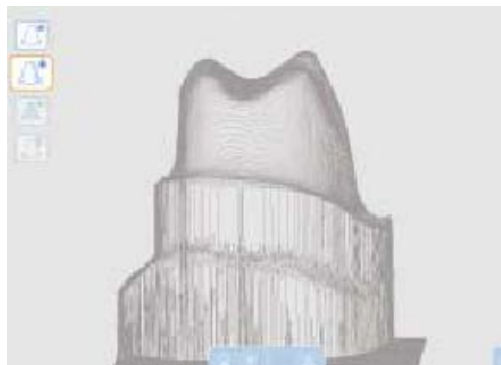


Resim 14: Taraması yapılmış restorasyonun bilgisayar ekranına aktarılması

Tasarım işleminde bir sonraki aşama, yapılacak altyapı kalınlığının belirlenmesidir. Bilgisayar ortamında, varsayılan kalınlık, 600µm' dir. Özel durumlarda, operatör bu boyutu değiştirebilir. Altyapı ve dentin yüzeyi arasındaki belirme açısı seçilir ve siman film kalınlığı bilgisayar algoritmasıyla otomatik olarak hesaplanır. Tasarım tamamlandığında, dosya, bilgisayara kaydedilir. Tasarım modem aracılığıyla üretim birimine (Procera Sandvik AB) aktarılmaya hazır duruma getirilir (10,172).

Preparasyon ve tasarım ile ilgili veriler modem aracılığıyla geliştirilmiş toz teknolojisi ve CAD/CAM yöntemiyle kopingin üretildiği, İsveç'teki birime, gönderilir. Bu birim, sinterizasyon safhasındaki yaklaşık %20 'lik büzülme için göz önüne alarak, üretim için kullanılacak modeli genişletir. Yüksek saflıktaki alüminum-oksit tozu bu büyütülmüş modele karşı sıkıştırılır. Kopingin dış yüzeyleri freze işleminden geçirilir ve yüksek yoğunlukta sinterize edilir. Koping, kalite kontrolü için incelendikten sonra, üstyapı seramiği ile restorasyonun tamamlanacağı labaratuvara posta yoluyla gönderilir. Kopinge uyabilmesi için, ısıl genleşme katsayısı özel olarak ayarlanmış bir üstyapı seramiği (AllCeram Porcelain, Ducera, Rosbach, Almanya) önerilmektedir. Günümüzde farklı firmaların geliştirdiği daha farklı üstyapı seramik sistemleri de vardır. AllCeram porseleninin, doğal dişlerle uyumlu floresan özelliklere sahip olduğu ve bu floresan nitelikler ve restorasyonun canlılığı sayesinde yapaylık sorunlarını en aza indirdiği öne sürülmektedir (10).

Cercon Smart Ceramic (DeguDent, Dentsply), Z r h  niversitesi ve  svi re Federal Teknoloji Enstitüsünün   birli i ile geliştirilen, zirkonya tüm seramik sistemidir. Literatürde, bu sistemin temeli, DCM (Direct Ceramic Machining) sistemi olarak gösterilmektedir (39). Sistemde kullanılan zirkonya tam olarak Y-TZP d r. Güdük ya da m mdan elde edilen kron modelaj , lazer      kullanarak, optik olarak taranmaktadır (Resim 15). Taranan yüzeyle göre, presinterize Y-TZP blank'lerden restorasyonun geni letilmi  bir modeli freze edilmekte ve ardından bu model sinterize edilmektedir. Bu i lemd , tarama ve freze işlemleri Cercon Brain'd  yapılmaktadır. Freze işlemi iki basamakta gerçekleşmektedir.  lk önce kaba yüzeyler  n freze işlemi ile  killendirilmekte, ardından daha detaylı yüzeylerin hassas freze işlemi uygulanmaktadır. Restorasyon, Cercon pişirme biriminde, son sıcaklık 1350  C olacak biçimde, 6 saat süreyle fırınlanmaktadır. Daha sonra %30 büyük işlenmiş olan restorasyon, 6 saat daha sinterizasyon için fırında bekletilerek, hacimsel büzülmesi sağlanarak istenilen boyuttaki son restorasyon elde edilmiş olur. Cercon Brain'd  bilgisayar yardımı ile logaritmik olarak hesaplanarak %30 daha büyük hazırlanmıştır. Restorasyonun Cercon Brain'd  elde edilmesi yapılan restorasyon tipine göre de i mekle beraber, en karmaşık durum olan freze aşamasının tamamlanmasının, 95 dakikayı geçmediği belirtilmiştir. Elde edilen bu zirkonya altyapı, bu teknik için geli tilmi  olan, Cercon Ceram Kiss  styapı seramiği ile kaplanmaktadır(40).



Resim 15: Tarama işlemi tamamlanan güdüğün görüntüsü (38)

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim prensibine göre, altyapı seramiği üreten bir diğer sistem de Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya), tüm seramik sistemidir. Tarama basamağı (Kavo Everest Scan), üretim basamağı (Kavo Everest Engine) ve sinterizasyon/pişirme basamağı (Kavo Everest Therm) (Resim 16) cihazlarında gerçekleştirilir. Preparasyon sonrası alınan ölçüden elde edilen güdük, tarayıcıda (Everest Scan), özel kamera ile taranmakta ve güdüğün 1:1 oranında 3 boyutlu dijital görüntüsü elde edilmektedir. Tarama işlemi sırasında güdük vertikal ve horizontal yönde hareket edebilmektedir. 20µm'lik ölçüm hassasiyeti ile çalıştığı belirtilmektedir (103). Bilgisayar ortamında elde edilen görüntüye uygun altyapı seramiği, bilgisayar ortamında tasarlanmakta ve bu bilgiler, seramik blokların şekillendirildiği freze cihazına (Everest Engine) aktarılmaktadır. Cihaz üç eksenli cihazlara oranla daha gelişmiş olup, beş eksenli hareket edebilmektedir. Cihazın gelişmiş CNC (computer numerical control) yazılımı ile, karmaşık yapıların üretimi gerçekleştirilebilmektedir (102). İşlem, şekillendirmesi tamamlanan altyapı seramiğinin, daha sonra sinterizasyon işlemi için mikro-kontrol sinterizasyon (Everest Therm) birimine yerleştirilerek işlem tamamlanmaktadır (104). Sistemin kullandığı seramik materyaller; KaVo Everest ZS-Blank (zirkonyum oksit, Vita makyajlama likidi ile renklendirilebilmektedir), ZH-Blank (yoğun sinterize yttrium stabilize, zistatik pres zirkonyum oksit), G-Blank (lösitle

güçlendirilmiş cam seramik), T-Blank (saf titanyum, sınıf 2) ve IPS e.max CAD olarak belirtilmiştir (105) .



Resim 16: Kavo Everest Scan, Everest Engine, Everest Therm (102,103,104)

Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya), tamamen kopya freze yöntemine dayalı olan seramik sistemidir. Sistemin uygulanmasında, kesilmiş dişin ölçüsünden elde edilen güdük üzerine, laboratuarda ışıkla sertleşen kompozit malzeme ile modelaj yapılmaktadır. Her yerdeki kalınlığın minimum 0,5mm olmasına dikkat edilmektedir. Koleden taşan fazlalıklar, bir akrilik lastiği yardımı ile dikkatlice alınmaktadır (223).

Zirkonzahn tüm seramik sisteminde, hacim olarak %30 daha büyük frezlenen restorasyon, yaklaşık 1500 °C'deki sinterizasyon fırınında orijinal boyutuna geri dönmektedir. Bu sırada, zirkonya, maksimum dayanıklılığına ulaşmaktadır. Zirkon materyali, sinterizasyon öncesinde, daldırma yöntemiyle boyanabilmekte ve renkler zirkonyumun sinterizasyonu esnasında yapı içine (yaklaşık 0,2 mm) nüfuz etmektedir. Bu sistemle, her türlü protetik restorasyonun (kron, köprü,inley, implant abutment) yapılabilirdiği belirtilmiştir (223).

Zirkonyum dioksit (ZrO₂)

Zirkon içerikli materyaller, iyi mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle, öncelikle ve özellikle ortopedide, total kalça yenilenmesinde kullanılan bir biyomateryal olarak üretilmiştir (152,153). Zirkon seramikler, dişhekimliğinde, ortodontik braketlerde (106), post-core sistemlerde (138,220, 15,91), implant abutmentlerinde (70) ve implantlarda (112) kullanılmıştır.

1.2. ZİRKONYUM

Zirkon, eski yıllarda taş olarak bilinen, kıymetli bir madendir (153). Zirkonyum (Zr), 40 atom numaralı bir metaldir. Zirkonyum metaline verilen isim, sırasıyla, Farsça altın anlamındaki “Zar” ve renk anlamındaki “Gun” dan oluşan kelimelerin, Arapça’da Zargon yani altın rengi anlamında kullanımından gelmektedir Zirkonyum, metal oksit sıfatıyla (ZrO₂), 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, bir kısım metalin ısıtılmasından sonra sağlanan bir ürün olarak tanımlanmış ve uzun yıllar, seramiklerde renklendirici olarak, oksitlerle değişik oranlarda karıştırılarak kullanılmıştır (153). Materyal, 6.49 g/cm³ yoğunluğa, 1852 °C erime sıcaklığına ve 3580 °C kaynama sıcaklığına sahiptir. Altıgen kristal yapılı ve grimsi renklidir. Doğada saf halde bulunmaz. Zirkon (ZrO₂ x SiO₂) minerali adı altında, silikat oksit ile birlikte veya Baddeleyite minerali adı altında, serbest oksitle (Zirconia, ZrO₂) birleşikler şeklinde bulunur (127,153). Bu mineraller, kütlenin rengine etki eden farklı metal elementleri içerdikleri, uranyum ve toryum gibi onları radyoaktif hale getiren, doğal radyonüklidler içerikleri nedeniyle, diş hekimliğinde, temel materyal olarak kullanılmazlar. Saf zirkonyum üretilmesinde, karışım elementlerinin etkili şekilde ayrışması, karmaşık ve zaman alıcı uygulamalar gerektirmektedir. Materyal arındırıldıktan sonra, seramik biyomateryali olarak kullanılabilir (153).

Saf zirkonyanın (ZrO₂), yüksek erime sıcaklığı (2680 °C) ve düşük ısı iletkenliği vardır. Malzemenin çok biçimliliği, seramik sanayinde, yaygın kullanımını

sınırlandırmıştır. ZrO_2 , monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olarak üç kristalografik yapıda bulunur. Isıtma sırasında, dönüşüme uğrar (153). Monoklinik form, oda sıcaklığından, 1170 °C' ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üstünde, hacminde %5' lik azalma ve oluşan çatlaklar ile daha yoğun tetragonal faza dönüşür (30). Tetragonal form, 1170 ile 2370 °C' ler arasında stabildir. ZrO_2 , 2370 °C' den daha yüksek sıcaklıklarda, kübik kristal yapıya dönüşür. Tersine, soğuma sırasında T-M dönüşümü, 100 °C ile 1070 °C' nin altındaki sıcaklıklarda, aşağı yukarı %3-4' lük hacim genişlemesi ve ZrO_2 seramikte gerilimin ürettiği çatlakların ortaya çıkması ile oluşur (153). Gerilimler, bu faz dönüşümü sırasında çatlak oluşumuna neden olur (30).

1.2.1. Kararlı Zirkonya

Saf zirkonyaya eklenmiş kalsiyum (CaO), magnezyum (MgO), seryum (CeO_2) veya yttrium (Y_2O_3), materyalin dönüşümünü engelleyerek oda sıcaklığında kararlı zirkonya diye isimlendirilen bir multifaz oluşmasına izin verir (30,153).

Tam kararlı zirkonya, %16mol CaO (%7.9wt), %16mol MgO (%5.86wt), veya %8mol Y_2O_3 (%13.75wt) un fazlasının ZrO_2 ' ye eklenmesi ile, elde edilir. Kübik bir formu vardır. Sertliğinin artması ve yüksek ısı-şok direnci nedeniyle, bu materyal, kıymetli, kolay işlenemeyen bir ürün olarak değerlendirilir. Mühendislikte, bileme işlemlerinde kullanılmaktadır (68).

Zirkonya materyalinin en kullanışlı mekanik özellikleri, kısmi stabilize zirkonya (PSZ)'da ortaya çıkar (68). PSZ, kararlı zirkonyanın elde edilişi ile karşılaştırıldığında, saf zirkonyaya stabilize edici oksitlerin küçük miktarları eklenerek elde edilebilir. Oda sıcaklığındaki PSZ'nin mikroyapısı, genellikle, major faz olarak, kübik zirkonya ile birlikte, minör fazda çökelmiş monoklinik ve tetragonal zirkonya içerir. Bu çökelmeler, kübik matriks parçalarıyla oluşabilir (153).

Çeşitli PSZ'ler, seramik biyomateryali olarak test edilmiştir. Mg-PSZ, en çok kullanılan zirkonya içerikli seramiklerden biridir (189). Materyal kütlesindeki artık

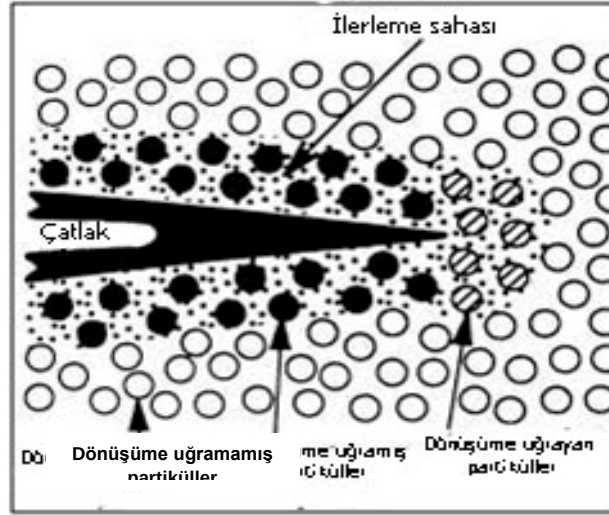
pörozite, işlenmeden kalan parça büyüklükleri (30-40 μm) ve öncelikle katkısız Mg-PSZ elde edilişindeki zorluklar, biyomedikal kullanımında, üreticilerin ilgilerinin azalmasına neden olmuştur (153). Mg-PSZ' de faz dönüşümünün, sertleştirilmesi ile güçlendirmenin Y-TZP' den daha az etkili olduğu bildirilmiştir (189).

Ceria (Ce)-doped zirkonya altyapılar, üstün dayanıklılıkları (20 MPa $\cdot\text{m}$) ve yorulma göstermemelerine rağmen, önem kazanamamışlardır (27).

1.2.2. Dönüşüm Sertleşmesi ve Düşük Sıcaklık Bozunması

Küçük miktardaki stabilize edici oksitlerin varlığında, oda sıcaklığında tetragonal faz içeren ve bu nedenle Tetragonal Zirconia Polikristal (TZP) denilen PSZ seramikler elde edilir. Kübik matrikste çok iyi dağılan tetragonal ZrO_2 parçaları yeterince küçük olduklarında, monoklinik faza dönüşebilen metastabil durumu sürdürebilirler (30). Bu oluşum, ZrO_2 partiküllerinin düşük yüzey enerjisi ile ve rijit matriksin baskısının daha düşük yoğunluklu monoklinik forma dönüşüme karşı koyması ile açıklanabilir. Tetragonal ZrO_2 parçaları, matriks nedeniyle, üstlerindeki baskı ortadan kalktığında veya materyaldeki çatlakların ilerlemesi ile monoklinik faza dönüşebilir (153). Çatlakların kenarında, %3-5' lik hacim artışı olan, dönüşmüş tetragonal parçalar ile birleşen, sıkıştırılmış gerilim alanı, çatlaktaki yayılmayı sağlayan gergin gerilim alanına dirençte etkilidir (Şekil 3). Çatlamanın enerjisi, T-M dönüşümünde dağılır ve martensitle karakterizedir. Çatlaktaki ilerleme engellenir (Şekil 3). ZrO_2 seramiklerin dayanıklılığı artar (30,153).

Uzun dönemde küçük miktarlarda sıcaklık artışının da olduğu sulu bir ortamla temas gerçekleşirse, Y-TZP seramiğinin yüzeyinde kendiliğinden gerilim-korozyon tipi mekanizmayla dönüşüm başlar ve yüzeyde pürüzlülük, mikro çatlak oluşumu ve grenlerin vücuda salınımı ile sonuçlanır. Bu konu ile ilgili detaylı bilgi yorulma ve Y-TZP bölümünde anlatılacaktır.



Şekil 3: Çatlak ilerlemesi ve buna karşın T-M dönüşümü

1.2.3. Y-TZP (Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri)

Zirkonyaya, stabilizatör olarak, yaklaşık %2-3 mol yttria (Y_2O_3) eklenmesi ile, tamamı tetragonal partikül içeren zirkonya materyali elde edilir. Üniform dağılımlı tetragonal parçalardan oluşan bu karışım Y-TZP (Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystals) ismini alır (30). TZP seramiklerin mekanik özellikleri, oda sıcaklığında stabil olan T fazdaki küçük parçaların; sıcaklıktaki yükselmeye, yttrium içeriğine, parçaların büyüklüğüne ve matriksin üstlerine oluşturduğu baskı derecesine bağlıdır (153). Y_2O_3 'ün daha yüksek konsantrasyonlarda toplanması ile tamamen stabilize ve yalnız kübik faz içeren çatlaklara dirençli zirkonya altyapı üretilir (173).

Oda sıcaklığında, yaygın tetragonal yapı elde etmek için (%3mol Y_2O_3 -doped tetragonal ZrO_2), seramik parça büyüklükleri, $0.8 \mu m$ 'den daha küçük olmak zorundadır (192). Varolan parçaların büyüklüğü, iyi parçalı yapının üstünde yer alan, spontan T-M transformasyonundaki parçaların yerini alan yttria konsantrasyonuna bağlıdır (153).

TZP materyalindeki T-M dönüşümü, yalnızca Y_2O_3 içeriğine bağlı değildir. Dağılımı da önemlidir. ZrO_2 'deki stabilize edici, oksit seramik tozunun üretiminin erken safhalarında oluşmaktadır. Y_2O_3 , ZrO_2 tuzunun veya ZrO_2 parçacıklarının üzerindeki tabaka ile seramik tozunun üretiminde yardımcı hızlandırıcıdır (153).

1.2.4. Y-TZP'nin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

Y-TZP'nin, yüksek direnci, kırılma dayanıklılığı ve mekanik özellikleri tablolarda sunulmuştur. (Tablo 2, 3):

Özellik	Y-TZP
Kimyasal birleşim	ZrO_2 +% 3mol Y_2O_3
Gözeneklilik	<% 0.1
Eğilme dayanımı	900-1200 MPa
Basma dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Isıl genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} K^{-1}$
Isıl iletkenlik	$2 W m K^{-1}$
Sertlik	1200 HV

Tablo 2- Zirkonzahn altyapının fiziksel özellikleri (223).

ICE - Transparan Zirkonium		
Y_2O_3	%	4.95 ~ 5.26
Al_2O_3	%	0.15 ~ 0.35

SiO ₂	%	max. 0.02
Fe ₂ O ₃	%	max. 0.01
Na ₂ O	%	max. 0.04
Yoğunluk (g/cm ³)		6,05
Bükülme dayanımı (MPa)		1200 (MPa)

Tablo 3- Zirkonzahn altyapının kimyasal özellikleri (223).

1.2.5. Y-TZP Materyalinin Biyouyumluluğu

Paladyum ve nikel gibi dental alaşım içeriklerine bağlı hassasiyet toplumun küçük bir oranını etkilemektedir (86). *In vitro* ve *in vivo* çalışmalar, yüksek saflıkta zirkonya tozları kullanıldığında, Y-TZP'nin üstün biyouyumluluğunu doğrulamaktadır. Bu tozlar, radyoaktif içeriklerden arındırılmıştır. Zirkonya altyapıya karşı hücresel veya sistemik hiçbir yanıt bildirilmemiştir (30, 33,100,153,191). Zirkonyanın, biyouyumlu malzeme olarak kullanılması, 1960'lı yılların sonlarında başlamıştır. Hemler ve Drikell ilk olarak, 1969 yılında zirkonyanın sağlık alanında, kalça ekleminin tam olarak yerine konumlandırılmasında kullanabileceğini bildirirken (90), Cristel ve arkadaşları, zirkonyayı, kalça eklemi protezlerinde kullanmıştır (30). Son çalışmalar, Y-TZP etrafında titanyuma göre daha az bakteri toplandığını göstermektedir (166,174). Sonuçlar, daha az kolonizasyon özelliği gösteren zirkonyum oksidin, implant abutmentlerin üretiminde de kullanılabileceğini öngörmektedir (174).

1.2.6. Yorulma ve Y-TZP

Seramikler üzerindeki uzun süreli çalışmalar, çatlakların büyümesinde, suyun neden olduğu korozyon geriliminde odaklanmaktadır. Ağız içerisinde tükürük, cam ile etkileşmekte ve cam yapı ayrışarak çatlak gelişmektedir. Cam içermeyen, Y-TZP gibi polikristal mikroyapılarda çatlamlar görülmez. ZrO₂ seramiklerin ıslak ortamda ve çatlak varlığında mekanik özelliklerinin azaldığı bildirilmiştir (153).

Zirkonya, monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere bilinen üç ana fazdan oluşmaktadır (88). Monoklinik faz, düşük derecelerde kararlı olan fazdır (153). Oda sıcaklığında saf zirkonya monoklinik fazda bulunur ve 1170 °C ye kadar bu faz bozulmaz (153). Bu sıcaklığın üzerinde, zirkonya zerreciklerinin tane büyüklüklerine ve eklenen dengeleyici oksit karışımına bağlı olarak oda sıcaklığında dengede olabilen yapı, tetragonal ara faza uygun olarak biçimini değiştirir (153). Sıcaklık 2370 °C'ye yükseldiğinde, sadece yüksek derecelerde dengede kalabilen kübik faz biçimine dönüşür (88). Oksit ile stabilize edilmemiş saf zirkonya seramiğin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü soğuma sırasında meydana gelebilir. Bu dönüşüm %1 ile %5 arasındaki volumetrik genleşme ile eşzamanlı olarak, kritik değer olan 1170 °C'in 100 °C altında meydana gelir. Genleşmenin doğurduğu gerilim, oda sıcaklığında kırıklara sebep olabilecek olan saf zirkonya altyapı üzerinde çatlaklara sebep olur (88).

ZrO₂ nin mekanik performansı, biyomedikal uygulamada içerdiği Y-TZP ile ilgilidir. Yaşlanma olarak bilinen, Zirkonyanın düşük sıcaklık bozunması (LTD), tetragonal fazdan monokliniğe dönüşen ilerleyici spontan dönüşümler nedeniyle ve materyalin mekanik özelliklerindeki azalma sonucu oluşmaktadır (153). Y-TZP'de, su veya buhar ortamında (173), vücut sıvısı ile temas ettiğinde veya buhar sterilizasyonu sırasında (153), yüzey deformasyonuna neden olan, yavaş bir T-M dönüşümünün olduğu kanıtlanmıştır. Kimyasal yapılı, suya benzer susuz çözeltilerde, Y-TZP'nin stabilizasyonunu bozabilmekte ve direncinin azalmasına neden olabilmektedir (14,173). Swab, TZP yorulmasının ana basamaklarını, aşağıdaki gibi özetlemektedir (1991).

- 1- Oluşum için, en kritik sıcaklık 200-300°C arasındır.
- 2- Yaşlanmanın etkileri, dayanıklılıkta, sertlik ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde artma şeklindedir.
- 3- T-M geçişine bağlı olarak, mekanik özelliklerde azalma, materyalde mikro ve makro çatlakların yer alması (173).

4- T-M geçişi yüzeyden başlar, materyalin derinliklerine doğru gelişir.

5- Parça büyüklüklerinde küçülme ve/veya stabilize oksit konsantrasyonundaki artış, dönüşüm oranını azaltmaktadır.

6-T-M dönüşümü su veya buharda artmaktadır.

alışmalar, TZP' deki spontan T-M transformasyonunun, çatlak eğimindeki zirkonya hidroksit formasyonuna bağlı olduğunu açıklamaktadır (Sato and Shimada 1985a,b). Zr-OH bağlarının formasyonu, çatlağın büyümesini hızlandırmakta ve T-M fazının dönüşümünü ilerletmektedir (153,173).

Zirkonyanın düşük sıcaklık farklılıkları, materyal yüzeyinde, a) sertliğin materyalin aşınmasını arttırdığı b) parçaların eklerinin, parça debrisinin geleceğinin ve olası erken başarısızlıkların oluşmasını sağladığını göstermektedir (27). Yüzey artışı, M fazının hacmen artması ile ilgili olarak oluşmakta veya çalışmada kullanılan değişik yorma ortamlarından kaynaklanmaktadır (14). Ykselmelerden ayrı olarak, materyal yüzeyinde azalan monoklinik noktalardan kaynaklı kraterler gözlenmektedir (27).

Y-TZP'deki LDT oranı, kimyasal birleşim, ortaya çıkan yaşlanma süreci, seramik restorasyonun yüklenmesi ve üretim aşaması gibi materyalin mikroyapısını etkileyen birçok etkene bağlıdır (14,27).

Y-TZP nin kimyasal yapısına karşılık, yttria konsantrasyonundaki değişiklik ve sıcaklıktaki yükselme, materyaldeki tetragonal fazın ve dnşmş M fazın miktarlarını tanımlamaktadır. İlk monoklinik fazın miktarı, vücut sıvılarıyla temasta olan her materyal yüzeyi için, %10 dan az olmalıdır (27).

Parça boyutlarındaki azalma, dönüşüm oranını azaltmaktadır (173). Parça boyutu, 0.6 μ m den büyük olduğunda, LTD direncinde, dönüşümünden sonra, belirgin azalma gözlenmiştir (140).

Y-TZP nin ağız ortamındaki fizyolojik kalitesi, seramiğin üretiminde, belirli aşamalara etkiyerek ve üretim sürecini değiştirerek kontrol edilebilir (14,153).

Zirkonya bloğun frezelenmesi sırasında ortaya çıkan veya sinterizasyona yardım için eklenen tozların boyutlarının, T fazının stabilizasyonunu değiştirebildiği bildirilmektedir (14,153). Yttria yardımcı çökteltici örneklerini, yttria tabakalı örneklerle kıyasladığımızda, T-M transformasyonunda daha az yaşlandırıcı etki görülmektedir(164). Sertliklerinin azalması, medikal kullanım için daha çekici hale getirir (20,152).

Materyalin mikroyapısındaki defektler, şekillendirme tekniklerinden, tam şekilli parçalar elde etmek için uygulanan, Hot Isostatic Pressing gibi sinterizasyon metodları kullanılarak azaltılabilir (153). Zirkonyanın üretimindeki değişiklikler, (sıcaklık ve zaman gibi) materyalin mikroyapısına ve yaşlanma direncine etkilidir (27).

Zirkonyanın birçok fizikokimyasal özelliği için, özel ISO gereksinimleri vardır. Bu arada materyalin yaşlanması atlanmıştır. Yaşlanmanında, mikroyapı üzerinde güçlü bir etkisi vardır. Kalite kontrolünün, pazara sunum öncesi, hızlandırılmış testlerle yapılması önerilmektedir (27).

1.2.7. Zirkonya Blokların Üretimi:

Öncelikle seçilmiş ham madde, toz formuna dönüştürülür. Toz, soğuk isostatik presleme ile bloğun ilk formu halinde şekillendirilir. Soğuk isostatik presleme, Y-TZP nin en çok yeğlenen tekniğidir. Bu şekilde; kararlı, tebeşirimsi objeler, yüksek saflıkla üretilir. Tebeşirimsi objeler, ileri derece stabilize edilir. Pre-sinterize okside seramik, özel fırınlarda, oksidize ortamda ve basınçsız sinterize edilerek, %95 yoğunlukta stabilizasyon sağlanarak şekillendirilir (198). 1000 bar ve 50 °C sinterize sıcaklığında yer alan HIP (hot isostatic postcompaction) ile, ek sıkıştırma sağlanabilir (198). Bu yöntemle, kalan poröziteler temizlenir ve yoğun sinterize okside seramik boşluklar elde edilir. Y-TZP nin "HIP-PİNG" i daha sonra ısıtılarak, oksidize olan ve materyalin beyazlığını restore eden gri-siyah materyalle sonuçlanır (189).

Tamamlanmış yoğunlaşma, büyümüş parçalarla sınırlıdır. Dayanıklılığı gelişmiştir (30). Bu yoğun sinterize blokların, opaklığı, üstyapı seramik yüzeylerinde, daha iyi estetik sonuçlar kazandırır (198). HIP Y-TZP örneklerinin, HIP olmayanlardan (unHIPped) daha yavaş T-M dönüşümü gösterdiği bulunmuştur (74).

1.2.8. Altyapı Materyali Olarak Zirkonya

Zirkonyum dioksit seramikler, diş hekimliğinde posterior köprülerin üretiminde, altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanılmıştır. Bu altyapılar, ZrO_2 blokların frezelenmesi veya CAD/CAM sistemlerinin yardımı ile üretilir. Bloklar saf halde, presinterize halde veya tamamen sinterize şekilde freze edilebilir. Saf ZrO_2 bloklar, kuru karbit frezler ile, presinterize ZrO_2 bloklar, soğutucu sıvı altında, karbid frezlerle ve tamamen sinterize ZrO_2 bloklar, soğutucu sıvı altında, elmas freze frezlenir (214).

Saf ve presinterize ZrO_2 den oluşan alt yapılar (Tablo 4), sinterizasyon sırasında oluşan büzülmeyi kompanze edecek şekilde büyütülerek freze ediliren geçerler. Freze işlemi hızlıdır. Aşınma ve kopma, tamamen sinterize kalıpların frezelenmesinden daha azdır (212).

Tamamen sinterize edilmiş ZrO_2 blokların frezelenmesi, presinterize bloklara oranla daha zaman kaybettirici bir işlemdir. Elmas frezlerle daha büyük aşınmalara neden olur ve daha pahalıdır. Saf oluşumdaki ZrO_2 , daha avantajlı olarak değerlendirilir. Tamamen sinterize olmuş zirkonya, genelde, %5 yttria komponenti içerir (TZP Bio HIP material, Thayngen, İsviçre) (198). ZrO_2 altyapıların üretiminde, CAD/CAM teknolojisinden ayrı olarak, yeni bulunan teknikler, kullanılmaktadır.

Sono-erozyon tekniğinde, ultrasound titreşimler kullanılmaktadır. Bu yöntem, altyapı üretimi için, sinterize ZrO_2 bloklarında veya restorasyonun okluzal yüzünün tamamlanmasında kullanılmıştır (198).

Elektroporoz tekniği, galvanik tekniğin benzeri olup, ZrO_2 altyapıların üretiminde kullanılır (171). Elektro depozit seramik teknolojisi (EDC) olarak da

adlandırılan bu sistemde, ilgili dişin bir modeli, mum ve seramik karışımından hazırlanır. Mum eritilerek kaybedilir ve model, sonradan oluşan büzölmeyi karşılamak üzere genişletilir. Dublikat model hazırlanarak gümüş vernik ile kaplanır (171). Seramik parçaları, altyapıya elektroforetik yöntemle, kalıp üzerine uygulanır (198). Altyapının daha güçlü olması için, sonunda sinterize edilir (171).

Yeni fabrikasyon teknikleri, seramik materyali frezelerken hasara uğramasını önleme yönündedir. İstenmeyen aşınmalardan kaçınılır. Geliştirilmeye çalışılan yeni seramikler için daha ileri araştırma ve geliştirme gerekmektedir (171).

Sinterize olmamış zirkonya	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya); Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya); Hint-ELs Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya); ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya); Xavex G 100 Zirkon, Etkon (etkon, Grafelfingen, Almanya).
Pre-sinterize zirkonya	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya); ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya); Hint-ELs Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya); DCShrink, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre).
Sinterize zirkonya	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, İsviçre); Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya); Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Kanada); Hint-ELs Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya); HIP Zirkon, Etkon (etkon, Grafelfingen, Almanya).

Tablo 4: Zirkonya altyapı üretim teknikleri ve üreticileri

1.2.9. Y-TZP Üzerindeki Yüzey ve Isıl İşlemlerin Etkisi

CAD/CAM yöntemi ile, tüm seramik ZrO_2 altyapıların üretimi ve kaplanması, bileme, polisaj, kumlama ve ısıtma aşamalarını içerir. Bu aşamaların yaşlanma üzerine kritik etkisi, zirkonya parçalarının uzun süreli stabilizasyonu ve materyalin başarısıdır.

Pürüzlendirmenin, seramiğin dayanıklılığını arttırdığını ilk kez Garvie ve ark. (68) göstermiştir. Pürüzlendirme, yaygın tetragonal zirkonyayı devam ettirir. Bu, materyalin yüzeyindeki T-M dönüşümüne ve yüzeyin birkaç mikron altında olan dönüşüm-hacim artması ile ilişkili sıkıştırılmış gerilimin gelişmesine bağlıdır (68). Yüzey, sıkıştırılmış gerilimle mikroçatlak oluşması ve yayılmasını engeller. Yüzey ve yüzey altı hasarı ilerler. Zirkonyanın dönüşüm fazı sonrasında, bu hasarın oluşması,

parçaların hacim artışı ve mikrokrater oluşumu ile ilgilidir (48). Materyalin aşınmasının sonucu, yüzeyde sertlik ve poröziteye neden olur (153).

Bileme işlemi sonrasında, tetragonal parçaların gerilmesinden başka tetragonal faz gibi davranan, rhombohedral zirkonya fazı da gösterilmiştir (48).

Aşındırma sırasında, su soğutmaya rağmen yüksek gerilim, sıcaklık ve hatta kıvılcımlar gelişir. Swain ve Hannink (1989) e göre, bu yüksek sıcaklıklar, M-T dönüşümü, tersine harekete geçirebilir (14,113). Pürüzlendirme sırasında su ile soğutma, gerilimi %30 oranında azaltır (113). Manuel pürüzlendirme daha az gerilim yapar. Daha düşük sıcaklıklar, T-M dönüşümünü iletir ve yüzey sıkışma tabakasını artırır (14).

Pürüzlendirmeden sonra, zirkonya dönüşümü, (M-T fazı) başarılı şekilde ters döner. Yüzey ve yüzey altı hasarı kalır. Çatlak yayılarak, başarısızlığı getirir (48).

Pürüzlendirmenin, gerilme yoğunlaşmaları gibi derin yüzey kusurları da oluşturduğu ve bilgisayarla üretilen restorasyonlarda zirkonyanın dayanıklılığını etkileyeceği belirtilmiştir (113).

Luthardt ve ark. (129), CAD/CAM makinelerinin zirkonya kronlar üzerindeki etkisini incelemiştir. Aşındırmanın iç yüzeyde pürüzlere ve okluzal alanda, mikroçatlaklara neden olduğunu bulmuşlardır. Başarısız restorasyonlarda, bu alanların klinik yükleme boyunca, en büyük gerilmeleri oluşturduğu görülmüştür.

Kaba pürüzlendirme aletleri, derin yüzey pürüzleri oluşturarak, yüksek ısı nedeniyle restorasyonun dayanıklılığını belirler (14,113,129).

Pürüzlendirme işlemi sırasında aletin dönme yönü, keskinliği ve pürüzlendiricideki aktif elmasparçaların sayısı, materyalin yüzey özelliklerinin oluşmasında önemlidir (129). Teknik süreçlerin gelişimi, işleme sırasında pürüzleri azaltarak, materyalin stabilitesini iyileştirebilmektedir (153).

Pürüzlendirmenin, materyalin dayanıklılığı üzerindeki son etkisi, dönüşen M fazının miktarına (dönüşen tabakanın inceliği), T-M dönüşümünün yayılmasına, pürüzlendirme sertliği ve gelişen lokal sıcaklığa bağlıdır (76).

Parlatma işlemi, gerilme kalıntılarına neden olan çizikler oluşturur. Parlatmanın, zirkonyanın yaşlanma hassasiyeti üzerindeki etkisi çelişkilidir ve gerilimin tipi ve miktarı ile ilişkilidir (75).

1.3. Altyapı İle Üstyapı Seramiği Arasındaki Bağlantı

Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı altyapıyı doğal dişe benzer şeffaflıkta üretemediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için feldispatik seramiklerle ya da zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri ile kaplanmaktadır (1,6,45). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali, estetik üstyapı seramiği ile birlikte daha biyouyumlu ve güvenilir bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır (120). Üstyapı seramiğindeki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (137). Üstyapı seramiklerinin içeriğinde, cam ve kristal fazda florapatit ve alüminyum oksit veya lösit bulunmaktadır.

Konu ile ilgili incelenebilen literatürler değerlendirildiğinde, tüm seramik restorasyonlardaki en büyük başarısızlık oranının, üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılması (6,108) ve tamir sistemleri ile düzeltilmesinde yüksek kalitede bağlanmaya ihtiyaç duyulmasıdır (67). En zayıf bileşen olarak, tabakalama yöntemiyle elde edilen üstyapı seramiğinin dayanıklılığı gösterilmiştir (82). Çiğneme kuvvetlerine karşı koymada yeterli güce sahip, üstyapı seramiğinin kırılmasına neden olan ve tabakalar halinde dizilimini önleyen genellikle, bu altyapı-üstyapı arasındaki bağlantı kuvveti veya üstyapı seramiğinin kendi içsel dayanımıdır. Üstyapı seramiğinin yüklenmesi işleminde zirkonya esaslı alt yapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen T-M faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro, ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu T-M faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (48,64,65).

Üstyapı seramiği esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak altyapı-üstyapı bileşimi, ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu nedeni ile oluşan ısı gerilmeleri belirlemektedir (130). Üstyapı seramiğinin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, altyapı-üstyapı ara yüzündeki zirkonya kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenecek dönüşüme uğraması (63), alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısı, genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan rezidüel stresler ve arayüz defektleri (63,82) bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerdir. Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağ mukavemeti için daha dayanıklı üstyapı seramiklerin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir. Aksi takdirde zayıf bir üstyapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (1).

Altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımındaki etkenler, altyapı seramiğinin üstyapı seramiğine tutunan tarafındaki yüzey özellikleri, ısı genleşme katsayısındaki hatalı eşleştirmelere bağlı tekrarlayan gerilim oluşumları, tasarım hataları, altyapı ve üstyapı arasındaki yapı defektleri, ıslatma özellikleri ve üstyapı seramiğindeki büzülmeler şeklinde sıralanabilir (9,93). Bu değişkenlerden biri veya birkaçı, altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını etkileyebilir (1).

Zirkonya altyapılar ile üstyapı seramiği arasında yapılan, *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda gözlenen olumsuzluklar da vardır (2).

Tetragonal yapıdan monoklinik faza dönüşüm, volumetrik genleşme ile birlikte çatlak başlangıç ucunun etrafındaki gerilme yoğunluğu ile başlamış olabilir (69). Bu dönüşüm faydalıdır çünkü çatlakların bölgesel olarak kapanması ile sonuçlanabilir (gittikçe katılaştıkça dönüşüm) (76,218). Pallis ve arkadaşlarının yapmış olduğu deneysel çalışmada In-Ceram Zirconia kronların, IPS Empress 2 (Ivoclar North America, Amberst, NY) ve Procera (Nobel Biocare, California, ABD) gibi tüm

seramik sistemler ile birlikte en yüksek yükleme değerine sahip olduğu belirtilmiştir (148).

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Kron restorasyonlarında başarılı bir alt yapı-üstyapı seramiği bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-seramik restorasyonlarda metal alt yapının ısı genleşme katsayısı seramiğe göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal seramikten daha fazla büzülme olmaktadır. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, seramiği baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (35,54).

Altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki ısısal uyumsuzluk, üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapıdan düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, üstyapı seramiğinde basma yada çekme gerilmeleri oluşturur. Seramikler basma gerilmelerine karşı dayanıklıyken çekme gerilmelerine karşı dayanıksızdır. Üstyapı seramiğinde küçük basma gerilmeleri oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde üstyapı seramiği kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Üstyapı seramiğin ısı genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen basma gerilmeleri oluşmaktadır (143).

Üstyapı materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri altyapı materyalinden yüksek olduğunda ise üstyapı delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (137). Zirkonya, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel üstyapı seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmalar zirkonya alt yapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6}/K$, Cercon ve Vita YZ Cubes için $10,5 \times 10^{-6}/K$, Procera için $10,4 \times 10^{-6}/K$ ve Inceram- Zirconia için $7,7 \times 10^{-6}/K$ olarak belirlemişlerdir. Üstyapı seramiklerinin ısı genleşme katsayısı değerleri, IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6}/K$,

Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6}/K$, Triceram için $8,7-9,0 \times 10^{-6}/K$, Lava Ceram için $9,8-10 \times 10^{-6}/K$ ve Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6}/K$ olarak belirlenmiştir.

Çekme dayanımı restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür (145). İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak üstyapı seramik yüzeyinden başlıyorsa, bükülme ve kırılma dayanımı, üstyapı seramik tabakasına bağlıdır. Üstyapı seramik tabakasındaki rezidüel kompresif stresler, restorasyonların bükülme dayanımını arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni çekme gerilmelidir (146). Çok üyeli köprüler çığneme sırasında, özellikle bağlayıcıların gingival kısmında yüksek çekme gerilmelerine maruz kalırlar (147). Dayanıklı alt yapı materyalinin çekme gerilmelerine karşı mukavemeti, üstyapı seramik materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında bağlantı alanının üstyapı seramiği ile işlenmesi şiddetle tavsiye edilmektedir.

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, altyapı-üstyapı kalınlık oranı baskın bir faktördür (148). Altyapı materyalinin kalınlığı arttıkça çekme dayanımı da artar. Köprü tasarımı, mümkün olduğunca kalın bir altyapı ve ince bir üstyapı seramik tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (10). Üstyapı seramiğinin basma gerilmeleri altında, altyapının ise çekme gerilmeleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir (149). Eğer bu gerilmeler hesaba katılmadan bir tasarım yapılırsa, zayıf üstyapı seramiği dayanıklı zirkonya alt yapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (141, 150). Ancak, alt yapının kalınlığının artırılması her ne kadar istenilen bir durum olsa da, estetiği bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmada ve aşırı diş kesimi yapmadan gerçekleştirilmelidir (151).

Studart ve ark. Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Incerarn-Zirconia/Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini yaşlandırma makinasında incelemişlerdir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklerine nazaran Eris' in, yük altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı çatlak ilerlemesine daha hassas olduğu bulunmuştur. Ayrıca Empress 2/Eris bileşiminin ara yüzünde,

çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma yoktur. Bu *in vitro* sonuçlara bağılı olarak bu bileşimin posterior köprüler için uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprülerin, bağlantı alanları uygun bir şekilde tasarlandığında, 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gösterebileceğı söylenmektedir (185).

Studart ve ark. (186) diğerk bir çalışmasında, Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 altyapı/üstyapı bileşimlerinin kırılma şekilleri mikroskopta incelenmiş ve kırık orijinlerini gözlemlenmiştir. Dayanıklı altyapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7) üstyapı seramiğindış yüzeyinden başlayan çatlak, ara yüze doğru yön değıştirip üstyapının tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empres 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, üstyapı yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir alt yapıya sahip altyapı ile üstyapı bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak üstyapı seramik tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Ara yüzde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmiştir.

Altyapı ile üstyapı bileşimindeki stres dağılımında, altyapı materyalinin elastik modülünün önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüke maruz kalan posterior restorasyonlarda materyal seçiminde rol oynamaktadır. Posterior köprüler için yüksek elastik modülüsüne sahip zirkonya altyapılar tercih edilmektedir. Zirkonya, daha zayıf olan üstyapı tabakasındaki stresleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini artırır. Restorasyonun kırılması gecikir. Studart ve ark. (186) araştırmalarında, altyapıların elastik modülü değıerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve Inceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir. Yüksek elastik modülüne sahip altyapı materyallerinin (Cercon ve Inceram-Zirconia), zayıf üstyapı materyalindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiğı söylenmiştir.

1.4. Seramik Yüzeyin Silikat İle Kaplanması

Seramik yüzey koşullarının değiştirilmesinde, yüzeyin silikat ile katlanması sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Özel araç gereç gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile yapılabilmektedir. Silicoater (Heraus-Kulzer GmbH, Wehrheim, Almanya), Silicoater MD (Heraus-Kulzer), Rocatec (3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) ve Cojet (3M ESPE) sistemleri örnek olarak verilebilir. Bu sistemlerin tamamı, metal yada porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silikat ($\text{SiO}_x\text{-C}$) tabakası ile kaplanması esasına dayanır. Bu tabaka, 'triboplazma' olarak adlandırılmaktadır. Bu tabaka ile silan arasında oluşan Si-OH grupları, rezin yapıştırıcı ile kimyasal bağ oluşturur (118). Pirolitik bir yöntem olan Silicoater, ısı ile ergitilen silika taneciklerinin kaplanacak yüzey üzerine püskürtülmesi esasına dayanır. Çarptıkları yüzeyde soğuyan tanecikler, sağlam ve kararlı bir tabaka oluşturur. Bu tabaka ile rezin kompozitin serbest uçları arasında "*birleştirici ajan - coupling agent*" olarak görev yapan silan "Silicoup", γ MOPS içeriklidir. Teknik olarak oldukça zor ve hassas olan yöntem, oluşan tabakanın uniform kalınlıkta olmaması riskine sahiptir. Bu durumda, restorasyonun uyumu bozulabilir (37). İkinci silikat kaplama yöntemi, Silicoater MD'dir. Silicoater'den daha sonra geliştirilmiş olan bu sistem, öncekine benzer şekilde, pirolitik yöntem ile triboplazma oluşturulması temeline dayanır. Bu sistem, yüzeyin aluminyum oksit ile kumlanmasından sonra, yüzeyde oluşan krom oksit katkılı silika tabakasının, özel bir fırın yardımı ile, pişirilmesi işleminden oluşur (195). Silicoater MD uygulamasında, yüzeyde oluşan serbest Cr iyonları, spinel formasyonunu arttırarak, daha sağlam bir bağlantı elde edilmesini sağlar. Yöntem, yüzeyin silanlanması gerektirir. Rocatec yöntemi, iki aşamalı bir kumlama sistemi ile çalışmaktadır. Bu sistemde, yüzey, önce 110 μm aluminyum oksit ile kumlanır. İşlem, yüzeyin temizlenmesini sağlar. İkinci aşamada, yüzey, triboplazma tabakasını oluşturmak üzere, özel silika partikülleri içeren 110 μm aluminyum oksit ile kumlanır. Düzgün biçimli bu özel silika tanecikleri, daha büyük ve düzensiz şekilli alumina tanecikleri arasında, dağınık haldedir. Bu

taneciklerin yüzeye yüksek bir enerji ile çarpması, birkaç mikrometrelik küçük bir derinlikte, çok yüksek bir ısı oluşturur. Bu ısının ve yüksek çarpma enerjisinin etkisi ile, tanecikler kısmen ergiyerek, yüzeye penetre olurlar. Yüksek çarpma enerjisi ile, triboplazma, yalnızca yüzeyde kalmaz, 15 µm derinliğe kadar ulaşır. Yüksek ısı etkisi, yüzeyin birkaç mikrometrelik derinliğine kadar etkilidir. Makroskopik olarak, işlem gören objede herhangi bir ısı artışı gözlenmez (110,60). Oluşan yüzeylerin silanlanması, yapıştırıcı rezin kompozit ile bağ oluşturulması açısından önemlidir. Kullanılan silan, "*Espesil*", yMOPS içeriklidir.

Rocatec™ (3M ESPE, Sefeld, Almanya) ile, tribokimyasal olarak silika kaplama, dental laboratuvarlarda yaygın biçimde kullanılmaktadır. Bu teknikte; yüzey (ör; seramik), silika kaplı alumina partikülleri ile kumlanarak, rezinin veya simanın bağlanması amaçlanmaktadır (66,80,147). Bu işlemin intra-oral uygulamasında, Cojet™ (3M ESPE, Sefeld, Almanya) sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem de, Rocatec™'e benzer bir fiziko-kimyasal temele göre uygulanmaktadır (66).

1.4.1. Cojet Sistemi

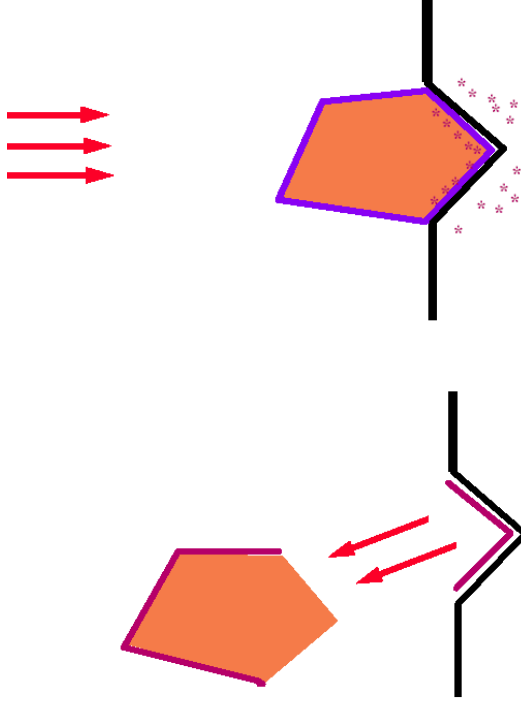
Cojet sisteminin (3M ESPE), tüm konvansiyonel dental alaşımların veya seramik yüzeylerin silikatizasyonunu sağlayarak, kompozit rezinin bu materyallerle adeziv olarak bağlanmasını sağladığı belirtilmektedir.

Cojet sistemi, genel olarak, aşağıdaki uygulamalarda kullanılmaktadır:

- Kompozit yapıştırıcı simanla yapılacak adeziv simantasyon öncesi, metal yüzeyinin hazırlanması,
- Adeziv bağlantı öncesi seramik veya kompozit restorasyonun hazırlanması,
- Metal, seramik, kompozit restorasyonlardaki defektlerin tamiri

Cojet sisteminde, seramik yüzeyinin silikatizasyonu kinetik enerji ile tribokimyasal olarak oluşmaktadır (59). Silika ile modifiye edilmiş 30µm çaplı partiküllerin, yüzeye çok yüksek enerjiyle çarptırılması sonucu, bölgenin kaplanması

(triboplazma) olarak tarif edilebilir (Şekil 4). Abraziv, 15µm derinliğe etkiyebilmektedir.



Şekil 4: Tribokimyasal kaplama (darbe ve ardından silikatizasyon) (59)

Cojet sisteminde; 30µm çapındaki silikatize kumun özel tabancasıyla, 2-3 barlık unit basıncında, seramik yüzeye dik bir şekilde, ortalama 15 sn uygulanması öngörülmektedir (59)

Silikatizasyondan sonraki aşama, yüzeyin silanlanmasıdır. Silan molekülünün iki aktif ucundan silanol birimindeki alkoksî grupları ((RO)₃Si), silikatize yüzeye kimyasal bağlanmaya girmektedir (Şekil 3). Molekülün diğer aktif ucu olan, metakrilat grubunda, resin monomerleriyle kopolimerize olmaktadır.

1.5. Üstyapı Seramiği İle Altyapı Arasındaki Bağ Dayanımının İncelenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Üstyapı seramiği ve altyapı arasındaki bağ dayanımının kalitatif olarak değerlendirilebilmesinde kullanılan testler, örneklerin kontrollü bir şekilde kırılmasından elde edilen sonuçlar temel alınarak yapılandırılmıştır (32).

Bağlantı mekanizmasının karmaşık olması, üstyapı seramiği ve altyapı arasındaki gerçek bağ dayanımının ölçülebilmesini oldukça güçleştirmektedir. Test standartizasyonuna, yorumuna, sonuçların klinik ile olan bağlantısına bağlı olarak üstyapı seramiği ve altyapı arasındaki bağlantının değerlendirilmesi çalışmadan çalışmaya çeşitlilik göstermektedir (149).

Üstyapı seramiği ile altyapı arasındaki bağ dayanımının ölçülebilmesinde kullanılan test yöntemleri örnekler üzerinde oluşan gerilmelerin doğasına göre sınıflandırılmıştır: makaslama, çekme, makaslama ve çekmenin kombinasyonu, bükme ve torsiyon (burkulma) (85).

Makaslama testi (shear test): Farklı şekillerde uygulanan makaslama testleri bulunmaktadır.

➤ İçinden çekme testi (pull-through test): İlk olarak Shell-Nielsen tarafından 1962 yılında tasarılanmıştır (180). Alt ve üstyapılar arasındaki bağ dayanımının değerlendirilmesinde etkili bir yöntemdir. Test örneklerinin hazırlanma güçlüğü, örnek geometrisinden kaynaklı yüzey defektlerinin bulunması gibi dezavantajları vardır (141).

➤ Düzlemsel arayüz makaslama testi (planar interface shear test): Üstyapı seramiğinin düz bir altyapı yüzeyine uygulandığı, üst yapı şeklinin dairesel yada dikdörtgen şekilde hazırlanarak yapılan testtir. Hammad ve ark. (84) tarafından tanımlanan dairesel arayüz testinde kuvvet direkt olarak üst ve altyapı arayüzüne yönlendirilir. Üstyapı seramiğinin kalınlığının sabit olması, her zaman arayüzde bir başarısızlığın olması ve arayüz bağlantısına üst ve altyapı arasındaki ısı genleşme katsayılarının farklı olmasından

kaynaklı ısı gerilmelerin değerlendirilebilmesi gibi avantajları vardır (85). Maliyetli ve zaman alıcı olması ve yüksek hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Dikdörtgensel arayüz test düzeneği ise Schmitz ve Schulmeyer ve Susz ve ark. tarafından önerilmiş ve Lund ve Davis tarafından kullanılmıştır. Bununla birlikte tüm düzlemsel test yöntemlerinde gerilim direkt olarak arayüzdedir. Düzlemsel testsler arayüz gerilmeleri ile ilgili uniform yıkımlar geliştirirler ve altyapı yüzeyinde değişik yapıda efektlere izin verirler (85).

➤ Oblik makaslama testi (oblique shear test): 1977 yılında Anusavice ve ark., üstyapı seramiği ve altyapı arasındaki bağ dayanımının değerlendirmesinde oblik makaslama test yöntemini tanımlamıştır. Bu yöntem ile belirgin aynı tarzda gerilim dağılımı elde edilebilirken gerilim konsantrasyon etkileri ihmal edilmektedir. Gerilim analizinin ideal bir şekilde değerlendirilebilmesi için oblik makaslama testleri kullanılabilir. Test sonrası incelemelerde plastik deformasyonlar gözlenebilir. Bunun temel nedeni blokların oblik kayma hareketinin zorluğudur. Bu problemler oblik makaslama testinin dişhekimliği alanında kullanımını sınırlandırmıştır.

➤ Konik arayüz makaslama testi (conical interface shear test): Sced ve McLean (175) altyapı-üstyapı arayüzündeki veya üstyapı seramiği içindeki koheziv başarısızlığın değerlendirilmesine izin veren standart metallürjik çekme testi için bu deneysel tasarımı bildirmişlerdir. Bu test yönteminde artık gerilmelerin tümüyle ortadan kalkmadığı ancak, Shell-Nielsen test yöntemine göre daha az olduğu bildirilmiştir. Test sırasında kuvvetler üstyapı-altyapı arayüzüne uniform olarak gelmemekte ve sonuçta başarısızlık her zaman arayüzde olmayabilmektedir.

Çekme testi (Tensile test): Bu test, genellikle altyapı ve üstyapı arayüzündeki bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılan bir yöntemdir (133,151). Bu test yönteminde üstyapı seramiği altyapı üzerinde olabildiği gibi üstyapı seramiği iki taraflı olarak altyapı içinde bulunabilir. Altyapı ile üstyapıyı birbirinden ayırmak için arayüz düzlemine dikey yönde çekme kuvveti uygulanır. Bu test yönteminin, örneklerin hazırlanma ve ayarlanma güçlüğü ve üstyapı seramiğinin dış yüzünde gözlenen muthemel çatlaklar gibi dezavantajları bulunmaktadır. Sonuçta, düzensiz gerilme dağılımlarına bağlı olarak üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar meydana gelmektedir. Bu, test seramiği için arayüz bağ dayanım değerinin daha yüksek çıkmasına neden olmaktadır.

Bükme testi (Flexure test): Üç veya dört noktadan bükme testini ilk olarak Lavine ve Custer (119), Capute ve ark. (23) ve O'Brien ve Craig (144), kullanmıştır. Sonlu eleman gerilme analizi (12), makaslama testleri ile karşılaştırıldığında, büyük olasılıkla çekme kırılmalarını meydana getirerek, daha yüksek iç yüzey çekme gerilmesi gösterir. Capute ve ark., dört nokta bükme testinin üç nokta bükme testine göre çekme dayanımında düşüşe ve göreceli olarak ara yüzeyde daha fazla makaslama gerilimine neden olduğunu bildirmişlerdir.

Burkulma testi (Torsion test): Üstyapı seramiği ile altyapı arasındaki bağ dayanımının değerlendirilmesinde Carter ve ark. (24) tarafından kullanılmıştır. Test örnekleri altyapının her iki tarafına seramik uygulanmasıyla elde edilir. İki boyutlu sonlu eleman gerilim analizi ve gerilim dağılımlarının toplanması, bu test yönteminin karmaşık olması nedeniyle oldukça zordur.

Bu alışmanın H_1 hipotezi, farklı yüzey işlemleri, farklı üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya makaslama bağ dayanımını etkiler. H_0 hipotezi ise farklı yüzey işlemleri, farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya makaslama bağ dayanımını etkilemez.

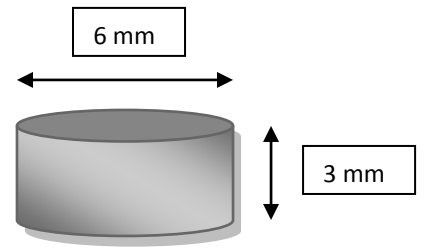
BÖLÜM II

GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, beş üstyapı seramiğinin kopya freze tekniği ile hazırlanmış olan zirkonya altyapıya olan bağ dayanımı *in vitro* olarak incelendi. Üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı bağlantı ara yüzeyine, üstyapı seramiği ve zirkonya altyapı arasındaki bağlantıyı güçlendirebileceği düşünülen farklı yüzey hazırlama işlemleri uygulandı.

2.1. Zirkonya Altyapıların Hazırlanması

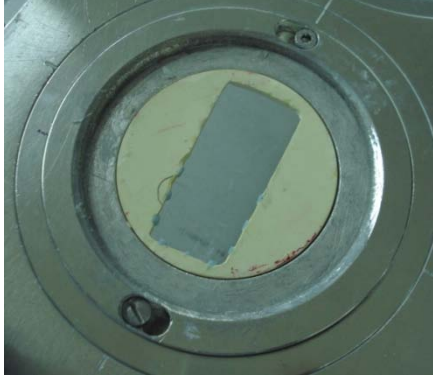
Zirkonya örneklerin kopya freze tekniği ile istenilen boyutlarda hazırlanmasında rehberlik etmesi amacıyla çubuk şeklindeki civa çeliğinden 6 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde, silindir metal örnekler profesyonel destek alınarak CNC tezgahında hazırlandı (Resim 17, Şekil 5). Bu sayede zirkonyadan hazırlanacak örnekler için hata oranı en düşük seviyede tutuldu.



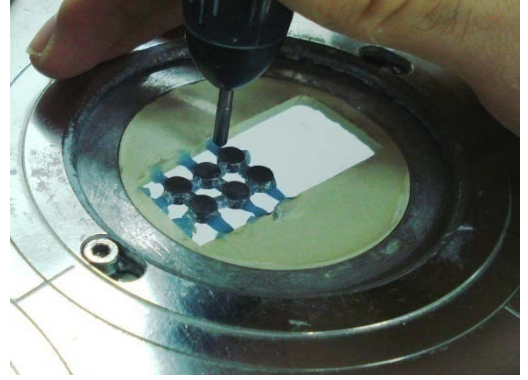
Resim 17: Civa çeliğinden hazırlanan örnekler. **Şekil 5:** Civa çeliğinden hazırlanan örneklerin şematik görünümü.

Hazırlanan metal örnekler tarayıcının plastik çerçevesi üzerine konumlandırıldı ve sabitlendi (Resim 18, 19). Çerçeve, freze cihazının (Zirkograph 025 ECO, Zirkonzahn GmbH Bruneck, İtalya) tarama yuvasına yerleştirildi. Zirkonya

örneklerin hazırlanmasında kullanılacak olan presinterize blok (ICE Zirconia Blank, Zirkozahn GmbH Bruneck, İtalya) ise cihazın freze kısmına sabitlendi (Resim 20).



Resim 18: Plastik tablet



Resim 19: Plastik tablet içine sabitlenen civa örnekler



Resim 20: Zirkozahn presinterize zirkonya altyapı

202 adet presinterize zirkonya altyapı, metal örneklerin boyutlarından hacimce %30 oranında daha büyük olarak üretici firmanın talimatları doğrultusunda

ve bu konuda özel eğitim almış, deneyimli bir teknisyen tarafından freze edildi (Resim 21, 22). Kaba ve ince tesviye olarak adlandırılan freze aşamalarının ardından örnekler zirkonya bloktan kesilerek ayrıldı.



Resim 21: Zirkograph 025 ECO



Resim 22: Zirkonyanın freze aşaması

Zirkonya örnekler üretici firmanın fırınlama talimatlarına uygun olarak fırında (Zirkonofen 1500, Zirkonzahn GmbH Bruneck, İtalya) 8 saat boyunca sinterize edildi (Resim 23). Örnekler sinterizasyon işleminin ardından örnek yüzeylerinin zarar görmemesi ve kirlenmemesi için kapalı kutu içerisinde muhafaza edildi.



Resim 23: Zirkonofen 1500

2.2. Sinterize Zirkonya Altyapılara Yüzey İşlemleri Uygulanması

Sinterizasyonu tamamlanan 202 zirkonya örneğin 190 tanesi rastlantısal olarak 19 gruba ayrıldı ($n=10/\text{grup}$). Sinterize zirkonya örneklerle kumlama (5 grup), kumlama ve silika kaplama (4 grup), silika kaplama (4 grup), kumlama, silika kaplama ve astar uygulama (2 grup), kumlama ve astar uygulama (2 grup), silika kaplama ve astar uygulama (2 grup) işlemi yapıldı (Tablo 5). Geriye kalan 12 örnek rastlantısal olarak 6 gruba ($n=2/\text{grup}$), yukarıda sayılan yüzey işlemlerinin uygulanmasını takiben taramalı elektron mikroskopunda incelenmek üzere ayrıldı.

Kumlama işlemi için $120\ \mu\text{m}$ partikül büyüklüğündeki Al_2O_3 kumu (Koraks, BEGO, Bremen, Almanya), 350 kilopaskal (kPa) basınç altında, zirkonya örnek yüzeylerine dik olarak, 10 mm uzaklıktan 15 sn. süreyle uygulandı (Tablo 5). Daha sonra örnekler %96' lık isopropil alkol (Isopropyl alcohol; Sigma-Aldrich, St Louis, MO, ABD) solusyonu içinde ultrasonik cihazda (Sonorex RK 102, Bandelin Electronic KG, Berlin, Almanya) 5 dakika temizlendi.

Silika kaplama işlemi için $30\ \mu\text{m}$ partikül büyüklüğündeki Si_2O kumu (3M™ ESPE™ CoJet™ Silicate Ceramic Surface Treatment System, ABD), 200-300 kPa

basınç altında, zirkonya örnek yüzeylerine dik olarak, 10 mm uzaklıktan 15 sn. süreyle uygulandı (Tablo 5).

Kullanılacak üstyapı seramiği ile uyumlu iki farklı astar malzemesi (Ceramco PFZ Liner Dentsply Ceramco Six Terri Lane Burlington, ABD ve IPS e.max Ceram ZirLiner Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kumlama ve/veya silika kaplama işlemlerini takiben zirkonya örnek yüzeylerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulandı (Tablo 5, Resim 24). Kullanılan astar malzemelerinin seri numaraları ve termal genleşme katsayıları tablo 6' da, pişirme sıcaklıkları tablo 7' de görülmektedir.

Yüzey işlemi	Uygulanan örnek sayısı
Kumlama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.)	50 (5 grup)
Kumlama ve silika kaplama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.) (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.)	40 (4 grup)
Silika kaplama (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.)	40 (4 grup)
Kumlama, silika kaplama ve astar uygulama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.) (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.) Astar (Ceramco PFZ Liner, 930°C)	10 (1 grup)
Kumlama, silika kaplama ve astar uygulama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.) (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.) Astar (IPS e.max Ceram ZirLiner, 960°C)	10 (1 grup)
Kumlama ve astar uygulama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.) Astar (Ceramco PFZ Liner, 930°C)	10 (1 grup)
Kumlama ve astar uygulama (120 µm Al ₂ O ₃ , 350 kPa, 15 sn.) Astar (IPS e.max Ceram ZirLiner, 960°C)	10 (1 grup)
Silika kaplama ve astar uygulama (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.) Astar (Ceramco PFZ Liner, 930°C)	10 (1 grup)
Silika kaplama ve astar uygulama (30µm Si ₂ O, 200-300 kPa, 15 sn.) Astar (IPS e.max Ceram ZirLiner, 960°C)	10 (1 grup)

Tablo 5: Sinterize zirkonya örneklere uygulanan yüzey işlemleri.



Resim 24: Astar malzemesi uygulanmış zirkonya altyapı

Astar malzemesi	Seri no Toz	Seri no Likit	Termal genleşme katsayısı	Üretici firma
Ceramco PFZ Liner	06001443	06003213	$9.7 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{K}$	Dentsply Ceramco Six Terri Lane Burlington, ABD
IPS e.max Ceram ZirLiner	H30927	H33669	$9.8 \pm 0.25 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{K}$	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn

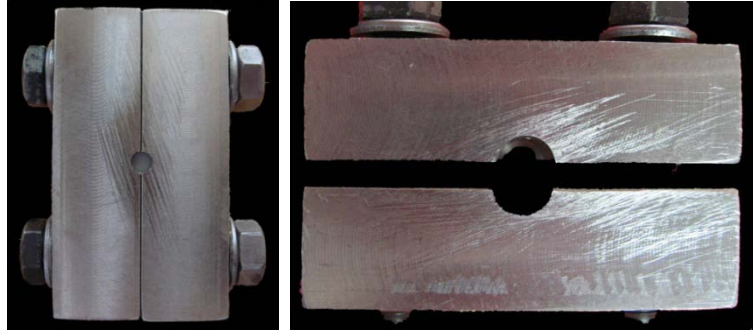
Tablo 6: Kullanılan astar malzemelerinin termal genleşme katsayıları, ve seri numaraları.

Astar malzemesi	Ön kurutma		Isıtma oranı (°C/min)	Pişirme sıcaklığı (°C)	Bekleme süresi (dak.)
	Sıcaklık (°C)	Süre (dak.)			
Isıtma sırasındaki vakum					
Ceramco PFZ Liner (Astar 1)	450	5	60	930	1
IPS e.max Ceram ZirLiner (Astar 2)	400	4	60	960	1

Tablo 7: Astar malzemelerinin pişirme tablosu.

2.3. Üstyapı Seramiklerinin Uygulanması

Üstyapı seramiğinin zirkonya altyapılar üzerine aynı çap ve yükseklikte uygulanabilmesi için profesyonel destek alınarak CNC tezgahında iki parçalı metal bir kalıp hazırlandı (Resim 25).



Resim 25: Hazırlanan metal kalıbın iki yönden görünümü

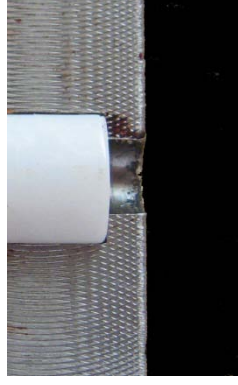
Metal kalıbın merkezinde 6 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde (geniş) ve 3.6 mm çapında, 2.4 mm yüksekliğinde (dar) basamaklı bir kanal hazırlandı (Resim 26). Metal kalıbın dar kanalı, 3 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde standart üstyapı seramiği boyutlarının elde edilebilmesi için üstyapı seramiğinin pişirme büzülmesi dikkate alınarak % 20 oranında daha büyük boyutlarda hazırlandı.



Resim 26: Üstyapı seramiğinin yüklenmesinde kullanılan metal kalıp

2.3.1. Tabakalama Tekniği İle Üstyapı Seramiklerinin Uygulanması

Metal kalıp iç yüzeyleri tabakalama tekniği ile uygulanan üstyapı seramiğinin metal kalıba yapışmaması için izolan bir ajan (Ceramic Separating Stick, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile kaplandı. Tabakalama tekniği ile üstyapı seramiğinin uygulanabilmesi için yüzey işlemleri tamamlanmış 180 adet sinterize zirkonya altyapı geniş kanal içerisine yerleştirildi ve kalıbın iki parçası birleştirildi ve sabitlendi (Resim 27).



Resim 27: Zirkonya altyapının metal kalıp içindeki görüntüsü

Bu çalışmada tabakalama tekniği ile uygulanan, termal genleşme katsayıları farklı ve feldispatik esaslı üstyapı seramiği; 1. Zirkon Ice Keramik (Zirkonzahn GmbH, South Tirol, İtalya), 2. Cerabien ZR (Noritake Dental Supply Co. Nagoya, Japonya), 3. Ceramco PFZ (Dentsply Ceramco Six Terri Lane Burlington, ABD) ve bir de florapatit esaslı üstyapı seramiği IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı. Sinterize zirkonya yüzey işlemleri ve bu yüzey işlemleri üzerine uygulanan tabakalama seramikleri tablo 8'de görülmektedir.

	<u>Ice Zirkon Keramik</u> (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya)	<u>Cerabien ZR</u> (Noritake Dental Supply Co. Nagoya, Japonya)	<u>Ceramco PFZ</u> (Dentsply Ceramco, Burlington, ABD)	<u>IPS e.max Ceram</u> (Ivoclar Vivadent, Schaan Lihtenştayn)
Kumlama	ZK	NK	CK	EK
Silika kaplama	ZS	NS	CS	ES
Kumlama + Silika kaplama	ZKS	NKS	CKS	EKS
Kumlama + Silika kaplama + astar			CKSA (Astar 1)	EKSA (Astar 2)
Kumlama + astar			CKA (Astar 1)	EKA (Astar 2)
Silika kaplama + astar			CSA (Astar 1)	ESA (Astar 2)

Tablo 8: Yüzey işlemleri tamamlanmış zirkonya altyapılar üzerine uygulanan

tabakalama seramikleri.

Üstyapı seramiklerinin seri numaraları, içerikleri, termal genleşme katsayıları ve üretici firmaları tablo 9'de görülmektedir.

Üstyapı seramiği	Seri no toz	Seri no likit	Termal genleşme katsayısı	Üretici firma
Ice Zirkon Keramik	KA60160A	KEAA4301	$9.4 \cdot 10^{-6} \text{ K}$	Zirkonzahn GmbH, South Tirol, İtalya
Cerabien ZR	201611	OEY01	$9.1 \cdot 10^{-6} \text{ K}$	Noritake Dental Supply Co. Nagoya, Japonya
Ceramco PFZ	06002679		$9.4 \cdot 10^{-6} \text{ K}$	Dentsply Ceramco Six Terri Lane Burlington, ABD
IPS e.max Ceram	H24320	H33669	$9.5 \pm 0.25 \cdot 10^{-6} \text{ K}$	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn

Tablo 9: Tabakalama tekniği ile uygulanan üstyapı seramiklerinin seri

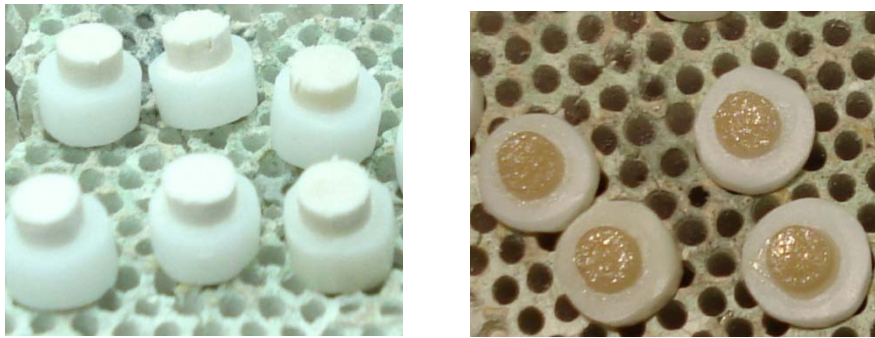
numaraları, içerikleri ve termal genleşme katsayıları

Üstyapı seramikleri üretici firmaların talimatları doğrultusunda bu konuda özel eğitim almış deneyimli bir teknisyen tarafından hazırlandı. Hazırlanan kremi karışım, metal kalıp içerisindeki zirkonya altyapıların üzerine tabakalama tekniği ile

uygulandı. Seramik hamurundaki fazla likit emici kağıtlar kullanılarak uzaklaştırıldı. Hazırlanan örnekler metal kalıp içerisinde zarar görmeyecek şekilde uzaklaştırıldı ve dört farklı tabakalama seramiği için örnekler üretici firmaların önerdiği ısılarda iki aşamada fırınlanarak (Programat P 300 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) zirkonya altyapı ve seramik üstyapıdan oluşan bilaminar kompozit yapılar oluşturuldu (Tablo 10, Resim 28). Pişirme işlemlerini takiben üstyapı seramiklerinin çap ve yükseklikleri bir kumpas ile ölçüldü. İstenilen nihai ölçülere sahip üstyapıların hazırlanabilmesi için elmas frez ile düşük devirde (3000 devir/dak) küçük düzeltme işlemleri uygulandı.

Üstyapı seramiği	Ön kurutma		Isıtma oranı (°C/min)	Pişirme sıcaklığı (°C)	Bekleme süresi (dak.)
	Sıcaklık (°C)	Süre (dak.)			
Astar (ısıtma sırasındaki vakum)					
Ice Zirkon Keramik	350	5	55	920	1
CZR (Cerabien) ZR	600	5	45	930	1
Ceramco PFZ	450	5	60	900	1
IPS e.max Ceram	400	4	50	750	1

Tablo 10: Tabakalama tekniği ile uygulanan üstyapı seramiklerinin pişirme tablosu.



Resim 28: Pişirme öncesi ve sonrası üstyapı seramikleri.

2.3.2. Presleme Yöntemiyle Üstyapı Seramiğinin Uygulanması

Yüzey işlemleri tamamlanmış 10 adet sinterize zirkonya altyapı preslenen üstyapı seramiğinin uygulanabilmesi için geniş kanal içerisine yerleştirildi ve kalıbın iki parçası birleştirilip sabitlendi.

Zirkonya altyapı üzerine, üstyapı seramiğinin presleme yöntemi kullanılarak kompozit yapı oluşturulmasında zirkonya örnek üzerine üretici firma tarafından önerilen özel mum ile kalıp içerisinde üstyapı modelajı yapıldı, tijlenerek manşete alındı. Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda üstyapı seramiği (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kayıp mum tekniği ile zirkonya altyapı üzerine ısı ve basınç altında preslendi (EP 500 cihazında, IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn). Zirkonya altyapı ve üstyapı seramiğinden oluşan bilaminar kompozit yapılar elde edildi. Üstyapı seramiğinin seri numarası, içeriği, termal genleşme katsayısı ve üretici firma tablo 11'de görülmektedir.

Üstyapı seramiği	Seri no tablet	Termal genleşme katsayısı	Üretici firma
IPS e.max ZirPress		$9.85 \pm 0.25 \cdot 10^{-6} / K$	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn

Tablo 11: Üstyapı seramiğinin seri numarası, içeriği, termal genleşme katsayısı ve üretici firma.

Tablo 12'de presleme aşamasındaki sıcaklık ve zaman bilgileri görülmektedir.

Üstyapı seramiği	Ön kurutma		Isıtma oranı (°C/min)	Pişirme sıcaklığı (°C)	Bekleme süresi (dak.)
	Sıcaklık (°C)	Süre (dak.)			
Astar (ısıtma sırasındaki vakum)					
IPS e.max ZirPress	400	6	60	770	1

Tablo 12: Presleme aşamasındaki sıcaklık ve zaman bilgileri.

2.4. Isıl Çevrim İşlemi

Tabakalama ve presleme teknikleri ile üretilen 190 adet test örneklerine 30 sn bekleme zamanlı, 5 °C- 24 °C - 55 °C' lik deiyonize su tanklarında 5000 kez ısıl çevrim işlemi uygulandı (Resim 29).



Resim 29: Isıl çevrim cihazı

2.5. Makaslama testi

2 mm kalınlığındaki şeffaf biostar (Biocryl 'C', Iserlohn, Almanya) plak üzerinde 3 mm çapında delikler hazırlandı ve biostar malzeme düz bir zemine yerleştirildi. Kompozit örneklerin 3mm çapında ve 2mm yüksekliğindeki tabakalama ve presleme tekniği ile üretilen üst yapı seramik kısımları biostar malzeme üzerinde hazırlanan deliklere yerleştirildi. 10mm çap ve 10mm yüksekliğindeki silindir metal boru parçaları, kompozit örnekler silindir metal boru parçalarının merkezinde kalacak şekilde, biostar malzemenin üzerine yerleştirildi. Akıcı kıvamdaki otopolimerizan akrilik rezin (Self Curing Resin Vertex, Zeist, Hollanda) kullanılarak kompozit örnekler ile silindir metal boru parçaları arasında kalan boşluk dolduruldu (Resim 30). Akrilik rezinin polimerizasyonundan sonra biostar kalıp uzaklaştırıldı.



Resim 30: Metal boru parçaları içerisinde zirkonya örnekler.

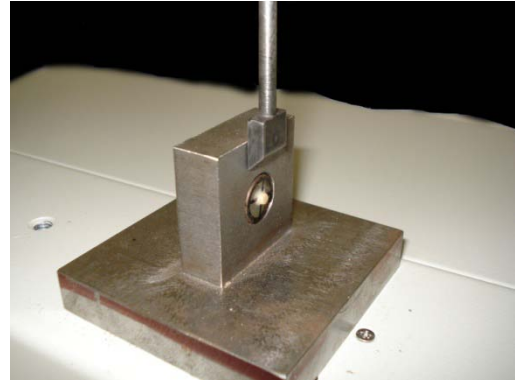
İçerisinde kompozit örnekler bulunan silindir boru parçaları makaslama testinde kullanılan metal test apareyindeki boşluğa kompozit yapıların tabakalama seramik kısımları dışarıda kalacak şekilde yerleştirilerek sıkıştırıldı. Örneklere keskin başlı bir uç ile, 0,5 mm/dak çene hızına ayarlı bir üniversal test cihazı (Shimadzu KgN50. Shimadzu Corp., Nagoya, Japonya) kullanılarak Schmitz ve Schulmeyer tarafından tanımlanan test yöntemine uygun olarak örnek kırılana kadar yük uygulandı (Resim 31, 32, 33). Elde edilen veriler megapaskal (MPa) olarak kayıt edildi. Her gruptan ikişer örnek taramalı elektron mikroskopunda incelenmek üzere ayrıldı.



Resim 31: Shimadzu KgN50 üniversal test cihazı



Resim 32: Test düzeneğinin
önden görünümü



Resim 33: Test düzeneğinin
yandan görünümü

2.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızın istatistikleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Temel Tıp Bilimleri Bölümü, Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda yapıldı. Analizlerde SPSS 17.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, ABD) paket programı kullanıldı.

Verilerin analizinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Sayısal verilerde, varyans homojenlikleri Levene Testi ile kontrol edildi (Tablo 13). Gruplar arasındaki farklar Post Hoc Tukey Testi ile analiz edildi. Hipotez kontrolleri $\alpha=0.05$ önem seviyesinde gerçekleştirildi.

Levene istatistik	df1	df2	Sig
.996	18	171	.467

Tablo 13: Varyansların homojenliklerinin kontrolü

2.6. Taramalı elektron mikroskop (SEM) incelemeleri

Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Bölümü Karakterizasyon Araştırma Laboratuvarında, taramalı elektron mikroskopunda (SEM) (JSM-6060 JEOL, Nagoya, Japonya) incelendi.

BÖLÜM III

BULGULAR

Çalışmadaki örneklerden elde edilen makaslama bağ dayanım değerleri (MBD) tablo 14'te görülmektedir. Makaslama bağ dayanım değerleri incelendiğinde en yüksek MBD değeri ZKS grubunda ($60,39 \pm 8.45$ MPa) bulunurken, en düşük MBD değeri ile ES grubunda (11.93 ± 4.50 MPa) bulundu (Tablo 14).

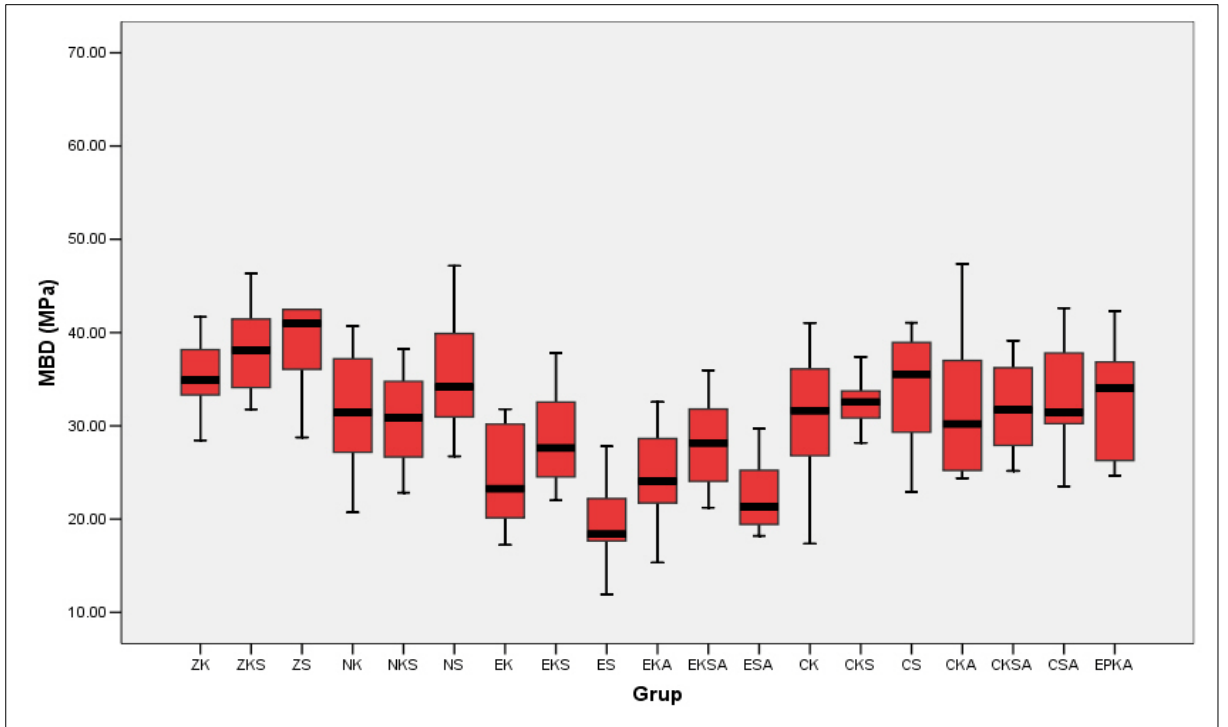
	ZK	ZS	ZKS	NK	NS	NKS	EK	ES	EKS	EKA
1	34.99	42.48	35.64	20.72	29.97	36.26	21.77	17.93	26.31	28.63
2	30.83	40.65	32.73	25.36	26.73	29.16	20.13	18.72	22	32.56
3	34.95	53.85	34.1	27.16	30.95	32.35	17.23	23.77	30.46	25.84
4	34.84	28.76	46.34	31.72	32.62	26.66	23.3	17.65	37.8	24
5	28.44	36.06	60.39	37.18	39.9	33.62	19.4	27.8	24.52	16.83
6	33.32	30.81	39.68	31.16	41.7	25.27	31.68	11.93	32.55	30.91
7	34.76	53.76	39.47	38.36	47.16	29.42	31.79	15.05	27.84	22.15
8	38.17	41.32	41.45	37.15	38.95	22.83	30.18	20.89	33.34	15.33
9	41.68	38.48	31.77	40.7	34.63	34.77	26.83	22.2	27.4	21.72
10	39.53	42.32	36.78	30.78	33.72	38.24	23.22	18.03	22.27	24.15
	ESA	EKSA	CK	CS	CKS	CKA	CSA	CKSA	EPKA	
1	19.88	21.23	27.07	35.97	33.59	25.22	37.81	29.25	42.32	
2	18.2	24.05	37.77	41.05	37.38	39.6	23.52	34.18	24.67	
3	23.69	27.88	33.08	37.65	32.25	31.24	31.86	27.9	36.89	
4	29.11	23.09	34.34	38.94	28.17	29.16	31.02	25.16	26.28	
5	22.46	32.55	17.36	30.65	32.84	37	25.06	39.13	34.67	
6	25.23	30.7	26.46	35.1	37.3	34.62	38.34	36.23	26	
7	19.43	28.44	26.8	29.31	30.3	47.37	42.62	28.87	36.65	
8	20.17	25.42	30.19	22.91	31.95	24.84	31.07	35.2	36.85	
9	29.68	31.8	36.1	23.6	30.85	24.38	30.23	25.6	33.45	
10	18.23	35.96	41.03	39.27	33.74	26.9	33.27	38.25	33.19	

Tablo 14: Çalışmadaki örneklerden elde edilen makaslama bağ dayanım (MBD) değerleri.

Bu çalışma kapsamında değerlendirilen üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri tablo 15' te ve grafik 1' de görülmektedir.

	<i>Ortalama</i>	St. Sapma	Minimum	Maksimum
ZK	35.15	3.92	28.44	41.68
ZS	40.85	8.27	28.76	53.85
ZKS	39.84	8.45	31.77	60.39
NK	32.03	6.38	20.72	40.70
NS	35.63	6.20	26.73	47.16
NKS	30.86	5.02	22.83	38.24
EK	24.55	5.28	17.23	31.79
ES	19.40	4.50	11.93	27.80
EKS	28.45	5.09	22	37.80
EKA	24.21	5.58	15.33	32.56
ESA	22.60	4.25	18.20	29.68
EKSA	28.11	4.69	21.23	35.96
CK	31.02	6.90	17.36	41.03
CS	33.45	6.51	22.91	41.05
CKS	32.84	2.90	28.17	37.38
CKA	32.03	7.57	24.38	47.37
CSA	32.48	5.88	23.52	42.62
CKSA	31.98	5.21	25.16	39.13
EPKA	33.10	5.74	24.67	42.32

Tablo 15: Üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri



Grafik 1: Üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarının tanımlayıcı istatistikleri.

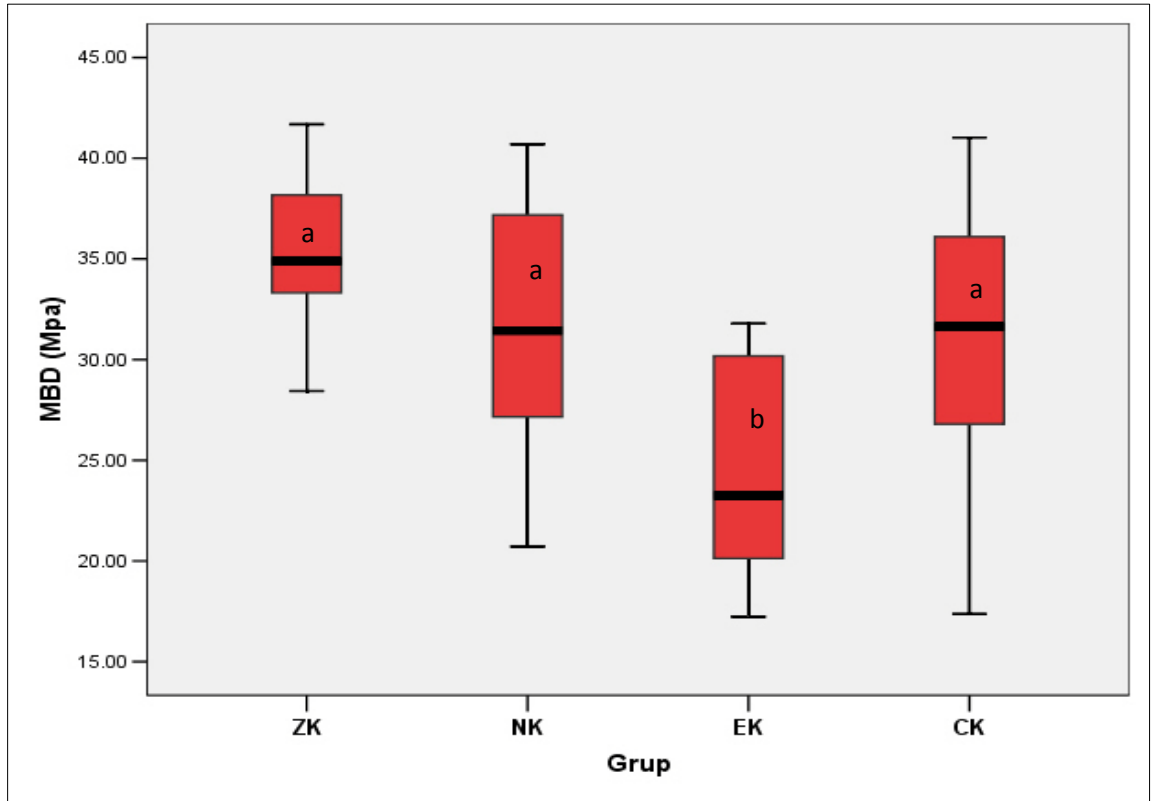
Tablo 16’ da test grupları ve ortalama MBD’leri görülmektedir. Aynı sütunda yer alan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$). Gruplar arasındaki MBD değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında en yüksek ortalama MBD değeri ZS (40.85 ± 8.27 MPa) grubunda elde edildi. ZS grubunu sırasıyla ZKS (39.84 ± 8.45 MPa), NS (35.63 ± 6.20 MPa), ZK (35.15 ± 3.92 MPa), CS (33.45 ± 6.51 MPa), EPKA (33.10 ± 5.74 MPa), CKS (32.84 ± 2.90 MPa), CSA (32.48 ± 5.88 MPa), CKA (32.03 ± 7.57 MPa), NK (32.03 ± 6.38 MPa), CKSA (31.98 ± 5.21 MPa), CK (31.02 ± 6.90 MPa), NKS (30.86 ± 5.02 MPa), EKS (28.45 ± 5.09 MPa), EKSA (28.11 ± 4.69 MPa), EK (24.55 ± 5.28 MPa), EKA (24.21 ± 5.58 MPa) ve ESA (22.60 ± 4.25 MPa) grupları takip etti. En düşük ortalama MBD değeri ES (19.40 ± 4.50 MPa) grubunda görüldü. ZS grubu ile CK, NKS, EKS, EKSA, EK, EKA, ESA ve ES grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0.05$); ZKS, NS, ZK, CS, EPKA, CKS, CSA, CKA, NK ve CKSA arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

	$\alpha=05$ için alt Gruplar					
	1	2	3	4	5	6
ES	19.40					
ESA	22.60	22.60				
EKA	24.21	24.21	24.21			
EK	24.55	24.55	24.55			
EKSA	28.11	28.11	28.11	28.11		
EKS	28.44	28.44	28.44	28.44		
NKS		30.86	30.86	30.86	30.86	
CK		31.02	31.02	31.02	31.02	
CKSA		31.98	31.98	31.98	31.98	31.98
NK			32.03	32.03	32.03	32.03
CKA			32.03	32.03	32.03	32.03
CSA			32.48	32.48	32.48	32.48
CKS			32.84	32.84	32.84	32.84
EPKA			33.10	33.10	33.10	33.10
CS			33.45	33.45	33.45	33.45
ZK				35.15	35.15	35.15
NS				35.63	35.63	35.63
ZKS					39.84	39.84
ZS						40.85
Anlamlı	.073	.051	.059	.304	.079	.088

Tablo 16: Çalışma kapsamında değerlendirilen üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan ortalama bağ dayanımlarının istatistiksel analizi.

Kumlama yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde en yüksek ortalama MBD değeri ZK (35.15 ± 3.92 MPa) grubunda bulundu. Bu grubu sırasıyla NK (32.03 ± 6.38 MPa), CK (31.02 ± 6.90 MPa) grupları takip etti. En düşük ortalama MBD değeri EK (24.55 ± 5.28 MPa) grubunda bulundu. ZK, NK ve CK grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p > 0.05$); ZK, NK ve CK grupları ile EK grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$) (Grafik 2).

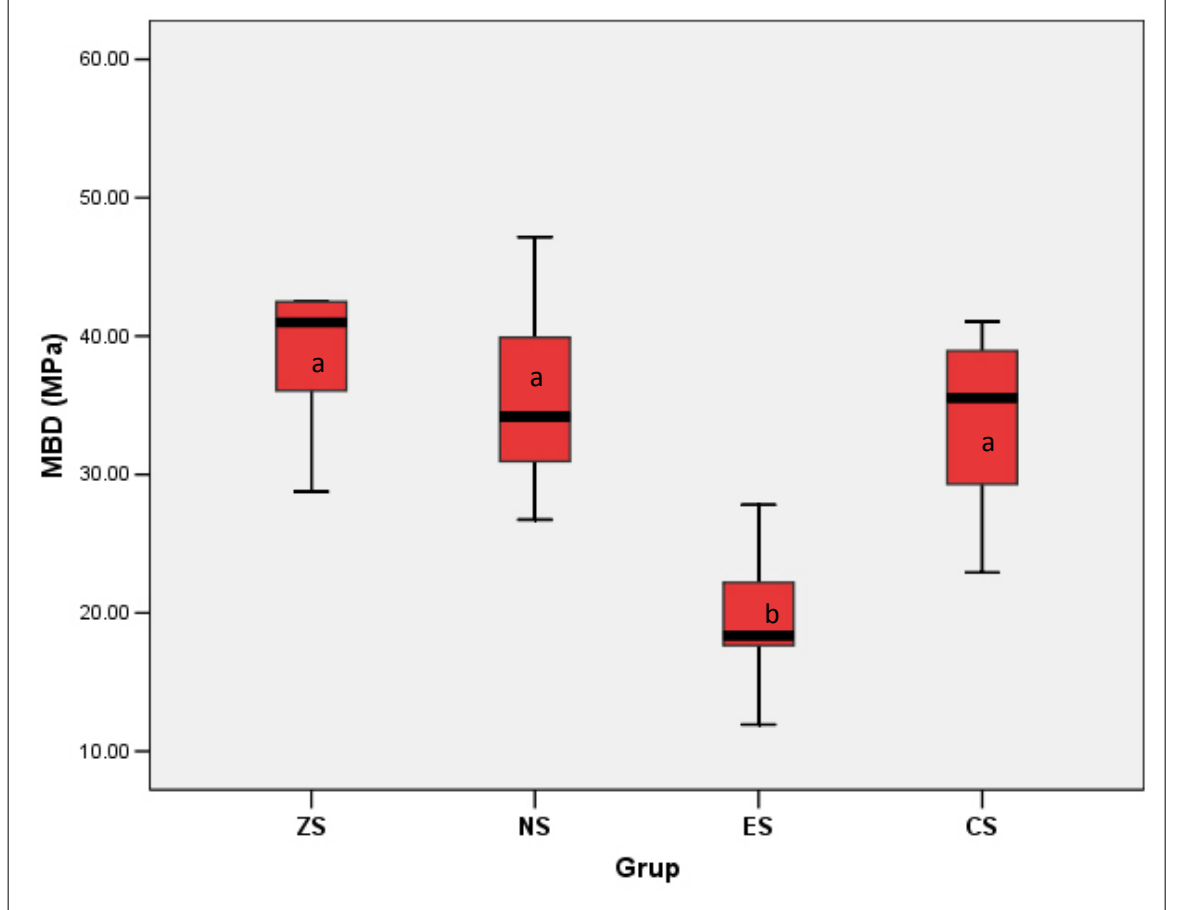
Grafik 2: Kumlama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya



altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında anlamlı fark yok ($p > 0.05$).

Silika kaplama yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde en yüksek ortalama MBD değeri ZS (40.85 ± 8.27 MPa) grubunda bulundu. Bu grubu sırasıyla NS (35.63 ± 6.20 MPa) ve

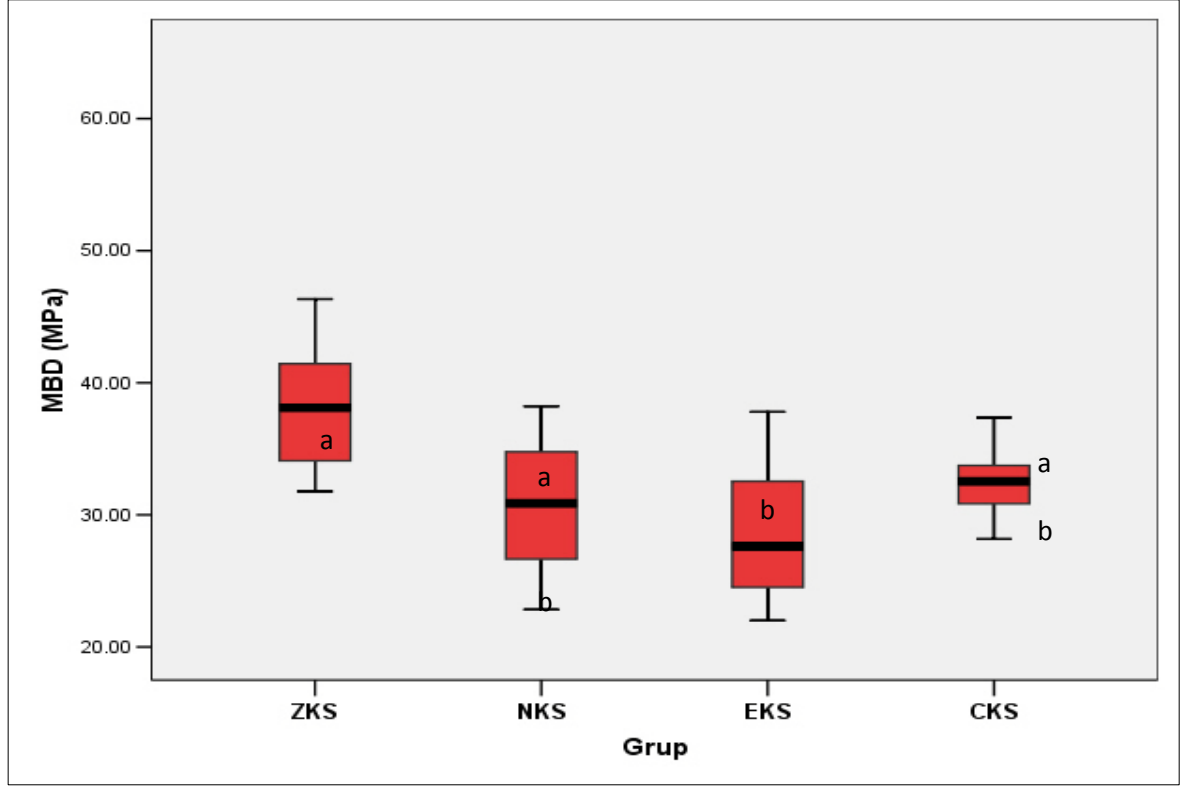
CS (33.45 ± 6.51 MPa) grupları takip etti. En düşük ortalama MBD değeri ES grubunda (19.40 ± 4.50 MPa) bulundu. ZS, NS ve CS grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p > 0.05$); ZS, NS ve CS grupları ile ES grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$) (Grafik 3).



Grafik 3: Silika kaplama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında anlamlı fark yok ($p > 0.05$).

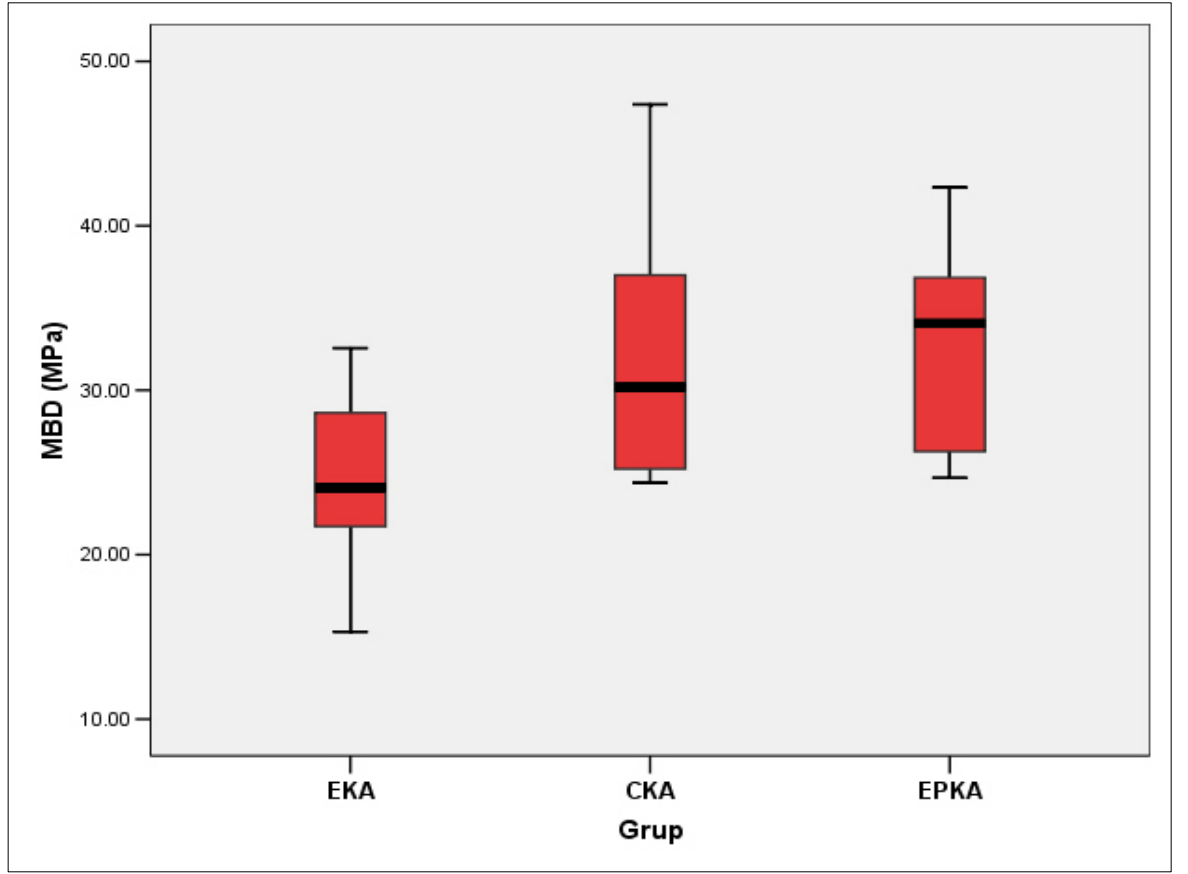
Kumlama ve silika kaplama yüzey işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri ZKS (39.84 ± 8.45 MPa) grubunda bulundu. Bu grubu sırasıyla CKS (32.84 ± 2.90 MPa), NKS (30.86 ± 5.02 MPa) grupları takip etti. En düşük ortalama MBD değeri ise EKS (28.44 ± 5.09 MPa) grubunda bulundu. ZKS ve EKS grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0.05$); CKS ve NKS

gruplarının ZKS ve EKS grupları ile aralarındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 4).



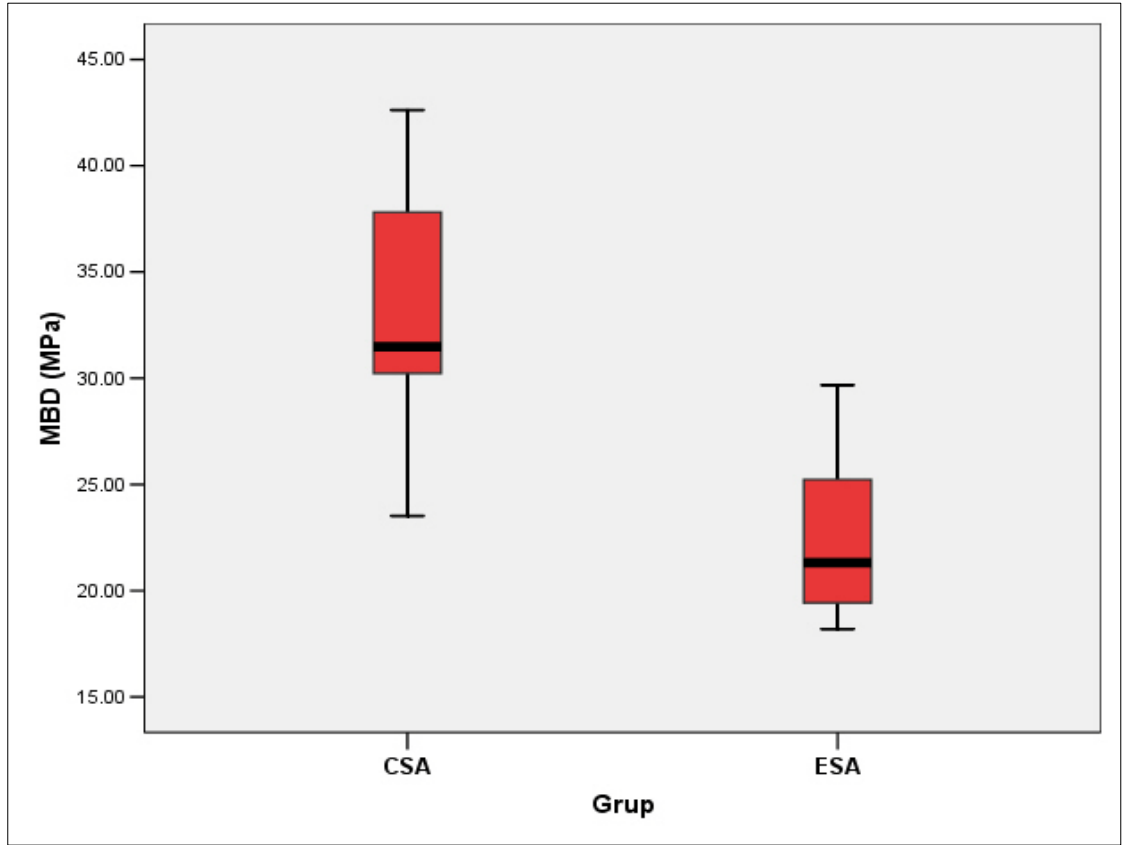
Grafik 4: Kumlama ve silika kaplama yüzey işleminin; dört farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında anlamlı fark yok ($p>0.05$).

Kumlama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri EPKA (33.10 ± 5.74 MPa) grubunda bulundu. Bu grubu sırasıyla CKA (32.03 ± 7.57 MPa), EKA (24.21 ± 5.58 MPa) grupları takip etti. EPKA, CKA ve EKA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 5).



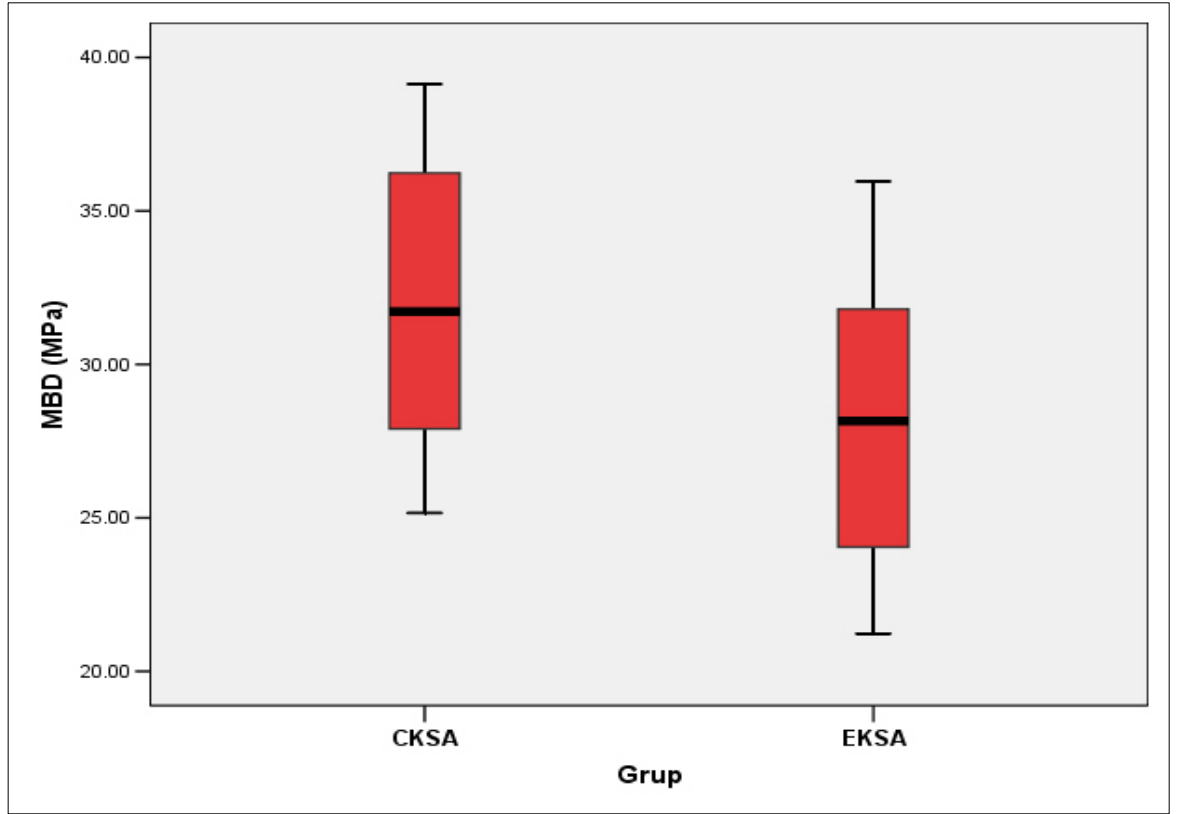
Grafik 5: Kumlama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; üç farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. EPKA, CKA ve EKA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

Silika kaplama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri CSA (32.48 ± 5.88 MPa) grubunda bulunurken en düşük ortalama MBD değeri ESA (22.60 ± 4.25 MPa) grubunda bulundu. CSA ve ESA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$) (Grafik 6).



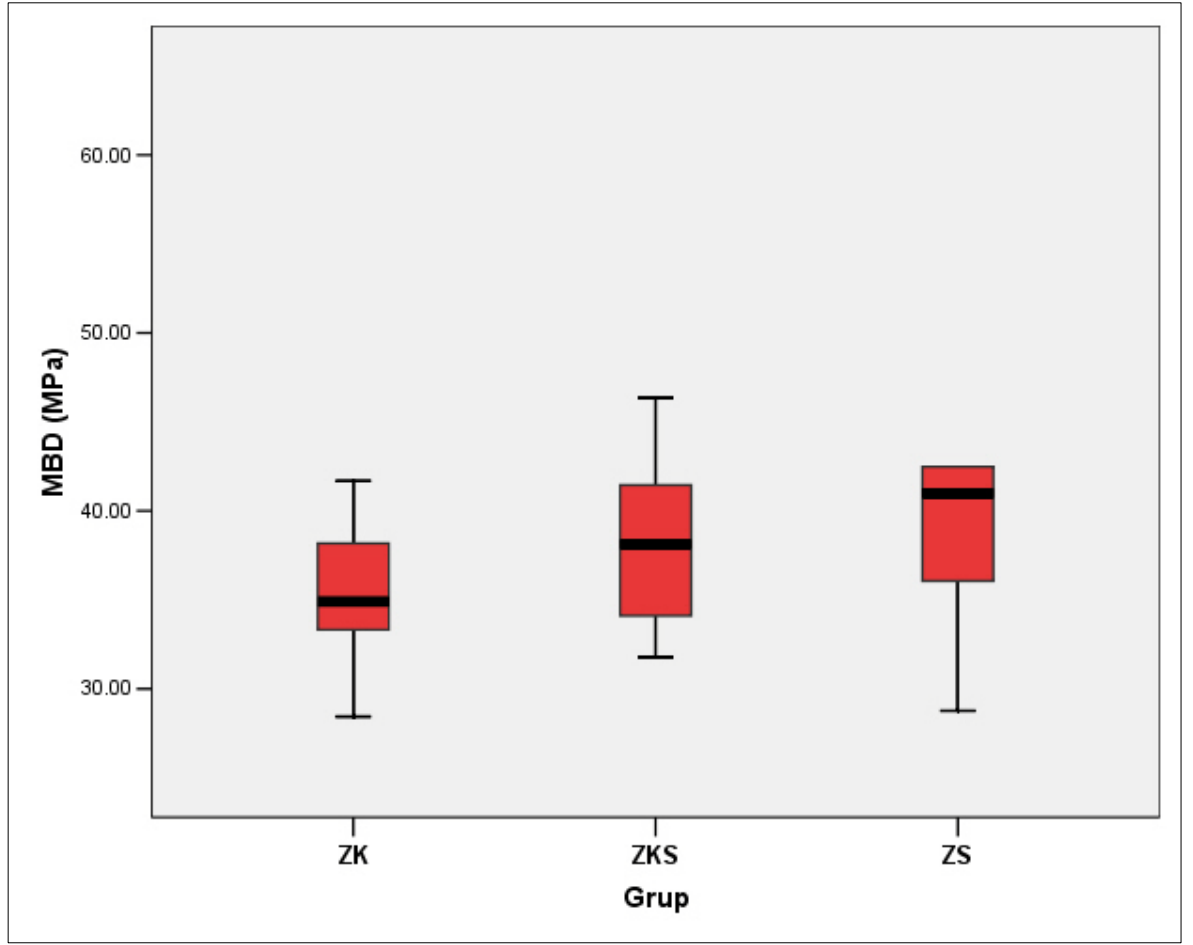
Grafik 6: Silika kaplama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; iki farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. CSA ve ESA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.05$).

Kumlama, silika kaplama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri CKSA (31.98 ± 5.21 MPa) grubunda bulunurken en düşük ortalama MBD değeri EKSA (28.11 ± 4.69 MPa) grubunda bulundu. CKSA ve EKSA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0.05$) (Grafik 7).



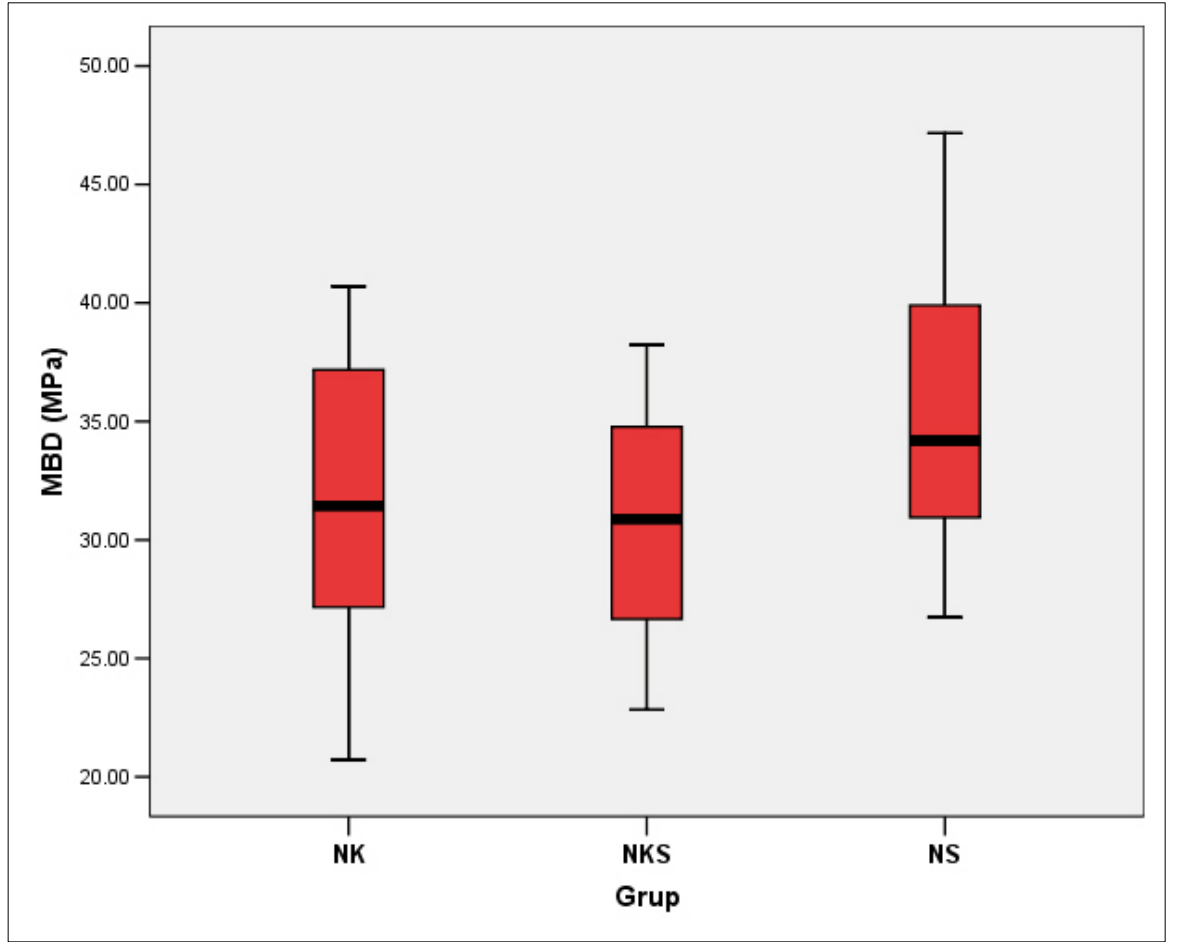
Grafik 7: Silika kaplama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminin; iki farklı üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi. CKSA ve EKSA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

İce Zirkon Keramik üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri silika kaplama uygulanan (ZS, 40.85 ± 8.27 MPa) grupta bulundu. En düşük ortalama MBD değeri kumlama uygulanan grupta (ZK, 35.15 ± 3.92 MPa) bulundu. ZS, ZKS (39.84 ± 8.45 MPa) ve ZK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 8).



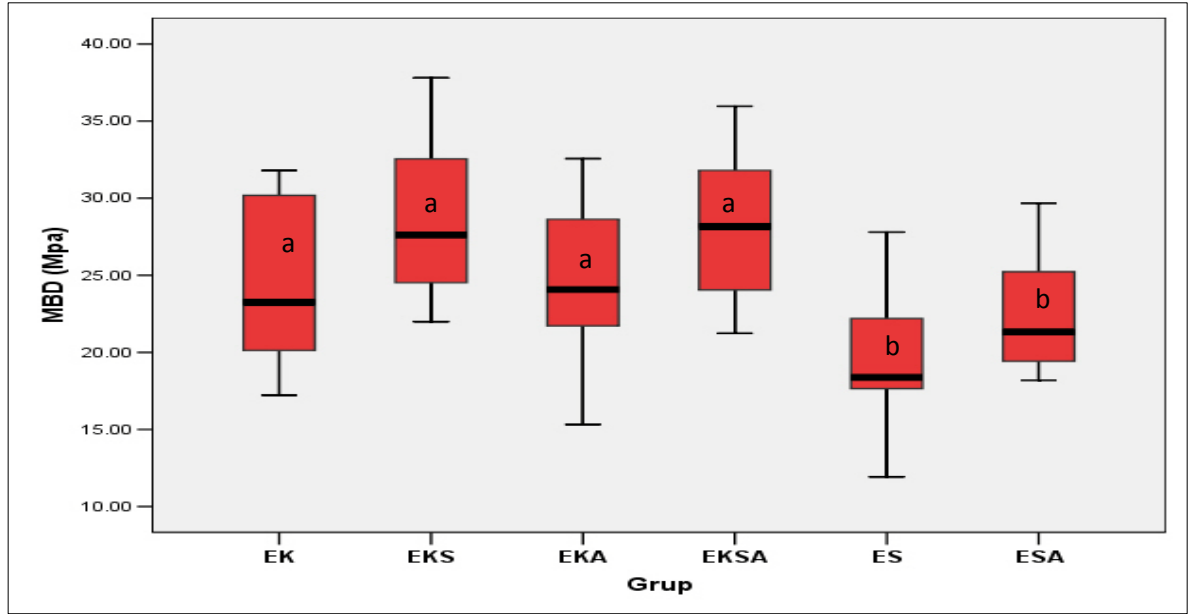
Grafik 8: Ice Zirkon Keramik üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi. ZS, ZKS ve ZK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

Cerabien ZR üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri silika kaplama uygulanan (NS, 35.63 ± 6.20 MPa) grupta bulundu. En düşük ortalama MBD değeri kumlama ve silika kaplama uygulanan grupta (NKS, 30.86 ± 5.02 MPa) bulundu. NS, NK (32.03 ± 6.38 MPa) ve NKS grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 9).



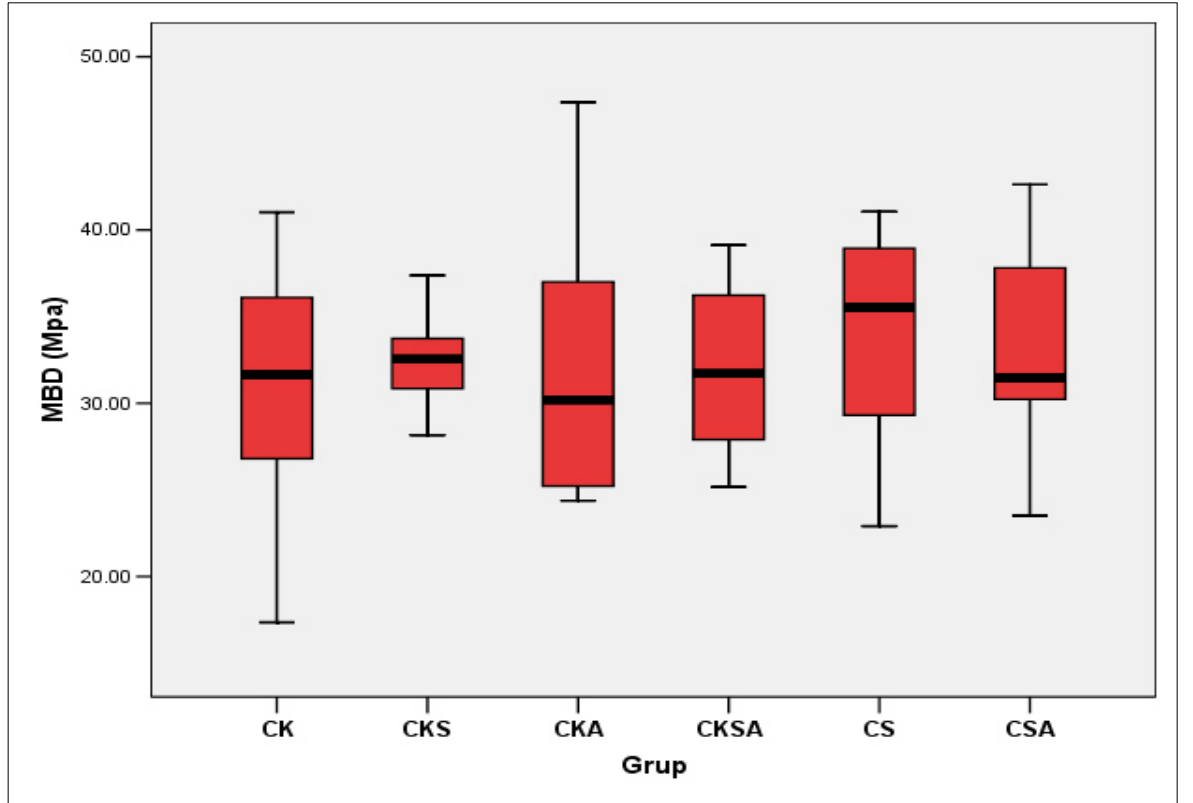
Grafik 9: Cerabien ZR üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi. NS, NK ve NKS grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

IPS e.max Ceram üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri kumlama ve silika kaplama uygulanan grupta EKS (28.45 ± 5.09 MPa) bulundu. Bu grubu sırasıyla EKSA (28.11 ± 4.69 MPa), EK (24.55 ± 5.28 MPa), EKA (24.21 ± 5.58 MPa) ve ESA (22.60 ± 4.25 MPa) grupları takip etti. En düşük ortalama MBD değeri silika kaplama işlemi uygulanan grupta (ES, 19.40 ± 4.50 MPa) bulundu. EKS, EKSA, EK ve EKA grupları ile ESA ve ES grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). EKS, EKSA, EK ve EKA grupları arasında ve ESA ve ES grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 10).



Grafik 10: IPS e.max Ceram üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi. Aynı harfi taşıyan gruplar arasında anlamlı fark yok ($p>0.05$).

Ceramco PFZ üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri silika kaplama uygulanan grupta (CS, 33.45 ± 6.51 MPa) bulundu. Bu grubu sırasıyla CKS (32.84 ± 2.90 MPa), CSA (32.48 ± 5.88 MPa), CKA (32.03 ± 7.57 MPa) ve CKSA (31.98 ± 5.21 MPa) grupları izledi. En düşük ortalama MBD değeri kumlama işlemi uygulanan grupta (CK, 31.02 ± 6.90 MPa) bulundu. CS, CKS, CSA, CKA, CKSA ve CK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Grafik 11).

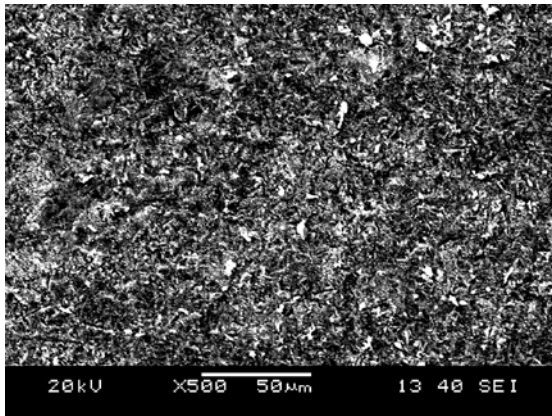
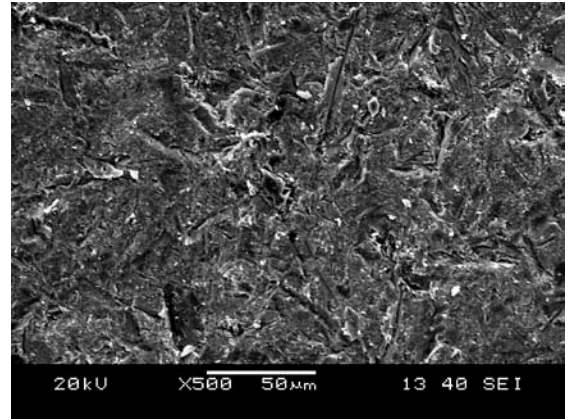
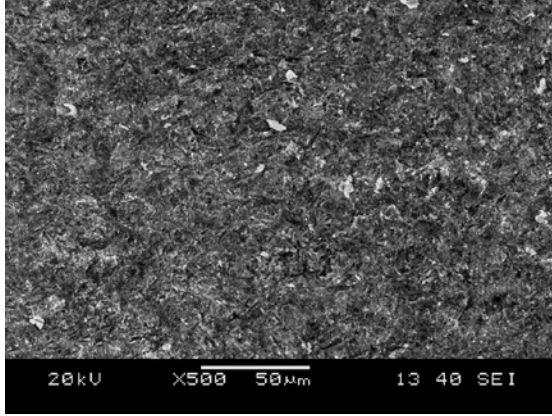


Grafik 11: Ceramco PFZ üstyapı seramiği için zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi. CS, CKS, CSA, CKA, CKSA ve CK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

Bu çalışmada elde edilen bulgulara göre farklı yüzey işlemleri farklı üstyapı seramikleri ile zirkonya altyapı arasındaki makaslama bağ dayanımını etkilemektedir. Bu etkileşim çalışmamızda kullanılan bazı yüzey hazırlama işlemleri için artış yönündedir. Çalışmamızın H_1 hipotezi doğrulanmıştır.

SEM incelemeleri

Resim 34'te, yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya altyapı ve resim 35'te kumlama yüzey işlemi uygulanmış zirkonya altyapıların yüzeyleri görülmektedir.



Resim 34: Yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya altyapı yüzeyi **Resim 35:** 120 µm partikül büyüklüğündeki Al_2O_3 kumu uygulanmış zirkonya altyapı

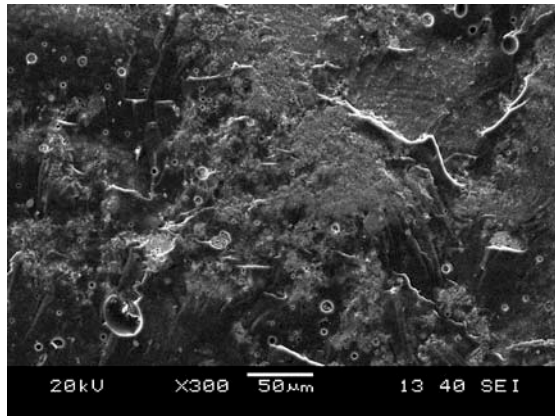
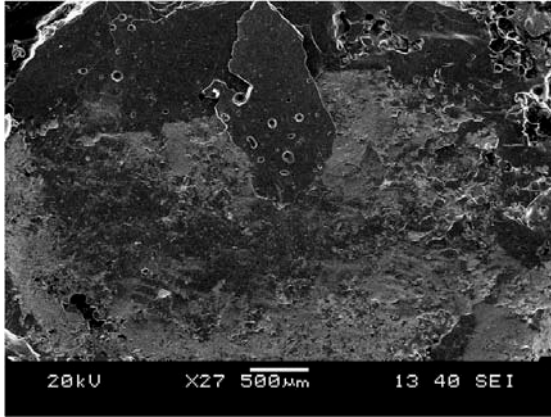
Resim 36'te, kumlama ve silika kaplama yüzey işlemi uygulanmış zirkonya altyapı yüzeyi görülmektedir.

Resim 36: Kumlama (120 μm , Al_2O_3) ve silika kaplama (30 μm , Si_2O) yüzey işlemi uygulanmış zirkonya altyapı yüzeyi.

Bu çalışmada, makaslama testleri sonrası yapılan mikroskobik değerlendirmelerde farklı kırık şekilleri grlmştr.

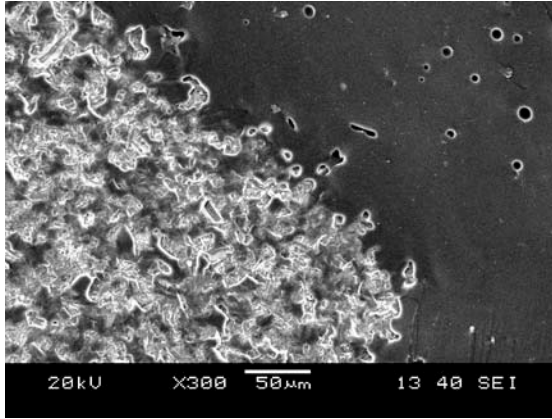
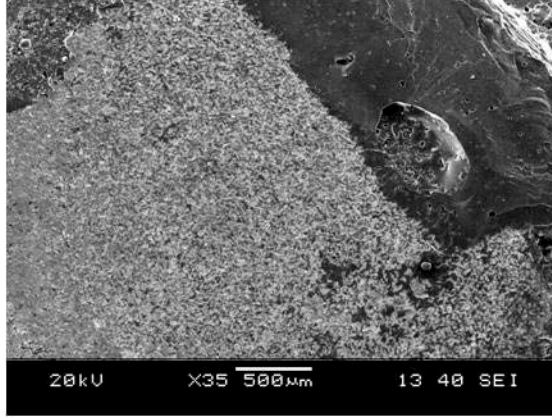
- Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasında adeziv kırılma (A).
- Üstyapı seramiğinde koheziv kırılma (K).
- Adeziv ve koheziv kırılmaların birlikte görüldüğü kombine kırılmalar (A-K).

Resim 37 ve 38'de, ZK grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar izlenmektedir.



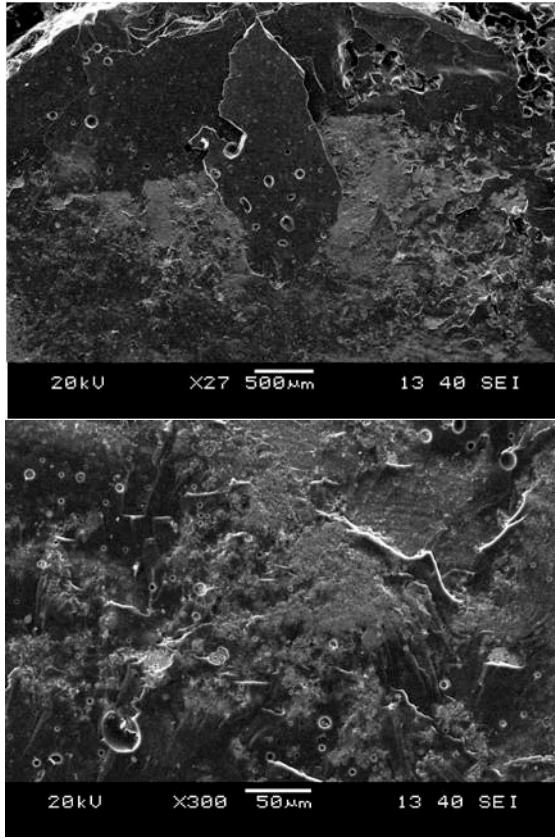
Resim 37: 27 büyütmede ZK grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 38:** 300 büyütmede ZK grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 39 ve 40' da, ES grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar görülmektedir. Silika kaplama altyapı yüzeyinden ayrılmamıştır.



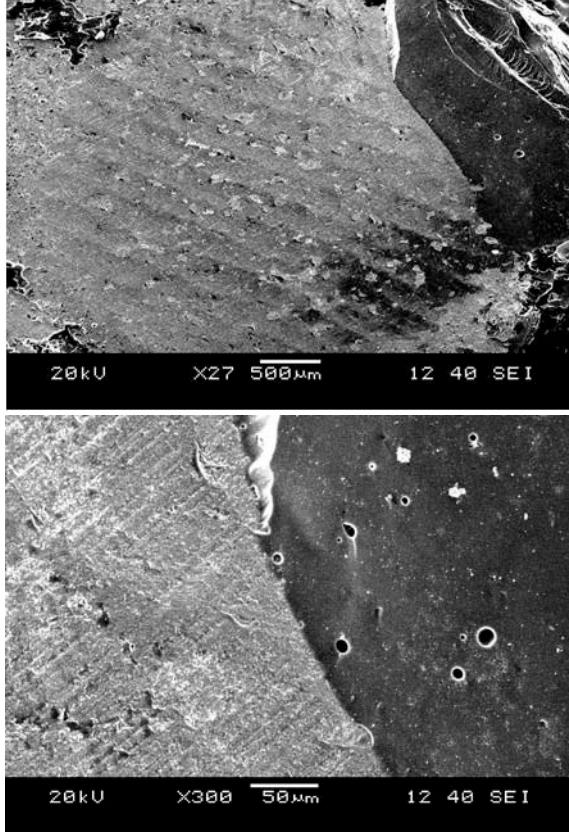
Resim 39: 35 büyütmede ES grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 40:** 300 büyütmede ES grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 41 ve 42' de ZS grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar gözlenmektedir. Silika kaplama üstyapı seramiğiyle birlikte yüzeyden ayrılmıştır.



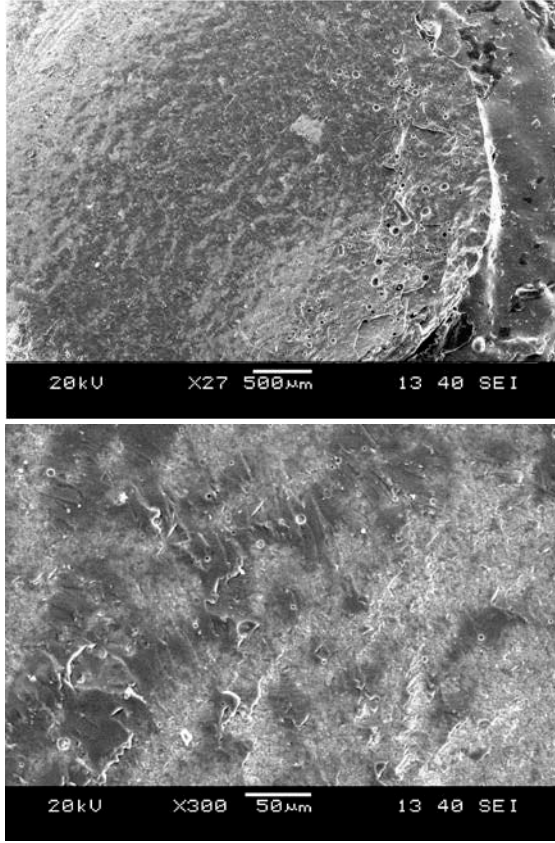
Resim 41: 27 büyütmede ZS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 42:** 300 büyütmede ZS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 43 ve 44 'de, EKS grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar görülmektedir.



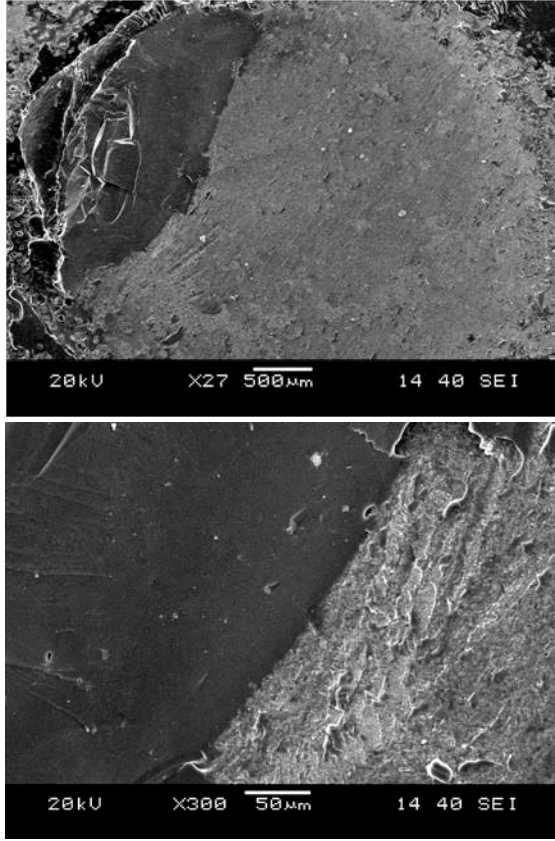
Resim 43: 27 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 44:** 300 büyütmede EKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 45 ve 46'de, NKS grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar izlenmektedir.



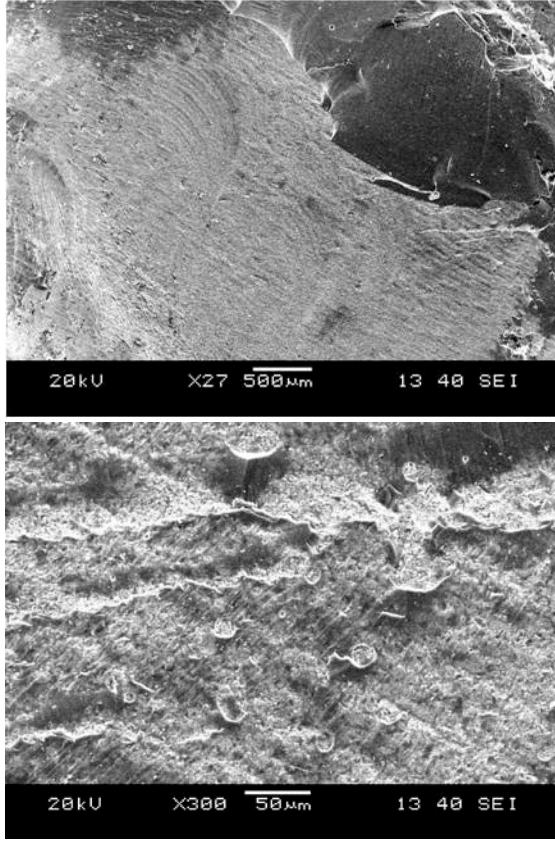
Resim 45: 27 büyütmede NKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 46:** 300 büyütmede NKS grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 47 ve 48'de, EKA grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar gözlenmektedir.



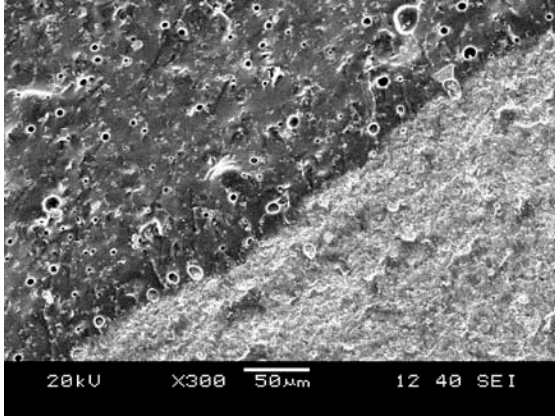
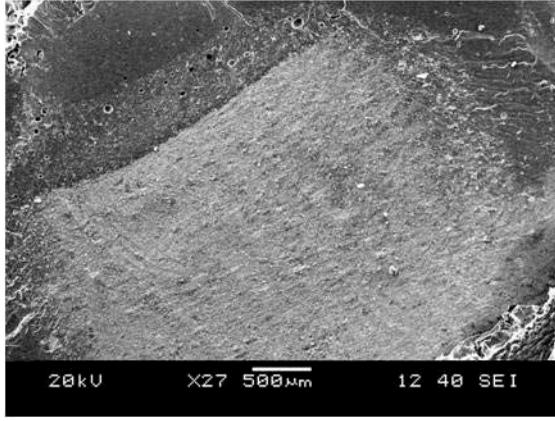
Resim 47: 27 büyütmede EKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 48:** 300 büyütmede EKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 49 ve 50'da, CKA grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar izlenmektedir.



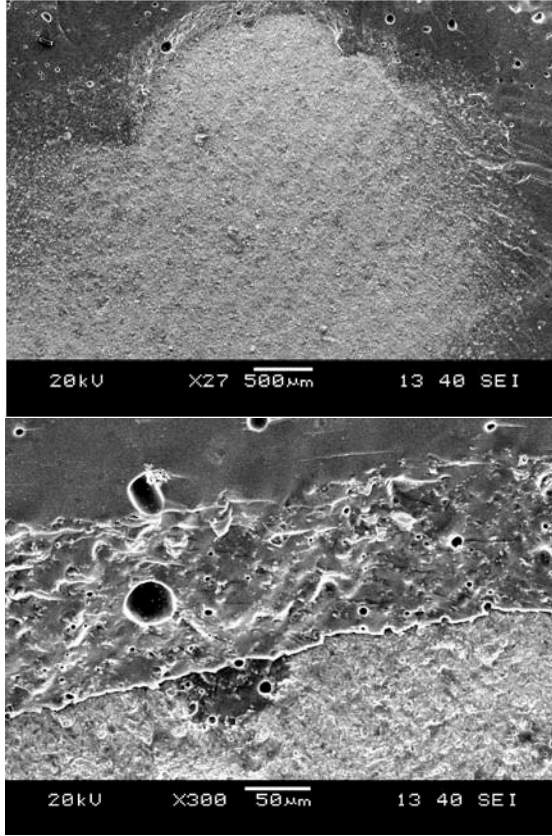
Resim: 49 27 büyütmede CKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 50:** 300 büyütmede CKA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 51 ve 52'de, CSA grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Kırık şekilleri değerlendirildiğinde üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar bulunmaktadır.



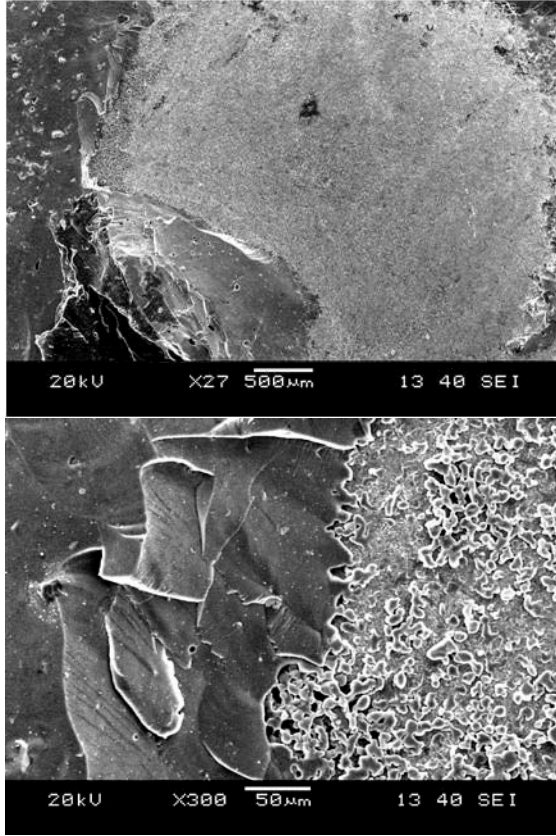
Resim 51: 27 büyütmede CSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 52:** 300 büyütmede CSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 53 ve 54'de, CKSA grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar izlenmektedir.



Resim 53: 27 büyütmede CKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 54:** 300 büyütmede CKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

Resim 55 ve 56'de EKSA grubunun makaslama testi sonrasındaki kırık yüzeyleri görülmektedir. Üstyapı seramiğinde koheziv kırılmalar ve üstyapı seramiği ile zirkonya altyapı arasında adeziv kırılmalar görülmektedir.



Resim 55: 27 büyütmede EKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri **Resim 56:** 300 büyütmede EKSA grubunun makaslama testi sonrası izlenen kırık yüzeyleri

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Bu çalışmada, kumlama, kumlama ve silika kaplama, silika kaplama, kumlama, silika kaplama ve astar uygulama, kumlama ve astar uygulama, silika kaplama ve astar uygulama yüzey hazırlama işlemlerinin, diş hekimliğinde kullanılan çeşitli üstyapı seramikleri ile kopya freze yöntemi ile hazırlanmış zirkonya altyapı arasındaki bağlantının dayanıklılığı üzerine etkisi incelenmiştir.

Zirkonya altyapılı restorasyonlardaki başarısızlık nedenleri en çok, üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılması (6,108) yani delaminasyonu olarak bildirilmiştir. (67). Sistemin en zayıf bileşeni olarak, tabakalama yöntemiyle elde edilen üstyapı seramiğinin dayanıklılığı gösterilmiştir (82). Altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantının dayanıklılığını belirleyen etkenler; altyapı seramiğinin yüzey özellikleri, ısı genleşme katsayısı uyumsuzlukları yüzünden tekrarlayan gerilmeler, tasarım hataları, yüzey defektleri, yüzey enerjisi ve üstyapı seramiğindeki büzölmeler şeklinde sıralanabilir (93,9). Bu değişkenlerden biri veya birkaçı, iki seramik tabakası arasındaki bağ dayanımını etkileyebilir (1).

Günümüzde, adı geçen bağlantının *in vitro* değerlendirilmesinde, çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. *In vitro* çalışmalarda, genellikle mikroçekme ve makaslama testleri kullanılmaktadır. Bağ dayanımı, kırılma anında uygulanan kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır (203). Uygulanan test yöntemleri, genelde tek bir yönde kuvvet uygulanması esasına dayanmaktadır (55,61,85,61). Buna karşın, ağız içindeki dişler ve restorasyonlar çok farklı yönlerde etki eden kuvvetlerden etkilenmektedirler. Bu neden ile, çekme ve makaslama testleri ağız içi koşulları tam olarak yansıtamamaktadır (163).

Makaslama testlerinden elde edilen farklı sonuçlar, bu test yönteminin, tartışılır veya doğru sonuç vermekten uzak olduğu yorumlarının yapılmasına neden olmaktadır. Doğru sonuçlara ulaşılabilmesi için testlerinin standardize edilebilmesi gerektiği bildirilmektedir (8,83,87).

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda, makaslama testleri sırasında uygulanan vertikal kuvvetin, bağlanma yüzeyi boyunca eşit bir şekilde iletilemediği gösterilmiştir. En yüksek gerilmeler, yükleme yapılan noktanın 0,3 mm altında oluşmaktadır. 0,5 mm altında rölatif ise, göreceli olarak uniform bir kuvvet uygulanmaktadır. Kuvvet bağlanma yüzeyinin alt kısmına doğru artmaktadır. DeHoff ve ark. (41), makaslama testlerinin dentin bağlanma sistemlerinin klinik performanslarının değerlendirilmesindeki yararının sınırlı olacağını bildirmektedir.

Makaslama testlerinin avantajları; düzeneğin kolay hazırlanması, kuvvet uygulamada sapmaların azlığı ve örnek hazırlılığının çekme testlerinden daha kolay olması şeklinde belirtilmiştir (94,210).

Olumsuz yönleri olmakla birlikte, makaslama ve çekme testlerinin dental materyallerin diş dokularına olan bağlanma özelliklerinin değerlendirilmelerinde güvenilir yöntemler olduğu bildirilmektedir. Bizim çalışmamızda da testler, ISO'nun 11405 no'lu standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

Makaslama testlerinin yapılması sırasında, universal test cihazının hız değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Lindemuth ve Hara (87,128), makaslama testleri için en uygun çene hızının 0,5 mm/dk olduğunu belirtmektedir.

Altyapı ile üstyapı arasındaki bağ dayanımının incelenmesi sırasında, test örneklerinin sabitlenmesinden kaynaklı sorunlar nedeniyle gerçek gerilmelerin, tam olarak ölçülmesi mümkün değildir. Bağ dayanımının ve üstyapı seramiği ile altyapı arasındaki kırık şekillerinin incelenmesi test düzeneğindeki sorunlar çözüldüğünde gerçekleşebilir. Üstyapı seramiği ile altyapı arasındaki bağ dayanımının incelenmesinde, sık kullanılan testlerden bir diğeri de, mikro çekme bağ dayanım testidir. Arayüzde farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip kompozit malzemelerdeki bağ dayanımlarının değerlendirilmesinde kullanılan güvenilir bir yöntemdir (1,2,13,55).

Dündar M. ve ark. (55), altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağ dayanım değerlerini, daha önceki çalışmalarla paralel olarak bulmuşlardır. Makaslama bağ dayanım testindeki sonuçların, mikro çekme bağ dayanım testindeki sonuçlara göre daha yüksek olması, makaslama bağ dayanım testinde daha büyük standart sapma gözlenmesi şeklinde açıklanabilir. Mikro çekme testinde ise daha homojen sonuçlar sağlandığı bildirilmiştir. Altyapı ile üstyapı arasındaki bağ dayanımının her iki test yönteminde de standart olmadığı ve her iki test yöntemi içinde ilave verilerin olması gerektiği sonucu ortaya çıkmıştır. İncelenen literatürlere bakıldığında altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını değerlendirmek için uygun bir test yöntemi belirtilmemiştir (55).

Çöttert ve Gökçe (36) zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını değerlendirmede Shell-Nielsen test yöntemini kullanmışlardır. Bu yöntemde altyapı ile üstyapı arasındaki bağ dayanımının en yüksek ölçülebilmesi için kuvvet sadece kırığın gerçekleşebileceği bölgeye uygulanmaktadır (179). Çöttert ve Gökçe'nin çalışmalarında da elde ettikleri değerler Dündar ve ark. (55), Al-Dohan ve ark.'nın (6) ve çalışmamızdaki değerlere göre daha yüksektir.

Al-Dohan ve ark. (6); mine ve dentin adezivlerin değerlendirilmesinde kullanılan makaslama bağ dayanım testini, altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını değerlendirmek için kullanmışlardır. *In-vitro* bilgilerin, klinik durumu doğrudan yansıtamadığı ve MBD testlerinden elde edilen değerler arasındaki büyük farkların, testin güvenilirliği hakkında soru işaretleri oluşturduğu belirtilmektedir (6,83).

Önceki araştırmacılar, üstyapı ve altyapı seramikleri arasındaki bağ dayanımını ölçmek veya değerlendirmek için, makaslama testi, 3 nokta ve 4 nokta kırık ve biaxial kırık dayanım testi gibi, değişik testler kullanmışlardır. Test metodu ve kırık mekanizması ile ilgili yapısal hatalar testlerin, bağ dayanım değerlerini ölçmede

karışıklık yaratmaktadır (6,197,54,77). Bütünlüğü bozulmamış zirkonya altyapılardan tabakalama yöntemiyle uygulanan üstyapı seramiğinin ayrılması sıklıkla bildirilmesine karşın, zayıf altyapı ile üstyapı seramiği arasında bağ dayanımı açısından doğrudan ilişki kurulamamaktadır (197,188,204). Altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını tespit etmede kullanılan, mikro çekme bağ dayanım testi, diğer test yöntemlerine göre standart dağılım vermektedir (197,2,204).

Fischer ve ark. (61), MBD test sonuçlarında tüm gruptaki örnekler için, zirkonya altyapı üzerinde kalan üstyapı seramiğini gözlemlemiş ve zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımının, üstyapı seramiğinin içsel dayanımından daha büyük olabileceğini öne sürmüşlerdir. Diğer bir deyişle en zayıf halka arayüz olmayıp, üstyapı seramiğinin kendisidir. Altyapı üzerinde üstyapı seramiğinin kalması, uygulanan test yönteminin alt ve üst yapılar arasındaki makaslama bağ dayanımı yerine, arayüze komşu olan üstyapı seramiğinin bağ dayanımını ölçtüğünü göstermektedir. Al-Dohan ve ark.'da (6), makaslama testi ile ilgili görüşleri de benzerdir. Test yönteminden kaynaklı bu başarısızlık, farklı iki tabakanın termal genleşme katsayılarındaki farklılığa bağlı olarak, test sırasında oluşan ve arayüzde en yüksek değere ulaşan stres kaynaklı olabilir. Bu yüksek stres, çatlakların arayüz boyunca ilerlemesini engelleyen arayüze paralel stres birikimine neden olur.

Schmitz–Schulmeyer testi (176), düzlemsel arayüz makaslama testi, minimal deneysel değişkene dayanan ve altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımının ölçümü için tasarlanan ve güvenilirliği kanıtlanmış bir test yöntemidir (85, 130). Makaslama testi sırasında oluşan gerilmenin, öncelikle arayüzü etkilediği ve arayüzdeki gerilmenin düzenli dağılımı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (12). Guess ve ark. (79), altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki makaslama bağ dayanım değerinin, üstyapı seramiğinin içsel makaslama bağ dayanım değerinden anlamlı

olarak daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Schmitz–Schulmeyer test yöntemi, tabakalama yöntemiyle, altyapı ve üstyapı seramiklerinden oluşan kompozit yapıya, makaslama bağ dayanımının ölçülmesinde kullanılan etkin ve güvenilir bir şekilde uygulanabilen bir yöntemdir.

Güçlü altyapı ve zayıf üstyapı ile ilişkili olarak, üstyapıda başlayan başarısızlıkta en önemli faktör, altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki oran olarak bildirilmiştir. Dünder ve ark. (54), altyapı/üstyapı oranını 3mm/2mm olacak şekilde arttırmış ve çatlak başlangıcının üstyapıdan altyapıya aktarıldığını göstermiştir (206). Altyapı ve üstyapı seramiğinin kalınlığının standart olmasına rağmen, taramalı elektron mikroskop görüntülerinde, lösit ile güçlendirilmiş üstyapı seramiğindeki koheziv başarısızlıklar, açıkça görülmektedir. Tüm seramik sistemlerin üstyapı seramiğindeki koheziv başarısızlıkların, üstyapı kalınlığına bağlı olup olmadığını anlamak için ileri çalışmalara gereksinim vardır (55).

Dünder M. ve ark.'nın (55), verdikleri farklı üstyapı ve altyapı kompozit yapıların mikroçekme bağ dayanım değerlerinin daha önceki çalışmalarda (2) bulunan bağ dayanım değerlerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir. Güçlendirilmiş seramiklerin (lösitle ve lityum ile güçlendirilmiş) yerine, zirkonyum oksit gibi, mekanik özellikleri ve sertliği, paslanmaz çelik ile mukayese edilebilen (2) yüksek performans altyapı materyallerinin kullanımı mikro gerilme bağ dayanım değerleri arasındaki bu büyük farkı açıklayabilmektedir. Anusavice ve ark. (13) altyapı ile üstyapı arasındaki dayanımı değerlendirmede, uygulanan kuvvetin altyapı ile üstyapı ara yüzeyine saf bir şekilde iletmediğini göstermiştir. Gerilme, devamlılığını kaybetmiş seramiğin sınır noktası boyunca dışarı çıkar. Seramik ve metalin ısı genleşme katsayıları arasındaki farklılıklara bağlı ikincil ısı gerilmeler de kontrol altına alınmıştır. Bu gerçeklere yakından bakıldığında altyapı üstyapı arasındaki bağ dayanımının her iki test yönteminde de standart olmadığı ve her iki test yöntemi için de verilerin olması gerektiği sonucu ortaya çıkmıştır. Altyapı ve

üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını değerlendirmek için uygun bir test yöntemi henüz tanımlanmamıştır.

Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiğinin bağ dayanımı, seramiğin tipinden, uygulama yönteminden ve zirkonya altyapının hazırlanış yüzeyinden etkilenmektedir. Doğru seçilen üstyapı seramiği ve altyapıya uygulanan yüzey işlemleri altyapı materyali ve estetik üstyapı seramiği arasında iyi bir bağlanma ile sonuçlanmaktadır (3).

Fischer ve ark. (64), zirkonya altyapı ve tabakalama üstyapı seramikleri arasındaki değerleri, MBD 21,9 ile 31,0 MPa arasında vermektedir. Luthardt ve ark. (130), MBD için aynı test yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada, Y-TZP üzerindeki deneysel seramiğin MBD 36,2 MPa olarak belirtmiştir. Bu değer, Fischer ve ark. çalışmasından daha yüksektir. Luthardt ve ark.'nın Y-TZP örnekleri boyutları 5,8 mm olan küp şeklindedir. Fischer ve ark. kullandıkları örnek boyutları da 10 mm'dir. Tabakalama üstyapı seramiği, 5,8 mm ve 5 mm boyutlarında küp şeklinde belirtilmiştir (64,130). MBD farklılıkları Weibull teorisi ile açıklanabilir (212). Boyut olarak daha büyük olan örneklerin MBD'si küçük örneklerden daha düşüktür. Geniş örnekler, yüzey defektleri için daha yatkındır ve altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki başarısızlık oranını arttırmaktadır (63). Fischer ve ark., örnek boyutlarının klinik olarak kullanılan altyapı dizaynından daha farklı olduğunu ve yaptıkları çalışmanın amacının zirkonya altyapı üzerindeki tabakalama seramiklerinin farklı ısıl genleşme katsayılarının etkisine bağlı olarak elde edilen MBD incelediklerini belirtmiştir. Aboushelib ve ark. (1), zirkonya altyapı ve tabakalama üstyapı seramikleri arasındaki mikro çekme bağ dayanım değerini, ortalama 29,1 MPa olarak vermektedir. Zirkonya altyapı örnekleri,

14 mm çapında, 5 mm yüksekliğindedir. Altyapı zerine uygulanan tabakalama seramiği de 14 mm çapında ve 2,5 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır (1). Bu çalışmada, zirkonya altyapı ve tabakalama üstyapı seramikleri arasındaki MBD ortalama 34.5 MPa olarak belirtilmektedir. Çalışmada hazırlanan zirkonya altyapı boyutları, zirkonya altyapı ve üstyapı seramiği arasında ısı genleşme katsayılarından doğabilecek başarısızlıkları en düşük seviyede tutacak şekilde, zirkonya altyapı 6 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde, silindir şeklinde hazırlanmıştır. Bu yöntemle zirkonya altyapının, üstyapı seramiğinin tekrarlayan pişirimleri sırasındaki ısı değişimlere bağlı olumsuzlukları engellenmiştir. Üstyapı seramiği, klinik uygulamalara benzer, 3 mm çapında ve 2 mm yüksekliğindedir. Çalışmamızda bulunan ortalama MBD benzer çalışmalarla karşılaştırıldığında, Luthardt ve ark. bulgularına yakındır. rnek boyutları Luthardt ve ark. yaptıkları çalışmayla benzerdir. Aboushelib ve ark. yaptıkları çalışma ile karşılaştırıldığında test yöntemine bağlı olarak farklılıklar olduğu görülmektedir.

Kumlama işlemi, zirkonya altyapının yüzey pürüzlülüğünü arttırması ve retansiyon için boşluk oluşumunu sağlanması ile bağ dayanımının arttırılmasında, sıklıkla kullanılan bir işlemdir (2,130). Faz dönüşümünü de başlatan kumlama işleminin, zirkonya altyapının mekanik dayanımını da etkilediği dşnlmektedir (113,78). Monoklinik fazdaki zirkonyanın ısı genleşme katsayısı ($7.5 \cdot 10^{-6}/K$) (150), tetragonal fazdaki zirkonyanın ısı genleşme katsayısına ($10.8 \cdot 10^{-6}/K$) (62) göre anlamlı derecede düşüktür. Buna bağlı olarak, kumlamanın, zirkonya altyapı üzerindeki mekanik etkisi ve

üstyapı seramiğinin tutunabilirliğini güçlendirmesi ile ilgili konu da tartışmalıdır (113,114,222).

Ersu ve ark. (58) yapıştırıcı materyallerin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada kumlamanın yüzeyi pürüzlendirdiğini bildirirken bağdayanımını arttırmadığını belirtmişlerdir. Bu durumu kumlamanın yüzeyde mekanik retansiyon yaratmadan düzensizlikler oluşturduğunu (89,50) ve Wood ve ark. (217) bu düzensizliklerin girinti çıkıntı oluşturmadağını bunun yanında uzayan uygulamaların bağ dayanımını düşüreceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte Della Bona ve ark. (42) kumlama ile zirkonyanın yapıştırıcı materyallere olan bağ dayanımının istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttıracağını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, kumlama yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımlarını karşılaştırıldığında, en düşük ortalama MBD değeri IPS e.max Ceram grubunda (24.55 ± 5.28 MPa) dır. Diğer gruplarla olan fark, istatistiksel olarak anlamlıdır. Fischer ve ark. (61), çalışmalarında IPS e.max Ceram üstyapı seramiği için yaklaşık ortalama 25 MPa değeri bildirirken, bir diğer çalışmalarında 23.5 ± 3.4 MPa (64) olarak vermektedir. Bulguları çalışmamızla uyumludur. Fischer ve ark. (61) üstyapı seramikleri için yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, kumlama yüzey işleminin MBD istatistiksel olarak arttırmadığını belirtmiştir. Çalışmalarında Triceram (Dentaurum, Ispringen, Almanya) üstyapı seramiğinin kumlama yüzey işlemi için ortalama MBD en düşük (~ 21.5 MPa) dır. IPS e.max Ceram, Triceram üstyapı seramiklerinin diğer üstyapı seramiklerine göre daha düşük MBD' sahip olması, seramik içeriklerinin flor apatit esaslı olması ve pişirme

derecelerinin çalışmalarda kullanılan diğerk üstyapı seramiklerinin pişirme derecelerinden daha düşük olması şeklinde yorumlanabilir.

Aboushelib ve ark. (1), kumlama işleminin, arayüz başarısızlık oranını düşürdüğünü bildirmiştir.

Zirkonya altyapı üzerine, üstyapı seramiğı olarak, genellikle silikat içerikli üstyapı seramikleri kullanılmaktadır. Zirkonya altyapıya silika kaplanmasının bağı dayanımını arttırabileceğı dikkate alınmalıdır (63). Silika kaplama, zirkonya altyapı ile rezin siman arasındaki bağı dayanımını arttırmak için kullanılmaktadır (131). Silika kaplanmış, 110 µm partikül büyüklüğündeki alümina taneciklerinin zirkonya altyapı yüzeyine püskürtölmesi ile, partiküllerin kinetik enerjileri nedeniyle ötürü silika taneciklerinin altyapı yüzeyine eriyip yapıştığı düşünölmektedir (61).

Çalışmamızda silika kaplama yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağı dayanımına etkisi değıerlendirildiğinde ve silika kaplama işlemi diğerk yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, IPS e.max Ceram üstyapı seramik grubu dışında MBD yi istatistiksel olarak anlamlı olmadan arttırdığı görölmektedir. Buna karşın IPS e.max Ceram üstyapı seramiğı için MBD istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürmüştür. Silika kaplama yüzey işlemi için en yüksek ortalama MBD ZS (40.85±8.27 MPa) grubunda bulunurken en düşük ortalama MBD ES grubunda (19.40±4.50 MPa) olur.

Fischer ve ark. (61), üstyapı seramikleri için yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, silika kaplama işleminin, MBD'yi istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırmadığını belirtmiştir.

Çalışmamızdaki silika kaplama yüzey işleminin, zirkonya altyapıya olan bağı dayanımı değıerlendirildiğinde, Creabien ZR üstyapı seramiğı için değıer 35.63±6.20 MPa olup, Fischer ve ark. (61) ile uyumsuzluk göstermektedir. IPS e.max Ceram

üstyapı seramiği değerleri her iki çalışmada zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki MBD 20 MPa altındadır ve benzer sonuçlardır.

Silika kaplama işlemine bağlı olarak, altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımının artabileceği düşünülmekle birlikte, literatürde bu konu ile ilgili geniş bilgi bulunmamaktadır.

Astar malzemesin genellikle, zirkonya altyapının beyaz rengini maskeleyiği (2,197) ve altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını geliştirdiği bildirilmektedir (197). Astar uygulamasının, tabakalama üstyapı seramikleri için zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını geliştirdiği, preslenen üst yapı seramikleri ile birlikte kullanıldıklarında, zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki bağ dayanımını anlamlı derecede zayıflattığı ve arayüzde başarısızlığı meydana getirerek üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıdan ayrılmasını önemli ölçüde arttırdığı belirtilmektedir (197).

Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arayüzeyine uygulanan astar malzemesinin, pürüzsüz arayüz de, bükme dayanımını arttırmadığı gösterilmiştir (1). Astar malzemesi uygulamasının zirkonya altyapı ile üstyapı arasındaki mikro çekme bağ dayanımını arttırdığı da görülmektedir (55). Fleming ve ark. (65) pürüzsüz arayüz yüzeyinde bükme dayanımının arttığını bildirmektedir.

Aboushelib ve ark.'da (2) astar malzemesi uygulamasının bağ dayanımını güçlendireceğini düşünmektedir. Astar malzemesinin zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arayüzüne uygulanmasının altyapı yüzeyinin ıslatabilirliğini arttıracaklarını vurgulamışlardır. Arayüzde oluşan bu birleşimin, bağ dayanımını, önemli ölçüde etkileyeceğini savunmuşlardır.

Fischer ve ark. (61), astar malzemesi uygulamanın makaslama bağ dayanımı üzerine etkisi olmadığını ileri sürmektedir. Buna karşın, Aboushelib ve ark. (2) astar malzemesi uygulamasının, bağ dayanımını güçlendirdiğini

bildirmektedir. Astar malzemesinin, zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arayüzüne uygulanmasında altyapı yüzey enerjisini arttıracakını vurgulamaktadır ve arayüzde oluşan bu birleşimin bağ dayanımını önemli ölçüde etkileyeceği savunulmaktadır. Aynı çalışmada, Aboushelib ve ark. (2) mikro çekme bağ dayanım testi sonrasında deneysel olarak hazırlanan üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıdan tamamen ayrıldığını göstermiş ve zirkonya altyapı ile astar malzemesi arasındaki mikroaralıklara bağlı bu başarısızlığı zayıf ıslanabilirlikle yorumlamıştır.

Zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arayüzüne uygulanan astar malzemesinin, pürüzsüz arayüz de, bükme dayanımını arttırmadığı görülmektedir (1). Bununla birlikte, astar malzemesi uygulamasının zirkonya altyapı ile üstyapı arasındaki mikro çekme bağ dayanımını arttırdığı da bildirilmektedir (55). Örneğin, Fleming ve ark. (65) astar malzemesi uygulamanın pürüzsüz arayüz yüzeyinde bükme dayanımının arttığını bildirmiştir.

Çalışmamızda kumlama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek MBD, EPKA (33.1 ± 5.74) grubunda bulundu. Kumlama ve astar malzemesi uygulamasının üstyapı seramiklerinin o üstyapı seramiği için etkisi değerlendirildiğinde, IPS e.max Ceram (24.21 ± 5.58 MPa) üstyapı seramik grubu ve Ceramco PFZ CKA (32.03 ± 7.57 MPa) üstyapı seramik grubu için MBD istatistiksel olarak anlamlı arttırmadığı görülmektedir. Değerlerimiz Fischer ve ark. (61) nın sonuçları ile uyumludur.

Kumlama yüzey işlemi ve astar malzemesi uygulanmış preslenebilen üstyapı seramikleri astar malzemesi ile üstyapı seramiği arasındaki olası başarısızlığı engelleyerek arayüz başarısızlığını önemli oranda düşürmektedir (3).

Çalışmamızda silika kaplama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkisi

değerlendirildiğinde, silika kaplama ve astar malzemesinin uygulandığı üstyapı seramik grupları karşılaştırıldığında, en yüksek MBD CSA (32.48 ± 5.88 MPa) grubunda bulunurken en düşük ortalama MBD değeri ESA (22.60 ± 4.25 MPa) grubunda olduğu görüldü. Fischer ve ark. (61) nın, çalışmalarındaki değerlerle benzerdir. Silika kaplama ve astar malzemesi uygulamasının üstyapı seramiklerinin diğer yüzey işlemleri ile olan etkisi değerlendirildiğinde, çalışmamızda kullanılan her iki üstyapı seramiği için, diğer yüzey işlemlerine göre daha düşük değerler bulunurken, IPS e.max Ceram üstyapı seramiği için silika kaplama yüzey işlemi dışında diğer yüzey işlemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. Fischer ve ark. (61) yaptıkları benzer çalışmada, IPS e.max Ceram üstyapı seramiğinin MBD diğer yüzey işlemlerine göre daha düşük bulmuş ve kumlama yüzey işlemi ile arasında ki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmanın bulguları da, Fisher ve ark' nı desteklemektedir.

Kumlamanın, silika kaplama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin, üstyapı seramiğinin zirkonya altyapıya olan bağ dayanımına etkileri değerlendirildiğinde, en yüksek ortalama MBD değeri CKSA (31.98 ± 5.21 MPa) grubunda bulunurken en düşük ortalama MBD değeri EKSA (28.11 ± 4.69 MPa) grubunda bulundu. İncelenebilen literatürlerde bu yüzey işleminin birlikte uygulandığı bir bilgiyle karşılaşılmadı. Burada CKSA ve EKSA grupları arasındaki MBD değerleri arasındaki farkların üstyapı seramik içeriklerinin birbirinden farklı olması ve bu bağlı olarak flor apatit içeren EKSA grubundaki değerin düşük olduğu düşünülmektedir.

Aboushelib ve ark. (2) zirkonya altyapı üzerine preslenebilen üstyapı seramiği için 38,6 MPa bağ dayanımı bildirmiştir. Çalışmamızda, preslenebilen üstyapı seramiği için bulunan bağ dayanım değerinin (33,5 MPa) daha düşük olmasının nedeninin, iki çalışma arasındaki test metodlarının ve/veya ısıl genleşme katsayıları arasındaki farkların olduğu düşünülebilir.

Preslenebilir üstyapı seramiğinin üzerine tabakalama seramiği eklenmesi zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arayüzünde çapraz yapısal defektlerin oluşumunda veya zirkonya altyapının bağ dayanımında bir zayıflatma meydana getirmemektedir (5).

Preslenebilir zirkonya üstyapı seramiğinin SEM değerlendirilmesinde, kristal ve cam matriks yapıdaki farklılıkların görüldüğü, preslenebilen ve tabakalama üstyapı seramikleri arasındaki preslenebilen tekniğin avantajı olarak arayüz yapısı ve porözitesinin olmaması söylenebilir (5,3). Aboushelib ve ark. (3), preslenebilen üstyapı seramikleri ile yaptıkları çalışmada tabakalama seramiği ile karşılaştırıldığında daha az kristalizasyon gözlemiştir. Bu yapısal farkları, preslenebilir seramiklerin EDAX analizleri ile açıklamışlardır (47). Preslenebilir seramiklerde, düşük potasyum iyonlarına düşük sodyum iyonları eklenmiştir. Bu da, kristal fazın oluşması ve gelişmesi için gerekmektedir. Nobel Rondo zirkonya üstyapı seramiğinin alüminyumun yüzdesi, kullanılan diğer üstyapı seramiklerinin iki katıdır. Alüminyum iyonlarının yüzdesi, ince homojen yapının ve yüksek çekme dayanımının açıklandığı dental seramiklerin kristalizasyon kinetiklerini kontrol etmek için önemlidir (25).

Altyapı ile üstyapı arasındaki bağ dayanımı, restorasyonun başarısı üzerinde doğrudan etkilidir. Çekme yükleri altında çift tabakalı yapı homojen bir materyal gibi davranır ve başlayan çatlak arayüzü keser. Bağ dayanımının düşük olduğu durumlarda, bu zayıf bölgeden yönünü değiştirir ve üstyapı seramiğinin ayrılmasına neden olan arayüz boyunca yayılır (212). Daha önceden tanımlanan etkenler özellikle su altında yorgunluk ve yapısal korozyon nedeniyle ağız şartlarında artabilir (43).

Bu sorun Timoshenko (196) tarafından ayrıntısı ile incelenmiştir ve çok kolaylıkla Roark ve Young formülü ile değerlendirilebilir (167). Farklı ısı genleşme katsayılarına sahip olan bilaminar kompozit yapıda gerilmeler oluşur, çok yavaş soğutulduğunda, minimal ısı birikimi malzemenin içerisinde oluşur (196).

Seramiğin ısı genleşme katsayısı altyapı materyalinden düşük olan tüm örnekler için, basma gerilmeleri kopinge komşu olan seramikte meydana gelir, yüzeyde ise çok düşük oranda çekme gerilimi oluşur. Bundan bir sonraki aşamada ise, direk yüklemeye maruz kalan en dış yüzeyde çatlak oluşumunun başlamasıdır. Bu çatlaklar, doğrudan yüklenen yüzeyler dışında sıcak ve soğuk gıdaların tüketimi sebebiyle oluşan termak şok tipi yüklemeler sebebiyle de gerçekleşmektedir. Seramikteki artık gerilmelerin büyüklüğü altyapı materyalinin elastik modülünden sıklıkla bağımsızdır fakat altyapı ve üstyapı arasındaki ısı genleşme katsayı uyumsuzluğu ile doğrudan ilişkilidir (64).

Başlangıçta bu seramiklere gösterilen yüksek ilginin zaman ilerledikçe olumsuz sonuçlarla azaldığı görülmektedir. Y-TZP seramiklerde yaklaşık 250 °C de daha önce görülmeyen sonuçlar tanımlanmaktadır (88). Düşük derecelere ilişkili olarak, su varlığı veya nemli ortamın bulunması, örnek yüzeyinde stabilize tetragonal zirkonyanın monoklinik faza dönüşümüne neden olmaktadır (125). Bu olay, oda sıcaklığındaki tetragonal fazın dağılım kabiliyetiyle ilişkili ve mikroçatlak ve makroçatlaklardan sorumlu tutulmaktadır (81,121,124).

Araştırmaların sonuçları farklılıklar gösterse de aşağıdaki LTD görüşler : (I) tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümde dış yüzeyden iç yüzeye doğru verim elde edilir; (II) sulu veya nemli ortamlar tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne neden olur; (III) stabilize içeriğin veya zirkonya taneciklerinin dönüşüm sürecinde önemli etkisi vardır; (IV) bozulma, en çok yaklaşık 250 °C meydana gelmekle birlikte 65 °C ve 500 °C arasında zamana bağlı verim elde edilebilmektedir (134,125,28,52).

Altyapı/üstyapı bağlantısı ağız içi koşullar altında kimyasal, termal ve mekanik etkilerden çabuk etkilenir. bu bakımdan, deneysel çalışmalarda su depolamanın en düşük muhtemel etkisini işaret etmektedir. Su içindeki seramiklerin kırılma dayanım testleri kuru ortamda test edilenden elde edilen sonuçlarla kıyaslandığında daha

düşük değerler ortaya çıkarmıştır. Bu muhtemelen su ve streslerin kombine etkileri sonucu oluşan çatlakların kritik büyümesi nedeniyledir. Bu yüzden ısı çevrim mevcut çalışmada ilişkilendirildiğinde bağ dayanım değerlerini etkileyebilir. Diğer yandan literatürde ısı çevrim etkileri üzerine çelişmeli bulgular mevcuttur (31,33,34).

BÖLÜM V

SONUÇLAR

Yapılan çalışmadan elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir:

- Kuşlama yüzey işleminin üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde feldispatik üstyapı seramikleri için değerler birbiri ile anlamlı bulunurken florapatit üstyapı seramiği için değerler daha düşük bulunmuştur.
- Silika yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde yalnız kuşlama işlemine göre bulunan bağ dayanım değerleri daha yüksek bulunurken, feldispatik üstyapı seramikleri için değerler birbiri ile anlamlı bulunurken, florapatit üstyapı seramiği için değerler daha düşük gözlenmiştir.
- Silika yüzey işleminin, üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde silika yüzey işleminin makaslama bağ dayanımını arttırdığı görülmüştür.
- Kuşlama ve silika yüzey işleminin birlikte uygulandığı üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde bulunan değerler yalnız kuşlama işleminde bulunan değerler ile paralellik gösterirken, yalnız silika kaplama üstyapı seramikleri ile karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur.
- Kuşlama ve astar malzemesi uygulama işlemlerinin üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde preslenebilir florapatit üstyapı seramik grubunda en yüksek değerler bulunurken, kuşlama ve astar malzemesi uygulama işlemi üstyapı seramiğinin altyapıya olan MBD değerini anlamlı olarak arttırmamıştır.

- Kumlama ve astar malzemesi uygulama yüzey işleminde preslenebilir üstyapı seramiği diğer üstyapı seramiklerine göre daha yüksek MBD değerine sahip olarak bulunmuştur.
- Preslenebilir üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapılı restorasyon uygulamaları için daha uygun olduğu söylenebilir
- Astar malzemesi uygulamanın bağ dayanımı arttırmada etkin bir yöntem olmadığı şeklinde söylenebilir.
- Silika ve astar malzemesi yüzey işleminin üstyapı seramiğinin altyapıya olan bağ dayanımı değerlendirildiğinde feldispatik üstyapı seramikleri için değerler birbiri ile anlamlı bulunurken florapatit üstyapı seramiği için değerler daha düşük gözlenmiştir.
- Üstyapı seramik gruplarından feldispatik üstyapı seramiklerinin zirkonya altyapıya olan MBD değerlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur.

BÖLÜM VI

ÖZET

Farklı üstyapı seramiklerinin, zirkonya altyapıya makaslama bağ dayanımlarının araştırılması

Bu *in vitro* çalışmada, farklı yüzey işlemleri sonrası zirkonya altyapı üzerine uygulanan üstyapı seramiklerinin, altyapıya olan bağ dayanımını değerlendirmek amacıyla makaslama bağ dayanım test yönteminden yararlanılmıştır.

190 adet sinterize zirkonya altyapıya altı farklı yüzey işlemi ve kullanılacak üstyapı seramiği ile uyumlu iki farklı astar malzemesi uygulanmıştır. 180 adet zirkonya altyapıya dört farklı tabakalama üstyapı seramiği ve 10 adet zirkonya altyapıya preslenebilen üstyapı seramiği uygulanarak bilaminar kompozit yapılar elde edilmiştir. Kompozit yapılar ısı döngü cihazında 5000 döngü işleminin ardından kompozit yapılara makaslama bağ dayanım testi uygulanmıştır. Elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilmiş, kırık yüzeyleri taramalı elektron mikroskopunda incelenmiştir.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda zirkonya altyapı üzerine yüzey işlemi uygulanmasının üstyapı ile altyapı arasındaki makaslama bağ dayanım değerlerini bazı yüzey işlemleri için istatistiksel olarak anlamlı olarak arttırdığı bulunmuştur. Astar malzemesi uygulamasının makaslama bağ dayanımını arttırmada etkin bir yöntem olmadığı görülmüştür. Bu verilere bağlı olarak üstyapı seramikleri ile zirkonya altyapı arasındaki bağ dayanımını arttırmada yüzey işlemlerinin etkili olabileceği sonucuna varılmıştır.

ABSTRACT

Evaluation of shear bond strength of various veneering ceramics to Y-TZP framework

In this *in vitro* study, shear bond strength test method was used to evaluate the bond strength of veneering ceramics to zirconia core with different surface preparation methods applied on the surface.

Six different surface preparation methods and two different lining material compatible to veneering ceramics were applied on a hundred and ninety zirconia frameworks. Bilaminar composite structures were obtained by applying four different layering-veneering ceramics to a total of a hundred and eighty zirconia cores and the rest of 10 were applied pressable veneering ceramic. Shear bond strength test was performed followed by 5000 thermocycles. Data were statistically analyzed and crack surfaces were examined with a scanning electron microscope.

Statistical analyses showed that some of the surface treatment methods used in this study were significantly increased the shear bond strength of veneering ceramics to zirconia frameworks. Applying lining materials was not found to be an effective method to increase the shear bond strength. According to these results, surface preparation methods may improve the bond strength of veneering ceramics to zirconia frameworks.

Kaynaklar

1. Aboushelib MN., de Jager N., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mat. Oct 21(10):984-91.*
2. Aboushelib MN., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mat. 22: 857-863.*
3. Aboushelib MN., Kleverlaan CJ., Feilzer AJ. (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part III: double veneer technique. *J Prosthodont. Jan;17(1):9-13.*
4. Akisli I., Ozcan M., Nergiz I. (2002). Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. *J Prosthet Dent. 88(4): 367-74*
5. Albakry M, Guazzato M, Swain MV: Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*2004;*71:99-107*
6. Al-Dohan HM., Yaman P., Dennison JB., Razzoog ME., Lang BR. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent. 91: 349-355.*

7. Alexandra ADS., Karine TL., Carlos NE. (2007). Characterization of ceramic powders used in the inCeram systems to fixed dental Prosthesis. *Mat Res. vol.10 no.1 São Carlos Jan./Mar.*
8. Al-Salehi S.K., Burke F.J.T. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 28:717—23.
9. Al-Shehri SA., Mohammed H. and Wilson CA. (1996). Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 76, pp. 23—28.
10. Andersson M., Oden A. (1993). A new all-ceramic crown: A densely sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand., 51: 59-64*
11. Andersson M., Razzoog M.E., Oden A. (1998). Procera: A new way to achieve an all ceramic crown. *Quintessence Int., 29: 285-96.*
12. Annusavice KJ., DeHoff PH., Fairhurst CW. (1980). Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite stress analysis. *J Dent Res* 59(3):608-13.
13. Anusavice KJ. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc.* 124:72-4, 76-8, 80-4.
14. Ardlin BI. (2002). 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* 18: 590-595.
15. Asmussen E., Peutzfeldt A., Heitmann T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent. May;27(4):275-8.*
16. Beham G. (1990). IPS-Empress: A new ceramic technology. *Report no:6. Liechtenstein: Ivoclar-Vivadent.*

17. Birkeland J.M. (1973). The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res.* 7: 11-18.
18. Blatz MB. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 33(6): 415-426.
19. Blatz MB., Sadan A., Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*;89:268-74.
20. Burger W., Richter HG., Piconi C., Vatteroni R., Cittadini A., Boccacari M. (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 8: 113-118 (Abstract).
21. Burke FJT., Fleming GJP., Nathanson D., Marquis PM. (2002). Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*; 4:7-22.
22. Campbell SD., Sozio RB. (1988). *J. Prosthetic Dentistry Mar*;59(3):301-6.
23. Caputo AA., Dunn B., Reisbic MH. (1976). A flexure method for evaluation of metal ceramic bond strengths (abstract). *J Dent Res* 55(special issue B):B188
24. Carter JM., Al-Mudafar J., Sorensen SE. (1979). Adherence of a nickel-chromium alloy and porcelain. *J Prosthet Dent* 41:167-72.
25. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, et al. (2006). The nucleation and crystallization of fine grained leucite glass-ceramics for dental applications. *Dent Mater.* 22:925-933.
26. Cattell MJ., Chadwick JC., et. al. (2001) Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dental materials* 17: 21-33.
27. Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 535-543.

28. Chevalier J., Cales B., Drouin JM. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc.* 82: 2150-204.
29. Child TF., van Ooij W. (1999). Application of silane technology to prevent corrosion of metals and improve paint adhesion. *Trans Inst Metal Finish* 77: 64-70.
30. Christel P., Meunier A., Dorlot J-M et al. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material characteristics versus *in vivo* behavior. *Ann NY Acad Sci.* 523:234-56.
31. Conrad HJ., Wook-Jin Seong WJ., Pesun IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 98:389-404.
32. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. (1981). Porcelain- metal alloy compatibility: criteria and test methods. *J Am Dent Assoc* 102:71-2.
33. Covacci V., Bruzzese N., Maccauro G., Andreassi C., Ricci GA., Piconi C (1999). *In vitro* evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 20: 371-376.
34. Craig RG., Powers JM. (2002). Restorative dental materials. 11th ed. Mosby;. p. 85.
35. Creugers NH., Kayser AF., van't Hof MA. (1994). A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol Dec.* 22(6):448-52
36. Çötört H. S, Gökçe B. (2009). Faset porselenlerinin Y-TZP altyapılara bağ dayanımının incelenmesi. Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Raporu.

- 37.Çötört HS. (1993). Rezin Bağlantılı Metal Döküm inley Tipi Posterior Köprü Çapalarının Ağız içi Fonksiyonel Kuvvetlere Direncinin Araştırılması. *Doktora Tezi. E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. İzmir.*
- 38.Degudent (2006). Cercon art 1.1 Instructions for Use Cercon smart ceramics-zirconia all-ceramic system report.
- 39.Degudent (2006). Scientific Studies. Cercon smart ceramics-the zirconia all-ceramic system.
- 40.Degudent.(2001). Cercon smart ceramic information for patients report.
- 41.DeHofft P.H., Anusavice K.J., Wang Z. (1995). Three-dimensionel finite element analysis of the shear bond test. *Dent. Mater. 11, 126-131*
- 42.Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian Oral Research 21: 10–15.*
- 43.Della Bona A, Mecholsky J, John J, Anusavice KJ. (2004) Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater. 20:956–62.*
- 44.Della Bona A., Anusavice KJ., Hood JA. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont. 15: 248-53.*
- 45.Deng Y., Miranda P., Pajares A., Guiberteau F. and Lawn BR. (2003). Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomedical applications. *J Biomed Mater Res. 67: 828–833.*

46. Denissen H., Dozic A., Van Der Zel J., Van Waas M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 84:506-13.
47. Denry IL, Holloway JA, Rosenstiel SF. (1998). Crystallization kinetics of a low-expansion feldspar glass for dental applications. *J Biomed Mater Res.* 41:398-404
48. Denry IL., Holloway JA. (2006). Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomater:* 440-448.
49. Denry IL., Lejus AM., Théry J., Masse M. (1999). Preparation and characterization of a new lithium-containing glass-ceramic. *Pergamon Materials Research Bulletin*, 34:1615-1627.
50. Dérand P, Dérand T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 13: 131–135.
51. Derand P., Vereby P. (1999). Wear of low fusing dental porcelains. *J Prosthet Dent.*, 81:460-463.
52. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, et al. (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc.* 23: 2975-82.
53. Drummond JL. (2003). Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. In: Eliades G., Eliades T., Brantley W.A., Watts D.C. Dental materials in vivo: aging and related phenomena. Carol stream: Quintessence Publ. Co. Inc. p.35-45.

54. Dündar M., Özcan M., Çömlekoglu E., et al. (2005). Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont.* 18:71-72
55. Dündar M., Özcan M., Gökçe B., Çömlekoğlu E., Leite F., Valandro LF. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental materials* 23: 630–636.
56. Echeverria LM., Beall G. (1991). H.Enstatite Ceramics:Glass and Gel Routes. *J Ceramic Transactions*, 20:235-244.
57. Erçoban E. (1998). İki farklı kor yapım tekniğine sahip in Ceram ve IPS Empress tam porselen sistemlerinin farklı dentin kalınlıkları ve farklı fırınlama sayılarında gösterdikleri renk değişikliklerinin incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara.*
58. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent. Nov;37(11):848-56.*
59. ESPE (1998). Clinical Report Product Dossier CoJet; No:3.
60. ESPE (2000). Product information Rocatec. Seefeld, Almanya.
61. Fischer J., Grohmann P., Stawarczyk B. (2008). Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites. *Dental Materials Journal* 27(3): 448 –454.
62. Fischer J., Stawarczyk B. (2007). Compatibility of machined Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater.* 23: 1500-1505.
63. Fischer J., Stawarczyk B., Trottmann A., Hämmerle CH. (2007). Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia

frameworks on *in vitro* fracture load of single crowns. *Dent Mater J. Nov;26(6):766-72.*

64. Fischer J., Stawarczyk B., Trottman A., Hämmerle CH. (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater. Apr;25(4):419-23.*
65. Fleming GJ., El-Lakwah SF., Harris JJ., Marquis PM. (2004). The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mater. 20:142–9.*
66. Frankenberger R., Kramer N., Sindel J. (2000). Repair strength of etched vs silica coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent., 25: 209-15.*
67. Frankenberger R., Kramer N., Sindel J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restoration. *Oper Dent; 25: 209-219.*
68. Garvie RC., Hannink RH., Pascoe RT. (1975). Ceramic steel? *Nature 258: 703-704.*
69. Giordano RA. (2000). Comprasion of all-ceramic restorative systems: part 2. *Gen Dent. 48: 38-40, 43-5.*
70. Glauser R., Sailer I., Wohlwend A., Studer S., Schibli M., Schärer P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont. May-Jun;17(3):285-90.*
71. Goodacre CJ, Van Roekel NB, Dykema RW, Ullmann RB. (1977). The collarless metal-ceramic crown. *J Prosthodont. Dec;38(6):615-22.*

- 72.Gökçe B. (2004). Farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiş diş yüzeylerine yapıştırılan tüm seramik materyallerin bağ dayanımlarının araştırılması. *Doktora tezi İzmir.*
- 73.Gökçe H.S., Beydemir B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4): 457-463.
- 74.Grant KL., Rawlings RD., Sweeney R. (2001). Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics. *J Mater Sci Mater Med* 12: 557-564.
- 75.Guazzato M., Albakry M., Ringer SP., Swain MV. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure analysis of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics, *Dent Mater.* 20: 440–456
- 76.Guazzato M., Alkbakry M., Swain MV., Ironside J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int Prosthodont.* 15: 339-46.
- 77.Guazzato M., Proos K., Quach L. et al. (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 25:5045-5052
- 78.Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 33: 9-18.
- 79.Guess PC., Kulis A., Witkowski S., Wolkewitz M., Zhang Y., Strub JR. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* Nov;24(11):1556-67.
- 80.Gugenberger R. (1989). Haftung durch triboschermische beschichtung. *Dtsch Zahnarztl Z.* 44: 874-6.

81. Guo X. (1999). On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *J Pyphysics Chem Solids*. 60: 539-46.
82. Guzzato M., Proos K., Sara G., Swain MV. (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosth* 17:142-149.
83. Hadavi F., Hey J.H., Ambrose E.R., Louie P.W., Shinkewski DJ. (1993). The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*; 18:61-5.
84. Hammad IA., Goodkind RJ., Gebrich WW. (1987). A shear test for bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent* 58(4):431-7
85. Hammad IA., Talic YF. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet* 75(6): 602-8.
86. Hansen PA., West LA. (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 6: 144-148.
87. Hara AT., Pimenta LAF. (2001). Rodrigues Jr. A.L.; Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials* 17: 165-169.
88. Harry PP., Steven MM., Russell AG., Richard Pober. (2006). *In vitro* evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*;96:154-64.
89. Haselton D.R, Diaz-Arnold A.M, Hills S.L. (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 83: 396–401.
90. Hemler JD., Driskell TD. (1969). Research on bioceramics. Symp. on Use of Ceramics as Surgical Implants. *South Carolina (USA): Clemson University*.

91. Hochman N., Zalkind M. (1999). New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent. May*;81(5):625-9.
92. Hondrum SO. (1992). A review of strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*;67:859-65.
93. Isgro G., Pallav P., JM. van der Zel and Feilzer AJ. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic, *J Prosthet Dent* 90pp. 465–473.
94. ISO CD TR 11405. (1991). Guidance on testing of adhesion to tooth structure. *Dent Mat.*
95. Ivoclar Report. (2001). No: 14, Schaan Liechstein
96. Ivoclar-Vivadent. (1998). Ivoclar report. IPS Empress 2. December, No: 12
97. Ivoclar-Vivadent. www.ivoclarvivadent.com/content/products/detail.aspx?id=mcr_t1_1334735115&product=IPS+e.max+system+dentist
98. Jeneric/Pentron, Deutschland GmbH. (2001). Die zukunft der vollkeramischen brücken ist gekommen- mit OPC 3G.
99. Jones DW. (1985). Development of dental ceramics. *Dent Clin North Am.* 29: 621-644.
100. Josset Y., Oum' Hamed Z., Zarrinpour A., Lorenzato M., Adnet JJ., Laurent-Maquin D. (1999). *In vitro* reactions of human osteoblasts in culture with zirconia alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 47: 481-493.
101. Juvinall RC., Marshek KM. (1991). Fundamentals of machine component design (2nd ed), Wiley, New York.
102. Kavo. www.kavo-everest.com/En/zahnarzt/cadcam/engine.asp?navid=50074&lan=En

103. Kavo. www.kavo-everest.com/En/zahnarzt/cadcam/scan.asp?navid=550073&lan=En
104. Kavo. www.kavo-everest.com/En/zahnarzt/cadcam/therm.asp?navid=550075&lan=En
105. Kavo. www.kavo-everest.com/En/zahntechniker/materialien/start.asp?navid=500081&lan=En
106. Keith O., Kusy RP., Whitley JQ. (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop. Dec; 106(6):605-14.*
107. Kell JR., Nishimura I., Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Pros. Dent., 75/1:18-32.*
108. Kelly JR., Tesk JA. and Sorensen JA. (1995). Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling, *J Dent Res* 74, pp. 1253–1258.
109. Kern M., Knode H, Strubb JR. (1991). The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int; 22:257-62.*
110. Kern M., Thompson YP. (1994). Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent. 71:453-61.*
111. Kern M., Wegner SM. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. [*Dent Mater. Jan; 14\(1\):64-71.*](#)
112. Kohal RJ., Klaus G. (2004). A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent. Apr; 24(2):147-53.*

113. Kosmač T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426-433.
114. Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. (2000). Strength and reliability of surface treated YTZP dental ceramics. *J Biomed Mater. Res*; 53: 304-313.
115. Kurbad A., Reichel K. (2005). In EOS-new system component in Cerec 3D. *Int J Comput Dent.*, 8:77-84.
116. Kuwata M. (1990). Metallkeramik, Deutsche Übersetzung von Alfons Schmidseider. *Stuttgart-München*.
117. Lang SA., Star CB. (1992). Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 67: 590-94.
118. Laufer BZ., Nicholls JL., Townsend II. (1988). S:OX-C coating: A composite to metal bonding mechanism. *J Prosthet Dent* 60:320-8.
119. Lavine MH, Custer RF. (1966). Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. *J Dent Res* 45:32-6
120. Lawn BR., Deng Y., Thompson VP. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*. 86:495-510.
121. Lawson S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc.* 15:485-502.
122. Lehner C., Studer S., Brodbeck Urs. (1997). Short-term Results of IPS-Empress Full-Porcelain Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 6/1,20-30.
123. Lehner CR., Margolin MD., Scharer P. (1995). Schweiz Monatsschr Zahnmed. 105(12):1560-75.

124. Li J-F., Watanabe R. (1998). Phase transformation in Y_2O_3 – partially-stabilized ZrO_2 polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. *J Am Ceram Soc.* 81: 2687-778.
125. Lilley E. (1990). Review of low temperature degradation in YTZPs. In: Tressler RE, McNallan M, editors. Ceramic transaction: corrosion and corrosive degradation of ceramics. Westerville: American Ceramics Society. p. 387-407
126. Lin S., Caputo AA., Eversole LR., Rizioiu L. (1999). Topographical characteristic and shear bond strength of tooth surface cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthetic Dent.* 82: 451-455
127. Lindemann W. (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. *ZMK* 5: 280-285.
128. Lindemuth J.S. (2000). Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Military Medicine Vol.* 165 10: 742
129. Luthardt RG., Holzhueter MS., Rudolph H., Herold V., Walter MH. (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 20: 655-662.
130. Luthardt RG., Sandkuhl O., Reitz B. (1999). Zirconia-TZP and alumina— advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 7:113–9.
131. Lüthy H., Loeffel O., Hämmerle CHF. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 22:195-200.
132. MacCulloch WT. (1968). Advances in dental ceramics. *Br Dent J.* Apr 16;124(8):361-5.

133. Mackert JR Jr., Parry EE., Hashinger DT., Fairhurst CW. (1984). Measurement of oxide adherence to PFM alloys. *J Dent Res.* 63:1335-40.
134. McLaren EA., White SN. (2000). Survival of In-Ceram crown in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 83:216-22.
135. McLean JW. (1980). Aesthetic in restorative dentistry: the challenge for the future. *Br. Dent J. Dec 16;149(12):368-74.*
136. McLean JW. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent. Jan;85(1):61-6.*
137. McLean JW., Hughes TH. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J. 119: 251-267.*
138. Meyenberg KH., Lüthy H., Schärer P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 7(2):73-80.
139. Munoz-Saldana J., Balmori-Ramirez H., Jaramillo-Vigueras D., Iga T., Schneider GA. (2003). Mechanical properties and low temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res.* 24:15-24.
140. Naylor P., Beatty E. (1992). Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dental Clinics of North America.* 36/3: 665-689.
141. Nielsen JP., Tuccillo JJ. (1972). Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. *J Dent Res.* 51(4):1043-7.
142. O'Brien JW. (1985). Magnesia Ceramic Jacket Crown. *Dent Clin North Am* 29:719-23.

143. O'Brien WJ. (1997). *Dental Materials and Their Selection* 2nd edition. Chicago, Berlin, London Tokyo, Paris: *Quintessence Publishing Co, Inc.*
144. O'Brien WJ., Craig RG., ed. (1977). Dental porcelains. *Dental material review. Ann Arbor: Univ. Of Michigan Press*; 123-35.
145. Omdan P., Andersson B. (2001). Procera Allceram followed for 5 to 10,5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 14: 504-509
146. Ottl P., Piwowarczyk A., Laueur C. (2000). The Procera AllCeram System. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 20:151-61.
147. Özcan M., Pfeiffer P., Nergiz Y. (1998). A brief history and current status of metal/ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int.* 29: 713-24.
148. Pallis K., Griggs JA., Woody RD., Guillen GE., Miller AW. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 91: 561-9.
149. Panchim M., Urapepan S., Kanhanavas W. (2003). Bond strength of 8 base metal alloys with 3 porcelains. Mohidal University master of science june 6
150. Patil RN., Subbarao EC. (1969). Axial thermal Expansion of ZrO_2 and HfO_2 in the range room temperature to 1400. *J Appl Cryst.* 2: 281-288.
151. Peregrina A., Schorr BL., Eick JD., Robinson SJ., Feil PH. (1992). Measurement of oxide adherence to silver-free high-palladium alloys. *Int J Prosthodont* 5:173-8.

152. Piconi C., Burger W., Richter GH., Cittadini A., Maccauro G., Covacci V., et al. (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*. 19:1489-94.
153. Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 20:1-25.
154. Piddock V., Marquis PM., Wilson H. (1987). The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. *J Dent*. 15:153-158.
155. Piddock V., Qualtrough A. J., Slevin A., Fernandes J. C. (1995). Lithium ion strengthening of dental porcelain. *Int J Prosthodont*. 8:280-284.
156. Probst L., Diehl J. (1992). Slipcasting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*. 23:25-31.
157. Qualtrough AJ., Piddock V. (1997). Ceramics update. *J Dent*. 25:91-95.
158. Qualtrough AJ., Piddock V. (1999). Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update*, 26:65-68.
159. Qualtrough AJ., Piddock V. (2002). Dental ceramics: What's new?. *Dent Update*., 29:25-33
160. Quintas A.F., Oliveira F., Bottino M.A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 92: 250- 257.
161. Raigrodski A. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 48: 531-544.
162. Readey MJ., Mc Callen CL., Mc Namara PD., Lawn BR. (1993). Correlations between flaw tolerance and reliability of ceramics. *J Mater Sci* 28: 2748-2752.
163. Retief DH. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 4: 231-236.

164. Richter HG., Burger W., Osthues F. (1994). Zirconia for medical implants- the role of strength properties. *In: Andersson OH, Yli-Urpo A editors Bioceramics 7 London: Butterworth- Heinemann Publ. 401-406.*
165. Riley EJ. (1977). Ceramo-metal restoration. State of the science. *Dent Clin North Am. Oct;21(4):669-82.*
166. Rimondini L., Cerroni L., Carraci A., Torricelli P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants 17: 793-798.*
167. Roark RJ, Young WC. (1986). Formulas for stress and strain. 5th ed. New York: McGraw-Hill.
168. Rogers OW. (1979). The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. *Aust. Dent J. Jun;24(3):163-70.*
169. Rosenblum MA., Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc 128: 297-307.*
170. Rosenstiel SF., Land MF., Fujimoto J. (2001). J. Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Lois: The C.F. Mosby Company.
171. Rudolph H., Quaas S., Luthardt R. (2003). CAD/CAM-Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z 58: 559-569.*
172. Russell MM., Anderson M., Dhalma K., Kazzoog ME., Lang BR. (1995). A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int. 26: 757-763.*
173. Sato TS., Shimada M. (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO_2 polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc 68: 356-359.*
174. Scarano A., Piattelli M., Caputi S., Favero GA., Piattelli A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks. *J Periodontol 75: 292-296.*

175. Sced IR., Mc Lean JW. (1972). The strength of metal-ceramic bonds with base metals containing chromium. *Br Dent J* 21(3):232-4.
176. Schmitz K., Schulmeyer H. (1975). Determination of the adhesion of dental metal-porcelain bonding systems. *Dental Labor*;23:1416–20.
177. Schwickerath H. (1988). Ceramic-metal crowns. *Quintessenz Zantech. Oct*;14(10):1147-51.
178. Seghi RR., Sorensen JA. (1995). Relative flexural of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont. May-Jun*;8(3):239-46.
179. Shell J.S, Nielsen J.P. (1962). Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res. Nov-Dec*;41:1424-37.
180. Shell JS., Neilsen JP. (1962). Study of between gold alloys and porcelain. *J Dent Res. 41*:1424-37.
181. Siemens-Sirona. www.infinident.gb.com/ecomaXL/index.php?site=INF_UK_presentation.
182. Sjögren G., Lantto R., Tillberg A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent.*, 81:277-284.
183. Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. (1994) In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J Prosthodont. 3*:138-44.
184. Spelt JK., Rotenberg Y., Absolom DR. and Neumann AW. (1987). Sessile-drop contact angle measurements using axisymmetric drop shape analysis. *Colloids&Surfaces. 24*:127-137.
185. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ.(2007). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater. Jan*;23(1):106-14.

186. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater. Jan;23(1):115-23*
187. Suarez MJ., Lozano JFL., Paz Salido MP., Martinez F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont. 17:35-8*
188. Sundh A., Molin M., Sjogren G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater. 21:476-482.*
189. Sundh A., Sjögren G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater. Aug;22(8):778-84. Epub 2006 Jan 18.*
190. Şenyılmaz P., Çiftçi Y., Canay Ş. (2004). Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 6/2:32-37.*
191. Tchikawa Y., Akagawa Y., Nikai H., Tsuru H. (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent 68: 322-326.*
192. Theunissen GSAM., Bouma JS., Winnubst AJA., Burggraaf AJ. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci 27: 4429-4438.*
193. Thompson G. (2000) Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater. 16:235–43.*
194. Thompson GA., Runyan DA. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent, 92:486-490.*

195. Tiller HJ., Göbel R., Magnus B., Musil R., Bimberg R. (1990). Werkstoffliche Grundlagen zum Silicoater-MD-Verfahren (Plastic basics of Silicoater MD procedures). *Dent Labor* 38:78-82.
196. Timoshenko S. (1925). Analysis of bi-metal thermostats. *J Opt Soc Am Rev Sci Instrum.* 11(3):233–55.
197. Tinschert J., Natt G., Mauthsch W., Augthum M., Spiekermann H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 14:231-8.
198. Tinschert J., Natt G., Spiekermann H. (2001b). Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. *Dent Praxis* 12: 293-309.
199. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice KJ. (2000). Structural reliability of alumina-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent Sep*;28(7):529-35.
200. Toksavul S., Artunç C., Ulusoy M., Toman M. (2002). Tüm seramik kronlar. *İzmir.*
201. Toksavul S., Yılmaz G. (1995). Tüm seramik inlayler. *E.Ü. Diş Hek Fak Dergisi, İzmir.* 16 :123-128.
202. Tüzünsoy R. (1999). Tüm seramik kronlar ile metal destekli seramik kronlar arası kron uyumu karşılaştırılması. *Mezuniyet Tezi, E.Ü. Diş Hek Fak, İzmir.*
203. Versluis A., Tanbirojn D., Douglas WH. (1997). Why do shear bond test pull out dentin? *J Dent Res*;76:1298-307.
204. Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 32:180-187.
205. Vult von Steyern P., Jonsson O., Nilner K. (2001). Five –year evaluations of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont.* 14:379-

206. Wakabayashi N., Anusavice KJ. (2000). Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res*;79:1398–404.
207. Wall GJ., Cipra LD. (1992). Alternative Crown Systems. *Dental Clinics of North America* 36: 765-81.
208. Walton TR. (2002). An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont. Sep-Oct; 15(5): 439-45.*
209. Wassell R., Walls A., Steele J. (2002). Crowns and extra-coronal restorations: Material selection. *Br Dent J.*, 192:199-211.
210. Watanabe I. and Nakabayashi N. (1993). Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int.* 24: 335-342.
211. Webber B., McDonalds A., Knowles J. (2003). An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J. Prosthet Dent.* 154-60.
212. Weibull W. (1951). A statistical distribution function of wide applicability. *Journal of Applied Mechanics* 18:293–7.
213. Wildgoose DG., Johnson A., Winstanley RB. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical review. *J. Prost. Dent.* 91/2:136-143.
214. Witkowski S. (2005). (CAD-)CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol* 1-16.
215. Wohlwend A. (1987). Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzten. *European patent 0231773.*
216. Wolceram. www.wolceram.de.

217. Wood D.J, Bubb N.L, Millar B.J, Dunne S.M. (1997) Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etching resistant dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 78: 275–280
218. Yoshinari M., Derand T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*;7:329-38.
219. Yüksel G., Çekiç C., Özkan P. (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg* 10: 79-89.
220. Zalkind M., Hochman N. (1998). Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent. Dec*;80(6):730-2.
221. Zeng K., Oden A., Rowcliffe D. (1996). Flexure tests of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 9: 434-439 .
222. Zhang Y., Lawn BR., Malament KA., Thompson VP. (2006). Damage accumulation and fatigue life of particleabraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 19: 442-448.
223. Zirkonzahn. (2006). *Keramik Ice Information for dentist.*

ÖZGEÇMİŞ

01.08.1979 yılında Sakarya’da doğdum. İlkokulu Sabihanım İlkokulu’nda okudum. Ortaokulu Adapazarı Atatürk Ortaokulunda ve lise öğrenimimi Adapazarı Atatürk Lisesi’nde tamamladım. 1998 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nde yüksek öğrenimime başladım. 2004 yılında aynı fakülteden mezun olarak Protetik Diş Tedavi’si Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladım.