

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
← Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**ZİRKONYA ALTYAPI ÜZERİNE UYGULANAN
SERAMİKLERİN İSİSAL DEĞİŞİMLERİNİN BAĞLANTI
DAYANIMLARINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

YEŞİM ÖLÇER US

**DANIŞMAN
PROF. DR. BETÜL TUNCELLİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON KÖPRÜ PROTEZLERİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2014

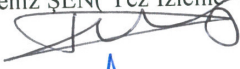
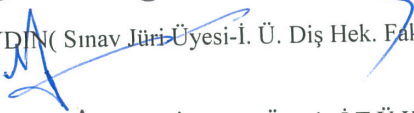
TEZ ONAYI

—İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. Yeşim Ölçer Us tarafından hazırlanan Zirkonya Altyapı Üzerine Uygulanan Seramiklerin Isısal Değişimlerinin Bağlantı Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

23 / 10 / 2014

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

- 1.Prof. Dr. Betül TUNCELLİ (Danışman- İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 2.Prof. Dr. Deniz ŞEN(Tez İzleme Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 3.Prof. Dr. Murat AYDIN(Sınav Jürisi Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 4.Prof. Dr. Gültekin GÖLLER(Tez İzleme Üyesi- İ.T.Ü.Kimya Met. Fak. / Met. ve Malz. Müh. Bölümü) 
- 5.Prof. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR (Sınav Jürisi Üyesi-İ. Ü. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Yeşim ÖLÇER US



İTHAF

Kızıma, Eşime ve Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince benden değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen, başarılı bir akademisyen olma yolunda beni her zaman destekleyen ve bana yol gösteren değerli hocam ve danışmanım Kuron Köprü Protezleri Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli**'ye,

Doktora ve tez çalışmalarım sırasında değerli fikirlerine ve tecrübelerine başvurduğum **Sayın Prof. Dr. Deniz Şen**'e,

Doktora eğitimimde emeği geçen ve beni her zaman destekleyen anabilim dalımızın tüm değerli öğretim üyelerine,

İ.T.Ü. Kimya ve Metalurji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan ve mikroyapı analizlerinin değerlendirilmesi başta olmak üzere bana birçok konuda yardımcı olan **Sayın Prof. Dr. Gültekin Göller**'e,

İ.T.Ü Kimya ve Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında SEM ve XRD analizlerinde bana yardımcı olan ve her türlü kolaylığı sağlayan **Sayın Hüseyin Sezer** ve **Talat Tamer Alpak**'a,

İstatistiksel analizlerde bana yardımcı olan İ.Ü.Tıp Fakültesi öğretim üyesi **Sayın Prof. Dr. Halim İşsever**'e,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca bana maddi ve manevi her türlü desteği gösteren sevgili **aileme**,

Doktora çalışmalarım süresince beni sabır ve anlayışla destekleyen, tezin hazırlanmasında çok değerli emekleri bulunan sevgili eşim **Caner**'e,

Teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:**24120**

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İ
BEYAN.....	İİ
İTHAF.....	İİİ
TEŞEKKÜR.....	İV
İÇİNDEKİLER	V
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. DENTAL SERAMİKLER	2
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	2
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri	5
2.1.4. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Artırma Yöntemleri.....	6
2.1.4.1. Artık Baskı Gerilimlerinin Yüzeye Çıkarılması	6
İyon Değişimi (Kimyasal Temperleme).....	6
Isı Genleşme Katsayısı Farkı	7
Isısal Temperleme	7
2.1.4.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu	7
2.1.4.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi.....	7
2.1.4.4. Cam İnfiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi	8
2.1.4.5. Restorasyonun Optimum Dizaynı ile Gerilimle Azaltılması	8
2.1.4.6. Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening).....	8
2.2. TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	10
2.2.1. Alümina Esaslı Seramikler	10
2.2.1.1. Vitadur-N	10
2.2.1.2. Cerestore	11

2.2.1.3. Hi-Ceram.....	11
2.2.1.4. In-Ceram	11
2.2.1.5. Procera AllCeram.....	12
2.2.2. Güçlendirilmiş Geleneksel Feldspatik Seramikler.....	13
2.2.2.1. Optec HSP	13
2.2.2.2. Mirage 2	13
2.2.3. Cam Seramikler	13
2.2.3.1. Dicor.....	13
2.2.3.2. Cerapearl.....	14
2.2.3.3. IPS Empress	14
2.2.3.4. IPS-Empress II	15
2.2.4. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	15
2.3. DIŞ HEKİMLİĞİ'NDE ZİRKONYA.....	15
2.4. ZİRKONYANIN MİKROYAPISI	17
2.4.1. Stabil Olmayan “Saf” Zirkonya (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia).....	17
2.4.2. Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)	18
2.4.3. Tam Stabil Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia).....	19
2.5. ZİRKONYANIN ÜRETİMİ	19
2.5.1. Kopya-Freze Tekniği	20
2.5.2. CAD/CAM Sistemleri.....	20
Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya).....	24
Procera Sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)	25
DC-Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre).....	26
Cercon Sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)	26
Lava Sistemi (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya).....	27
Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya).....	27
Celay Sistemi (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya).....	28
Zirkonzahn Sistemi (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya)	29
2.6. ZİRKONYANIN FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ	29
2.7. ZİRKONYANIN BİYOLOJİK UYUMU.....	31
2.8. ZİRKONYANIN YAŞLANMASI (AGING).....	31
2.9. ZİRKONYA ALTYAPI ÜZERİNE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN UYGULANMASI.....	32

2.10. ZİRKONYA ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN BAĞLANTISI	34
2.11. ZİRKONYA ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN BAĞLANTI DAYANIMINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	34
2.11.1. Isı Genleşme Katsayısı.....	34
2.11.2. Elastiklik Modülü.....	35
2.11.3. Cam Transisyon Isısı.....	36
2.11.4. Altyapı ve Üstyapı Seramiklerinin Kalınlıkları	36
2.11.5. Altyapı Materyalinin İletkenliği	37
2.11.6. Yüzey Uygulama İşlemleri	38
2.11.6.1. Aşındırma	38
2.11.6.2. Kumlama	39
2.11.6.3. Cilalama	40
2.11.6.4. Liner uygulaması.....	40
2.11.7. Fırınlama İşlemleri.....	40
2.11.7.1. Sıcaklık.....	40
2.11.7.2. Soğutma İşlemi.....	41
2.11.7.3. Tekrarlanan Fırınlamalar.....	42
2.12. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIM TESTİ.....	42
2.13. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOP (SEM) İNCELEMELERİ.....	43
2.14. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ (XRD).....	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	46
3.2. ZİRKONYA ALTYAPI DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	48
3.3. ÜSTYAPI SERAMİKLERİNİN UYGULANMASI VE FIRINLAMA İŞLEMİ .54	
3.4. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIM TESTİNİN UYGULANMASI.....	58
3.5. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOPU (SEM) İNCELEMELERİ	59
3.6. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ (XRD).....	61
3.7. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	62
4. BULGULAR.....	63
4.1. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIMI BULGULARI	63
4.1.1. IPS e.max Ceram Grubu	63
4.1.2. Vita VM9 Grubu	64
4.1.3. GC Initial Zr-FS Grubu	65

4.1.4. Tüm Gruplara İlişkin Değerlendirmeler	67
4.2. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ BULGULARI.....	72
4.3. MİKROYAPI ANALİZİ BULGULARI.....	77
5. TARTIŞMA	84
KAYNAKLAR	108
ÖZGEÇMİŞ	135

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Y-TZP'nin özellikleri	30
Tablo 2-2: Farklı malzemelerin ısısal iletkenlikleri(8)	37
Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller.....	46
Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan üstyapı seramiklerinin 1. Dentin Fırınlama ve Cam Transisyon Isıları	47
Tablo 3-3: Deney gruplarının oluşturulması.....	48
Tablo 3-4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya altyapının özellikleri.....	53
Tablo 3-5: Çalışmamızda kullanılan üstyapı seramiklerinin özellikleri	55
Tablo 3-6: IPS e.max Ceram Fırınlama Dereceleri	56
Tablo 3-7: Vita VM9 Fırınlama Dereceleri	57
Tablo 3-8: GC Initial Zr-FS Fırınlama Dereceleri.....	57
Tablo 4-1: Farklı ısıtma işlem uygulanmış IPS e.max Ceram Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri	63
Tablo 4-2: Farklı ısıtma işlem uygulanmış Vita VM9 Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri	65
Tablo 4-3: Farklı ısıtma işlem uygulanmış GC Initial Zr-FS Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri	66
Tablo 4-4: Tüm grupların makaslama bağlantı dayanımı değerleri	68
Tablo 4-5: Tüm grupların makaslama bağlantı dayanımı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları	69
Tablo 4-6: X-ışını difraksiyon analizi sonuçları.....	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dental seramiğin atomik yapısı.....	4
Şekil 2-2: Kimyasal Temperleme	6
Şekil 2-3: Dönüşüm tokluğu mekanizmasının şematik çizimi	9
Şekil 2-4: Cercon Smart Sistem ve sinterizasyon ünitesi	27
Şekil 2-5: Vita Celay bloklar ve freze ünitesi.....	29
Şekil 3-1: Paslanmaz çelik disk	48
Şekil 3-2: Paslanmaz çelikten hazırlanan test düzeneği ve anahtarı.....	49
Şekil 3-3: Titanyum dioksit sprej uygulanmış test düzeneğinin Kavo Everest tarayıcı ünitesine yerleştirilmesi	49
Şekil 3-4: Kavo Everest tarayıcı ünitesi	50
Şekil 3-5: Optik tarama ve sanal modelin ekrana yansıtılması.....	50
Şekil 3-6: Kavo Everest ZS Blok ve aşındırma esnasında kullanılan frezler	51
Şekil 3-7: Kavo Everest aşındırma ünitesi.....	51
Şekil 3-8: Kavo Everest sinterleme fırını	52
Şekil 3-9: Tamamlanmış Kavo Everest altyapı örneği	52
Şekil 3-10: Tamamlanmış altyapı örneği kalınlığının tespiti.....	53
Şekil 3-11: Kumalama cihazının ucunu sabit pozisyonda tutan düzenek ve altyapı örneklerinin yüzeyinin kumlanması.....	54
Şekil 3-12: Standart üstyapı seramik kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp.....	55
Şekil 3-13: Deney örneklerinin fırınlanması	56
Şekil 3-14: Paslanmaz çelikten hazırlanan test düzeneği ve anahtarı.....	58
Şekil 3-15: Üniversal test cihazı ve kırılan örneğin test cihazındaki görüntüsü	59
Şekil 3-16: Alan Saçılmalı Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)	60
Şekil 3-17: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı	60
Şekil 3-18: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı	61
Şekil 4-1: Farklı ısı işlem uygulanmış IPS e.max Ceram Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	64
Şekil 4-2: Farklı ısı işlem uygulanmış Vita VM9 Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	65

Şekil 4-3: Farklı ısıtma işlemi uygulanmış GC Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	67
Şekil 4-4: Maksimum/dk. (pişim tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak) soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	70
Şekil 4-5: 75°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	70
Şekil 4-6: 50°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	71
Şekil 4-7: 25°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği.....	71
Şekil 4-8: Farklı ısıtma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri grafiği.....	72
Şekil 4-9: IPS Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi	73
Şekil 4-10: IPS 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	73
Şekil 4-11: IPS 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	73
Şekil 4-12: IPS 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	74
Şekil 4-13: Vita Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi	74
Şekil 4-14: Vita 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	74
Şekil 4-15: Vita 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	75
Şekil 4-16: Vita 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	75
Şekil 4-17: GC Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	75
Şekil 4-18: GC 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	76
Şekil 4-19: GC 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	76
Şekil 4-20: GC 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi.....	76
Şekil 4-21: IPS Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500).....	77
Şekil 4-22: IPS 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	78
Şekil 4-23: IPS 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	78
Şekil 4-24: IPS 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	79
Şekil 4-25: Vita Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500).....	79
Şekil 4-26: Vita 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500).....	80
Şekil 4-27: Vita 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500).....	80
Şekil 4-28: Vita 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500).....	81

Şekil 4-29: GC Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	81
Şekil 4-30: GC 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	82
Şekil 4-31: GC 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	82
Şekil 4-32: GC 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)	83

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Y-TZP: Yttrium ile stabilize zirkonya polikristali

PSZ: Yarı stabilize zirkonya

CAD/CAM: (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)- Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim

T: Tetragonal

M: Monoklinik

(t→m): Tetragonal – monoklinik faz değişimi

HIP: (Hot Isostatic Pressed) Aşındırma işlemi öncesi sinterlenmiş blok

Non-HIP: (non Hot Isostatic Pressed) Aşındırma işlemi öncesi sinterlenmemiş blok

XRD: (X-ray Diffraction) X-ışını difraksiyon analizi

SEM: (Scanning Electron Microscope) Alan Saçılmalı Tarama Elektron Mikroskobu

IGK: Isı Genleşme Katsayısı

SBS: (Shear Bond Strength) Makaslama Bağlantı Dayanımı

CTE: (Coefficient of Thermal Expansion) Isı Genleşme Katsayısı

SiO₄: Silisyum tetrahedra

La₂O₃: Lantan oksit

Al₂O₃: Alüminyum oksit

MgAl₂O₃: Magnezyum alüminyum oksit

MPa: Megapaskal

ZrO₂: Zirkonyum oksit

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat, Zirkon

CaO: Kalsiyum oksit

MgO: Magnezyum oksit

Y₂O₃: Yttrium oksit

CNC: (Computer Numerical Control) Bilgisayar Sayımlı Yönetim

ÖZET

Ölçer Us Y, Zirkonya Altyapı Üzerine Uygulanan Seramiklerin Isısal Değişimlerinin Bağlantı Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi, İstanbul 2014.

Kuron ve köprü protezlerinin altyapılarında zirkonya esaslı malzemelerin kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Zirkonya ile yapılmış restorasyonların klinik başarısı, altyapı ve üstyapı seramiklerin bağlanmasıyla büyük ölçüde etkilenmektedir. Yapılan çalışmalarda üstyapı seramiğinde görülen kırılmaların en sık görülen komplikasyon olduğu bildirilmiştir. Bu başarısızlığa altyapı-üstyapı arasında IGK farkı, üstyapı seramiğinin kalınlığı ve fırınlama sonrası soğuma sürecindeki ısısal değişimlerin neden olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlaması sırasında görülen ısısal değişimlerin bağlantı dayanımlarına etkisinin mekanik testler uygulanarak araştırılmasıdır. Çalışmamızda CAD/CAM sistemi (Kavo Everest) kullanılarak zirkonya bloklardan standart boyutta örnekler hazırlandı. Hazırlanan altyapı seramiği üzerine 3 farklı üst yapı seramiği kullanıldı. Örnekler üstyapı seramik uygulamasından sonra 4 farklı soğutma işlemi uygulandı. Materyalin bağlantı dayanımının belirlenmesi amacıyla Universal test cihazı ile örnekler makaslama testi uygulandı, bu test sonucu elde edilen yüzeyler SEM kullanılarak incelendi. Bu işlemlerin ardından XRD yöntemi ile materyalin yapısında oluşması muhtemel faz değişimi olup olmadığı belirlendi. Çalışmamızın istatistiksel analizinde One-way ANOVA ve Tukey HSD testleri kullanıldı.

Sonuç olarak, çalışmamızın mekanik test bulguları, zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlaması sırasında görülen ısısal değişimlerin, bağlantı dayanımlarını etkilediğini göstermiştir. Hızlı soğutma işleminin bağlantı dayanımını azalttığı tespit edilmiştir. En düşük makaslama bağlantı dayanımı GC Maksimum grubunda, en yüksek makaslama bağlantı dayanımı ise Vita VM9 grubunda elde edilmiştir. Mekanik özelliklerdeki azalmanın yanı sıra, hızlı soğutma işlemi uygulanan gruplarda yüzeyde monoklinik faz oranında artış gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, üstyapı seramiği, CAD/CAM, bağlantı dayanımı, soğutma işlemi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:24120

ABSTRACT

Ölçer Us Y, Evaluation of the effects of thermal changes on the bond strength between zirconia framework and veneering porcelain during firing process. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD. Thesis, Istanbul 2014.

The use of zirconia frameworks for fixed dental prostheses has been increasing in recent years. The clinical success of zirconia restorations are being substantially influenced due to adhesion of the veneering ceramic to the ceramic framework. In the same studies reported that the chipping of the veneering porcelain was described as the most frequent complication. Undesirable thickness of veneering porcelain, cooling rates of the firing process and mismatch of CTE between veneering ceramic and framework was determined as the reason of this complication. The aim of this study is to evaluate the effect of thermal changes to bond strength during the process of veneering porcelain on zirconia framework.

Initially, standard frameworks were prepared from zirconia blocks by using CAD/CAM system (Kavo Everest). Three different types of veneering porcelain were used on the framework prepared. Subsequently, these prepared specimens were cooled in 4 different procedures during firing process. Shear bond strengths (SBS) were determined using a universal testing machine. The surfaces of the samples were examined with a scanning electron microscope. Following on these processes, the possible occurrence of a phase transformation of zirconia was analyzed with X-Ray Diffraction Analysis (XRD) . Data were statistically analyzed One-way ANOVA and Tukey's HSD tests ($\alpha=.05$).

In conclusion, for the tested groups, the highest SBS value was $30,79 \pm 7,92$ MPa for the group Vita-25 and the lowest SBS value was $18,09 \pm 9,00$ MPa for the group of GC-maximum. Multiple comparisons test revealed increased SBS values in groups that were processed with the slow cooling procedure.

Key Words: Zirconia, Veneering porcelain, CAD/CAM, Bond strength, Cooling procedure

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No: 24120

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, estetik beklentilerin artması ve teknolojik gelişmeler, uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyolojik olarak uyumlu, metal altyapının sağladığı mekanik özelliklere sahip farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır(1, 2). Ancak, kırılganlıkları ve gerilimler karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tam seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişler ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde arka bölge dişlerde de uygulama alanı bulmuştur. Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır(3-5).

Restorasyonlara, doğal görünümü elde etmek için opak zirkonya altyapı üzerine feldspatik porselen ya da zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır(6). Üretim ve üstyapı uygulanması sırasında uygulanan ısısal işlemler materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Altyapının mekanik özellikleri restorasyonun başarısını tek başına etkileyen bir faktör değildir. Üstyapı seramiğinin zayıf olması, dayanıklı altyapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte üstyapıda kırık oluşumu şeklinde başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir(7). Bu başarısızlığa altyapı-üstyapı arasında ısı genleşme katsayısı farkı, üstyapı seramiğinin kalınlığı ve fırınlama sonrası soğuma sürecindeki ısısal değişimlerin neden olduğu belirtilmiştir(8).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca ‘yanık madde’ anlamına gelen ‘keramos’ kelimesinden türetilmiştir(9). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılan seramik, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve poröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun olmamıştır. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir(10).

‘Porselen’, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Porselen seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. Benzer şekilde, ‘Dental seramikler’ ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparan özelliktedir. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır(11).

Diş hekimliğinde porselen ilk olarak 1774 yılında eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, diş hekimi Chemant yardımıyla ilk porselen protezleri üretmiş ve patent almıştır. O çağlarda porselen diş sanayi, Amerika’da büyük aşamalar göstermiş ve diş hekimlerine 1838’de hazır porselen dişler sunulmuştur(12). 1870’li yıllarda hazır porselen dişlerden aşındırılarak inleyler yapılmış ve porselen inleylerin üretimi konusunda gelişme sağlanmıştır(13). 1886’da Matteson altın yaprak ile ilk estetik kyonu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. 1895’te Land platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başarak caket kyon yapımını ortaya koymuştur(12, 14). Bu amaçla kullanılmak üzere ilk felspatik porselen 1963’te Vita Zahnfabrik tarafından

üretilmiştir. 1965 yılında McLean ve Huges tarafından porseleni güçlendirmek amacıyla alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilmesi gerçekleştirilmiştir. % 40-50 oranında Al_2O_3 içeren bir cam matriksten oluşan alüminöz altyapı seramiği ile porselen caket kuronların kırılma dayanıklılığı önemli ölçüde arttırılmıştır. Estetik avantajlarına karşılık dayanıklılığının düşük olması, kırılma dayanıklılığının fazla ve marjinal uyumun kötü olması sebebiyle, bu restorasyonlar çok uzun zaman yaygın kullanım alanı bulamamıştır. Feldspatik porselenin yapısı, metal bir altyapı kullanmadan, özellikle arka bölgede tam seramik kuron yapımı için oldukça zayıftır. Bu kuronlar ön bölgede başarıyla kullanılırken, molar dişlere yapılan tam seramik kuronlar aynı başarıyı gösterememiştir. Metal destekli seramik restorasyonların ortaya çıkmasıyla da platin foli tekniği yerine metal-seramik yapılar kullanılmaya başlanmıştır(14).

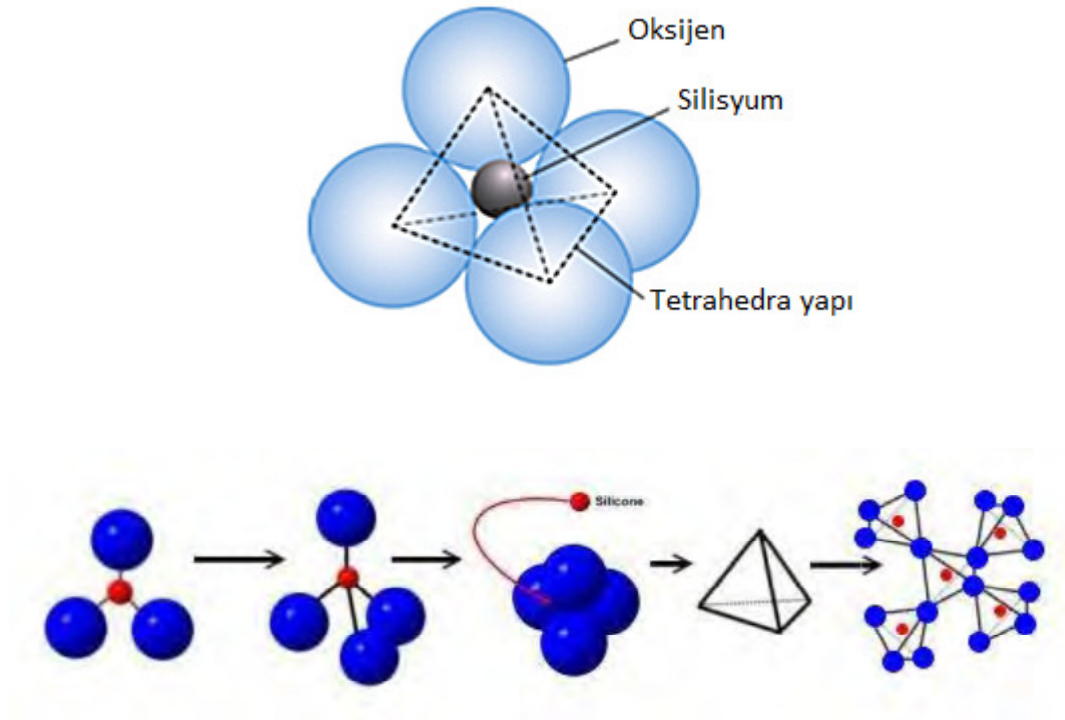
Tam seramik sistemlerdeki gelişmeleri, 1984 yılında Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı cam seramik tekniği (Dicor) izlemiştir. Aynı yıllarda Brugges, yeni bir refraktör day (ısıya dayanıklı day) metodu olan % 70 Alümina (Al_2O_3) içeren sistemi (Hi-Ceram) geliştirmiştir. 1989'da Sadoun tarafından, slip cast yöntemi ile elde edilen alümina altyapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistem (In-Ceram) kullanıma sunulmuştur. 1990'ların başında, basınç ile şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress) geliştirilmiştir. Bu döneme kadar kullanılan materyaller ile tam seramik kuron restorasyonları yapılabilmiş ancak köprü protezleri için yeterli dayanıklılık elde edilememiştir. 1990'ların sonunda geliştirilen, yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, basınç ile şekillendirilebilen cam seramik (IPS Empress II) malzemeler ile ikinci premolar dişlere kadar köprü protezlerinin yapımı mümkün olmuştur. Takip eden dönemlerde çok yüksek oranda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize (Procera All-Ceram) altyapı seramiği üretilmiştir (14-17).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biri olmuştur. Cam infiltre alüminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesiyle (In-Ceram Zirkonya) sertliği ve dayanıklılığı daha yüksek bir altyapı seramiği elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için ideal altyapı materyali arayışında geline son nokta Yttriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir. Diş hekimliğinde, hazır blokların bilgisayar destekli

üniteler ile aşındırıldığı tekniklerin de gelişmesiyle, zirkonyum oksit esaslı seramiklerin altyapı materyali olarak kullanımı artış göstermiştir.(14, 16, 18).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramiğin atomik yapısı dört oksijen (O^-) atomunun, merkezde yer alan bir silisyum (Si^{4+}) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır. SiO_4 dental seramiğin çekirdek yapısı olup; dental seramiği oluşturan feldspar, kaolen ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır(19).



Şekil 2-1: Dental seramiğin atomik yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan porselen % 12-22 kuartz (silika, kum), % 3-5 kaolen (kil), % 75-85 feldspar'dan meydana gelir. Ayrıca porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır (10, 20).

Feldspar, potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ /potas feldspar) ve sodyum alümina silikattan ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ / soda feldspar) oluşan bir eriticidir. Feldspar, ısıtılarak yumuşayan ve hafifçe akabilen cam faza ve lösite ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) ayrışır (14, 20). Fırınlama esnasında cam fazın yumuşaması porselen tozundaki partiküllerin birbirleriyle kaynaşmasını sağlar. Dental porselenlerde partiküllerin birleşmesi işlemine

‘sinterleme’ denir ve yüksek sıcaklıkta partiküller arasındaki, yoğun bir katı oluşturabilecek difüzyon olarak tanımlanır(14).

Kuartz (SiO_2)’ın erime derecesi 1700°C ’dir. Erime ısınıyı yükselterek seramiğin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Bunun yanında seramik kitlesine şeffaflık verir ve fırınlama sonrası büzülmeı engeller(12, 21, 22).

Kaolen toprak ve kil mineralleri içeren yapışkan ve plastik bir malzemedir. Suyla karıştırıldığında yapışkan bir hal almakta ve seramiğin işlenebilirliğini sağlamaktadır. Yüksek ısılara maruz kaldığında, kuartz partiküllerine yapışarak önemli derecede büzülme göstermektedir. Ayrıca opak yapısı nedeniyle, ışık geçirgenliğini azalttığından günümüz seramik sistemlerinin kaolin içermesi tercih edilmemektedir(10, 21, 23-26).

Seramikte bu üç ana maddeye ek olarak yer alan metal oksitler yapıya; sertlik, hidrolitik stabilite, düşük erime ısısı, devitrifikasyona ve akıcılığına karşı direnç gibi özellikleri vermektedir. Ancak, yüksek oranda kullanımları devitrifikasyona neden olmaktadır. Bu amaçla genellikle potasyum, kalsiyum ve sodyumoksit kullanılmaktadır. Cam modifiye ediciler olarak da adlandırılan metal oksitler, Si gibi cam yapıcı elementler ile oksijen arasındaki bağlanmayı azaltarak camın yumuşama ısınıyı düşürmektedirler. Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler, seramiğe doğal diş renginin verilebilmesi için kullanılan metal esaslı renk verici pigmentler olarak yer alırlar(21, 24, 26).

2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramik sert, katı ve aynı zamanda kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni doğal diş dokusunu, rengini ve translusentlik derinliğini taklit edebilen yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesi gösterir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine yakın olması, mikrosızıntı ve hassasiyet riskini azaltmaktadır. Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik ve alerjik etkiler seramiklerde görülmemektedir(27-29).

Dental seramiklerin baskı dayanımı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, germe dayanımı 20-60 MPa arasında olup oldukça düşüktür.

Materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0,1'den daha azdır(26).

2.1.4. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Artırma Yöntemleri

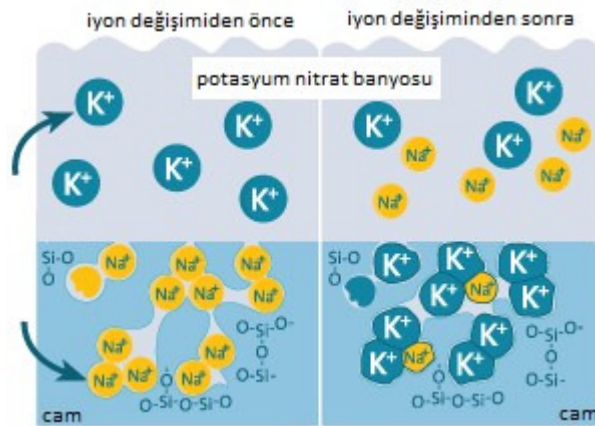
Seramiğin üstün estetik başarısı, baskı gerilimine karşı dayanımı, sertlik, kimyasal etkilere direnç ve biyolojik uyum gibi avantajlarına karşılık, düşük germe dayanımı ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına yol açmıştır.

2.1.4.1. Artık Baskı Gerilimlerinin Yüzeye Çıkarılması

Camın ve seramiklerin (kırılgan malzemelerin) güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, seramiğin yapısında var olan baskı gerilimlerini malzemenin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme; uygulanan kuvvetin bu iç gerilimlerle karşılanması ve böylece yapının içerisinde germe gerilimlerinin ortaya çıkmasının önlenmesidir.

İyon Değişimi (Kimyasal Temperleme)

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı kuvvetine dayanıklı ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde, yüzeyindeki sodyum iyonları %35 daha büyük olan potasyum iyonları ile yer değiştirmektedir. Daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması ile yüzeyde yaklaşık 700MPa'lık baskı gerilimi oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır(21, 22).



Şekil 2-2: Kimyasal Temperleme

Isı Genleşme Katsayısı Farkı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminin hacmindeki değişime oranı olarak tanımlanır. Kupon restorasyonlarında başarılı bir altyapı - üstyapı birleşimi için önemli bir faktördür. Metal-seramik restorasyonlarda metal altyapının ısı genleşme katsayısı seramiğe göre daha yüksek olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde seramik metalden daha fazla büzülmemektedir. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, metal altyapıyı baskı altında tutmakta ve restorasyona daha fazla dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (14).

Isısal Temperleme

Bu yöntem, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıyla oluşmaktadır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda germe gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı basma gerilmeleri ortaya çıkmaktadır(22, 26, 30).

2.1.4.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Camın, cam seramiğe dönüşmesi işlemine seramikleştirme denmektedir. Bu işlem, cam matriks içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porözitesi olmayan ve uniform büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikro yapılar ortaya çıkmaktadır.

Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır(23, 26, 31)

2.1.4.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi

Primer olarak cam fazı içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilmiştir. Bu kristaller lösit, lityum disilikat, alümina, magnezya-alümina spinel ve zirkonya'dır. Alümina

(Al_2O_3) gibi dayanıklı kristal bir materyal cam faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direncini artırmıştır. Çatlak ilerlemesinin kristaller tarafından engellendiği bildirilmiştir. Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısı genleşme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (32).

2.1.4.4. Cam İnfiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi

Sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poröziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite ve akma direnci gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemde geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir.

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan sinterlenmiş alüminyum oksit kristalleri ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantan oksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır(21, 31, 33).

2.1.4.5. Restorasyonun Optimum Dizaynı ile Gerilimle Azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, zayıf özelliklerini kompanse edecek şekilde dizayn edilmelidir. Restorasyonun dizaynı, seramiği yüksek germe gerilimlerine maruz bırakmamalıdır. Kuron restorasyonlarında bu germe gerilimleri, uygun kalınlıktaki dayanıklı altyapı materyali ile azaltılabilir(34-37). Köprü restorasyonlarında ise, germe gerilimlerinin yoğunlaştığı bağlantı bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta dizayn edilmesi gerekmektedir(38).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biri olmuştur. Zirkonya esaslı seramiklere ait güçlendirme metodu olan dönüşüm tokluğu mekanizması da dental seramiklerin dayanıklılıklarını artırma yöntemleri arasında yer almaktadır.

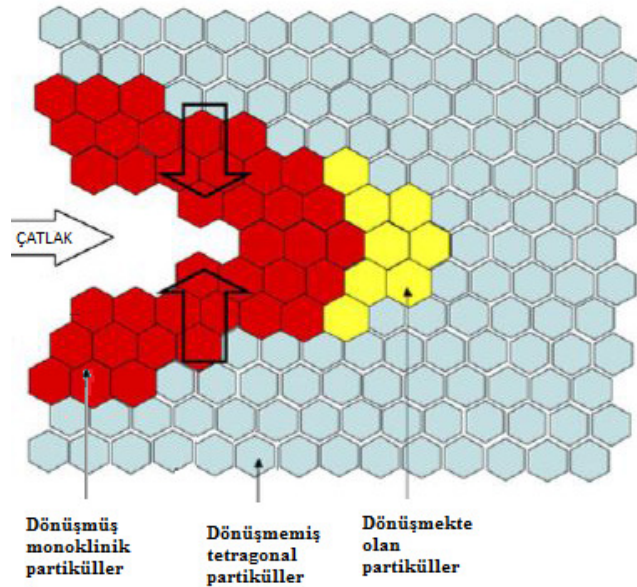
2.1.4.6. Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening)

Tokluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm tokluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü

esasına dayanan bir süreçtir. Dönüşüm tokluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımı, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır(39).

Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır(40).

Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$)(41). Bu faz dönüşümü, materyal içinde % 3-5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı gerilimlerinin oluşmasını tetikler(42-44). Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur ve seramiğin dayanımını artırır(29, 39, 45-50). Materyal içinde t ve m taneciklerinin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikroçatlaklar, bu yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen 'çatlak durdurucu' ya da 'çatlak hapsedici' mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır. Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik özelliğe benzer faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dış hekimliği seramiğinde gözlenmez. Bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımının diğer seramiklerden daha yüksek olduğu belirtilmektedir(41, 51, 52).



Şekil 2-3: Dönüşüm tokluğu mekanizmasının şematik çizimi

2.2. TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Tam seramik sistemlerde, üst yapı seramiği, güçlendirilmiş bir seramik altyapı ile desteklenir. Böylece daha estetik kuron ve köprü restorasyonları yapılabilir. Seramik altyapıların içeriklerine göre sınıflandırılması:

Seramik altyapıların içeriklerine göre sınıflandırılması:

1. Alümina esaslı seramikler

- Alümina altyapılı: Vitadur-N
- Alümina-magnezya altyapılı: Cerestore
- Alümina altyapı üzerine cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi : In-Ceram

In-Ceram Alümina

In-Ceram Spinell

In-Ceram Zirkonya

- Alümina altyapının CAD/CAM sistemi ile oluşturulması: Procera

2. Güçlendirilmiş geleneksel feldspatik seramikler

- İlave lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Optec
- Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Mirage 2

3. Cam seramikler

- Tetrasilisik mika kristalleri içeren cam seramikler: Dicor
- Hidroksiapatit kristali içeren cam seramikler: Cerapearl
- Lösit kristali içeren cam seramikler: IPS-Empress
- Lityum disilikat içeren cam seramikler:IPS-Empress 2

4. Zirkonyaesaslı seramikler:

2.2.1. Alümina Esaslı Seramikler

2.2.1.1. Vitadur-N

% 40-50 oranında Al_2O_3 içeren, dayanıklılığı arttırılmış alüminöz seramiktir. Seramik içerisindeki Al_2O_3 çatlakların ilerlemesini engeller. Restorasyonun son şekli bu

altyapı materyaline uygun ısı genleşme katsayısına sahip feldspatik üstyapı seramiğiyle tamamlanır. Ancak alümina içeren seramiklerin en büyük dezavantajları mat olması, opak görüntü vermesi ve pürüzlü bir yapıya sahip olmasıdır. İlk kullanılan seramik sistemi olup, hala geçerliliğini korumaktadır. Uygulamalarında reçine içeren simanlar kullanılır. Hidroflorik asit ile seramiğin iç yüzeyinde retantif alanlar oluşturulup simantasyon yapılır. Kumlama ve silan uygulamalarıyla retansiyon artırılıp restorasyonun dayanıklılığı artırılmış olur(22).

2.2.1.2. Cerestore

Cerestore sistemi, 1982 yılında piyasaya sürülmüştür. Üretimi magnezyum-alüminyum spinell seramikten yapılmaktadır(53-55). %65-70 Al_2O_3 , %8 $MgAl_2O_3$ içerir. %87 inorganik (Al_2O_3 , cam, MgO ,...), %13 organik (silikon, reçine,...) yapılıdır(56). Altyapı materyali olarak kullanılır. Düşük genleşme gösteren alüminöz seramik ile kaplanmaktadır. Restorasyonun mum modelajı model üzerinde yapılır. Altyapı materyali, mum eritilip oluşan boşluğa epoksi rezin yalancı köklü model üzerine, direkt enjeksiyon yöntemiyle uygulanır. Büzölmeye uğramayan altyapı, daha sonra özel olarak formüle edilmiş ısısal uyum gösteren alüminöz seramik ile konvansiyonel yöntem ile kaplanır(57). Avantajı, altyapı seramiğinin fırınlanması sırasındaki büzölmenin en aza indirilmiş olmasıdır. Fırınlama sırasında, porözite ve düzensizlikler oluşması dezavantajıdır(57, 58).

2.2.1.3. Hi-Ceram

Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Southan ve Jorgensen tarafından seramik jaket kuron yapımında platin folyonun seramik ile ısıtılabilmesine ilişkin sorunları aşmak amacı ile geliştirilmiştir. Isıya dayanıklı yalancı köklü modelin daha iyi ısılanabildiğini bulmuşlar; dolayısıyla daha iyi kenar uyumu sağlanabileceğini ileri sürmüşlerdir. Bu, In-Ceram sisteminin geliştirilmesinde önemli bir adım olmuştur. Germe dayanımı yaklaşık 140-180 MPa kadar artırılmış olan sistem daha çok ön ve yan bölge dişlerin restorasyonlarında kullanılmaktadır(59, 60).

2.2.1.4. In-Ceram

In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilmiştir. Yüksek kırılma dayanımı sayesinde, ön ve arka bölgedeki

köprü protezlerinin yapımında da kullanılabilir. Çekirdek materyali yaklaşık %90 Al_2O_3 içerir (31, 61). In-Ceram seramik sistemi alümina ve cam içeren, üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren iki fazdan oluşur. Çekirdek materyaline yüksek dayanım sağlayan, 1-5 μm tanecik boyutuna sahip alümina kristalleridir. Alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna, slip adı verilir. Slip, özel ısıya dayanıklı yalancı köklü model üzerine sürülerek pişirilir. İşleme “slip casting” adı verilir. Pişirme işlemi, özel fırınlarda 1120 °C’de 10 saat sürmektedir. Alümina çekirdek materyalinin sıvısı, yalancı köklü modelde bulunan mikroskobik düzeydeki kapiller tüpler ve gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alümina tabakası oluşur. Birbirine yalnızca zayıf bağlarla tutunan kompakt alümina partikülleri oldukça poröz bir yapı oluşturur. Poröz yapının düşük vizkoziteye sahip cam ile infiltre edilip pişirilmesiyle, yüksek dayanıma sahip alümina çekirdek meydana gelir. Çekirdek materyalinin üzeri, üstyapı seramiği ile şekillendirilerek restorasyon tamamlanır(31).

In-Ceram seramiğinin dayanımı, cam ve alüminanın birbiri içine 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 Alümina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia’dır. In-Ceram Spinell, içeriğinde kristal fazda magnezyum bulunur ve bunun seramiğin şeffaflığını arttırdığı belirtilmiştir. In-Ceram Zirconia ise içeriğinde bulunan zirkonyaya bağlı olarak yüksek dayanım değerleri göstermektedir. Bu şekilde çok üyeli restorasyonların üretimine izin vermektedir(62-64).

2.2.1.5. Procera AllCeram

Saf alümina alt apı seramiği içeren Procera All Ceram (Nobel Biocare, Köln, Almanya) CAD/CAM[□] teknolojisini temel alan bir sistemdir. Yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,9 oranında alüminyum oksit içeren seramik altyapılar, 1993 yılında Andersson ve Oden tarafından tanıtılmıştır. En yüksek dayanıklılığa sahip alümina esaslı materyaldir ve dayanıklılığı sadece zirkonyadan

[□]CAD/CAM Sistemi zirkonyanın üretimi bölümünde ayrıntılı anlatılacaktır

düşüktür(65). Bu yöntemde modeller, bilgisayar destekli özel tasarlanmış bir aygıt ile okunup, alüminanın sinterizasyon büzülmesini karşılayacak oranda genişletilerek metal yalancı köklü model hazırlanır. Elde edilen veriler modem aracılığı ile asıl üniteye aktarılır. Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozunun, hazırlanan özel yalancı köklü modeller üzerine basınç ile sıkıştırılmasıyla elde edilen altyapılar 1550°C’de 1 saat süre ile yoğun olarak sinterize edilir. Daha sonra altyapı üzerine uygun bir üstyapı seramiği uygulanır(25). Yaklaşık 700 MPa’a kadar çıkabilen bükülme dayanımları ve artmış translusens özellikleri bu sistemin avantajlarıdır. Günümüzde bu özellikleri ile kullanım alanı bulmaktadır (66).

2.2.2. Güçlendirilmiş Geleneksel Feldspatik Seramikler

2.2.2.1. Optec HSP

Kristalin lösit yapıdaki Optec HSP(Optec HSP Jeneric/Pentron, Wallingford, CN, ABD) sisteminde, bir çekirdek altyapı bulunmamakta bunun yerine, platin folyo ya da ısıya dayanıklı refrakter model üzerinde pişirilmektedir. Optec’deki lösit konsantrasyonu %50,6’dır ve IPS Empress’ten ve geleneksel metal-seramik seramiği Vita VMK’dan daha fazladır. En önemli avantajı, üç üyeli köprü yapılabilmesidir. Yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile, estetik sağlamak güçtür(67, 68).

2.2.2.2. Mirage 2

Mirage 2 sisteminde (Myron International, Kansas City) feldspatik seramiğe zirkonya fiberler eklenmiştir. Böylece çatlak oluşumunun azaltılması ve sertliğin artırılması sağlanmıştır. Bu ilave zirkonya translusentliğini azaltmıştır. Fakat bu durumun, renklenmiş diş yapısının maskelenmesi amaçlandığında avantaj sayılabileceği bildirilmiştir(69).

2.2.3. Cam Seramikler

2.2.3.1. Dicor

Dicor (Dentsply, Burlington, İngiltere), döküm tekniği ile üretilen tetrasilik fluoromika cam seramik sistemidir. Bu seramiklerin % 45’ini cam oluşturur. Mika kristaller, materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı dayanıklılık da kazandırır(70). Cam seramiğin dökümü, kayıp mum tekniği kullanılarak gerçekleştirilir. Mumun eliminasyonundan sonra transparan cam seramik

kütleler 1350 °C’de santrifüjlü döküm apareylerinde revetman kalıba dökülür. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra henüz şeffaf ve zayıf olan kuron tekrar revetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. 10 saat süren kontrollü fırınlama kristallerin gelişmesini sağlarken, dayanıklılığını da büyük oranda artırır. Restorasyonun görünümü özel boyalar veya dentin ve mine seramiği ile değiştirilebilir(71).

2.2.3.2. Cerapearl

Cerapearl (Kyocera Biocera, San Diego, ABD), Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Döküm apatit seramik olarak da bilinir. Cerapearl cam seramik, ısı uygulanarak revetman kalıp içerisine döküldükten sonra kristalizasyon işlemi için kontrollü ısı uygulamasına tabi tutularak Dicor’a benzer şekilde üretilir(3, 70).

2.2.3.3. IPS Empress

Wohlwend 1987 yılında, Zurich Üniversitesi ile yaptığı çalışmalar sonucunda lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress’i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 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 lösit kristalleri içerir. Materyal, kimyasal olarak, $Al_2O_3-K_2O$ ’dan oluşur(72).

Sistemin dayanımı, cam yapı içindeki kontrollü kristalizasyona bağlıdır(71, 73, 74). Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, sisteme özgü fırınlarda, 1180°C’de fırınlanır. 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 tekniğinde de, aynı laboratuvar işlemleri gerçekleştirilmektedir. Restorasyon altyapısı, mumdan modele edildikten sonra, revetmana alınmakta ve seramik ingot preslenmektedir. Bu altyapı üzerine, üstyapı seramiği sisteme özgü, tabakalama yöntemi ile işlenmektedir(57, 73).

2.2.3.4. IPS-Empress II

Tek kuron, inlay, onlay ve laminate veneer yapımında kullanılan IPS Empress 1990'dan bu yana sıklıkla kullanılmaktadır(19, 75, 76). Ancak düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı köprü restorasyonlarının yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir(77, 78). Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, mikroyapı olarak IPS Empress seramik sisteminden farklıdır. IPS Empress II sistemi, hacimsel olarak % 60'ından fazlası 0,5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0,1-0,3 µm. uzunluğunda lityum ortofosfat kristalleri içerir. Bu yoğun kristal yapı IPS Empress II seramiğin dayanıklılığını artırmaktadır(79, 80). Tabakalama tekniği ile bükülme dayanımı 120 MPa'dan, 350 MPa'ya germe dayanımı ise 433 MPa'ya kadar yükseltilmiştir. Bu yeni sistemle ön ve yan bölgelerdeki 3 üyeli köprü protezlerinin uygulanabileceği bildirilmiştir(22, 78, 81).

2.2.4. Zirkonya Esaslı Seramikler

Diş hekimliğinde tam seramik sistemler içinde en son geliştirilen altyapı sistemleri, yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) içeren materyallerdir. Y-TZP esaslı bu malzemeler öncelikle, ortopedide biyomedikal amaçlı kullanılmak üzere geliştirilmiş; malzemenin üstün mekanik özellikleri ve biyoyumumluluğu sayesinde oldukça başarılı sonuçlar alınmıştır. Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma dayanımı göstermesi, elastiklik modülünün az olması ve biyolojik uyumunun yüksek olması nedeniyle son dönemde diş hekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmuştur(41).

2.3. DIŞ HEKİMLİĞİ'NDE ZİRKONYA

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. 'Altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580 °C'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin

ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır(41).

Zirkonyum birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise ‘zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’tir. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka’da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley’in isminden gelmektedir. Zirkon ($ZrSiO_4$) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve ABD’de bulunur. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 1/50 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon göstermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmedeği bildirilmektedir(41).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0,5 - 0,6\mu m$) (13). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz $1170^\circ C$ ‘ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz $2370^\circ C$ ‘ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan $2680^\circ C$ ‘ye kadar ise kübik fazda bulunur(5, 41). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır(82). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3-5’lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri ile dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir(39). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir(41, 82). Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur(41, 44, 83). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında

stabilize edilse de, bu faz aslında ‘metastabil’dir. Faz dönüşümü geri dönebilen (reversibl) bir olgudur. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (29, 82).

Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin, mekanik dayanıklılığının ve sertliğinin iyi olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanımındaki ilgiyi artırmıştır(41).

Biyomateryal olarak zirkonya ile ilgili araştırmalar 1960’ların sonunda başlamıştır. Biyomedikal alanda ilk defa 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından kullanılmaya başlanmıştır(41). Üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyum özelliği sayesinde ilk kez Christel tarafından ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır(84, 85). Ancak 2001 yılından sonra bildirilen bir dizi başarısızlıktan dolayı bu alandaki uygulamaları azalmıştır (84).

Dişhekimliğinde ise ortodontik braket(86, 87), endodontik post(83, 88), implant abutment(89, 90)ve sabit protezlerde kuron-köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanılmaktadır(91, 92). Günümüzde oral implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır(93).

Zirkonyanın elastik modülü yaklaşık 200 MPa’dır. Vickers sertliği ise diş hekimliği alaşımların 4-5 katıdır (1000- 300 Vickers)(4). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülmeme dayanımı ortalama 900 - 1200 MPa, kırılma tokluğu ise 9 - 10 MPa.m^{1/2} olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır(41, 94-96).

2.4. ZİRKONYANIN MİKROYAPISI

2.4.1. Stabil Olmayan “Saf” Zirkonya (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia)

Zirkonya kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı 1170°C’e kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma, 2370°C’nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C’de tetragonal – monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir. Bu genleşme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonya içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda ısısına kadar soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır. Çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılan saf zirkonyanın

yapısındaki bu faz değişimleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir(97, 98).

2.4.2. Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)

İlk olarak 1929’da Ruff ve ark. ısıtma işlemleri sonucu oluşan kübik yapının oda ısısında da stabil olarak kalabilmesi için yapıya CaO ilave etmişlerdir. İlerleyen yıllarda zirkonya yapının içerisine CaO, MgO ve Y_2O_3 gibi ısıtma işlemleri sırasında faz değişimine uğramayan, kübik yapıda bazı oksitlerin eklenmesi ile zirkonyanın mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Saf zirkonyaya CaO, MgO ve Y_2O_3 gibi oksitlerin katılmasıyla yapının ısıtma işlemleri karşısında verdiği reaksiyon değişmektedir. Saf zirkonya, oksitlerin ilavesi ile $1000^\circ C$ ’nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte ancak tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alarak yarı stabil zirkonyaya (PSZ) dönüşmektedir. Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün özellikleri bulunması nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı Y_2O_3 kullanılmaktadır. Saf zirkonyaya Y_2O_3 ilavesi ile yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. Sonuç olarak oda ısısındaki yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşmakta ve normal dış hekimliği seramiğinden farklı olarak kristaller arasında cam matriks bulundurmamakta ve de polikristalin seramik grubunda alümina seramiklerle birlikte yer almaktadır(3, 41, 94, 99, 100).

Garvie ve Nicholson 1972’de yaptıkları bir çalışmada PSZ’nin mekanik özelliklerinin kübik matriks içinde monoklinik fazın homojen dağılımı ile arttığını göstermişler ve üstün mekanik özellikli bu yapıya “çelik seramik” adını vermişlerdir(101).

Zirkonya yapının germe ve basma gerilimlerine karşı dayanıklılığı ile ilgili iki teori bulunmaktadır:

1- Isı genleşme katsayısı farkı:

Zirkonyum içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısısal genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ C$ iken, kübik fazın $10.5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ C$ ’dir. Aradaki bu fark ısıtma işlemleri sırasında yapı içinde mikro çatlaklar

oluşturarak bir iç gerilim ortaya çıkarmakta bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtmaktadır.

2- İç gerilim oluşumu:

Kısmi stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiği zaman, yapı içerisindeki kübik matriks üzerine bir baskı uygulanmaya başlar ve bu baskı ile kübik matriks içerisinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu faz değişimi sırasında kristallerdeki yaklaşık %4 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde basma gerilimleri ile bir iç gerilme meydana gelmektedir. Bu gerilme alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Bu olgu “akıllı değişim” veya “dönüşüm tokluğu” olarak tanımlanmakta ve böylece ZrO_2 seramikleri “akıllı seramikler” olarak da adlandırılmaktadırlar. Sözü edilen gerilimler aşındırılmış yüzeyde oluşabileceği gibi bir çatlakın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilmektedir (41, 97).

2.4.3. Tam Stabil Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)

Saf zirkonyanın içine % 7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y_2O_3 ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Yttria ile stabilize edilmiş zirkonya (YSZ) çok iyi iyon iletimi sağladığı için NASA'nın uzay araçlarında da kullandığı ve de geleceğin yakıt teknolojilerinden biri olarak kabul edilen katı oksit yakıt üretiminde kullanılmaktadır. Stabilize zirkonya ayrıca arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci sayesinde endüstride aşındırıcı ve mühendislik seramiği olarak kullanılır. Fakat YSZ'in dış hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur(41, 45).

2.5. ZİRKONYANIN ÜRETİMİ

Zirkonya esaslı seramiklerin kullanıma girmesi, kopya-freze (copy milling) tekniği ve CAD/CAM (Computer Aided-Design/Computer Aided-Manufacturing) gelişimi ile paralellik göstermektedir.

2.5.1. Kopya-Freze Tekniği

Restorasyon, seramik blokların özel bir makine tarafından üretilmesiyle hazırlanır. Bu işlem, hazırlanan bir restorasyon modelajının özel bir okuyucu uç yardımıyla izlenerek kazınması (Copy-Milling) temeline dayanır(14, 102).

2.5.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışılan parçanın üç boyutlu planı bilgisayar ekranında tasarlanır ve bilgisayar kontrolündeki makinede otomatik olarak üretim yapılır(103).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanında ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından kullanılmıştır. Duret esas amacını, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve bir diş hekimliği restorasyonu için harcanan manuel eforu azaltarak maliyeti düşürmek olarak bildirmiştir(104). CAD/CAM’ in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az işgücü harcanarak üretilir. Ancak bu yaklaşımı diş hekimliğinde uygulamak mümkün değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü tasarlanır ve kişiseldir(103).

Bütün dental CAD/CAM sistemleri 3 ana bölümden oluşur.

1. Veri toplamı

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığı, komşu dişler ve oklüzyondaki dişlerin geometrisi ağız içinden ya da ağız dışından tarayıcılar aracılığıyla kayıt altına alınır. İnleyler ve tek kuronlar için sadece hazırlanacak diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır ve bu bölgelerin de taranması gerekir (103, 105).

2. Restorasyon tasarımı

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu tasarlanması ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun tasarımına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir(106).

3. Restorasyon üretimi

Restorasyon, bilgisayar kontrolünde olan aşındırma makineleri ile materyal bloklarından aşındırılarak elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, son cilalamalar, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır(103, 105).

İlk kullanılan CAD/CAM sistemlerinde blokların şekillendirilmesi esnasında aşındırmanın iki eksenle yapılması sebebiyle diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Günümüzde ise altı eksenli aşındırma yapabilen sistemler mevcuttur (107).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaçlar(39, 108).

- Geleneksel ölçü yöntemlerini ortadan kaldırmak,
- Restoratif materyallerin daha kısa sürede elde edilmelerini sağlamak,
- Yapılacak restorasyonun doğal dişin anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak,
- Restorasyon kalitesini (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) artırmak,
- Estetiği sağlamak olarak bildirilmiştir.

CAD/CAM uygulamaları tek seansta yapılabildiği için; hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azaltılmış olur. CAD/CAM sistemlerinin kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında, üretim maliyeti gelmektedir(109).

CAD/CAM teknolojisinin kullanımındaki en önemli avantaj; bu yolla üretilen ve oda ısısında işlenen seramik materyalinin daha homojen yapı sergilemesi, kusur ve çatlakların minimuma indirilmesi ve kenar uyumunun daha iyi olmasıdır.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; alümina, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alümina seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar ve çeşitli kompozitlerdir.(16, 65, 105, 110)

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme dayanımı açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark blokların elde edilmiş şekli ile ilgilidir. Diş hekimliğinde bulunan CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya blokların

hazırlanışında 3 farklı yöntem mevcuttur. Burada kullanılacak yöntem, materyalin gren boyutunu, porozite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirir.

1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler (Green)

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Hazırlanan bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu yüzden aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Aşındırma safhasından sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur(45).

2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered)

Literatürde ‘presintered’ veya ‘non-HIP’ zirkonya olarak adlandırılan bloklardır. Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı pre-sinterizasyon sırasında elimine olmaktadır. Ayrıca ZrO_2 ’den ayrılması oldukça güç olan HfO_2 tozun içerisinde %2 oranında bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında 1350-1550°C’da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin eliminasyonuna ve oluşan yanma ürünleri de üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir, blokların kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir ama bununla birlikte sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek ısı değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır(111).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan ortalama %25 büzülme, non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler.

Sinterlenmemiş bloklar CAD/CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan altyapı 1000°C’da büzülmeye başlar. Azami sinterleme derecesi ise firmadan firmaya değişkenlik göstermekle birlikte 1350°C - 1500°C aralığındadır ve 2-5 saat süresince devam etmektedir. Sinterleme sırasında poröz zirkonya yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık % 20-30’luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir(111).

Altyapının renklendirilmesi ise sinterleme işlemi sonrasında seryum, bizmut ya da demir içerikli %0,01’lik solüsyonların içinde bekletilmesi ile gerçekleştirilir. Yapılan çalışmalarda bu renklendirme solüsyonlarının zirkonyanın kristal yapısını ya da mekanik özelliklerini etkilemediği belirlenmiştir. Bununla birlikte sinterleme derecesi de altyapının rengini etkilemektedir. Ayrıca bu renklendirici metal oksitleri, zirkonya bloklar preslenirken yapı içine katılarak rengin baştan belirlenmesi sağlanabilmektedir (111, 112).

3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Hot Isostatik Pressing- HIP)

HIP zirkonya blokların elde edilmesinde materyal önce 1500°C’da sinterlenir ve materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır.

HIP zirkonya bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlenme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı-sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır (111, 113).

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlüğünü arttırmaktadır(114, 115). Seramiğin şekillendirilmesi

sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine sebep olmaktadır. Kosmac ve ark. yaptıkları çalışma ise kumlama işleminin aşındırma işlemine oranla faz değişimini daha fazla tetiklediği ve direnci arttırdığını ortaya koymuştur(116).

Bunun tersi bir şekilde kaba aşındırma ise derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde ters faz değişimini tetikleyip baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır(117, 118).

Kısaca, HIP blokların aşındırılması sırasında yüzeyde meydana gelen streslerin yapının mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hala bir soru işaretidir. Bununla birlikte yarı sinterlenmiş blokların aşındırma işlemi daha tutarlı bir son yapının elde edilmesini sağlarken, sinterlenme işlemi tamamlandıktan seramik yapıya dokunulmamış olur. Dış hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal yapıda olmalarına rağmen kullanılan tozun tipi ve üretim yöntemine bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar göstermektedirler(111).

Zirkonya blokları için kullanılan farklı CAD/CAM ve Kopya-Freze Sistemleri;

- Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Procera Sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Cercon Sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)
- Lava Sistemi (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- DC-Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- Celay Sistemi (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- Zirkonzahn Sistemi (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya)

Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)

Cerec sistemi klinikte ilk kullanılan CAD/CAM sistemidir. 1985 yılında 3 eksenle aşındırma yapan Cerec 1 sistemi (Brains, Zürih, İsviçre), 1994 yılında 8 eksenle aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir(107). Cerec sisteminin en büyük avantajlarından biri, tek seansta

restorasyonun tamamlanıp ağıza simante edilebilmesidir. Sistem kısaca, alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kuron modelinin oluşturulması şeklinde özetlenebilir. Cerec sisteminin, yüksek maliyeti, restorasyonların hazırlandığı blokların genellikle tek renkli olması nedeni ile estetik sağlanamaması ve dişetin altında kalan bölgelerde dijital fotoğraf alınamaması gibi dezavantajları mevcuttur (109, 119).

Cerec sistemi, inley, onley, lamina veneer restorasyonlar ve kuron restorasyonlarının hazırlanmasında ve 2001 Nisan ayından itibaren üç üyeli sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılmaktadır(109).

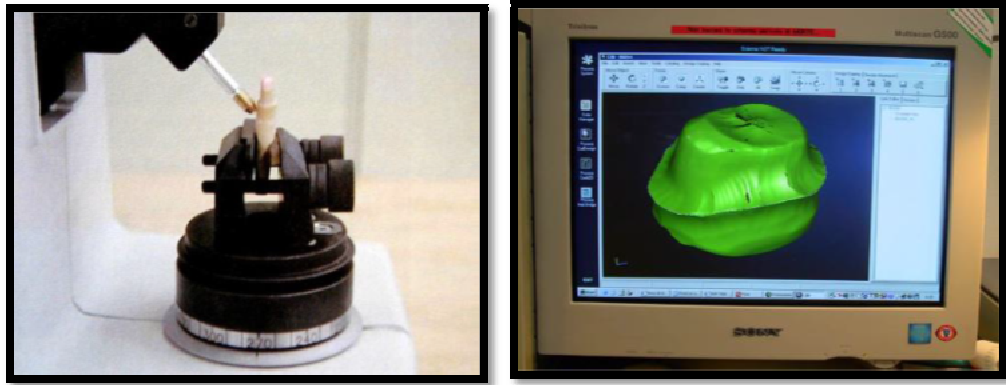


Şekil 2-4: Cerec sistemiyle restorasyon tasarımı ve şekillendirilmesi

Procera Sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera Sistemi ilk olarak kuron ve köprü restorasyonları için titanyum altyapılar üretmek amacıyla 1986'da geliştirilmiştir. Procera CAD/CAM sisteminin temeli, titanyumun dökümünün çok zor olması nedeni ile titanyum altyapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla atılmıştır(120). Seramik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, Procera sistemi kullanılarak tamamı seramik sistemler için altyapılar üretilmeye başlanılmıştır(121). Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile 1993'te Procera Allceram sistemi geliştirilmiştir. Sistemin safir probu ile yalancı köklü model taranır ve preparasyonun 3 boyutlu şekli belirlenir(122). Elde edilen veriler elektronik olarak biri İsveç, diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır. Altyapılar bu iki merkez laboratuvarından

birinde üretilir (123). Procera Allceram sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99,5) altyapılar üretilmektedir(124, 125). Ayrıca zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (ProceraAllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant-üstü tam-seramik kuronlar ve implant-üstü titanyum köprü protezi altyapılarının üretimi mümkündür.



Şekil 2-5: Procera sistemi tarayıcı ünitesi ve taramanın bilgisayar ekranına aktarılması

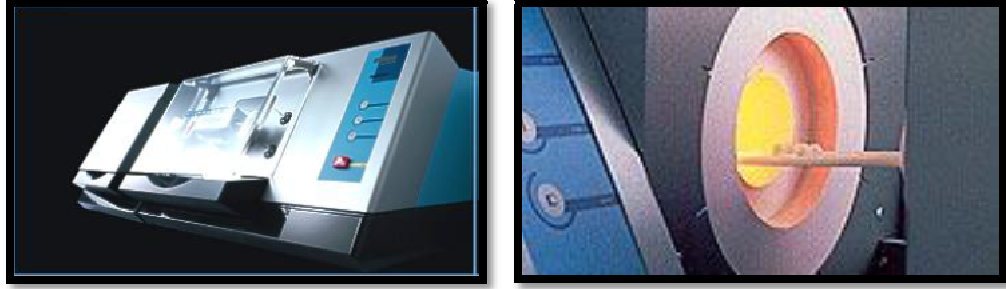
DC-Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

Dental protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere DCS Precident tarafından 1993 yılında üretilen DC-Zirkon sisteminde tam sinterlenmiş (%5 Y_2O_3 ile %95 ZrO_2) Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır(125, 126). DC-Zirkon altyapılar, tam sinterlenmiş (HIP) bloklardan en son boyutunda işlenir. Hazırlanma şeklinden (HIP) dolayı dayanıklı ve uzun ömürlüdür. Kuron ve köprü restorasyonları tam sinterlenmiş beyaz ve diş renginde olarak iki grup halinde bulunan DCS CAD/CAM sisteminin bloklarından kazınarak hazırlanırlar (127).

Cercon Sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)

Cercon sistemi dental pazara 2002 yılında sürülmüş olmasına rağmen, 1998'den beri Zürih Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'nde uygulanmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik prefabrike blokları (Cercon Base), beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir. Aşındırma ünitesinde (Cercon Brain) yarı sinterlenmiş zirkonya blok üzerinde önce kaba, daha sonra hassas aşındırma işlemi

yapılır. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, olması gerektiğinden hacimce %30 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sistemin sinterleme fırınında (Cercon Heat) sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonya altyapıya gerçek boyutu kazandırılır ve aynı zamanda yapı gerçek sertliğine ulaştırılır (128).



Şekil 2-4: Cercon Smart Sistem ve sinterizasyon ünitesi

Lava Sistemi (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products) yarı sinterlenmiş zirkonya blokları kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), CAM ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır(129). Lava sistemde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar. Tasarım işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş zirkonya blok Lava Form ile aşındırılır. Zirkonya bloktan elde edilen altyapı, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyüktür. Sonrasında yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak altyapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır (129).

Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak altyapının tasarım aşamasına geçer. Altyapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-

Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş altyapılar 1500 °C’de sinterlenir. Altyapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likidiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış altyapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler (130).



Şekil 2-7: Kavo Everest Scan, Everest Engine, Everest Therm

Celay Sistemi (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

1990’ların başlarında tanıtılan bu sistem, kopya freze dayanan bir sistemdir. Restorasyon, çalışma modeli üzerinde öncelikle mum ya da reçineden altyapı olarak elde edilir. Celay ünitesi birbirinden ayrılmış iki bölümden oluşmaktadır. Sağ taraftaki kesici bölüme seramik yerleştirilirken diğer kopyalama bölümüne de mum ya da reçine örnek yerleştirilir. Kesici ünitenin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizması ile bağlı olup, kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Aşındırılmış zirkonya altyapı 1120°C’ de sinterlenir ve üstyapı seramiği olarak Vitadur Alpha kullanılarak restorasyon bitirilir (131).



Şekil 2-5: Vita Celay bloklar ve freze ünitesi

Zirkonzahn Sistemi (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya)

Zirkonzahn sistemi tamamen kopya freze yöntemine dayanmaktadır. Sistemin uygulanmasında, prepare edilmiş dişin ölçüsünden elde edilen yalancı köklü model üzerine, laboratuarda ışıkla sertleşen kompozit malzeme ile modelaj yapılmaktadır (132).

Zirkonzahn sisteminde, hacim olarak %30 daha büyük frezlenen restorasyon, yaklaşık 1500 °C'deki sinterizasyon fırınında orijinal boyutuna geri dönmektedir. Zirkonya materyali, sinterizasyon öncesinde, daldırma yöntemiyle boyanabilmekte ve renkler zirkonyumun sinterizasyonu esnasında yapı içine nüfuz etmektedir. Bu sistemle, her türlü protetik restorasyonun (kuron, köprü, inley, implant dayanakları) yapılabildiği belirtilmiştir(132) .

2.6. ZİRKONYANIN FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Zirkonyanın üretilme teknolojisi, seramik blokların şekillendirilip, sinterlenmesi safhalarını içermektedir. Bu aşamalarda yapılan işlemler malzemenin dayanıklılığını yakından etkiler. Aşındırma ve kumlama işlemleri t→m faz değişimini tetikler. Bu da % 3-5 oranında hacim artışına neden olur. Bu durumda açığa çıkan iç stresler kırığın ilerlemesini engeller. Bu da zirkonya bazlı seramiklerin bükülme kuvvetlerini artırır(133). Bu nedenle zirkonya esaslı seramikler (Y-TZP) geleneksel seramiklere

göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Kuvvetle sertlik arasında lineer bir ilişki vardır. Y-TZP'nin bazı özellikleri Tablo 2-1'de gösterilmektedir.

Tablo 2-1: Y-TZP'nin özellikleri

ÖZELLİK	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	$ZrO_2 + 3\text{mol } \% Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Pörözite	$<0.1 \%$
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{1/2}$
Isısal genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Isı iletkenliği	2 W m K^{-1}
Sertlik	1200 HV

Son yıllarda, CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerini alümina ve diğer estetik seramiklerle karşılaştıran çok sayıda araştırma yapılmıştır(134-136).

Chong ve arkadaşları, In-Ceram Alümina ve In-Ceram Zirkonya altyapı materyallerinin bükülme dayanıklılıklarını, üç nokta bükülme testi uygulayarak ölçmüşlerdir. Test örneklerinin bir kısmı altyapı üzerine seramik ile kaplanmıştır. Her iki şekilde de In-Ceram Zirconia'nın, In-Ceram Alümina'ya göre oldukça yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir(135).

Guazzato ve arkadaşları, In-Ceram Alümina ve In-Ceram Zirkonya seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Vickers mikrosertlik deneyi sonucunda In-Ceram Zirkonya'nın sertliğinin önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir(136).

Fisher, Weber ve Marx, yaptıkları çalışmada IPS Empress, IPS Empress 2, In-Ceram Alümina ve zirkonya arka bölge köprülerin uzun dönemli güvenilirliklerini sonlu

elemanlar analizi kullanarak ölçmüşler ve zirkonyum seramik materyalinin diğerlerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir(134).

2.7. ZİRKONYANIN BİYOLOJİK UYUMU

Zirkonyanın dokularla uyumlu bir materyal olduğu bildirilmektedir(137). Satoh ve Niwa'nın ZrO_2 'ye Y_2O_3 ilavesi ile gerçekleştirdikleri in vitro karsinojenik ve teratojenik testler negatif sonuç vermişlerdir(41, 138). Covacci ve ark. saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiğin mutajenik ve karsinojenik etkilerini araştırmışlardır. Sonuç olarak, zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğunu ve zirkonyanın mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığını bildirmişlerdir(139).

2.8. ZİRKONYANIN YAŞLANMASI (AGING)

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin onun ince grenli, metastabil yapısıyla ilişkili olduğu ve bu materyalden beklenen performansı elde etmede tetragonal fazın stabilitesinin anahtar faktör olduğu ifade edilmektedir. Yaşlanma olarak bilinen, zirkonyanın 'düşük ısı bozunması' (LTD), tetragonal fazdan monokliniğe dönüşen ilerleyici spontan dönüşümler nedeniyle ve materyalin mekanik özelliklerindeki azalma sonucu oluşmaktadır(41). Zirkonyada su veya buhar ortamında, vücut sıvısı ile temas ettiğinde veya buhar sterilizasyonu sırasında, yüzey deformasyonuna neden olan, yavaş bir $t \rightarrow m$ dönüşümünün olduğu kanıtlanmıştır (41, 140). Kimyasal yapılı, suya benzer susuz çözeltilerde, zirkonyanın stabilizasyonunu bozabilmekte ve direncinin azalmasına neden olabilmektedir(97, 140). Zirkonya yaşlanmasının ana basamaklarını, aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

- 1- Oluşum için, en kritik sıcaklık 200-300°C arasındır.
- 2- Yaşlanmanın etkileri, dayanıklılıkta, sertlik ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde artma şeklindedir.
- 3- Materyaldeki mikro ve makro çatlaklar sebebiyle yüzeyde meydana gelen $t \rightarrow m$ dönüşümü sonucunda mekanik özellikler olumsuz etkilenmektedir.
- 4- $T \rightarrow m$ geçişi yüzeyden başlar, materyalin derinliklerine doğru gelişmektedir.
- 5- Parça büyüklüklerinde küçülme ve/veya stabilize oksit konsantrasyonundaki artış, dönüşüm oranını azaltmaktadır.
- 6- $t \rightarrow m$ dönüşümü su veya buharda artmaktadır.

Düşük ısı bozulması'nı etkileyen faktörler; stabilizatör oksitin miktarı, zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli, sıcaklık, aşındırma, yüzey uygulama işlemleri, nem ve zaman olarak sıralanabilir(41, 140-142).

Y-TZP'nin kimyasal yapısına karşılık, yttria konsantrasyonundaki değişiklik ve sıcaklıktaki yükselme, materyaldeki tetragonal fazın ve dönüşmüş M fazın miktarlarını tanımlamaktadır. İlk monoklinik fazın miktarı, vücut sıvılarıyla temasta olan her materyal yüzeyi için, %10 dan az olması gerektiği bildirilmiştir(84).

Parça boyutlarındaki küçülmenin, dönüşüm oranını azalttığı açıklanmıştır(140). Parça boyutu, 0.6 µm den büyük olduğunda, LTD direncinde, dönüşümünden sonra, belirgin azalma gözlemlendiği ifade edilmiştir(57).

Y-TZP'nin ağız ortamındaki fizyolojik kalitesi, seramiğin üretiminde, belirli aşamalara etkileyerek ve üretim sürecini değiştirerek kontrol edilebilir(41, 97). Materyalin mikroyapısındaki defektler, şekillendirme tekniklerinden, tam şekilli parçalar elde etmek için uygulanan, Hot Isostatic Pressing gibi sinterizasyon metodları kullanılarak azaltılabilir(41). Zirkonyanın üretimindeki değişiklikler, (sıcaklık ve zaman gibi) materyalin mikroyapısı ve yaşlanma direncine etkilidir(84).

2.9. ZİRKONYA ALTYAPI ÜZERİNE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN UYGULANMASI

Zirkonya esaslı seramiklerin doğal dişe benzer bir estetik görünüm vermesi amacıyla, altyapı üzerine feldspatik seramikler ya da zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır(143-146). Yüksek dayanımlı zirkonya, estetik üstyapı seramiği ile birlikte biyolojik olarak uyumlu ve güvenilir bir restorasyon üretilmesini sağlamaktadır(37). Üstyapı seramiğindeki gerilimler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür(147).

Günümüzde üst yapı seramiğinin işlenmesinde farklı iki teknik uygulanmaktadır:

1. Tabakalama tekniği (Layering)

Üst yapı seramikleri zirkonya altyapı üzerine genellikle tabakalama tekniği ile uygulanırlar. Tabakalama tekniği, estetik açıdan üstün fakat dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan üst yapı seramik materyalinin, kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek pişim işlemine tabi tutulması esasına dayanır(148). Tabakalama

teknğinde, porselen tozu likidi ile karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Daha sonra karışım bir fırça yardımıyla altyapının üzerine kondansasyon işlemi ile uygulanır ve ardından fırınlanır. Kondansasyon işlemi, seramik partiküllerin arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması açısından önemlidir. Bu sayede altyapı ile seramik arasındaki teması arttırarak arayüzde bağlantı dayanımını arttırır. Seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını arttırır. Ayrıca seramik tozu partikülleri arasındaki mesafeyi azaltıp yoğunluğu artırır buna bağlı olarak büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur (149).

Tabakalama tekniğinde karşılaşılan ve belki de en istenmeyen sorun fırınlama sonrası yapı içinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Bu büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave ve fırınlama işlemlerinin yapılması gerekir(150-152). Her fırınlama işleminde seramik ısıtılma ve soğuma prosedürlerine maruz kalır ve yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen gerilimlerin oluşmasına sebep olur(153). Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin bir başka sonucu da seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle gerçekleşen ‘bulutlu’ görüntüye sebep olan devitrifikasyon olayıdır(154).

2. Presleme tekniği (Press-on / Over press)

Son zamanlarda presleme teknolojisinin gelişmesi ile zirkonya altyapılar için yeni nesil seramikler üretilmiştir(155). Tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir ve her ne kadar yeni bir yöntem olmasa da son zamanlarda gelişmeye başlamıştır(76, 156, 157). Presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılan üstyapı seramiklerinin her biri farklı kimyasal, fiziksel özelliklere ve farklı termal ekspansiyon katsayısına sahiptir(158). Presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya altyapıların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır(159).

Presleme tekniğinde, restorasyonun mum maketi hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği ile mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilir. Devamında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotlar özel fırında belli bir ısı altında yumuşatılarak basınç altında preslenir. Bu teknik ile tabakalama tekniğinde yaşanan fırınlama büzülmesi en aza indirilerek daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur(151, 152). Presleme tekniğinde, döküm işleminin ardından döküm kanallarının kesilmesini takiben üstyapı

seramiği doğrudan cilalanabildiği gibi, makyaj yapılabilmekte veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir(160)

2.10. ZİRKONYA ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN BAĞLANTISI

Zirkonya ile yapılmış restorasyonlarda, üstyapi seramiklerinin altyapıdan ayrılmaları, en sık görülen başarısızlık olarak bildirilmektedir (2, 161).

Guazzato ve ark. homojen olmayan seramik yüzeyinin, restorasyonun en zayıf noktasını oluşturduğunu belirtmişlerdir(6). Üstyapi seramiğinin; çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olması, altyapi seramiği ile iyi bir bağlantısının bulunması ayrılmalara ve üst yapıda kırık oluşumuna engel olmaktadır(162).

Aboushelib ve ark. farklı altyapi materyalleri üzerine fırınlanan üst yapı seramikleri ile altyapi arasında oluşan bağlantı dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; Cercon, Empress ve Vita altyapi materyalini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri bulgularda altyapi ile üstyapi materyali arasındaki bağlantı dayanımının, altyapi materyalinin dayanımından çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir(145, 155).

Koçak, Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskobik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon altyapi materyali ile üstyapi seramiği arasında olduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üst yapı seramiği ile altyapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı dayanımının düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini artırabileceğini belirtmiştir(163).

2.11. ZİRKONYA ALTYAPI İLE ÜSTYAPI SERAMİĞİNİN BAĞLANTI DAYANIMINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER

2.11.1. Isı Genleşme Katsayısı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Kırık restorasyonlarında başarılı bir altyapi-üstyapi bağlantısı için önemli bir faktördür. Metal-porselen restorasyonlarda metal altyapının ısı genleşme katsayısı porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülmemektedir. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, porseleni baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır(14).

Altyapı ve üstyapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, üst yapıda baskı ya da germe gerilimleri oluşturur. Seramikler baskı gerilimlerine karşı dayanıklıyken germe gerilimlerine karşı dayanıksızdır. Üstyapı tabakasında küçük baskı gerilimlerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde üstyapı seramiği kuvvetlenir ve kırılma dayanımı artar. Üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı gerilimleri oluşmaktadır(164). Üstyapı materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri altyapı materyalinden yüksek olduğunda ise üst yapının delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlemlenmektedir(147).

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 üst yapı seramikleri geliştirilmiştir. Örneğin, üretici firmalar zirkonya altyapıların 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. Üst yapı seramiklerinin ise ısı genleşme katsayısı değerleri, IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8-9,2 \times 10^{-6} /K$, Kavo Everest ZS Zirkonya Blok için $10,0 \times 10^{-6} /K^{-1}$, 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 bildirilmiştir.

2.11.2. Elastiklik Modülü

Elastiklik modülü bir malzemeye gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında, malzemenin elastik sınırları dahilindeki sertliği demektir; elastiklikten çok katılığı ifade eden bir özelliktir(165). Altyapı-üstyapı bileşimindeki gerilim dağılımında, altyapı materyalinin elastik modülünün etkili olduğu bildirilmiştir. Fazla yüke maruz kalan arka bölge restorasyonlarında elastiklik modülü materyal seçiminde rol oynamaktadır. Arka bölgedeki köprüler için yüksek elastik modülüne sahip zirkonya altyapılar tercih edilmektedir: Zirkonyanın, daha zayıf olan üstyapı tabakasındaki gerilimleri azalttığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı, böylece restorasyonun kırılmasının geciktiği bildirilmiştir. Studart ve ark. araştırmalarında, altyapıların elastik modülü değerlerini Empress II için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve InCeram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir(166).

2.11.3. Cam Transisyon Isısı

Cam seramiklerin ısısal temperlenmesi süresince, camın iç ve dış tabakası arasındaki sıcaklık farkı sonucunda artık gerilimler oluşmaktadır. Başlangıçta atomik kovalent bağların yeterince zayıflatılması amacıyla cam yüksek bir sıcaklıkta ısıtılıp katı halden daha visköz bir hale geçirilir(167). Soğutma işlemi esnasında, dış yüzey ‘Cam Transisyon Isısı’ olarak adlandırılan spesifik bir sıcaklıkta rijit bir duruma gelmektedir(168). Bu soğutma işlemi ile iç tabaka daha yüksek bir sıcaklıkta (cam transisyon ısısının üzerinde) olup daha yavaş soğurken büzülme eğilimi gösterirken, dış tabaka rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzeyel tabaka ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda germe gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı baskı gerilimleri ortaya çıkmaktadır. Bu da seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır. Özellikle fırınlama sonrasında soğutma işlemi esnasında, çok hızlı soğutulduğunda iç ve dış tabaka arasında sıcaklık farkı çok olup artık gerilim oluşumunun yüksek olacağı belirtilmiştir. Bu sebeple cam transisyon ısına kadar daha yavaş soğutma işlemi uygulanması gerektiği vurgulanmıştır(169).

2.11.4. Altyapı ve Üstyapı Seramiklerinin Kalınlıkları

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, altyapı-üstyapı kalınlık oranı baskın bir faktördür(66). Altyapı materyalinin kalınlığı arttıkça dayanım da artar. Metal altyapılı seramik sistemlerde üstyapı seramiğinin 1,5-2 mm’yi aşmayacak şekilde uygulanması gerektiği, kalınlığın arttıkça kırılma dayanımının azalacağı bildirilmiştir(170). Üstyapı seramiğinin baskı gerilimleri altında, seramik altyapının ise germe gerilimleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir(171). Eğer bu germe gerilimleri hesaba katılmadan bir tasarım yapılırsa, zayıf üstyapı seramiği dayanıklı zirkonya altyapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir(6, 95). Ancak her ne kadar seramik altyapının kalınlığını arttırmak istenilen bir şey olsa da, estetiği bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmaktan ve aşırı diş hazırlığı yapılmadan gerçekleştirilmelidir(172).

Bunun yanı sıra, üst yapı seramiklerinin fırınlanmasının ardından soğutma işlemi sırasında ısısal etkileşimlerin cam transisyon ısısı çevresinde yoğunlaştığı ve seramik kalınlığının artmasıyla bu ısısal etkileşimlerin ve artık gerilimlerin arttığı bildirilmiştir(173, 174).

2.11.5. Altyapı Materyalinin İletkenliği

Zirkonya ve metal altyapıların karşılaştırıldığı çalışmalarda, zirkonya altyapılı seramiklerde adeziv ve tabakalar halinde kırılmalara daha çok rastlandığı bildirilmiştir. Bu sorunun zirkonyanın metallere göre daha düşük ısı iletkenliğine sahip olması kaynaklı olabileceği bildirilmiştir(8, 175). Cascone metal altyapı materyalinin ısısal iletkenliğinin metal-seramik restorasyonlarda görülen ısısal gerilimlerin oluşumunda katkısı olduğunu belirtmiştir(176).

Katı maddelerde ısı serbest elektronlar tarafından ve titreşimsel dalgalar şeklinde iletilmektedir(177). Metallerde serbest elektronların sayısının nispeten daha fazla olmasından dolayı daha iyi iletken oldukları bildirilmiştir. Öte yandan seramikler ve polimerlerin serbest elektron sayılarının düşük olmasından kaynaklı zayıf iletken olduğu belirtilmiştir. Bu sebeple genellikle seramikler yaygın olarak oksidasyon, korozyon ve aşınmaya karşı yalıtım malzemesi olarak kullanılmaktadır(178, 179). Tablo 2-2’de farklı malzemelerin ısısal iletkenlikleri gösterilmektedir.

Tablo 2-2: Farklı malzemelerin ısısal iletkenlikleri(8)

MALZEME	ISISAL İLETKENLİK ($Wm^{-1}K^{-1}$)
Altın alaşımları	200
Baz metaller	40
Alümina	30
In-Ceram Alümina	14
Zirkonya	2
Feldspatik porslen	2

Tabloda görüldüğü gibi, zirkonyanın metal alaşımlara göre ısı iletkenliği oldukça düşüktür. Bunun sonucu olarak; metal altyapılı restorasyonlar hızlı bir şekilde soğutulduğunda dış yüzeyden iç yüzeye doğru hızlı bir şekilde soğuma gerçekleşirken, zirkonya altyapılı restorasyonlarda bu soğuma yavaş gerçekleşmekte ve üst yapı

seramiğinin iç ve dış yüzeyi arasında yüksek bir ısısal fark kalmaktadır. Bu sebeple zirkonya altyapılı restorasyonların, üst yapı seramiğinin cam transisyon ısısının altına kadar yavaş bir şekilde soğutulması gerektiği bildirilmiştir(8).

2.11.6. Yüzey Uygulama İşlemleri

2.11.6.1. Aşındırma

Zirkonya esaslı seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını artırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir(180, 181). Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve artık gerilimdir(180).

Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi vardır(43, 180).

a) Yüzeyde sıkıştırıcı gerilim tabakası oluşumu:

Yüzeyde aşındırma ile oluşan baskı tabakası, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı gerilimleri çatlakların başlangıcındaki gerilimleri azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır(118, 182). Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı gerilimi oluşmaktadır(117).

Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir(116, 117, 180).

b) Yüzey çatlakları oluşumu:

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, gerilim yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir(41, 115, 183). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki baskı tabakasının derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi

gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur(116). Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de gerilimin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır(116). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir(184). Aşındırma işleminin yönü, aşındırıcı grenlerin büyüklüğü, aşındırma hızı ve kesme derinliği materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir(117, 184-188).

Luthardt ve arkadaşları, YTZ-P seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırılmış; bükülme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD/CAM sistemlerinin YTZ-P seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir(43). Luthardt ve arkadaşları yaptıkları bir diğer çalışmada, YTZ-P seramik örneklerle, kuronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri SEM analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta, oluşan çatlakların sayısının kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir(180).

2.11.6.2. Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan gerilim yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Zirkonya materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir baskı tabakası oluşmuştur. Yüzeydeki baskı tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır(189).

Guazzato ve ark. Y-TZP örnekler üzerinde çeşitli işlemler yaptıkları bir çalışmada kumlama yapılan grubun bükme dayanımının artmasının kumlamadan sonra monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (%9,5) bağlı olduğunu

bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlamayla indüklenen çatlakların dayanımı bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir(46).

2.11.6.3. Cilalama

Ağız içerisinde optimum biyolojik uyumu elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirgenmelidir. Yüzey pürüzlülüğü bir yapıda meydana gelen aşınmanın derecesini belirler(190). Seramikler, kristalin yapının cam matris içerisinde homojen olmayan dağılımı sebebiyle yapılarında birçok mikroçatlak barındırırlar. Ayrıca üretim esnasında da indüklenen çatlaklar sebebiyle yüzeyleri pürüzlüdür(191). Seramikler, doğal dişlerden daha sert olduğu için yüzey pürüzlülüğü en aza indirgenmezse, ağız ortamında çeşitli problemlere sebep olabilirler. Pürüzlü yüzeylerin komşu ya da karşıt dişlerin aşınmasına, plak birikimine, çevre yumuşak dokularda mekanik irritasyona ve dişeti iltihabına sebep olduğu bildirilmiştir (192-195). Ayrıca estetiği olumsuz etkilediği ve kolaylıkla renkleşmeye sebep olabildiği ifade edilmektedir(191, 196). Seramik restorasyonların açıkta kalan tüm yüzeyleri, bu problemleri ortadan kaldırmak için cilalanmalıdır. Cilalama, seramiğin yapısında üretiminden ileri gelen çatlakların ilerlemesini engelleyen ve seramiğin dayanımını artıran bir güçlendirme yöntemi olarak da ifade edilmektedir(197, 198).

2.11.6.4. Liner uygulaması

Liner materyali esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek, renk, parlaklık özelliklerini geliştirmek ve altyapı-üstyapı arasındaki bağlantı kuvvetini arttırmak için kullanılan özel bir astar materyalidir. Aynı zamanda altyapının yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmaktadır(45). Liner materyalinin, preslenebilir üstyapı seramikleri (Rondo Dentin, Ceram Express) için kullanıldığında bağlantı kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve üst yapı seramiğinin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı ifade edilmektedir(29, 155).

2.11.7. Fırınlama İşlemleri

2.11.7.1. Sıcaklık

Üst yapı uygulanması sırasında zirkonya esaslı altyapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında

zirkonya, kendiliğinden gelişen $t \rightarrow m$ faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makroçatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü etkileyebilmektedir(41).

Sato ve ark. yaptıkları bir çalışmada Y-TZP örneklerine ısıtma işlemi uyguladıklarında bükme dayanımının önemli derecede azaldığını bildirmişlerdir(199). Øilo ve ark. DC-Zirkon örnekleri 1 ve 5 defa fırınlayarak örneklerin bükme dayanımını incelemişler ve ısı uygulamasından sonra bükme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir(126).

2.11.7.2. Soğutma İşlemi

Üstyapı ve altyapı seramiği arasındaki bağlantı başarısızlığını etkileyen bir diğer faktörün, üstyapı seramiğinin fırınlanması sonrası uygulanan soğutma işlemi olduğu belirtilmiştir.

Temperleme, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıyla oluşturulan ve seramiği güçlendirmede kullanılan bir yöntemdir(200, 201). Kuru hava ile soğutma hızı sabit olmasa da yaklaşık 10°C/s olarak bildirilmiştir(202).

Bazı araştırmacılar tarafından dental seramiklere fırınlama sonrası farklı soğutma işlemleri uygulanmış ve artık gerilimler incelenmiştir. Asaoka ve Anusavice araştırmalarında tam seramik sistemler üzerinde farklı soğutma işlemleri uygulamışken, Dehoff metal-seramik restorasyonlar kullanmış ve benzer sonuçlar elde etmişlerdir(201, 203-205). Araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda, hızlı soğutma işlemi sonrasında yüzeyde artık baskı gerilimlerinin oluştuğunu belirtmiş olup, bu baskı gerilimlerinin metal-seramik restorasyonlar için güçlendirme amaçlı kullanılabileceği kanısına varmışlardır. Taşkonak ve arkadaşları ısıtma işlemler uygulanarak şekillendirilmiş zirkonya altyapılı seramiklerde, hızlı ve yavaş soğutma işlemleri sonrasında artık gerilimler tespit etmişlerdir(206). Yazarlar artık gerilimlerin farklı ısıtma işlemler kullanılarak değiştirilebilir olduğunu savunmuşlar ve bu değişimlerin çeşitli soğutma işlemleri sonucunda camın viskoelastik davranışı sonucunda meydana geldiğini belirtmişlerdir. Zirkonya altyapılı seramikler için herhangi bir kesin kanı bulunmayıp, üstyapı-altyapı arasında çentiklenme ve tabakalar şeklinde ayrılmayla sonuçlanan

bağlantı problemleri halen devam etmekte ve soğutma işlemi soruna neden olan faktör olarak kabul edilmektedir(8, 207).

2.11.7.3. Tekrarlanan Fırınlamalar

Seramik restorasyonların bitirme işlemlerinden sonra klinik uygulama sırasında bazı nedenlerle tekrar aşındırmaya gerek duyulabilir. Bu tür işlemler oklüzal çatışma noktalarının uzaklaştırılması, estetik görünümün yeniden şekillendirilmesi ve yüzey düzgünlüğünün sağlanması olarak sıralanabilir. Yapılan düzeltmeler sonucunda parlak ve cilalı yüzey ortadan kalkar ve iç yüzey özellikleri bozulabilir(97, 133, 208). Bu nedenle yeniden cila işlemine gereksinim duyulabilir. Ayrıca restorasyonun yapımı eksikler tespit edildiğinde ilave işlemi sonrası da birden fazla fırınlamaya ihtiyaç duyulabilmektedir. Tekrarlanan fırınlam işlemleri porselenin yapısında değişimlere neden olabileceği gibi zaman kaybına da yol açacaktır(209).

Fırınlama sayısı arttıkça porselen yapısındaki gözeneklerin boyutları küçülür ve porselen camsı bir yapı kazanır. Genellikle gözeneklerin boyutlarının küçülmesi sertliği artırır, fakat elastikiyeti azaltır. Tekrarlanan fırınlamalar, renk pigmentlerinin kaybolmasına, porselen şeklinin bozulmasına ve devitrifikasyona da sebep olur. Bu bilgilerin ışığı altında, seramik restorasyonlarda, tekrarlanan fırınlamalardan mümkün olduğunca kaçınılması gerektiği bildirilmiştir(210, 211).

2.12. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIM TESTİ

Tam seramik sistemlerde altyapı ile üstyapı materyali arasındaki bağlantı dayanımının araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlantı dayanım testidir(155). Makaslama bağlantı dayanım testi, bir bağlayıcı yardımıyla birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir.

Bir in-vitro test yöntemi olan makaslama bağlantı dayanım testini kliniğe olan faydaların artırılması için standardize edilmesi gerekmektedir. Saklama koşulları, örneğin hazırlanması, kuvvet uygulama oranı ve kesitsel yüzey alanı göz önüne alınması gereken önemli faktörlerdir. Bu konuların bazıları için parametreler 1994'te ISO 11405 standartları tarafından belirlenmiştir. Makaslama bağlanma dayanım testinde kullanılan diğer bir parametre yükün uygulanma hızıdır. Kırılma materyallerde yük uygulanma

hızı elastik materyale uygulanandan düşük olmalıdır. Makaslama bağlantı dayanım testi için gerilimi oluşturacak standart makaslama hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olarak bildirilmiştir.

Makaslama bağlantı testinde , örneğin sabitlenmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm kalınlığında bir uç vasıtasıyla materyale arayüzeyden dik bir biçimde kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu kuvvet değeri tespit edilir(2).

2.13. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOP (SEM) İNCELEMELERİ

Altyapı ile üstyapı materyalleri arasındaki fiziksel ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir. SEM analizi ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı altyapı seramikleri ile üstyapı seramiklerinin bağlantı dayanımına bakılan pek çok çalışmada kopan yüzeylerin başarısızlık tipini belirlemede kullanılmaktadır(212-214).

2.14. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ (XRD)

X-ışınları yüksek enerjili, düşük dalga boyuna sahip elektromagnetik ışımalardır. Yüksek hızlı elektronların hedef malzemenin atomlarına çarpmasıyla meydana gelirler. Hedef atomlar “sürekli ” ve “karakteristik” ışımlar yayarlar. Sürekli x-ışınlarında bütün dalga boylarında enerji varken, karakteristik x-ışınlarında belirli dalga boylarında enerji mevcuttur. X-ışını difraksiyon analizinde karakteristik x-ışınları kullanılır.

X-ışını difraksiyon analizi;

- Malzemenin içerdiği fazları belirlemede,
- Nicel faz analizinde,
- Sıcaklık, basınç vb. fiziksel parametrelere bağlı faz değişimlerinde,
- Tanecik boyutunu belirlemede,
- Kimyasal kompozisyonu belirlemede,
- Örgü sabitlerini bulmakta kullanılan bir tekniktir.

X-ışını difraksiyonu şu üç parametreye göre çeşitlenmektedir:

1. Işınım: Tek renkli veya değişken dalga boyu
2. Dedektör: Işınım sayacı veya fotoğraf filmi
3. Örnek fazı: tek kristal, toz veya katı parça

Bu değişkenlere bağlı olarak şu XRD teknikleri bulunmaktadır:

- Difraksiyon
- Debye - Scherrer
- Guinier
- Dönme – Salınım
- Weissenberg

X-ışını difraksiyon cihazı monokromatör, filtre ve yönlendirici bileşenlerinden meydana gelir. Monokromatörler; dalga boyu seçicileri olarak da adlandırılırlar. Işık kaynağından gelen polikromatik ışıktan tek bir dalga boylu monokromatik ışık elde edilmesini sağlayan düzeneklerdir.

Filtre ile maddeye doğrudan gelen ışının istenmeyen dalga boyları absorbe edilir. Böylece difraksiyon deneyi için kullanılacak dalga boyuna sahip ışının geçmesi sağlanır.

Yönlendiriciler x-ışını demetini yönlendirir ve saçılmasını önler. X-ışını demetini mümkün olduğu kadar paralel tutar.

X-ışını difraksiyonunda çeşitli metotlar mevcuttur:

- Tek kristal metodu yapısı ve simetrisi bilinmeyen malzemelerin tanımlanmasında önemlidir, fakat birçok malzeme polikristal yapıda olduğu için tek bir kristal elde etme zorluğu bu metodun dezavantajıdır.

- Toz kristal metodu kristal analizinde kullanılan en güçlü tekniktir. Dalga boyu(λ) sabit, θ açısı değişkendir. Toz metodunda monokromatik X-ışını demeti ince toz haline getirilmiş örnek üzerine gönderilir. Toz halindeki kristalcikler demet doğrultusuna göre geliş güzel doğrultularda bulunurlar. Dalga boyu sabit olduğu için

kristal düzlemi ile uygun açı denk geldiğinde maksimum yansıma meydana gelir. Bu teknik özellikle dağınık polikristal örnekler söz konusu olduğunda çok kullanışlıdır.

Difraktometre, katı bir kristal örneğinden x-ışını difraksiyonu için kullanılan bir cihazdır. Bilinmeyen bir malzemeyi tanımlamak için veya bilinen malzemenin atomik boyutlardaki yapısını tayin etmek için kullanılır. Toz Kristal difraktometresi katıların kristal yapısını incelemek için kullanılabilecek en güçlü sonucu veren araçtır(215, 216).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Zirkonya altyapı üzerine uygulanan seramiklerin ısısal değişimlerinin bağlantı dayanımlarına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptığımız bu çalışmada, Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemine ait zirkonya altyapı ve bunlara uygun 3 farklı üstyapı seramiği kullanıldı (Tablo 3-1). In-vitro olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmamızda, 12 ayrı deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere, toplam 120 adet; bağlantı yüzeyi 10 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde olacak şekilde silindirik formda zirkonyum dioksit esaslı altyapı örnekleri hazırlandı. Üstyapı seramiği olarak piyasada zirkonya için üretilmiş 3 tip üstyapı seramiği; IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) kullanıldı (Tablo 3-1). 120 adet altyapı örneğine öncelikle 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleriyle kumlama işlemi yapıldı. 120 adet altyapı örneği 3 farklı üstyapı seramiği kullanılmak üzere 3 gruba ayrıldı. Üstyapı seramiği olarak tabakalama tekniğiyle 1. gruba IPS e.max Ceram, 2. gruba Vita VM9 ve 3. gruba GC Initial Zr-FS uygulandı. Her grup, örnek sayısı 10 olan 4 alt gruba ayrıldı ve alt gruplara üstyapı seramiği uygulanırken 4 farklı soğutma işlemi uygulandı.

Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller

ZİRKONYA ALTYAPI	ÜRETİCİ FİRMA
Kavo Everest ZS Zirkonya Blok	Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya
ÜSTYAPI SERAMİKLERİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e.max Ceram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Vita VM9	Vita Zahnfabrik, Almanya
GC Initial Zr-FS	GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika

Çalışmamızda, zirkonya altyapı üzerine tabakalama tekniğiyle uyguladığımız üst yapı seramikleri, firmanın talimatlarına uygun olarak her üstyapı seramiğinin kendi 1. dentin fırınlama ısılarında fırınlanmıştır (Tablo 3-2). Pişim tamamlandıktan sonra 4 farklı soğutma işlemi uygulanarak gruplar belirlenmiştir.

Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan üstyapı seramiklerinin 1. Dentin Fırınlama ve Cam Transisyon Isıları

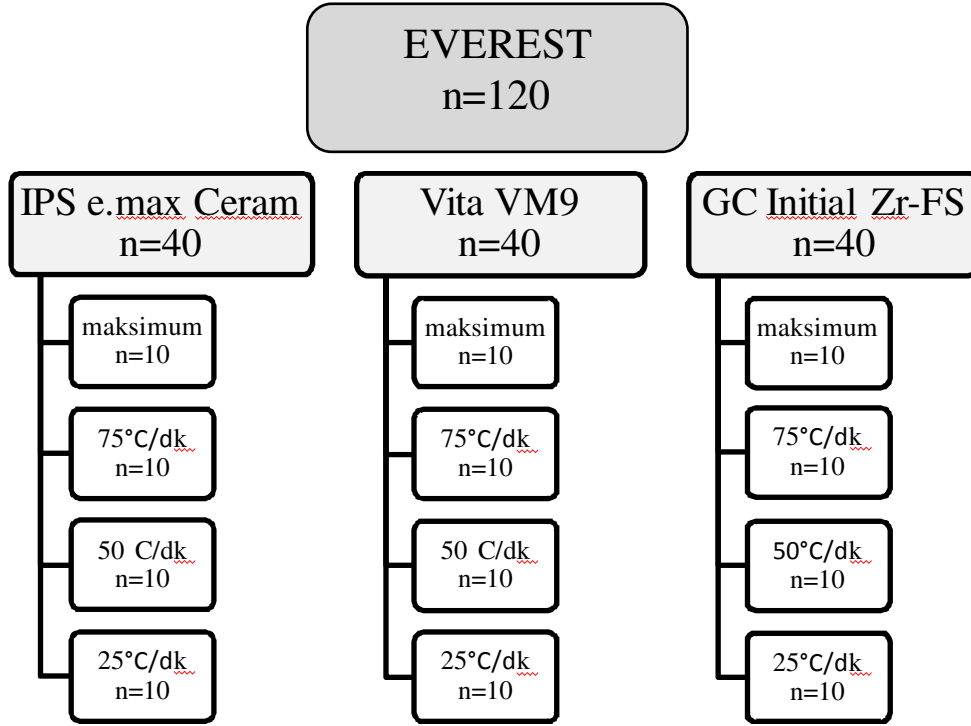
Üstyapı Seramiği	1.Dentin Fırınlama Isısı	Cam Transisyon Isısı
IPS e.max Ceram	750°C	490±10 °C
Vita VM9	910°C	600°C
GC Initial Zr-FS	810°C	550°C

Pişim tamamlandıktan sonra 4 farklı soğutma işlemi uygulanan gruplar aşağıda belirtilmiştir.

- 1- **IPS/Vita/GC Maksimum grubu:** Firmaların talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısılarında pişirilme işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak soğutma işlemi uygulandı. Ardından oda ısısında soğumaya bırakıldı.
- 2- **IPS/Vita/GC 75 grubu:** Firmaların talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısılarında pişirilme işlemi tamamlandıktan sonra fırın içerisinde üst yapı porseleninin kendi cam transisyon ısısına kadar fırın içerisinde 75°C/dk. 'da soğutma işlemi uygulandı. Ardından oda ısısında soğumaya bırakıldı.
- 3- **IPS/Vita/GC 50 grubu:** Firmaların talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısılarında pişirilme işlemi tamamlandıktan sonra fırın içerisinde üst yapı porseleninin kendi cam transisyon ısısına kadar fırın içerisinde 50°C/dk. 'da soğutma işlemi uygulandı. Ardından oda ısısında soğumaya bırakıldı.
- 4- **IPS/Vita/GC 25 grubu:** Firmaların talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısılarında pişirilme işlemi tamamlandıktan sonra fırın içerisinde üst yapı

porseleninin kendi cam transisyon ısısına kadar fırın içerisinde 25°C/dk. 'da soğutma işlemi uygulandı. Ardından oda ısısında soğumaya bırakıldı.

Tablo 3-3: Deney gruplarının oluşturulması



3.2. ZİRKONYA ALTYAPI DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Elde edilecek deney örneklerinin kalınlık ve çaplarına uygun olarak öncelikle paslanmaz çelik kullanılarak 10 mm çapında ve 3 mm kalınlığında disk üretildi. Diskin üretimi için CNC makinesi kullanıldı. Bu diskler üretilecek zirkonya deney örnekleri için şablon teşkil etti (Şekil 3-1).



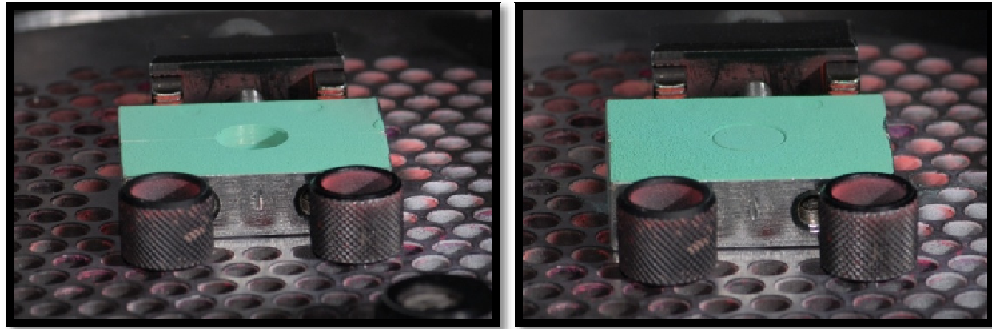
Şekil 3-1: Paslanmaz çelik disk

Elde edilen metal diske uygun boyutlarda ve çalışmamızda kullanılacak üniversal test cihazının ara parçasına uygun olarak paslanmaz çelik kullanılarak bir test düzeneği hazırlandı (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Paslanmaz çelikten hazırlanan test düzeneği ve anahtarı

Test düzeneğinin metal disk yerleştirilen bölümü ve sonrasında metal disk yerleştirildikten sonraki yüzey, Everest CAD/CAM sisteminin tarayıcı ünitesinin görüntüyü kaydedebilmesi amacıyla, sistemle uyumlu titanyum dioksit içerikli spreyle (O- Spray Okklusions-Spray, S&S Scheftner GmbH, Almanya) ince bir tabaka halinde ve her yerde eşit kalınlıkta olacak şekilde kaplandı (Şekil 3-3).



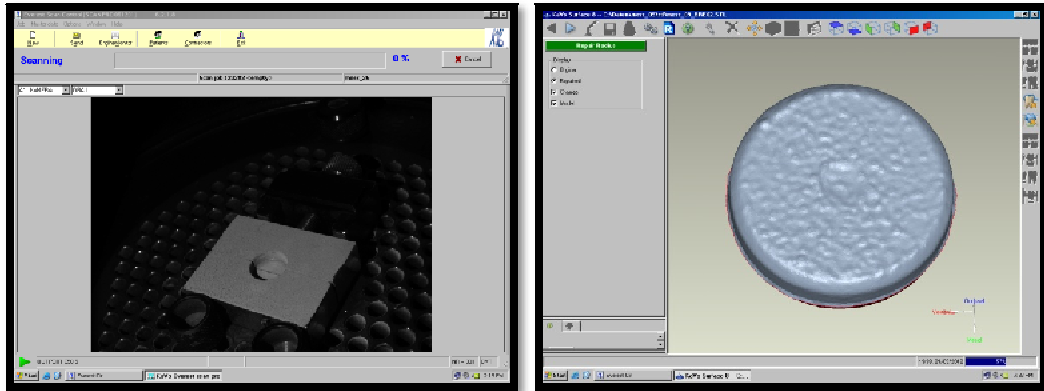
Şekil 3-3: Titanyum dioksit spreyle kaplanmış test düzeneğinin Kavro Everest tarayıcı ünitesine yerleştirilmesi

Ardından test düzeneği tarayıcı ünitenin (Everest Scan Pro, Kavro Dental GmbH, Biberach, Almanya) merkezinde olacak şekilde yerleştirildi ve tarama işlemi yapıldı (Şekil 3-4). Optik tarama esnasında, modelin bağlı olduğu aparat sistematik olarak yatay ve dikey yönde hareket ederek yaklaşık 300 görüntü alınmasını sağladı. Bu

görüntülerden elde edilen sanal model 3 boyutlu olarak ekrana yansıtıldı (Şekil 3-5). Kompleks yapıdaki birçok geometrik şekli tanıma kapasitesine sahip, sistemin özel yazılımı (Energy CAD, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) kullanılarak tasarım aşamasına geçildi.



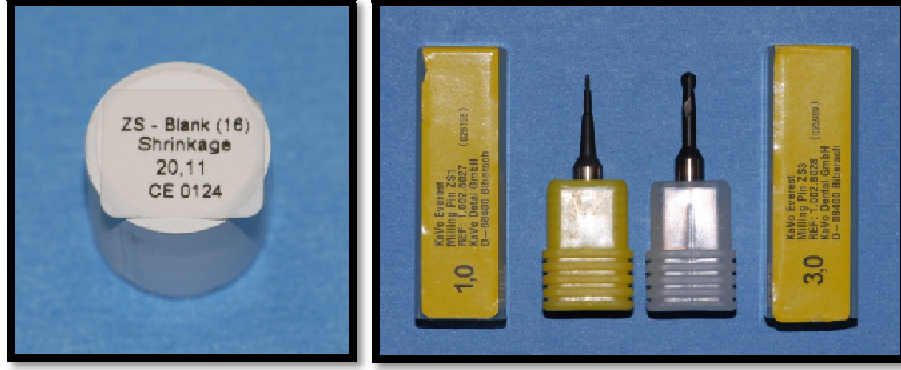
Şekil 3-4: Kavo Everest tarayıcı ünitesi



Şekil 3-5: Optik tarama ve sanal modelin ekrana yansıtılması

Tasarım işleminin ardından sisteme ait yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya blok (ZS Blank, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya), blok sabitleyici solüsyonla (Everest Universal Inplast A+B, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) aşındırma ünitesine (Everest Engine, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sabitlendi.

Sistemin kendisine ait özel aşındırma frezleri kullanılarak 5 aksta bloğun aşındırma işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-6; Şekil 3-7).



Şekil 3-6: Kavo Everest ZS Blok ve aşındırma esnasında kullanılan frezler



Şekil 3-7: Kavo Everest aşındırma ünitesi

Aşındırma işlemi bittikten sonra hazırlanan altyapı örnekleri %20'lik sinterleme büzülmesini karşılayacak şekilde 12 saat 1500 °C'de sisteme ait fırında (Kavo Everest Therm, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sinterlendi ve istenilen son boyutlar elde edildi (Şekil 3-8).



Şekil 3-8: Kavo Everest sinterleme fırını

Böylece 10 mm çapında ve 3 mm kalınlığında silindirik formda, toplam 120 adet zirkonya altyapı örneği elde edilmiş oldu (Şekil 3-9; Şekil 3-10). Çalışmamızda kullanılan yarı sinterlenmiş zirkonya blokların içeriği ve fiziksel özellikleri Tablo 3-4’te gösterilmektedir.



Şekil 3-9: Tamamlanmış Kavo Everest altyapı örneği



Şekil 3-10: Tamamlanmış altyapı örneği kalınlığının tespiti

Tablo 3-4: Çalışmamızda kullanılan zirkonya altyapının özellikleri

ÖZELLİK	EVEREST ZS BLOK
ZrO ₂ içeriği	% 99,6
Y ₂ O ₃ içeriği	% 5,0
Al ₂ O ₃ içeriği	% 0,25
Diğer metal oksitler	< % 0,15
Ortalama gren boyutu	0,52 ± 0,05 µm
Isı Genleşme Katsayısı	10,0 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Isı İletkenliği	2,5 W/mK
Kimyasal Çözünürlük	10 µg/cm ³
Bükülme Dayanımı	1200 MPa
Elastiklik modülü	210 GPa
Kırılma tokluğu	8 MN/m ^{1/2}

3.3. ÜSTYAPI SERAMİKLERİNİN UYGULANMASI VE FIRINLAMA İŞLEMİ

Çalışmamızda tüm altyapı örnek yüzeylerine üstyapı seramikleri uygulanmadan önce standardizasyonu sağlamak amacıyla özel hazırlanmış bir düzenek yardımıyla kumlama işlemi uygulandı (Şekil 3-11). Düzenekte, kumlama ucunun yere paralel olacak şekilde yerleşebileceği bir yuva hazırlandı. Kumlama cihazının ucunun merkezi ile aynı doğrultuda ve 10 mm uzağında yer alan bir yuva yardımıyla 10 mm çapındaki örnekler yerleştirildi. Bağlantı yüzeylerine kalem uçlu kumlama cihazıyla (Renfert Basic Classic , Renfert GmbH, Hilzingen Almanya) 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleriyle 2,5 bar basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan 15 sn süre ile kumlama işlemi gerçekleştirildi. Bu işlem sonrasında örnekler distile su ile 3 dakika ultrasonik temizleme cihazında temizlendi.



Şekil 3-11: Kumalama cihazının ucunu sabit pozisyonda tutan düzenek ve altyapı örneklerinin yüzeyinin kumlanması

Üstyapı seramiği uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar ile 15 saniye süreyle temizlendi. Çalışmamızda piyasada zirkonya için üretilmiş 3 tip üstyapı seramiği; IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) , Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) kullanıldı. Bu üstyapı seramiklerinin bazı özellikleri tabloda gösterilmektedir (Tablo 3-5). Zirkonya diskler, standart porselen kalınlığı elde etmek amacıyla imal edilen metal kalıp içerisine yerleştirildi (Şekil 3-12). Her alt gruptaki altyapılar üzerine, çapı 10 mm ve yüksekliği 3 mm olacak şekilde üstyapı seramikleri tabakalama tekniğiyle uygulandı.



Şekil 3-12: Standart üstyapı seramik kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Tablo 3-5: Çalışmamızda kullanılan üstyapı seramiklerinin özellikleri

ÖZELLİK	IPS E-MAX CERAM	VITA VM9	GC INITIAL ZR-FS
Isı Genleşme Katsayısı	$9,5 \pm 0,25 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$	$8,8-9,2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$	$9,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Cam Transisyon Isısı	$490 \pm 10 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$600 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$550 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Kimyasal Çözünürlük	$15 \pm 5 \text{ } \mu\text{g/cm}^3$	$10 \text{ } \mu\text{g/cm}^3$	$12 \text{ } \mu\text{g/cm}^3$
Bükülme Dayanımı	$90 \pm 10 \text{ MPa}$	100 MPa	90 MPa

Tüm deney örneklerine, üretici firmaların önerdiği üst yapı seramiklerinin fırınlama talimatlarına uygun olarak soğutma oranları değiştirilmek suretiyle Dekema Austromat D4 fırını (Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, Almanya) kullanılarak ısıl işlem uygulandı (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Deney örneklerinin fırınlanması

IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) , Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) üst yapı seramiklerinin fırınlama dereceleri aşağıdaki tablolarda belirtilmiştir (Tablo 3-6; Tablo 3-7; Tablo 3-8).

Tablo 3-6: IPS e.max Ceram Fırınlama Dereceleri

Grup	İlk Isı	Ön Kurutma Süresi	Isı Artış Oranı	Pişim Isısı	Son Isıda Bekletme Süresi	Soğutma Oranı	Son Isı (Cam Transisyon Isısı)	Vakum
IPS Maks.	403°C	4 dk	40°C/dk	750°C	1 dk	maksimum	490°C	450°C-750°C
IPS 75	403°C	4 dk	40°C/dk	750°C	1 dk	75°C/dk	490°C	450°C-750°C
IPS 50	403°C	4 dk	40°C/dk	750°C	1 dk	50°C/dk	490°C	450°C-750°C
IPS 25	403°C	4 dk	40°C/dk	750°C	1 dk	25°C/dk	490°C	450°C-750°C

Tablo 3-7: Vita VM9 Fırınlama Dereceleri

Grup	İlk Isı	Ön Kurutma Süresi	Isı Artış Oranı	Pişim Isısı	Son Isıda Bekletme Süresi	Soğutma Oranı	Son Isı (Cam Transisyon Isısı)	Vakum
Vita Maks.	500°C	6 dk	55°C/dk	910°C	1 dk	maksimum	600°C	500°C-910°C
Vita 75	500°C	6 dk	55°C/dk	910°C	1 dk	75°C/dk	600°C	500°C-910°C
Vita 50	500°C	6 dk	55°C/dk	910°C	1 dk	50°C/dk	600°C	500°C-910°C
Vita 25	500°C	6 dk	55°C/dk	910°C	1 dk	25°C/dk	600°C	500°C-910°C

Tablo 3-8: GC Initial Zr-FS Fırınlama Dereceleri

Grup	İlk Isı	Ön Kurutma Süresi	Isı Artış Oranı	Pişim Isısı	Son Isıda Bekletme Süresi	Soğutma Oranı	Son Isı (Cam Transisyon Isısı)	Vakum
GC Maks.	450°C	6 dk	45°C/dk	810°C	1 dk	maksimum	550°C	450°C-810°C
GC 75	450°C	6 dk	45°C/dk	810°C	1 dk	75°C/dk	550°C	450°C-810°C
GC 50	450°C	6 dk	45°C/dk	810°C	1 dk	50°C/dk	550°C	450°C-810°C
GC 25	450°C	6 dk	45°C/dk	810°C	1 dk	25°C/dk	550°C	450°C-810°C

3.4. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIM TESTİNİN UYGULANMASI

Makaslama bağlantı dayanım testi için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda bulunan universal test cihazı (Shimadzu AG-IS, Shimadzu, Japonya) kullanıldı.

Elde edilen deney örnekleri, universal test cihazının ara parçasına uygun olarak tasarlanmış olan ve altyapının boyutlarında bir yuvaya sahip olan test düzeneğine sabitlendi (Şekil 3-14).



Şekil 3-14: Paslanmaz çelikten hazırlanan test düzeneği ve anahtarı

Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 standartlarında belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı . Bıçak ucu, örneklerdeki altyapı- üstyapı bağlantı yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde konumlandırıldı ve kesme işlemi 0,5 mm/dk hızla yapıldı. Üstyapının altyapıdan ayrılma anındaki dayanım değerleri sistemin bağlı olduğu bilgisayar tarafından kaydedildi (Şekil 3-15).



Şekil 3-15: Üniversal test cihazı ve kırılan örneğin test cihazındaki görüntüsü

Kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \times d^2) / 4 \text{ (mm}^2\text{)}$$

d= bağlanma yüzeyinin çapı

3.5. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İNCELEMELERİ

Örneklerin bağlantı yüzeylerinin Alan Saçılmalı Tarayıcı Elektron Mikroskobu(JSM 7000F, Jeol, Almanya) ile incelenmesi işlemi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 3-16)

Her gruptan, makaslama testi sonucunda ortalama değere sahip örnekler seçildi. Tüm örneklerin iletkenliklerinin artması için “karbon kaplama ve platin kaplama” cihazında (Polaron CA7625, Quorum Technologies, İngiltere) platin kaplama işlemi uygulandı (Şekil 3-17). Örnekler x100, x500 ve x1500 büyütmelerde incelendi ve kırık şekilleri ve gren boyutları değerlendirildi.



Şekil 3-16: Alan Saçılmalı Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)



Şekil 3-17: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı

3.6. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ (XRD)

X-Işını Difraksiyon Analizi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. X-ışını difraksiyon analizi için her gruptan ortalama değere sahip örnekler seçildi ve kırık zirkonya yüzeylerinde analiz gerçekleştirildi. X-ışını CuK α kaynağı 40 kV'da, 40 mA'da, örnekten 250 mm uzaklıkta kullanıldı.



Şekil 3-18: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı

Monoklinik ve tetragonal fazlarının miktarı Garvie ve Nicholson yöntemi ile, aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı(217).

Denklem :

$$X_m = [I_m (-111) + I_m (111)] / [I_m (-111) + I_m (111) + I_t (101)]$$

X_m : monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

$I_m (-111)$: 28.2°'de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_m (111)$: 31.5°'de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101)$: 30.2°'de tetragonal tepe noktasının şiddeti

Monoklinik ve tetragonal faz hacim oranı Toraya ve ark. yöntemi ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı(218).

Denklem:

$$V_m = 1.311 X_m / (1 + 0.311 X_m)$$

$$V_t = 1 - V_m$$

X_m : monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

V_m : monoklinik faz hacim oranı

V_t : tetragonal faz hacim oranı

3.7. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

İstatistiksel değerlendirmeler İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı Biyoistatistik Bölümü'nde gerçekleştirildi. Deney gruplarının makaslama sonrasında elde edilen değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı. Çalışmamızda elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS Statistics 21.0 Programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametreler normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden parametrelerin gruplar arasında karşılaştırılmalarında tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIMI BULGULARI

4.1.1. IPS e.max Ceram Grubu

Zirkonya altyapı üzerine uygulanan IPS e.max Ceram seramiklerinin fırınlama sonrası soğutma işleminin makaslama bağlantı dayanımlarına etkisi incelenmiştir. Örneklerin makaslama bağlantı dayanımı değerleri Tablo 4-1’de gösterilmiştir.

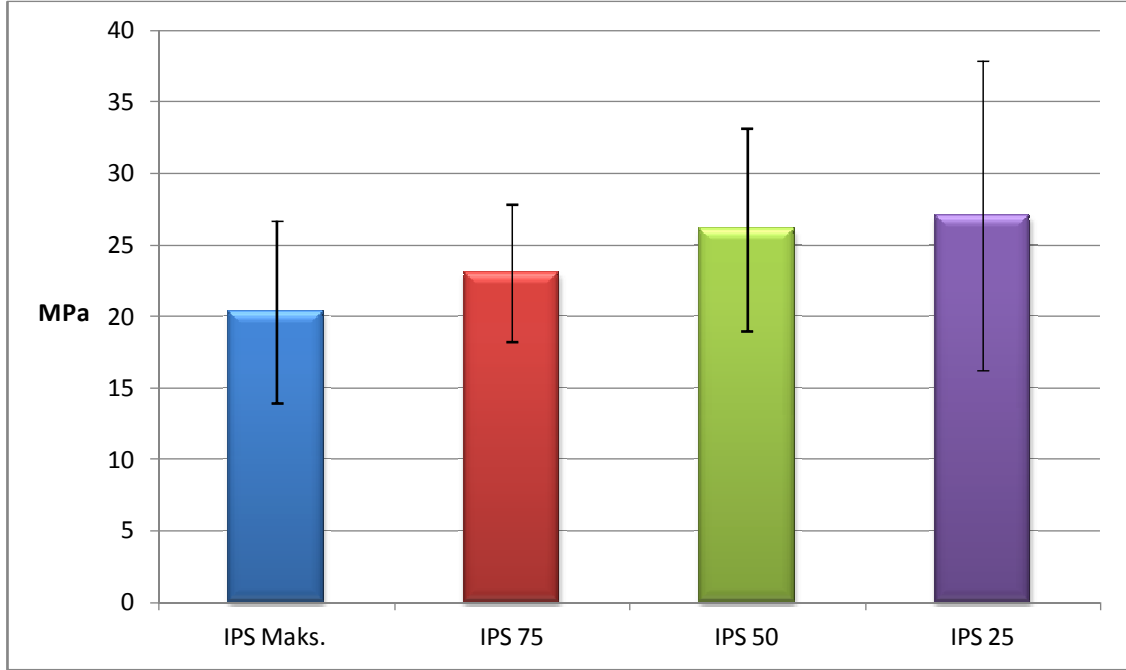
IPS e.max Ceram grubunda en yüksek makaslama bağlantı dayanımı IPS 25 grubunda ($27,07 \pm 10,82$ MPa) görülmüştür. IPS 25 grubunda görülen makaslama bağlantı dayanım değerleri IPS maksimum, IPS 75, IPS 50 gruplarında görülen değerlere kıyasla yüksektir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p < 0,05$) (Şekil 4-1).

Makaslama bağlantı dayanım değerleri IPS 25 grubundan sonra; IPS 50 grubunda $26,10 \pm 7,09$ MPa, IPS 75 grubunda $23,06 \pm 4,79$ MPa, IPS maksimum grubunda $20,33 \pm 6,37$ MPa olarak saptanmıştır. Tüm gruplar arası çoklu karşılaştırma değerleri Tablo 4-5’te gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Farklı ısı işlem uygulanmış IPS e.max Ceram Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri

	n	m (MPa)	sd $\pm$	Min(MPa)	Max(MPa)	p
IPS Maksimum	10	20,33	6,37	10,58	29,36	0,202
IPS 75	10	23,06	4,79	12,86	27,72	
IPS 50	10	26,10	7,09	15,32	34,35	
IPS 25	10	27,07	10,82	14,14	49,44	

One-way ANOVA Test ($p < 0,05$)



Şekil 4-1: Farklı ısı işlem uygulanmış IPS e.max Ceram Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

4.1.2. Vita VM9 Grubu

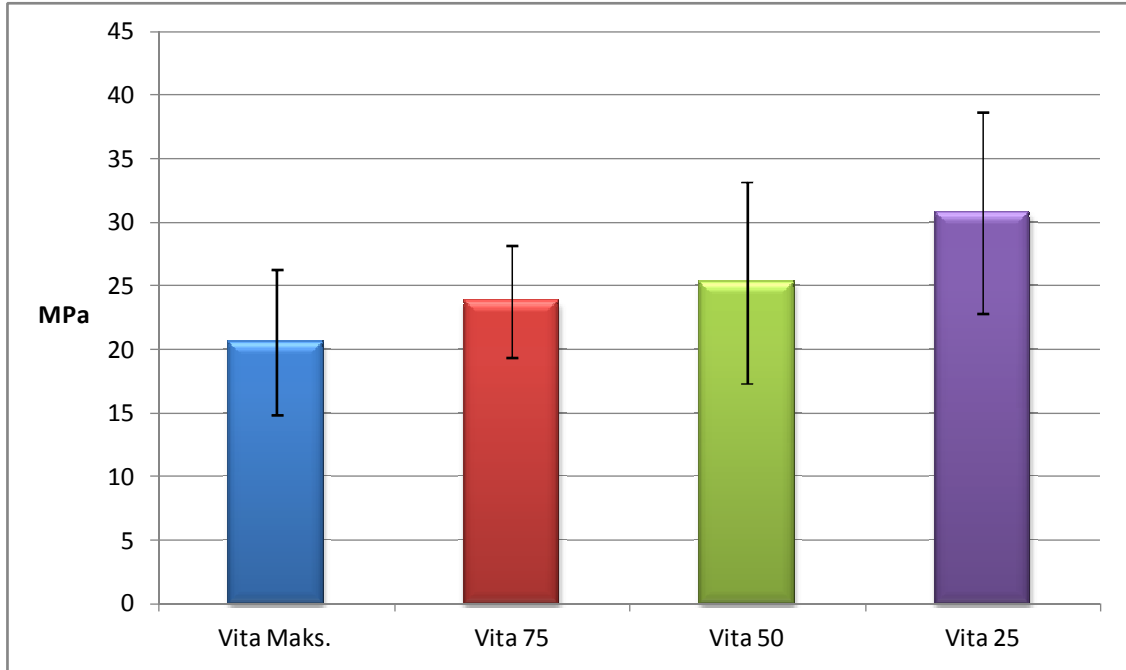
Zirkonya altyapı üzerine uygulanan Vita VM9 seramiklerinin fırınlama sonrası soğutma işleminin makaslama bağlantı dayanımlarına etkisi incelenmiştir. Örneklerin makaslama bağlantı dayanımı değerleri Tablo 4-2’de gösterilmiştir.

Vita VM9 grubunda en yüksek makaslama bağlantı dayanımı Vita 25 grubunda ($30,79 \pm 7,92$ MPa) görülmüştür. Vita 25 grubunda görülen makaslama bağlantı dayanım değerleri Vita maksimum, Vita 75, Vita 50 gruplarında görülen değerlere kıyasla yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$)(Şekil 4-2).

Makaslama bağlantı dayanım değerleri Vita 25 grubundan sonra; Vita 50 grubunda $25,31 \pm 8,44$ MPa, Vita 75 grubunda $23,83 \pm 4,42$ MPa, Vita maksimum grubunda $20,61 \pm 5,72$ MPa olarak saptanmıştır. Tüm gruplar arası çoklu karşılaştırma değerleri Tablo 4-5’te gösterilmiştir.

Tablo 4-2: Farklı ısıt işlem uygulanmış Vita VM9 Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri

	n	m (MPa)	sd ±	Min(MPa)	Max(MPa)	p
Vita Maksimum	10	20,61	5,72	13,49	28,87	0,017*
Vita 75	10	23,83	4,42	17,70	29,81	
Vita 50	10	25,31	8,44	15,03	39,09	
Vita 25	10	30,79	7,92	19,90	44,01	



Şekil 4-2: Farklı ısıt işlem uygulanmış Vita VM9 Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

4.1.3. GC Initial Zr-FS Grubu

Zirkonya altyapı üzerine uygulanan GC Initial Zr-FS seramiklerinin fırınlama sonrası soğutma işleminin makaslama bağlantı dayanımlarına etkisi incelenmiştir. Örneklerin makaslama bağlantı dayanımı değerleri Tablo 4-3'te gösterilmiştir.

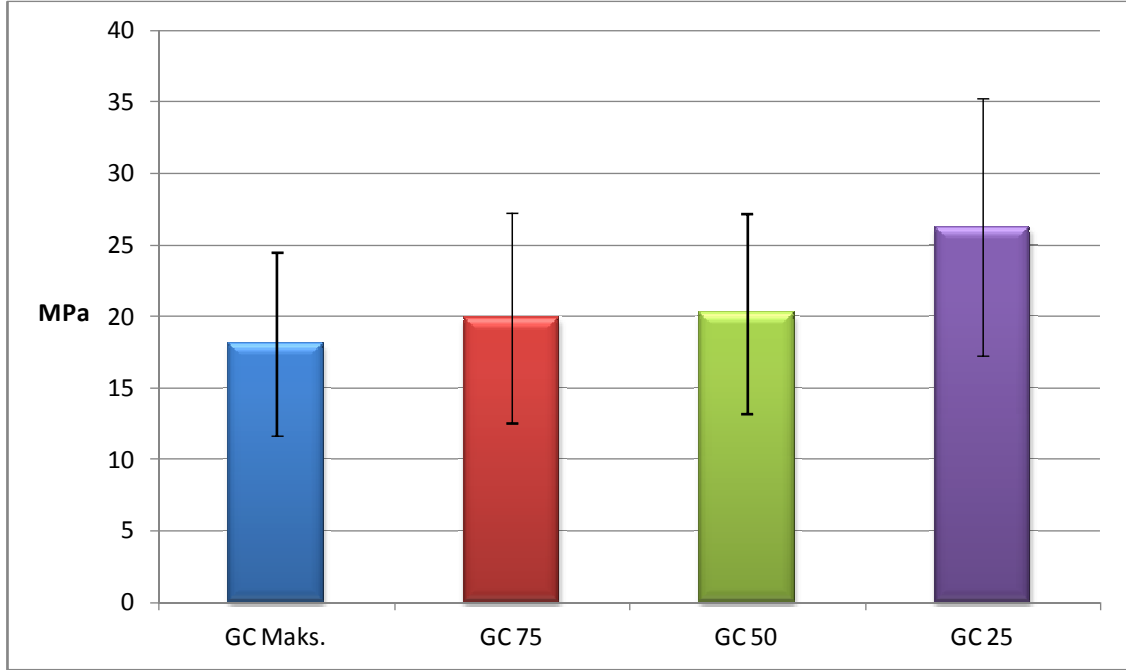
GC Initial Zr-FS grubunda en yüksek makaslama bağlantı dayanımı GC 25 grubunda ($30,79 \pm 7,92$ MPa) görülmüştür. GC 25 grubunda görülen makaslama bağlantı dayanım değerleri GC maksimum, GC 75, GC 50 gruplarında görülen değerlere kıyasla yüksektir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p < 0,05$)(Şekil 4-3).

Makaslama bağlantı dayanım değerleri GC 25 grubundan sonra; GC 50 grubunda $25,31 \pm 8,44$ MPa, GC 75 grubunda $23,83 \pm 4,42$ MPa, GC maksimum grubunda $20,61 \pm 5,72$ MPa olarak saptanmıştır. Tüm gruplar arası çoklu karşılaştırma değerleri Tablo 4-5'te gösterilmiştir.

Tablo 4-3: Farklı ısı işlem uygulanmış GC Initial Zr-FS Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerleri

	n	m (MPa)	sd $\pm$	Min(MPa)	Max(MPa)	p
GC Maksimum	10	18,09	6,42	10,95	29,83	0,100
GC 75	10	19,91	7,36	11,34	31,96	
GC 50	10	20,21	7,01	12,34	31,90	
GC 25	10	26,26	9,00	13,45	36,40	

One-way ANOVA Test ($p < 0,05$)



Şekil 4-3: Farklı ısı işlem uygulanmış GC Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

4.1.4. Tüm Gruplara İlişkin Değerlendirmeler

Toplam 12 grup içerisinde en yüksek makaslama bağlantı dayanım değeri **Vita 25 grubunda ($30,79 \pm 7,92$ MPa)** elde edilirken, en düşük değer **GC maksimum grubunda ($18,09 \pm 9,00$ MPa)** elde edilmiştir. Alt gruplar incelendiğinde en yüksek değerlerin **25 alt gruplarında**, en düşük değerlerin **maksimum alt gruplarında** elde edildiği görülmüştür (Şekil 4-8). Alt gruplar ayrı ayrı ele alındığında Maksimum/dk. (pişim tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak) soğutma işlemi uygulanmış tüm örnekler karşılaştırıldığında en düşük değer GC maksimum grubunda elde edildiği görülmüştür (Şekil 4-4). 75°C/dk. , 50°C/dk. , 25°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örnekler gruplararası karşılaştırıldığında en yüksek makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri Vita VM9 gruplarında tespit edildiği görülmüştür (Şekil 4-5, 4-6, 4-7). Tüm grupların makaslama bağlantı dayanımı değerlerinin çoklu karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamıştır ($p < 0,05$, Tablo 4-5). Gruplar ayrı değerlendirildiğinde **Vita VM9 Grubu** örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı değerlerinin karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$, Tablo 4-2, Şekil 4-8). Tüm grupların

makaslama bağlantı dayanımı değerleri Tablo 4-4'te, tüm değerlerin grafiksel olarak değerlendirilmesi Şekil 4-8'de görülmektedir.

Tablo 4-4: Tüm grupların makaslama bağlantı dayanımı değerleri

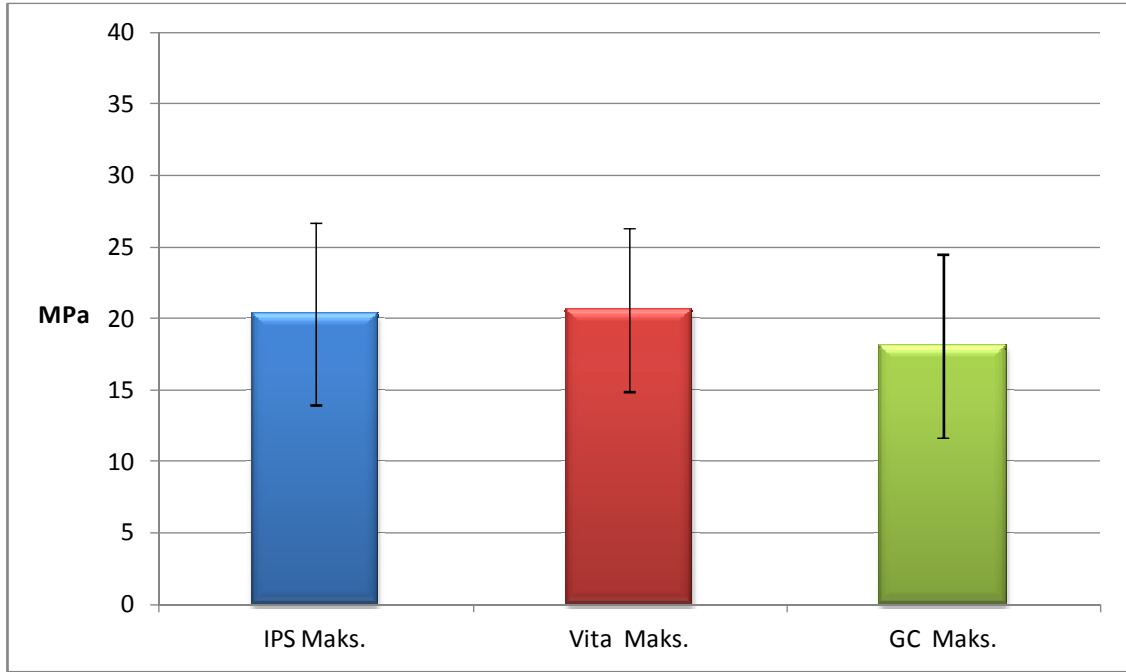
Alt Grup	Grup	m (MPa)	sd ±	Min(MPa)	Max(MPa)
Maksimum	IPS	20,33	6,37	10,58	29,36
	Vita	20,61	5,72	13,49	28,87
	GC	18,09	6,42	10,95	29,83
75	IPS	23,06	4,79	12,86	27,72
	Vita	23,83	4,42	17,70	29,81
	GC	19,91	7,36	11,34	31,96
50	IPS	26,10	7,09	15,32	34,35
	Vita	25,31	8,44	15,03	39,09
	GC	20,21	7,01	11,34	31,96
25	IPS	27,07	10,82	14,14	49,44
	Vita	30,79	7,92	19,90	44,01
	GC	26,26	9,00	13,45	36,40

One-way ANOVA Test ($p < 0,05$)

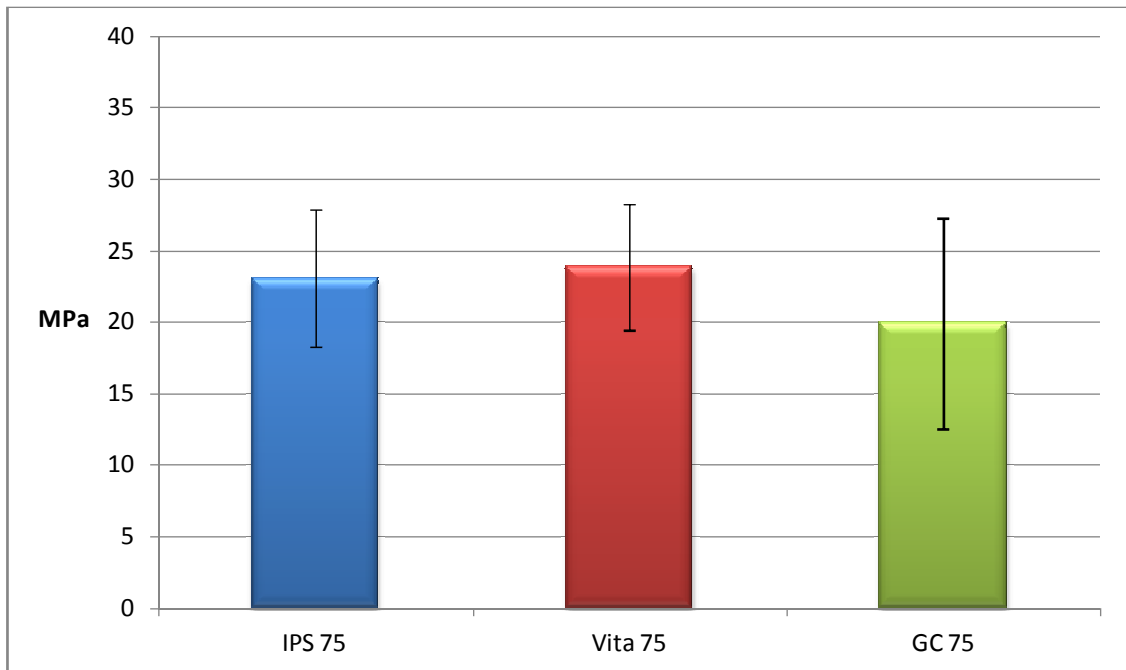
Tablo 4-5: Tüm grupların makaslama bağlantı dayanımı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

Alt Grup	Grup I	Grup II	P
Maksimum	VITA	IPS	,994
		GC	,637
	IPS	VITA	,994
		GC	,699
	GC	VITA	,637
		IPS	,699
75	VITA	IPS	,950
		GC	,287
	IPS	VITA	,950
		GC	,440
	GC	VITA	,287
		IPS	,440
50	VITA	IPS	,971
		GC	,302
	IPS	VITA	,971
		GC	,208
	GC	VITA	,302
		IPS	,208
25	VITA	IPS	,650
		GC	,531
	IPS	VITA	,650
		GC	,979
	GC	VITA	,531
		IPS	,979

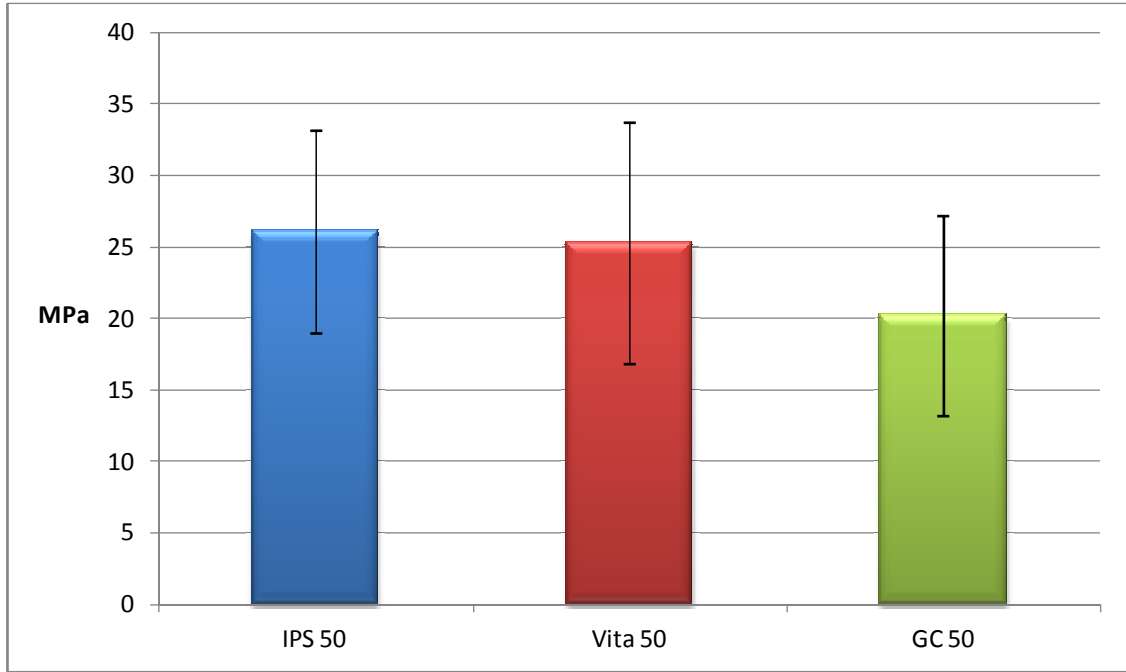
Tukey HSD Test ($p < 0,05$)



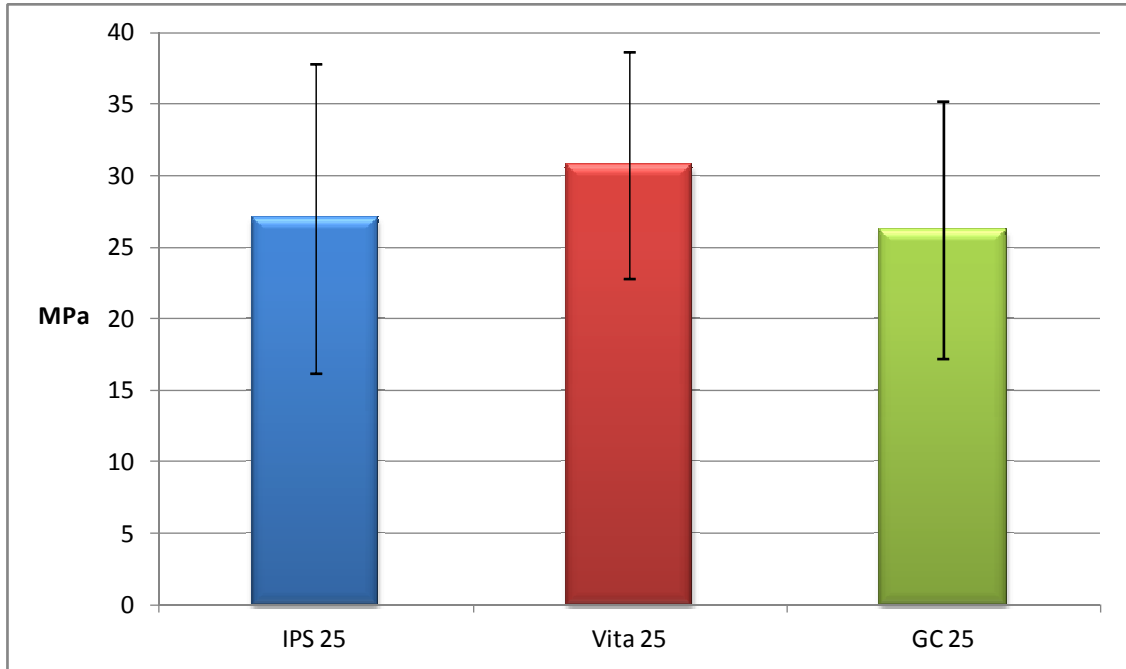
Şekil 4-4: Maksimum/dk. (pişim tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak) soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği



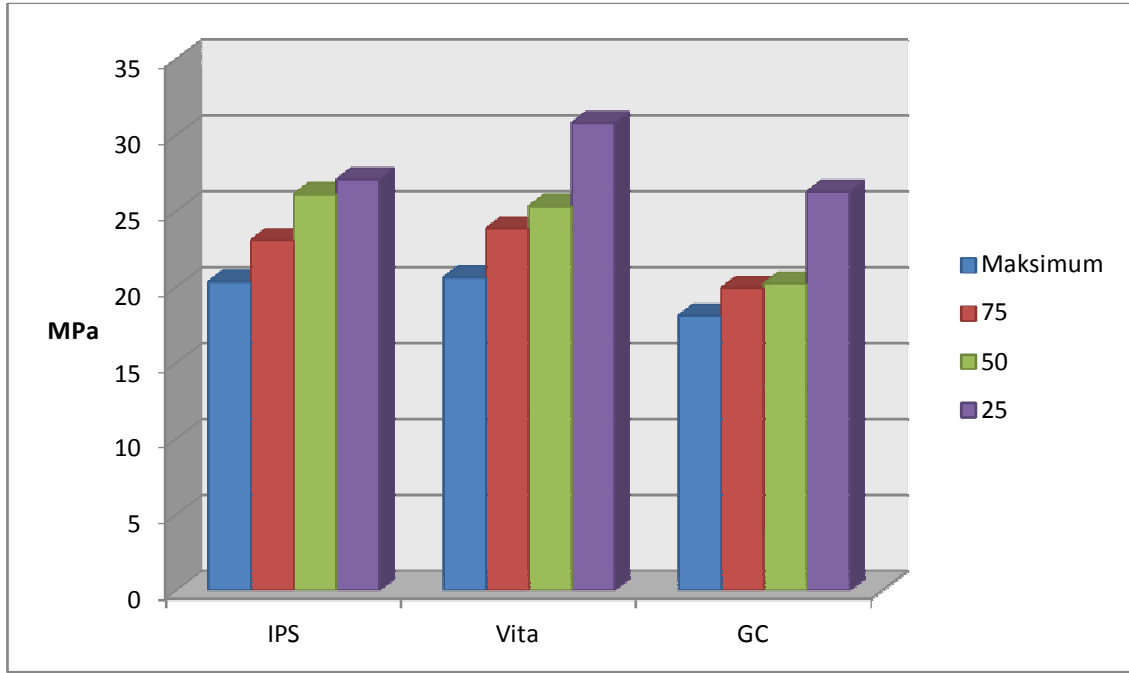
Şekil 4-5: 75°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği



Şekil 4-6: 50°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği



Şekil 4-7: 25°C/dk. soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği



Şekil 4-8: Farklı ısı işlem uygulanmış tüm örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri grafiği

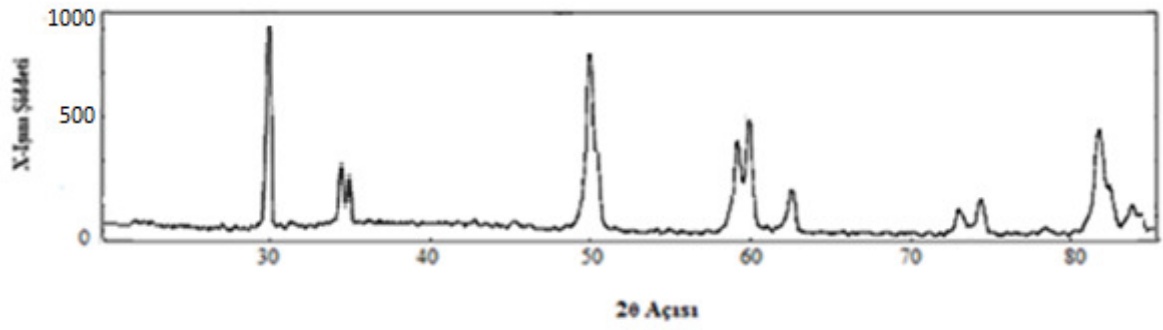
4.2. X-IŞINI DİFRAKSİYON ANALİZİ BULGULARI

X-ışını difraksiyon analizi ile hesaplanan monoklinik faz hacim oranları Tablo 4-6'da görülmektedir. X-ışını difraksiyon analizi faz grafikleri Şekil 4-9 ve 4-20 arasında görülmektedir.

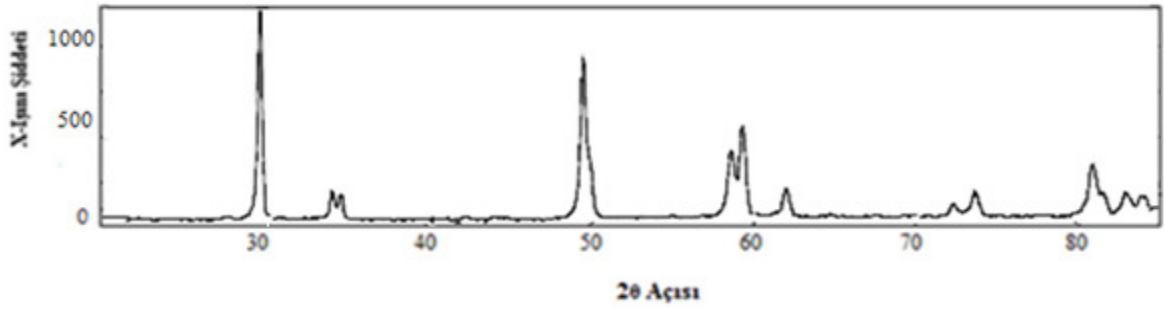
Tablo 4-6: X-ışını difraksiyon analizi sonuçları

	Monoklinik Faz (Hacim %)	
IPS Maksimum		12,6
IPS 75		11,4
IPS 50		10,8
IPS 25		9,5
Vita Maksimum		11,6
Vita 75		9,7
Vita 50		9,1
Vita 25		8,7

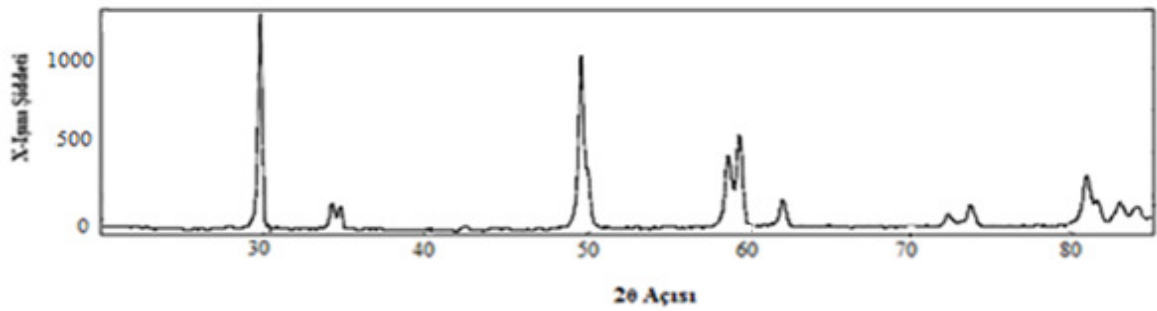
GC Maksimum	13,3
GC 75	12,7
GC 50	11,1
GC 25	9,9



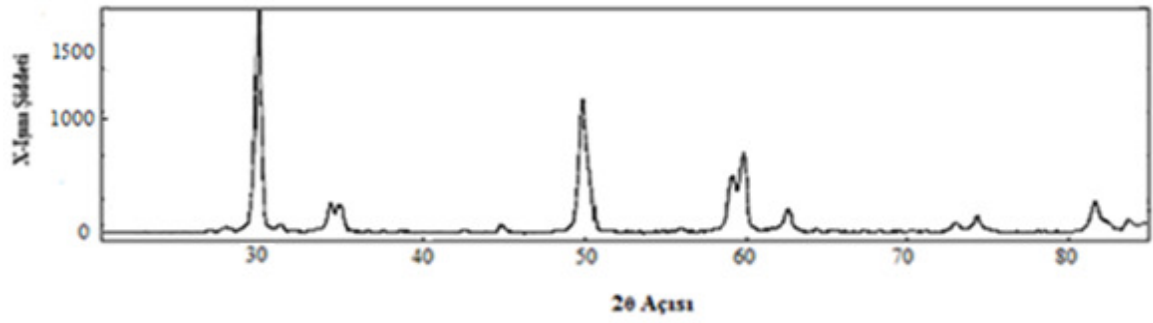
Şekil 4-9: IPS Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



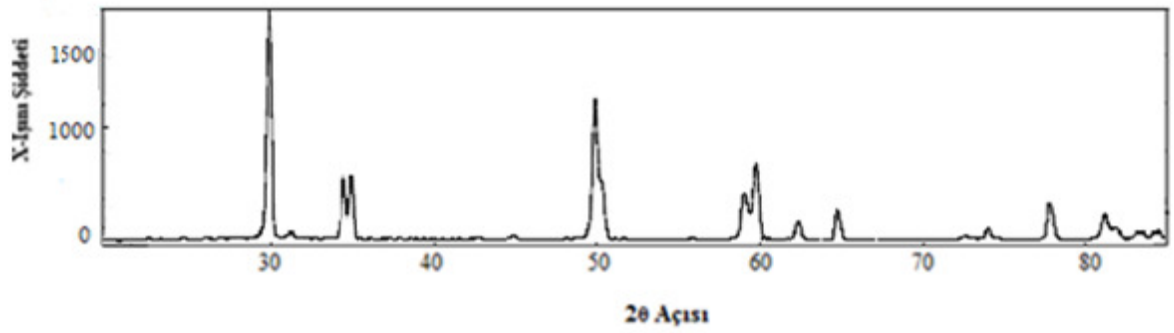
Şekil 4-10: IPS 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



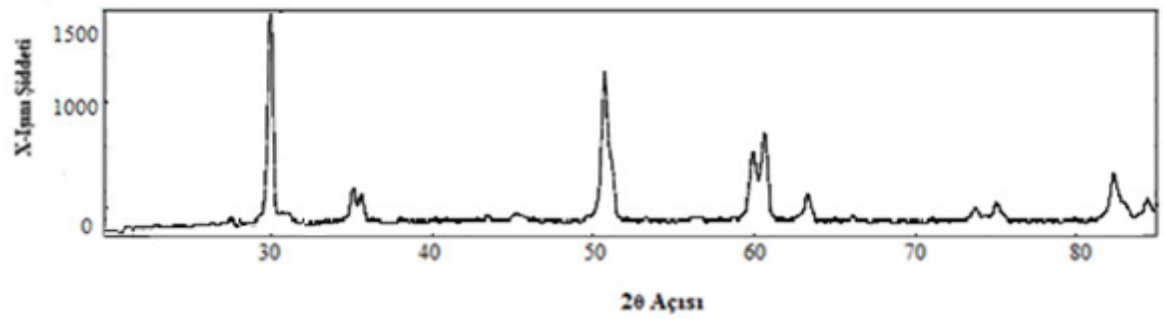
Şekil 4-11: IPS 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



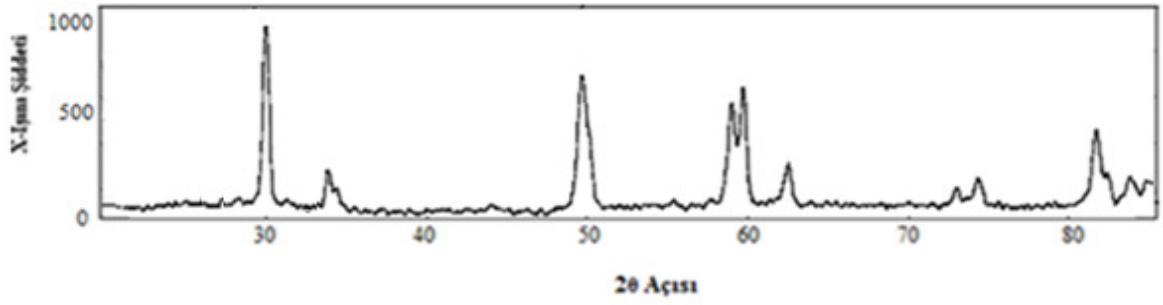
Şekil 4-12: IPS 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



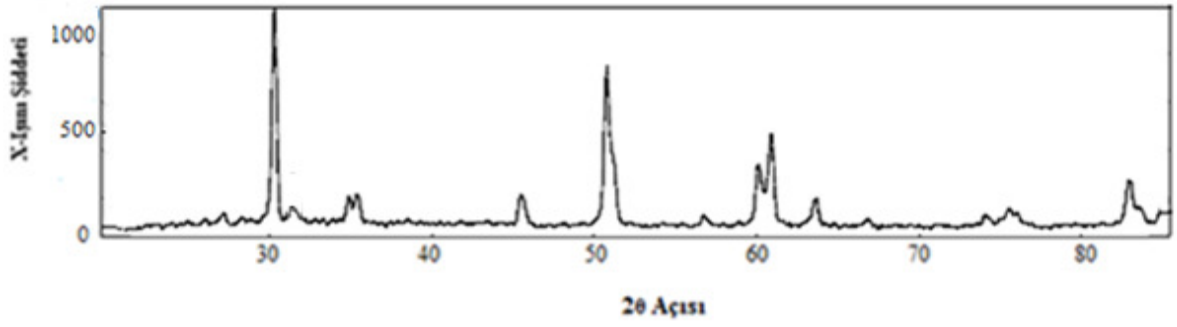
Şekil 4-13: Vita Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



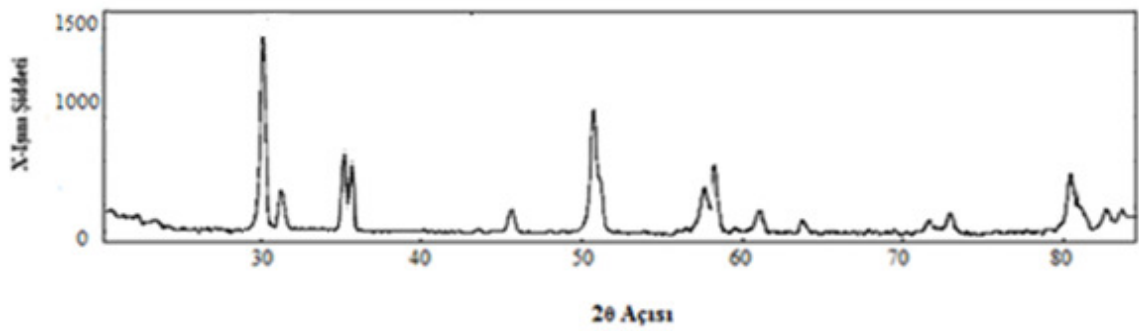
Şekil 4-14: Vita 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



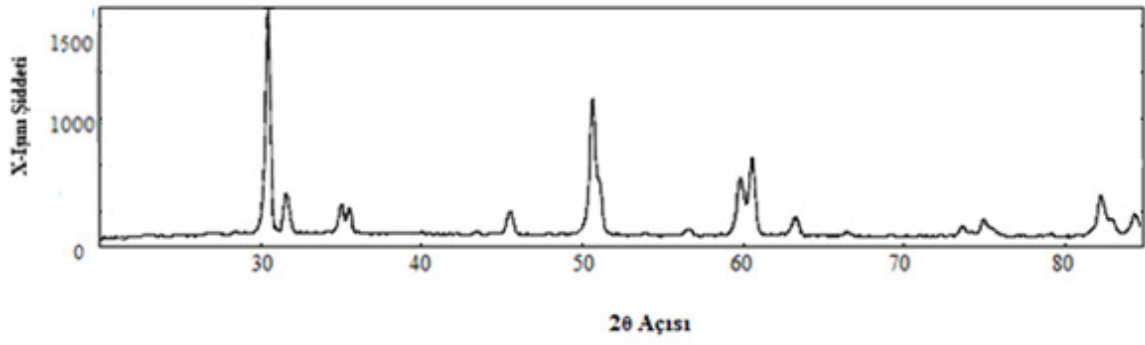
Şekil 4-15: Vita 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



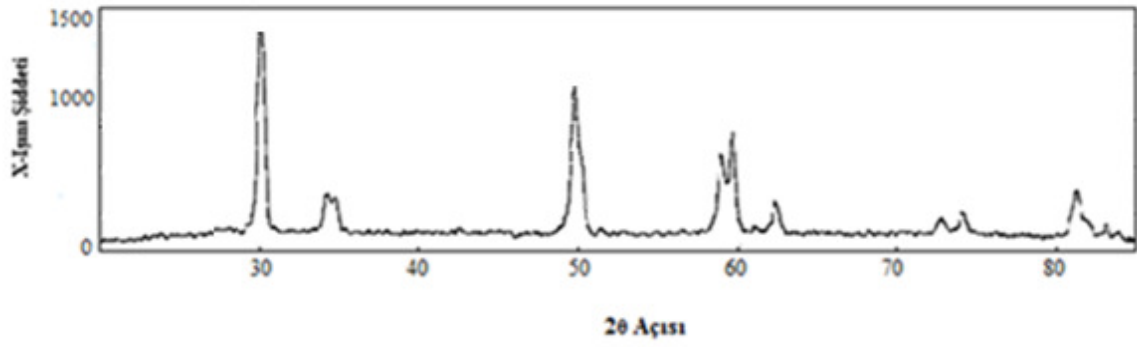
Şekil 4-16: Vita 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



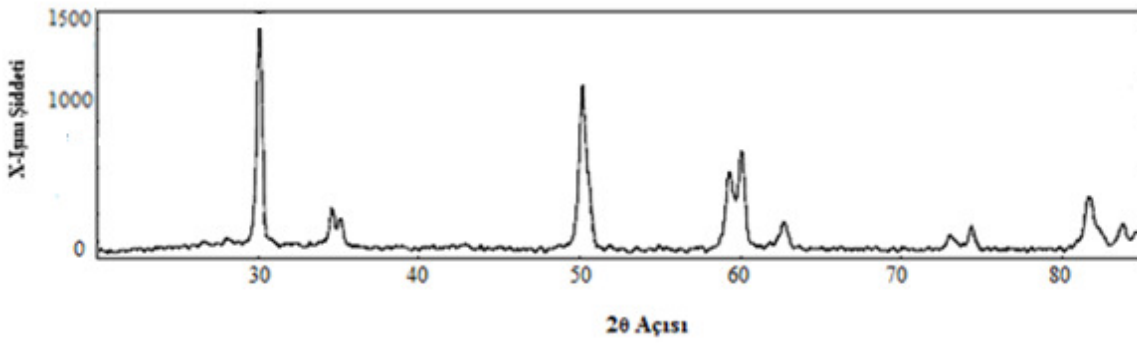
Şekil 4-17: GC Maksimum grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-18: GC 75 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



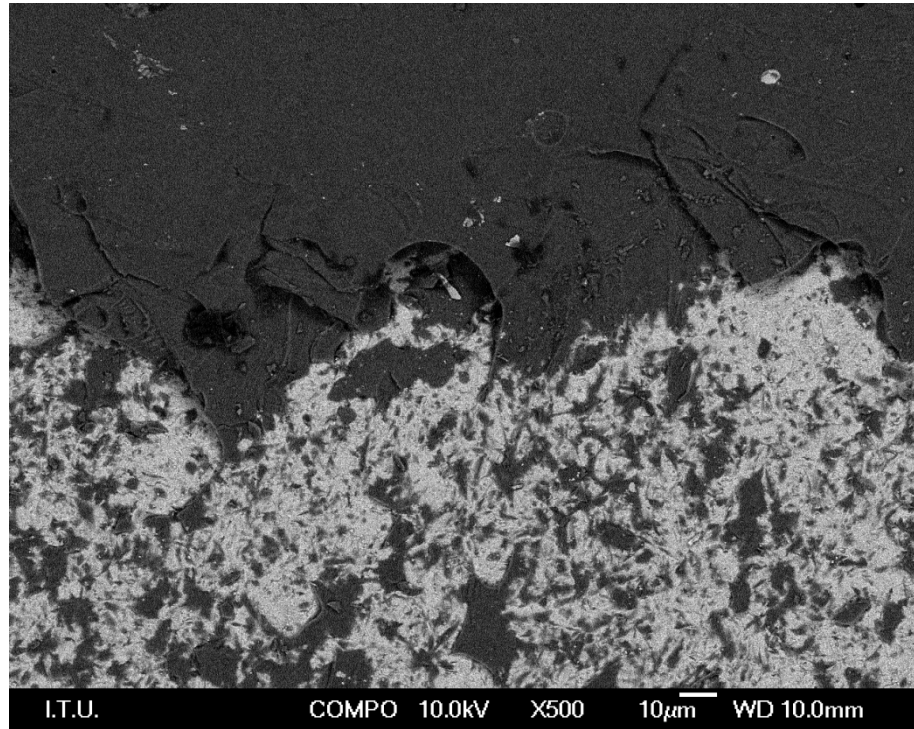
Şekil 4-19: GC 50 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi



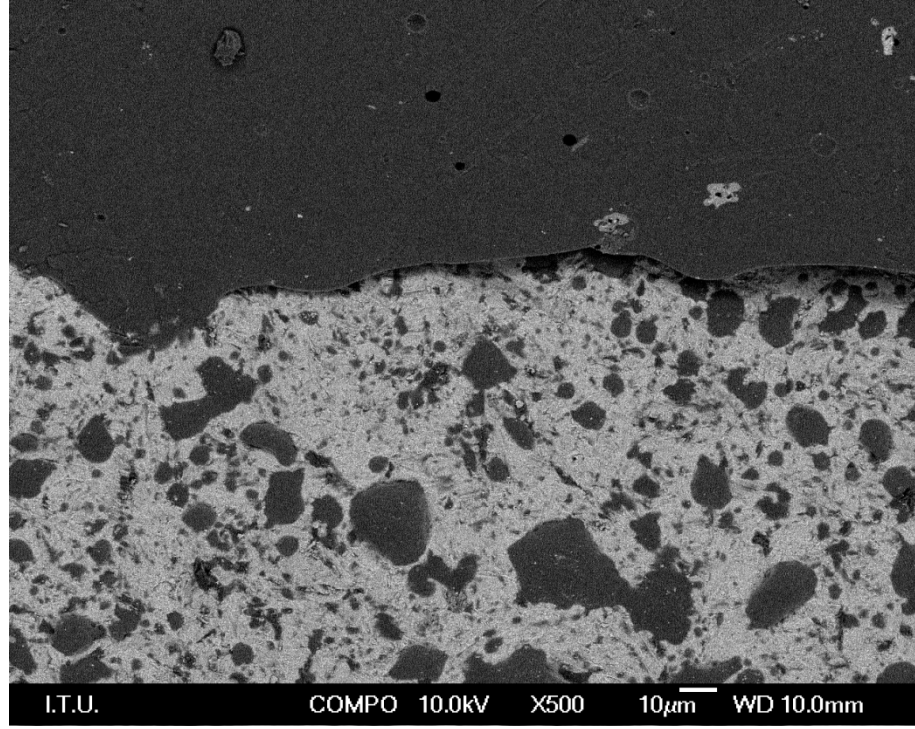
Şekil 4-20: GC 25 grubuna ait örneğin X-ışını difraksiyon analizi

4.3. MİKROYAPI ANALİZİ BULGULARI

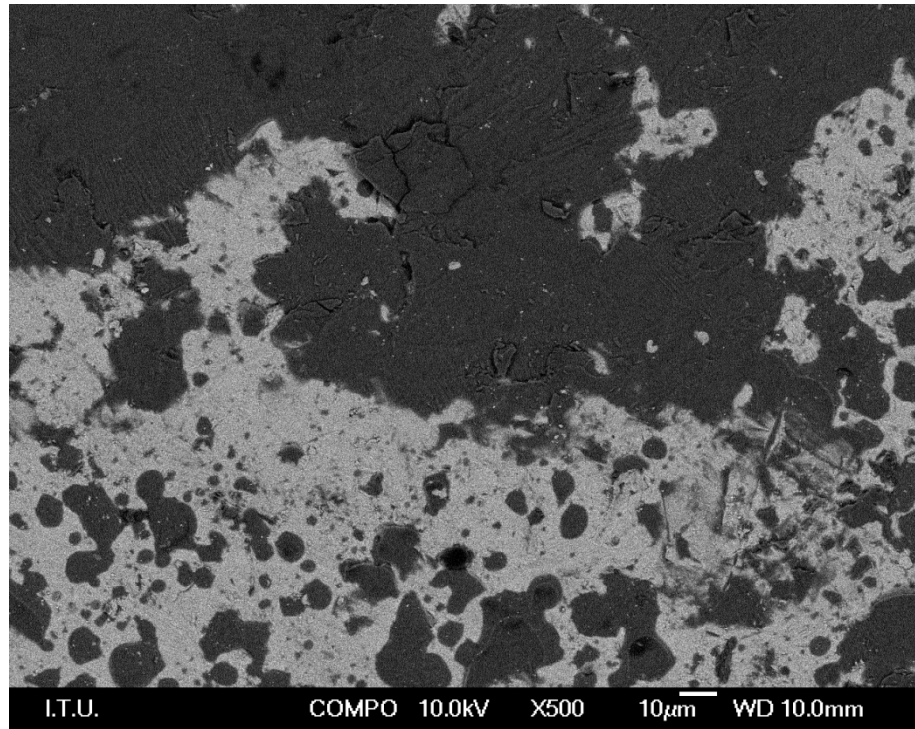
Deney örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı sonrasındaki taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile gerçekleştirilen yüzey incelemelerinde; tüm örneklerde zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasında adeziv ve üstyapı seramiğinde koheziv kırılmaların birlikte görüldüğü kombine kırılmalar tespit edilmiştir. Maksimum/dk. (pişim tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak) soğutma işlemi uygulanmış tüm örneklerin SEM görüntülerinde bağlantı yüzeyinde zirkonya görünümünün daha belirgin olduğu tespit edilmiştir. Bunun yanında sırasıyla 75, 50 ve 25 gruplarında bağlantı yüzeylerinde zirkonya yüzeyi ile üstyapı seramik görüntüsünün de belirgin şekilde arttığı görülmüştür. Kırık hattı incelendiğinde, tüm gruplarda kırığın feldspatik seramik katmanında ilerlediği ve zirkonya-üstyapı arayüzünde durduğu, ya da arayüz boyunca ilerlediği gözlemlenmiştir. Zirkonya katmanında devamlılık gösteren kırıklar tespit edilmemiştir (Şekil 4-21 – 32).



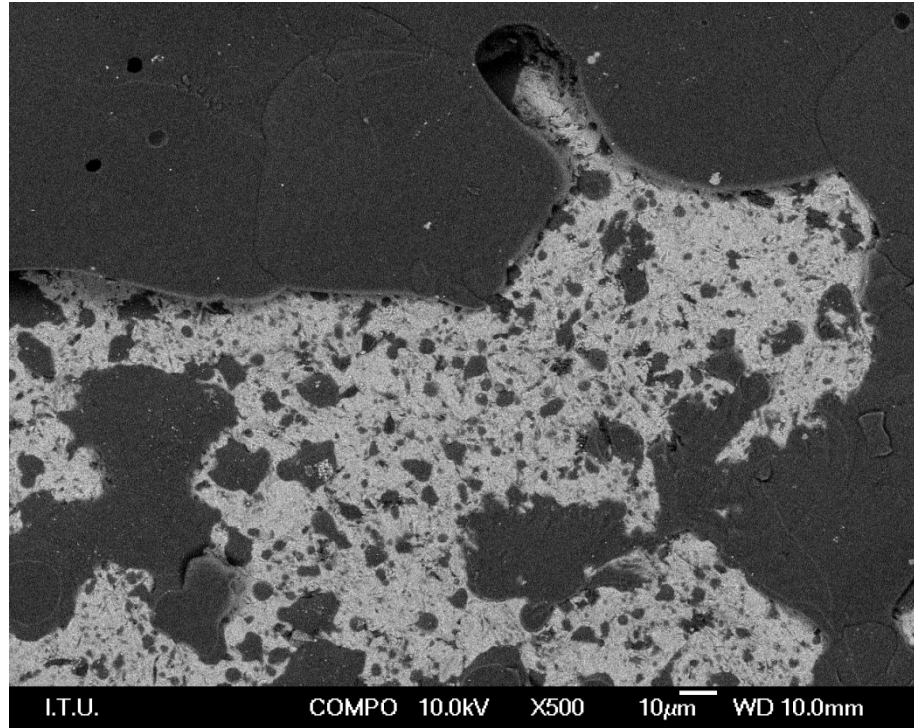
Şekil 4-21: IPS Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



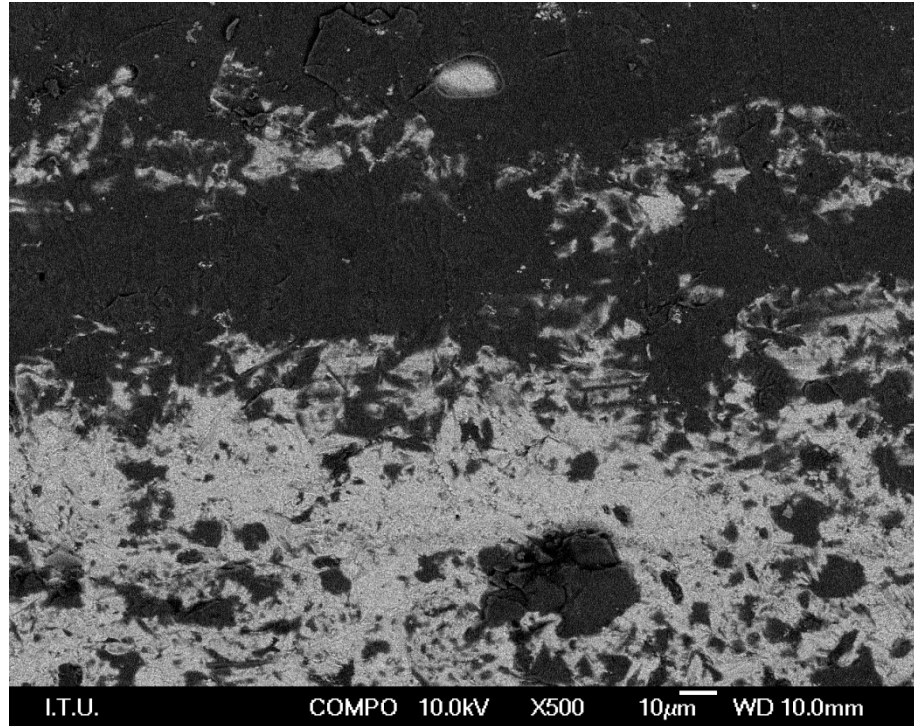
Şekil 4-22: IPS 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



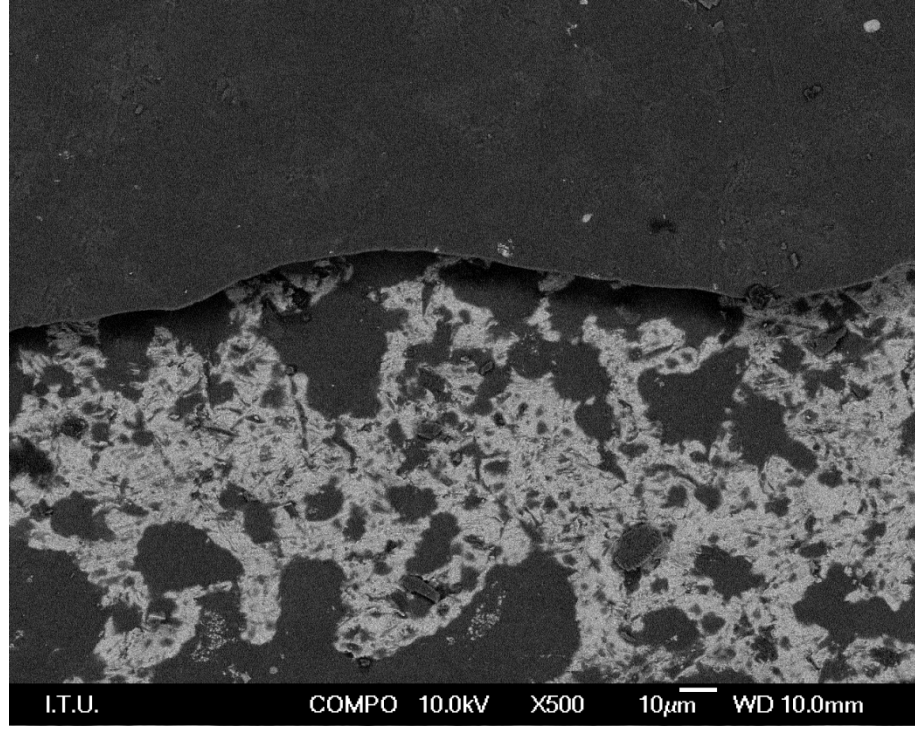
Şekil 4-23: IPS 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



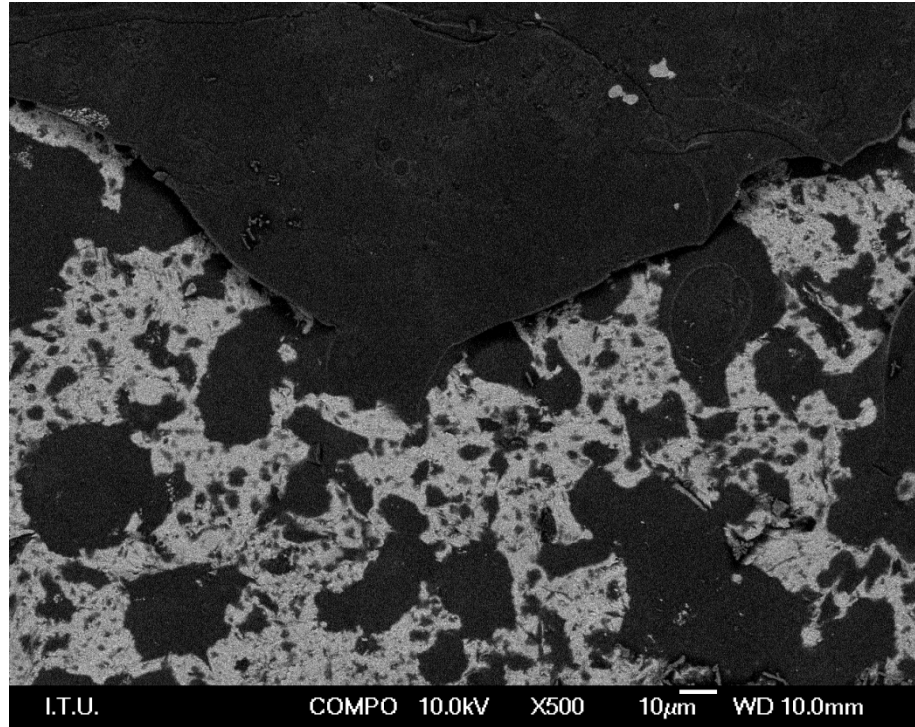
Şekil 4-24: IPS 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



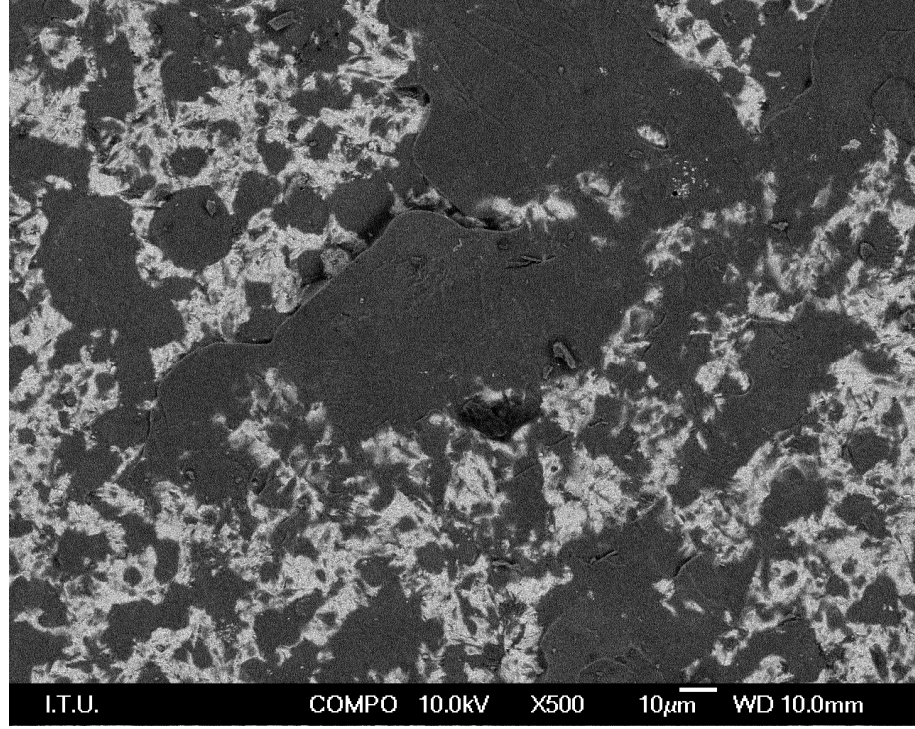
Şekil 4-25: Vita Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



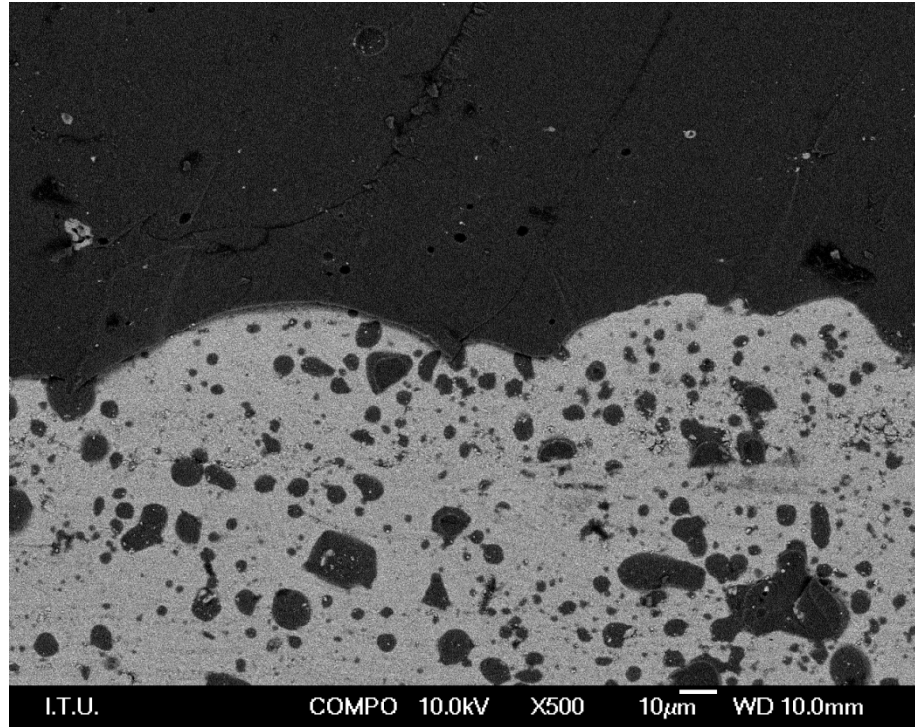
Şekil 4-26: Vita 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



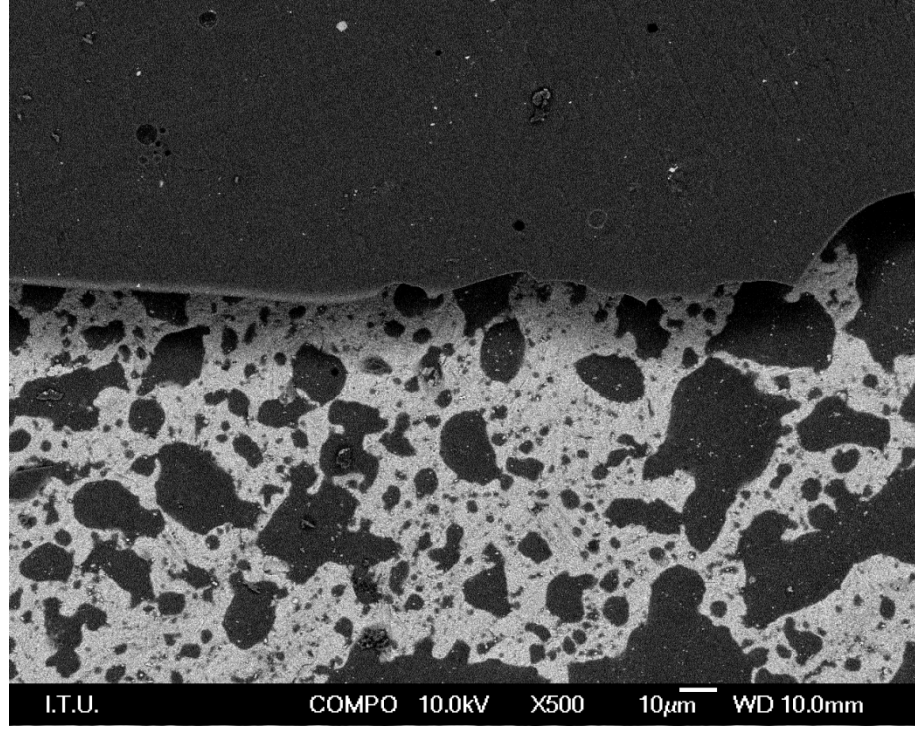
Şekil 4-27: Vita 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



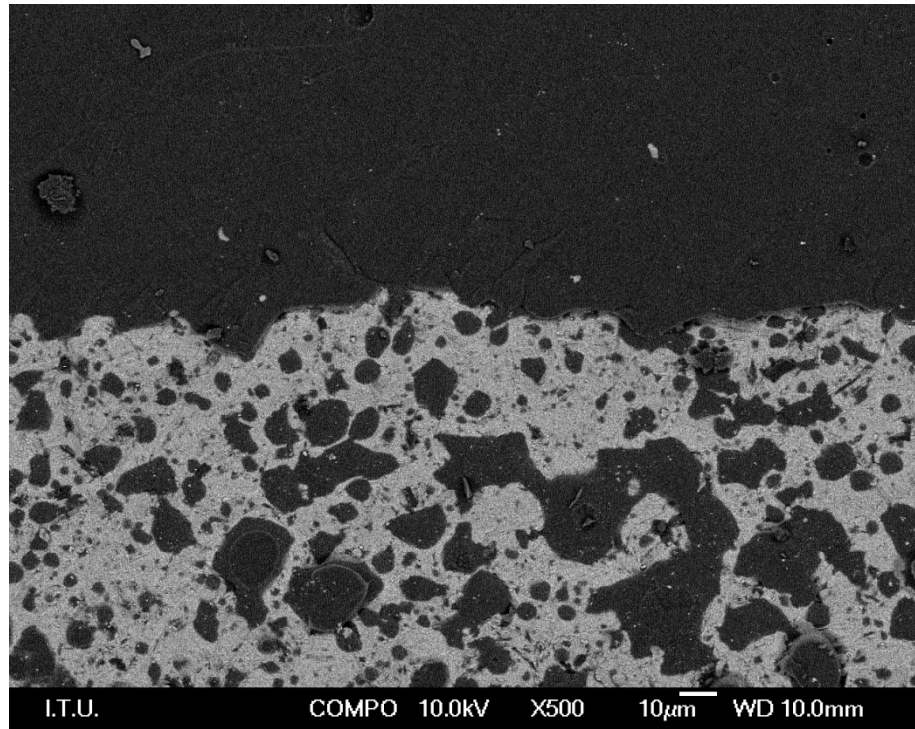
Şekil 4-28: Vita 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



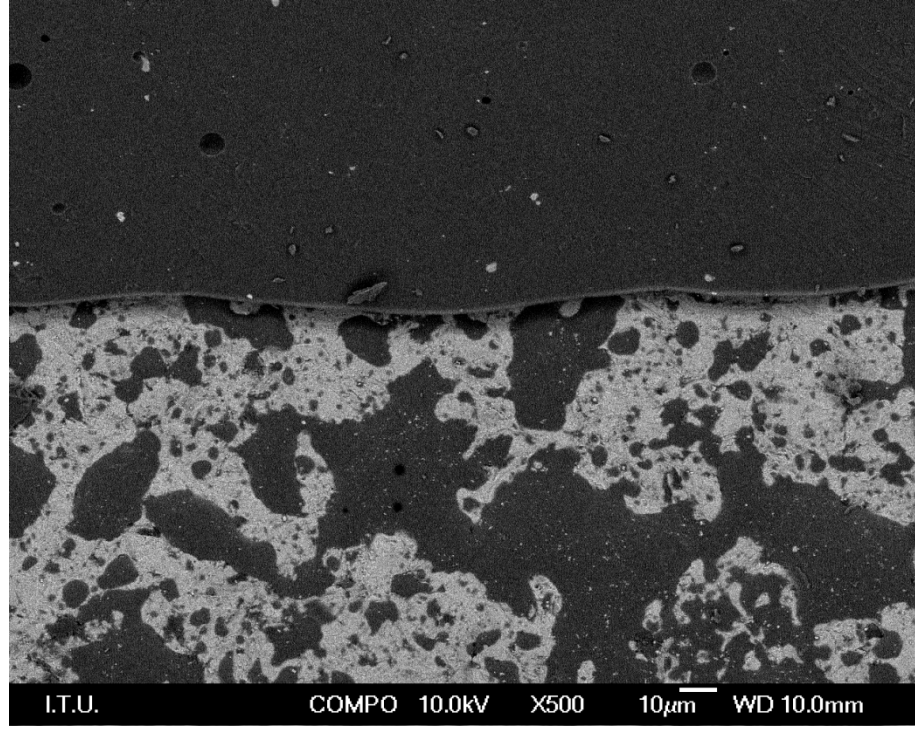
Şekil 4-29: GC Maksimum grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



Şekil 4-30: GC 75 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



Şekil 4-31: GC 50 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)



Şekil 4-32: GC 25 grubuna ait örneğin SEM görüntüsü (X 500)

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde, estetik beklentilerin artması ve teknolojik gelişmeler, uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyolojik olarak uyumlu, metal altyapının sağladığı mekanik özelliklere sahip farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır(2, 155). Ancak, kırılmalıkları ve gerilimler karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Yakın tarihe kadar tam seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişler ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde arka bölge dişlerde de uygulama alanı bulmuştur. Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır(3-5). Ancak zirkonya altyapı doğal dişe benzer ışık geçirgenliğine sahip olmadığından, restorasyonun estetiğini geliştirmek zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleriyle kaplanmaktadır (1, 143, 144, 146). Bu üstyapı seramiklerinin altyapıyla olan bağlantı mekanizması, klinikte kırık oluşumlarının değerlendirilmesi açısından önemlidir. Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu göstermektedir(1).

Guazzato ve ark. homojen olmayan seramik yüzeyinin, restorasyonun en zayıf noktasını oluşturduğunu belirtmişlerdir(6). Üstyapı seramiğinin; çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmasının, altyapı seramiği ile iyi bir bağlantısının bulunmasının ayrılmalara ve üstyapıda kırık oluşumuna engel olduğu ifade edilmiştir(162).

Koçak, Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon altyapı materyali ile üstyapı seramiği arasında olduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üstyapı seramiği ile altyapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı dayanımının düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini artırabileceğini belirtmiştir(163).

Steyern ve ark. DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl sonundaki üstyapı seramiğinin kırılma oranlarını % 15, Sailer ve ark. 3 yıl sonundaki üstyapı seramiğinin kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. Lava esaslı restorasyonların 31 ay

sonundaki üstyapı seramiğinin kırılma oranlarını % 25 olarak bildirmişlerdir(7, 219, 220). Bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda 3 yıl sonunda üstyapı seramiğinin kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuronlar için % 0,4 ve köprüler için % 2,9 olarak bildirilmiştir(221, 222).

Zirkonya altyapılı seramiklerde, üstyapı seramiğinin altyapıdan ayrılmasına sebep olan birçok faktör bildirilmiştir(175). Kimyasal bağlanma, yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik bağlanma, ara yüzeydeki defektlerin tipi ve miktarı, üstyapı seramiğinin ıslatma özelliği ve zirkonya-üstyapı seramiği arasındaki ısı genleşme katsayısı farkı bağlantı dayanımını etkileyen faktörler arasındadır(223). Ayrıca zirkonya-üstyapı seramiği kalınlık oranı, restorasyonun geometrisi ve yetersiz altyapı dizaynı, uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü-sıklığı ve oklüzal temas alanlarının konumu, altyapı ve üstyapı seramiklerinin elastiklik modülü ve iletkenlik farklılıkları, üstyapı seramiğinin fırınlanması sırasında görülen ısısal değişimler diğer başarısızlık faktörleri olarak belirtilmiştir(8, 166, 175, 219, 220, 224-226). Bu faktörler arasından üstyapı seramiğinin fırınlanması sırasında görülen ısısal değişimlerin, özellikle fırınlama sonrası soğutma işleminin zirkonya-üstyapı seramiği arasındaki bağlantıya olan etkisi açık değildir ve bağlantı kalitesi üzerine olan etkisi hakkında az sayıda çalışma mevcuttur(207, 227-230). Ayrıca zirkonya altyapılarla uyumlu üstyapı seramiği üreten firmaların fırınlama sonrası yavaş soğutma işlemi uygulanmasını önermesi sebebiyle, araştırmamızda zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlanması sırasında görülen ısısal değişimlerin, bağlantı dayanımlarına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Araştırmamızda, Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemine ait zirkonya altyapı ve özel olarak üretilmiş ve ısı genleşme katsayıları zirkonya altyapıya uygun üstyapı seramikleri; IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V. Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) kullanılmıştır.

Çalışmamızda zirkonya altyapı seramiklerine 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama işlemi yapıldıktan sonra tabakalama yöntemiyle üstyapı seramikleri uygulanmıştır. Uygulama sonrası üstyapı seramiklerinin cam transisyon ısıları göz önüne alınarak 4 farklı soğutma işlemi uygulanmıştır. Üstyapı seramiklerinin 1. dentin fırınlama ısıları bitiminde maksimum grubuna işlem tamamlanır tamamlanmaz fırın

dışına çıkarılarak, diğer gruplara da 75°C/dk. 50°C/dk. ve 25°C/dk. olmak üzere soğutma işlemi uygulanmıştır. Ardından örneklerle makaslama bağlantı dayanım testi uygulanarak ısısal değişimlerin materyalin bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerin kullanıma girmesi CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile paralellik göstermektedir. Geleneksel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir(231). CAD/CAM sisteminin avantajları, diş hekimliğine yeni seçenekler ve dental restorasyonların üretilmesinde alışılmış ölçü ve döküm tekniklerine alternatif sunmasıdır(232). Zirkonya altyapılı restorasyonların yapımında CAD/CAM sisteminde tam ya da yarı sinterlenmiş bloklar kullanılmaktadır. Tam sinterlenmiş blokların aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri teminine ve işlemin uzun zamanda yapılmasına neden olmaktadır(113). Ayrıca aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını da olumsuz etkileyebilmektedir. Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine sebep olduğu, oysa yarı sinterlenmiş blokların aşındırılması sırasında frezlerin uyguladığı kuvvetlerin daha az ve aşındırma işleminin daha hassas olduğu belirtilmiştir(41). Bu avantajlar ve dezavantajlar dikkate alınarak çalışmamızda firmanın kendi ürettiği hazır yarı sinterlenmiş zirkonya seramik blokları kullanılmıştır.

Zirkonya altyapı ve üstyapı seramiğinin bağlantı mekanizması hala tam olarak anlaşılamamıştır. Fakat bu bağlantının mikromekanik bir etkileşim olduğu düşünülmektedir. Mikromekanik bağlantıyı arttırabilmek için kumlama, liner uygulama, silika kaplama gibi yöntemlere başvurulmaktadır(145, 155, 175, 233). Kumlama işlemi, zirkonya altyapının yüzey pürüzlülüğünü arttırması ve retansiyon için boşluk oluşumunu sağlanması ile bağlantı dayanımının arttırılmasında, sıklıkla kullanılan bir işlem olduğu bildirilmiştir(44, 155). Kumlama işleminin faz dönüşümünü de başlatabileceği bildirilmiş olması, zirkonya altyapının mekanik dayanımını olumsuz etkileyebileceği de düşünülmektedir(46, 116). Aboushelib ve ark. kumlama işleminin, arayüz başarısızlık oranını düşürdüğünü bildirmiştir(145).

Üstyapı seramiği uygulanmasından önce, altyapı yüzeyinin pürüzlendirilmesinde; 50, 100 ,110 ya da 250 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ kumları

kullanılmaktadır. Fakat bu yüzey hazırlığı işlemi esnasında kullanılan partikül boyutunun bağlantı dayanımına etkisi henüz tam olarak açığa kavuşturulamamıştır(234).

Zirkonya altyapıların üstyapı seramiğine bağlantısını artırmak amacı ile yapılan bir çalışmada, beş farklı üstyapı seramiğine farklı yüzey işlemleri uygulanarak bağlantı dayanımları incelenmiştir. Buna göre, hem Al_2O_3 ile kumlama hem de tribokimyasal silika kaplamanın bağlantı dayanımına pozitif etkisi olduğu vurgulanmıştır. Zirkonya altyapıların yüzey pürüzlülüğünün Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonucunda anlamlı bir şekilde arttığı bildirilmiştir(235).

Seramik yüzeyinin kuru ve ıslak ortamda, 110 μm tanecik boyutuna sahip Al_2O_3 ile kumlandığı bazı çalışmalarda, hem tek başına hem aşındırma işlemlerinden önce ve sonra uygulanan kumlama işleminin bükülme dayanımını artırdığı ifade edilmiştir(116, 181). Papanagiotou ve ark. ise zirkonya altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin dayanıma etkisini inceledikleri çalışmada, en yüksek bükülme dayanımı değerinin 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlanan örneklerde olduğunu ifade etmişlerdir(236).

Phark ve ark. zirkonya seramiklerde 50 μm ve 110 μm boyutlarında Al_2O_3 partikülleri ile kumlamanın bağlantıyı arttırdığını, partikül büyüklüğünün belirgin etkisi olmadığını bildirmişlerdir(237). Ancak kumlamanın yüzeyde mikro çatlaklar oluşturarak seramiğin kırılma dayanımını düşürdüğünü gösteren çalışmalar da bulunmaktadır(238, 239).

Araştırmamızda altyapı yüzeyine 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işleminin ardından üstyapı uygulaması yapılmıştır.

Dayanıklı bir altyapı ve üstyapı bağlantısının sağlanabilmesi için benzer mekanik özelliklere sahip altyapı ve üstyapı seramiklerinin seçilmesi gerektiği belirtilmiştir(240). Araştırmamızda üreticilerin önerileri doğrultusunda, altyapı ve özel olarak üretilmiş, ısı genleşme katsayıları zirkonya altyapıya uygun üstyapı seramikleri birlikte kullanılarak bağlantı dayanım testi uygulanmıştır.

Üstyapı seramiklerinde oluşabilecek çatlak oluşumunun ardından tabakalar halinde ayrılmayı engellemek ve fonksiyonel yük altında bu restorasyonların yapısal bütünlüğünü korumak için altyapı-üstyapı bağlantı dayanımının belirli bir minimal dayanıklılıkta olması gerektiği bildirilmiştir(144). Bu dayanımın metal altyapılı seramik restorasyonlar için minimum 25 MPa olduğu belirtilmiştir (ISO 9693:1999). Ancak tam

seramik restorasyonlar için yeterli bağlantı kuvvetinin ne kadar olması gerektiği ve de bağlantı dayanımını değerlendirmek için uygun standart bir test yönteminin tanımlanamadığı araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir(241, 242).

Altyapı-üstyapı seramik tabakaları arasındaki bağlantı dayanımının ölçülmesinde makaslama kuvvetlerine karşı dayanım, germe kuvvetlerine karşı dayanım ve üç/dört nokta bükme dayanım testleri gibi çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testler ile bağlantı dayanım değerlerini hesaplamanın, test yöntemi ve kırılma mekanizması ile ilişkili yapısal hasarlardan dolayı çok karmaşık olduğu bildirilmiştir(159). Ancak, altyapı-üstyapı bağlantı dayanımını belirlemede makaslama bağlantı dayanım testini kullanmanın daha standart sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Uygulanan kuvvetlerin bağlantı yüzeyine dik olarak uygulanması ve bağlantı yüzeyinin küçük bir kesit alanı olmasının testlerin okunmasını önemli derecede etkileyen yapısal kusurların dâhil edilmesini engellediği ifade edilmiştir(1, 159). Ayrıca makaslama bağlantı dayanım testinin oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test yöntemi olduğu belirtilmiştir (2). Bu sebeplerden dolayı makaslama bağlantı dayanım testinin çift tabakalı zirkonya altyapılı seramik sistemlerde uygulanabilen yaygın bir yöntem olduğu belirtilmiştir (2, 175). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda zirkonya-üstyapı seramik bağlantı dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlantı dayanım testi kullanılmıştır.

Makaslama bağlantı dayanım testlerinden elde edilen farklı sonuçlar, bu test yönteminin, tartışılır veya doğru sonuç vermekten uzak olduğu yorumlarının yapılmasına neden olmaktadır. Doğru sonuçlara ulaşılabilmek için testlerinin standardize edilebilmesi gerektiği bildirilmektedir(243-245).

Makaslama bağlantı dayanım testini standardize edebilmek, test edilen materyallerin klinik performanslarını taklit edebilmek ve klinik kullanılabilirliğini ispat edebilmek için bazı konulara dikkat edilmektedir. Bunlar; saklama koşulları, materyal tipi, örnek hazırlıkları, uygulanan yük miktarı ve yüzey alanıdır(244). Zirkonya altyapı ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantı kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığı için, çalışmamızda ISO'nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No'lu standardizasyonu kullanılmıştır. Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 10 mm olarak hazırlanmıştır. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu 0,5 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Bıçak ucu, örneklerdeki üstyapı seramik yüzeyiyle

90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirilmiş ve kesme işlemi 0,5 mm/dk hızla yapılmıştır.

Bağlantı dayanım testlerinin yapılması sırasında, universal test cihazının kuvvet yükleme hızı değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Kuvvet yükleme hızı arttıkça çatlakın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılığın arttığı ve hatalı verilerin elde edilmesine neden olabileceği bildirilmiştir. Bu açıdan seçilecek kuvvet yükleme hızının oldukça düşük olması gerektiği önerilmiştir(246). Lindemuth ve Hara, makaslama bağlantı dayanım testleri için en uygun kuvvet yükleme hızının 0,5 ve 0,75 mm/dk olduğunu ve bu durumda daha çok adeziv kırıklarla karşılaşılacağını belirtmiştir(245, 247). Scherrer ve ark, kuvvet yükleme hızının 0,5 ila 1 mm/dk arasında olmasının sonuçları etkilemediğini, fakat 1 mm/dk'dan yüksek olan kuvvet yükleme hızlarının hatalı sonuçlara yol açtığını bildirmişlerdir(248). Yaptığımız çalışmada, taranan literatürlerden yola çıkılarak örneklere 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır.

Zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlanması sırasında oluşan ısısal değişimlerin, bağlantı dayanımlarına etkisinin incelenmesi amaçlanan çalışmamızda, bu konuda yapılan araştırmalar incelenerek çift tabakalı disk şeklinde silindirik örnekler hazırlanmıştır(249-251). Bağlantı dayanım testi için herhangi bir standart örnek dizaynı belirtilmemiştir. Araştırmamızda kullanılan örneklerin disk şeklinde çift tabakalı hazırlanmasında amaç protez tasarımını taklit ederek mekanik dayanımı klinik kulanıma benzer biçimde değerlendirebilmektir. Keskin kenarlı kübik örneklerin, disk şeklinde silindirik örneklerle nazaran hazırlık aşamasında daha fazla gerilime maruz kaldığı ve test uygulanırken bu gerilimin başarısızlığa sebep olabileceği bildirilmiştir(252). Bu sebeple çalışmamızda bağlantı dayanım testi için disk şeklinde silindirik örnek hazırlanmasına karar verilmiştir.

Üstyapı seramiğinin fırınlanması süresince seçilen ısıtma ve soğutma oranlarının zirkonya altyapılı seramiklerde artık gerilimlerin artması ve azalmasında önemli rol oynadığı bildirilmiştir. Bu nedenle dikkatlerin artık ısısal gerilimler, ısısal uyum, fırınlama programı ve protetik dizayn üzerine odaklandığı belirtilmektedir(2, 155, 224, 229, 235, 253-258).

Yapılan diğer çalışmalar değerlendirilerek, özel bir fırın sayesinde kontrollü bir işlem uygulayabileceğimiz bir soğutma işlemi seçilmiştir. Çalışmamızda, zirkonya

altyapı üzerine tabakalama tekniğiyle uyguladığımız üst yapı seramiği firmanın talimatlarına uygun olarak her üst yapı seramiğinin belirtilen 1. dentin fırınlama ısılarında fırınlanmıştır. Fırınlama tamamlandıktan sonra 4 farklı soğutma işlemi uygulanmıştır.

Toplam 12 grup içerisinde en yüksek makaslama bağlantı dayanım değeri Vita 25 grubunda ($30,79 \pm 7,92$ MPa) elde edilirken, en düşük değer GC maksimum grubunda ($18,09 \pm 9,00$ MPa) elde edilmiştir. Alt gruplar incelendiğinde en yüksek değerlerin 25 alt gruplarında, en düşük değerlerin maksimum alt gruplarında elde edildiği görülmüştür. Alt gruplar ayrı ayrı ele alındığında Maksimum/dk.(pişim tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak) soğutma işlemi uygulanmış tüm örnekler karşılaştırıldığında en düşük değer GC maksimum grubunda elde edildiği görülmüştür. 75°C/dk , 50°C/dk , 25°C/dk soğutma işlemi uygulanmış tüm örnekler gruplararası karşılaştırıldığında en yüksek makaslama bağlantı dayanımı ortalama değerleri Vita VM9 alt gruplarında tespit edildiği görülmüştür. Tüm grupların makaslama bağlantı dayanım değerlerinin çoklu karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamıştır. Gruplar ayrı değerlendirildiğinde Vita VM9 Grubu örneklerinin makaslama bağlantı dayanım değerlerinin karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmuştur. Çalışmamızın mekanik test bulguları, zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlanması sırasında görülen ısısal değişimlerin, bağlantı dayanımlarını etkilediğini göstermiştir. Hızlı soğutma işleminin ise bağlantı dayanımını azalttığı yönünde bulgular elde edilmiştir.

Başarısızlık şekillerinin değerlendirilmesinin dikkatle yapılması gereken bir aşama olduğu, bunun yanında koheziv kırık yüzeyleri stereomikroskopta düşük büyütmede görülebilirken, adeziv ve kombine kırık yüzeylerinin tam olarak sadece SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) kullanılarak yüksek büyütmede değerlendirilebileceği bildirilmiştir(259). Çalışmamızda kırık yüzeyleri SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) incelenerek değerlendirilmiştir.

Örnekler başarısızlık şekli açısından değerlendirildiğinde üst yapı seramiğinde koheziv ve arayüzeyde adeziv olmak üzere kombine kırılmalar tespit edilmiştir. SEM görüntüleri incelendiğinde en düşük bağlantı dayanımı gösteren GC maks. grubunda, kırılma üstyapı seramiğinde başlasa da arayüzeyde zirkonya altyapının daha çok açığa

çıkıldığı gözlemlenmiştir. Bu görüntü ara yüzey bağlantı dayanım değerinin düşük olmasını desteklemektedir.

Çalışmamıza benzer şekilde, Komine ve ark. çalışmalarında zirkonya altyapılı (Katana Zirconia) üstyapı seramiklerinin (Cerabien ZR (CZR) - IPS e.max Ceram (EMX) - metal seramik restorasyonlar için önerilen Super Porcelain (AAA)) fırınlama sonrası soğutma işleminin ara yüzey makaslama bağlantı dayanımına etkisini incelemişlerdir. Araştırmacılar örnekleri çift tabakalı disk şeklinde hazırlamış ve fırınlama sonrasında 2 farklı soğutma işlemi uygulamışlardır. ‘Hızlı soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak oda ısısında bekletilmiştir. ‘Yavaş soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında cam transisyon ısısına ulaşmaya kadar fırın içerisinde 4dk bekletilmiştir. Makaslama bağlantı dayanım testi sonucunda; bağlantı dayanımları yavaş soğutma uygulanan AAA grubunda $0,0 \pm 0,0$ MPa, CZR grubunda $27,2 \pm 4,0$ MPa, EMX grubunda $29,2 \pm 2,7$ MPa olarak tespit edilmiştir. Bunun yanında bağlantı dayanımları hızlı soğutma uygulanan AAA grubunda $2,0 \pm 0,9$ MPa, CZR grubunda $28,4 \pm 3,1$ MPa, EMX grubunda $21,1 \pm 3,3$ MPa olarak tespit edilmiştir. Hızlı ve yavaş soğutulan AAA ve EMX gruplarında makaslama bağlantı dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve CZR grubunda sonuçların anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Başarısızlık şekli açısından bakıldığında hızlı soğutulan AAA grubunda kombine başarısızlık, yavaş soğutulan AAA grubunda spontan kırılmalar olduğu belirtilmiştir. Diğer hızlı ve yavaş soğutulan CZR ve EMX gruplarında üstyapı seramiğinde koheziv başarısızlıkla karşılaşıldığı bildirilmiştir(229).

Komine ve ark.’nın yaptığı çalışma sonuçları bizim sonuçlarımızla benzerlik göstermektedir. Yalnızca soğutma işlemi açısından çalışmamızla farklılık belirlenmiştir. Özel bir fırın sayesinde daha kontrollü olması amacıyla kademeli soğutma oranları tercih edilmiştir. Gerçekte soğutma işlemi ve örnek dizaynıyla ilgili bir standardizasyon olmadığından, sonuçları, kırılma şekillerini ve artık gerilim oluşumunu etkileyen faktörleri analiz etmek oldukça güç olmaktadır.

Çalışmamızda Tan ve ark.’nın uyguladığı fırınlama (ısıtma işlemine benzer) işlemine benzer şekilde soğutma işlemi uygulanmıştır. Araştırmacılar zirkonya altyapı (Lava All-Ceramic System) ve üstyapı seramiğinin (Vita VM9) dayanımında ısıtma ve soğutma işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada, örnekler fırınlama boyunca 3 farklı ısıtma ve soğutma işlemi uygulamışlardır. Isıtma işlemi $25^{\circ}\text{C}/\text{dk}$, $50^{\circ}\text{C}/\text{dk}$,

75°C/dk olarak tamamlanmıştır. Soğutma işleminde ise, ‘hızlı soğutma’ uygulanan örnekler fırınlama işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılmıştır. ‘Orta derecede soğutma’ uygulanan örnekler fırınlama işlemi sonrasında fırın açılarak 500°C’ye kadar soğutulup (~7,5dk) daha sonra oda ısısına çıkarılmıştır. ‘Yavaş soğutma’ uygulanan örnekler fırınlama işlemi sonrasında fırın parsiyel açılarak (%30) 500°C’ye kadar soğutulup (~15dk) sonra oda ısısına çıkarılmıştır. Örneklerin fırından çıkarıldıktan sonra oda ısısına ulaşmaya kadar en az 1 saat bekletildiği bildirilmiştir. Uygulanan mekanik test sonucunda yavaş ısıtma ve soğutma işlemi uygulanan örneklerin daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği fakat sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ifade edilmiştir. Başarısızlığın zirkonya altyapıya yakın bölgede seramikte koheziv olarak gerçekleştiği bildirilmiştir(260).

Metal altyapılı seramik restorasyonların kırılmaya karşı dayanım sağlanması için minimum 25 MPa bağlantı dayanımına sahip olmaları yeterliyken, tam seramik restorasyonlar için gerekli olan minimum bağlantı dayanım değerinin henüz belirlenemediği bildirilmiştir(20).

Shell ve Nielsen 1962 yılında, altın alaşımları ile üstyapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, bu restorasyonların makaslama bağlantı dayanım değerlerini yaklaşık 89,63 MPa olarak belirlemişlerdir(261). 1967 yılında Leone ve Fairhurst, aynı materyal ve yöntemi kullanarak bu değeri 89,63-93,76 MPa olarak bulmuşlardır(262). Anthony ise yine benzer materyal ve yöntemi kullanarak makaslama bağlantı dayanımını 137,89 MPa olarak bildirmiştir(263). Ancak zirkonya ile yapılan çalışmalarda, zirkonya-üst yapı seramiği bağlantı dayanım değerlerinin 16 MPa ile 42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal-seramiklere nazaran oldukça düşük olduğu görülmektedir(1, 2, 155, 264, 265). Çalışmamızda benzer şekilde 18,09-30,79 MPa arasındaki değerlerde değişen bağlantı dayanım değerleri elde edilmiştir.

Çalışmamızda en hızlı soğutma işlemi uygulanan maksimum gruplarında, örnekler pişirilme işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak soğutma işlemi uygulanmıştır. Bu işlemin diş hekimi teknisyenlerinin restorasyonları fırınlama sonrası hemen fırından çıkarmasıyla sonuçlanan hareketlerine benzer bir şekilde karşılaştırmaya olanak sağlayacağı belirtilmiştir(266).

Bu konuda farklı örnek şekilleri, soğutma işlemleri ve test yöntemleri kullanılarak yapılmış çalışmalar mevcuttur(207, 227-230, 266).

Mainjot ve ark. metal (CoCr disk; Duceralloy C) ve zirkonya (In-Ceram YZ blok) altyapılı restorasyonlarda üstyapı seramiklerinin (Vita VM9 ve Vita VM13) fırınlanması sonrasındaki soğutma oranına bağlı oluşan gerilimlerin etkilerini inceledikleri çalışmada, çift tabakalı disk şeklinde hazırladıkları örneklerle birincisi üstyapının merkezine ikincisi altyapının merkezine temas edecek şekilde iki adet ısısal prob yerleştirmişlerdir. Hazırlanan örneklerle fırınlama sonrasında 3 farklı soğutma işlemi uygulanmıştır. ‘Klasik soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında 900°C’den 200°C’ye soğuyana kadar fırının kapağı açık bir şekilde içerisinde bekletilerek ve daha sonrasında oda ısısına çıkarılarak (dental laboratuvarlardaki yöntem) uygulanmıştır. ‘Modifiye soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında 900°C’den 600°C’ye soğuyana kadar kapalı bir biçimde fırının içerisinde bekletilerek (VM9 için önerilen yöntem) uygulanmıştır. ‘Yavaş soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında özel bir fırında 900°C’den oda ısısına 2°C/dk hızla soğutularak uygulanmıştır. Sonuç olarak tabakalar arasında en fazla ısısal uyumsuzluk metal altyapılı örnekler için ‘modifiye soğutma’ işlemi uygulanan gruplarda, zirkonya altyapılı örnekler için ‘klasik soğutma’ işlemi uygulanan gruplarda tespit edilmiştir. Her iki grupta da yüzeyde baskı gerilimleri oluştuğu ve gerilim büyüklüğünün soğutma hızıyla arttığı bildirilmiştir. Ayrıca zirkonya altyapılı örneklerde bu gerilimlerin metal altyapılı örnekler göre daha fazla olduğu ifade edilmiştir(227).

Lima ve ark. zirkonya altyapılı (In-Ceram YZ blok) seramik sistemlerde üretim tekniği, üstyapı kalınlığı ve fırınlama sonrası soğutma oranlarının bükülme dayanımına etkisini araştırmışlardır. Örnekler 2 farklı üretim tekniği (tabakalama-Vita VM9 ve presleme-Vita PM9), 2 farklı üstyapı kalınlığı (1 ve 3mm) ve 2 farklı soğutma işlemi (hızlı ve yavaş) uygulanarak hazırlanmıştır. ‘Hızlı soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında fırının içerisinde 900 °C’den 800 °C’ye soğuyana kadar kapalı bir biçimde, daha sonra fırın kapağı açılıp oda ısısına ulaşınca kadar bekletilmiştir. ‘Yavaş soğutma’ işlemi örnekler pişirilme işlemi sonrasında 900°C’den 600°C’ye soğuyana kadar programlanıp ve daha sonra oda ısısına ulaşınca kadar fırının içerisinde kapalı bir şekilde bekletilerek uygulanmıştır. Sonuçta kalınlık oranlarının bükülme dayanımını anlamlı olarak etkilediği, soğutma oranı ve üretim tekniğinin bükülme dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmadığı tespit edilmiştir(267).

Almeida-Junior ve ark. yaptıkları çalışmada, zirkonya altyapı (ZRHP, Protmat Materials) üzerine uygulanan üstyapı seramiğinin (Vita VM9) fırınlama sonrası 3 farklı soğutma işleminin bükme ve makaslama bağlantı dayanımlarına etkisini incelemişlerdir. ‘Yavaş soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında soğuyana kadar (~8 sa) fırın içerisinde bekletilmiştir. ‘Normal soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında fırın açılarak 500 °C ‘ye kadar soğutulup daha sonra oda ısısında (~20 dk) bekletilmiştir. ‘Hızlı soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılarak ~10 sn’den az basınçlı hava ile soğutulmuştur. Makaslama bağlantı dayanım testi sonucunda; bağlantı dayanımları ‘yavaş soğutma’ uygulanan grupta $15,9 \pm 4,5$ MPa, ‘normal soğutma’ uygulanan grupta $19,5 \pm 4,4$ MPa, ‘hızlı soğutma’ uygulanan grupta $20,9 \pm 4,4$ MPa olarak tespit edilmiştir. Hızlı ve normal soğutma uygulanan grupların makaslama ve bükme bağlantı dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğu ve daha çok adeziv başarısızlıkla karşılaştığı bildirilmiştir(268).

Benetti ve ark. üstyapı seramiklerinin fırınlaması sırasındaki yavaş-hızlı ısıtma ve soğutma işlemlerinin zirkonya-seramik ve metal-seramik restorasyonlardaki ısısal davranışa etkisini incelemişlerdir. Yavaş ısıtma ve soğutma uygulanan örneklerde, hızlı ısıtma ve soğutma uygulanan örnekler göre iç ve dış tabakalar arasındaki sıcaklık farkı daha düşük bulunmuştur. Bunun yanında hızlı soğutma uygulanan metal-seramik örneklerdeki tabakalar arasındaki sıcaklık farkı zirkonya-seramik örnekler göre daha düşük tespit edilmiştir. Bu sonucun metalin zirkonyaya göre daha iyi iletken olmasından kaynaklı olduğu düşüncesine varılmıştır(269).

Al-Amleh ve ark. çalışmalarında 3 farklı üstyapı (IPS e.max ZirPress) kalınlığına sahip zirkonya altyapılı (Procera) restorasyonların fırınlama sonrası soğutma işleminin artık gerilim oluşumuna etkisini değerlendirmişlerdir. 3 farklı (1, 2 ve 3 mm) üstyapı seramik kalınlığı olan örneklerin yarısına fırınlamanın ardından hızlı, diğer yarısına yavaş soğutma işlemi uygulanmıştır. ‘Hızlı soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi tamamlanır tamamlanmaz fırın dışarısına çıkarılmıştır. ‘Yavaş soğutma’ uygulanan örnekler pişirilme işlemi sonrasında 725°C’ den 400°C’ ye 20°C/dk hızla fırın içerisinde soğutulup sonrasında fırın dışarısına çıkarılmadan önce fazladan 5 dk daha fırında bekletilmiştir. Hızlı soğutma uygulanan grupta baskı gerilimleri, yavaş soğutma uygulanan grupta germe gerilimlerinin ortaya çıktığı tespit edilmiştir. En fazla artık baskı gerilimin 1 mm üstyapı kalınlığındaki hızlı soğutma uygulanan grupta ortaya

çıkıldığı tespit edilmiştir. Yavaş soğutma uygulanan örnekler arasında anlamlı bir fark bulunmadığı hızlı soğutma uygulanan gruptaki üstyapı kalınlığının azalmasının artık gerilim oluşumunda anlamlı bir etkiye sahip olduğu ifade edilmiştir. Soğutma oranı ve restorasyondaki geometrik değişikliklerin artık gerilim oluşumunda etkili olduğu bildirilmiştir(270).

Göstemeyer ve ark. zirkonya altyapılı (Lava Frame) dört farklı üst yapı seramiğinin (Lava Ceram, Triceram, VM9, Zirox) yavaş ve hızlı soğutma işlemlerinin ara yüzey bağlantı dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. Hazırlanan örneklerin yarısına, üstyapı seramiğinin fırınlanması sonrasında fırından oda ısısına hemen çıkarılarak soğutma işlemi uygulanırken, diğer yarısına fırınlama sonrası cam transisyon ısısına ulaşınca dek fırın içerisinde 5dk bekletilip sonrasında oda ısısına çıkarılarak soğutma işlemi uygulanmıştır. Bu çalışmada, yavaş soğutma işlemi uygulanan örneklerin bağlantı dayanımının azaldığı aksine hızlı soğutma uygulanan örneklerde bağlantı dayanımının arttığı bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak, üst tabakadaki artmış yüzeyel baskı gerilimleri gösterilmiştir. Bu sebeple dayanımın artmış olabileceği ifade edilmiştir. Ayrıca soğumaya bağlı olarak artık gerilim oluşumun üstyapı viskoelastik davranışlardan kaynaklanmış olabileceği bildirilmiştir (207).

Taşkonak ve ark. zirkonya-üstyapı seramiğinden oluşan çift tabakalı disk şeklinde hazırladıkları örneklerle hızlı ve yavaş soğutma işlemlerinin (cam transisyon ısısının altında ve üstünde) artık gerilim değişimlerine etkisini belirtmişlerdir. Yazarlar artık gerilimlerin farklı ısı işlemler kullanılarak değiştirilebileceğini ve bu değişikliklerin farklı soğutma işlemlerinde camın viskoelastik davranışı sonucu oluştuğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte zirkonya altyapılı restorasyonların soğutma oranları için herhangi bir teknik öneride bulunmamışlardır. Her ne kadar zirkonya ve metal altyapılı örneklerde gerilim dağılımı farklı bulunmuş olsa da, zirkonya altyapılı restorasyonların hızlı soğutma işleminde metal altyapılı restorasyonlar gibi davranabileceğini ifade etmişlerdir(206).

Zirkonya altyapılı 5 farklı üstyapı seramiği (Nobel Rondo, Ice, Cerabien ZR, ZI-F, VM9) kullanılan bir çalışmada, Guazzato ve ark. hızlı soğutma işlemi sonrasında üstyapı seramiğinin kırılma dağılımında artış tespit etmiştir. Bunun nedeni olarak hızlı soğutma işleminde yüzeyel baskı dayanımının üstyapı seramiğinin içinde oluşan zararlı germe dayanımından daha az oluşmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir(230).

Çalışmamızda soğutma işlemi, fırın içerisinde, seramiğin cam transisyon ısısına kadar yapılmıştır. Uzun süreli soğutma işleminin camlar ve cam matriks içeren materyallerde artık gerilim oluşumunu engellemek amaçlı kullanılan bir uygulama olduğu belirtilmiştir(271). Araştırmacılar genellikle cam transisyon ısısının 50°C üzerindeki sıcaklıkta (annealing point), camın, deforme olmayacak kadar sert ve gerilimlerin rahatlayacağı kadar yumuşak olduğunu bildirmişlerdir(271, 272). Bu nedenle cam transisyon ısısının, seramikteki artık gerilim büyüklüğü üzerinde belirgin etkiye sahip olup, soğutma işleminden büyük oranda etkilendiği vurgulanmıştır(272).

Cam transisyon ısısının üzerinde, seramiğin herhangi bir gerilime sebep olmayan moleküler hareketler yapabildiği ve yeniden şekillenemeye izin veren visköz yapı şeklinde davranış gösterdiği ifade edilmiştir(8, 272, 273). Sıcaklık azaldıkça, seramik viskozitesinde artış meydana geldiği ve moleküler yer değiştirmenin ısısal enerji miktarı ile daha da zorlaştığı belirtilmiştir. Seramiğin cam transisyon ısısının altında yapısal değişikliklerin olamadığı ve gerilim birikiminin oluşabileceği elastik katı faza geçtiği bildirilmiştir(8, 272). Cam fazına geçiş sürecinde, sıvının özelliklerinin zamana bağlı değişkenlik gösterdiği, seramik ve cam içerikli materyallerde ısısal geçişlere bağlı gerilim oluşmaması için cam transisyon ısısına kadar yavaş soğutma işlemi uygulanması gerektiği belirtilmiştir. Böylelikle seramiğin iç ve dış tabakalar arasında homojen bir ısı yayılımı sağlanabileceği vurgulanmıştır(274). Bu sebeple cam transisyon ısısına kadar olan soğutma işleminin gerilim oluşumunda daha önemli olduğu kanısına varmış olup çalışmamızda soğutma işleminin fırın içerisinde kontrollü bir şekilde bu ısıya kadar yapılmasına karar verilmiştir.

Üstyapı seramiğindeki gerilimlerin restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktör olduğu ifade edilmiştir. Altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki ısısal uyumsuzluğun, üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapıdan düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, üstyapı seramiğinde baskı ya da germe gerilimleri oluşturduğu ifade edilmiştir. Seramiklerin baskı gerilimlerine karşı dayanıklı, germe gerilimlerine karşı dayanıksız olduğu belirtilmiş olup, üstyapı seramiğinde yüzeyel baskı gerilimleri oluşmasının istenilen bir durum olduğu öne sürülmüştür. Çünkü bu şekilde üstyapı seramiğinin kuvvetlenip ve kırılma direncinin arttığı bildirilmiştir. Üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük ya da yakın olması sayesinde, soğuma işlemi sırasında bu tip istenilen baskı gerilimlerinin oluştuğu vurgulanmıştır(39). Üstyapı materyalinin ısı genleşme katsayısının altyapı

materyalinden yüksek olduğunda ise üstyapıda delaminasyon ve mikroçatlakların gözlenebileceği ifade edilmiştir. Metal seramik sistemlerde ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı oluşan aşırı gerilimlerin, metaldeki elastik ya da plastik deformasyon sayesinde bir miktar kompanse edildiği belirtilmiştir(147).

Asaoka ve Tesk. metal altyapılı seramik restorasyonlarda soğutma oranı ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunun artık gerilim oluşumu üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, yüzeyde baskı ve arayüzeyde germe gerilimleri tespit etmişlerdir. Gerilimlerin soğutma oranıyla birlikte arttığı bildirilmiştir(173). Ancak zirkonya altyapının, metal altyapıların aksine oldukça rijit olduğu bunun da zirkonya esaslı restorasyonlarda, üstyapı seramiğinde daha fazla yıkıcı gerilimlerin oluşumuna yol açtığı ifade edilmektedir. Dolayısıyla üstyapı seramik direncinin, uzun dönem başarıda önemli bir parametre olduğu bildirilmiştir(126, 275).

Zirkonya diğer seramiklere nazaran daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Bu nedenle son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel üst yapı seramikleri geliştirilmiştir. Üretici firmalar, zirkonya altyapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6}/K$ ve Cercon için $10,5 \times 10^{-6}/K$ olarak belirlemişlerdir. Her firma bu zirkonya esaslı altyapıların ısı genleşme katsayısı değerlerine uygun üstyapı seramiği geliştirmiştir. Üstyapı seramiklerinin ısı genleşme katsayısı değerleri ise 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 $9,8-10 \times 10^{-6}/K$, Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6}/K$ olarak belirlenmiştir. Isı genleşme katsayısı uyumsuzluğunun gerilim oluşumundaki etkisini gösteren birçok çalışma mevcuttur(276-278). Yapılan çalışmalarda, klinikte en sık karşılaşılan seramiğin tabakalar halinde ayrılması şeklinde görülen başarısızlığın, üstyapı seramiğinin fırınlama sonrası hızlı soğutma uygulanmasına bağlı istenmeyen ısısal gerilimler sonucu ortaya çıkmış olabileceği bildirilmiştir(8, 206).

Aboushelib ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ısı genleşme katsayısı $12,5 \times 10^{-6}/K$ olan deneysel bir üstyapı seramiğini, ısı genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6}/K$ olan zirkonya altyapı üzerine uygulamış ve üstyapıda spontan kırıklar gözlemlemiştir. Isı genleşme katsayısı $9,5 \times 10^{-6}/K$ olan başka bir üstyapı seramiğini aynı zirkonya altyapı üzerine uygulandığında ise daha iyi sonuçlar elde etmiştir(1). Bazı araştırmalar, zirkonya altyapı-üstyapı seramiği arasındaki bağlantı ile ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunun neden olduğu gerilim dağılımı arasında pozitif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir(235,

255, 279). Fakat bu gerilim dağılımının unifom olmadığı başka araştırmacılar tarafından belirtilmiştir(8).

Swain çalışmasında, cam seramik üstyapılı zirkonya ve alümina seramik modeller üzerinde soğutma oranı, kalınlık ve ısı genleşme katsayısının artık gerilimler oluşumundaki etkisini incelemiştir. Fırınlama süresince materyalin ısısal özelliklerindeki değişiklikleri tespit etmenin oldukça güç olduğunu vurgulamıştır(8).

Çalışmamızda, Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemine ait zirkonya altyapının ısı genleşme katsayısı $10,0 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ iken kullandığımız üstyapı seramiklerinde bu değer IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) için $9,5 \pm 0,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) için $8,8-9,2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ve GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) için $9,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ olarak üretici firmalar tarafından belirtilmiştir. Kullanılan üstyapı seramiklerinin ısı genleşme katsayısı zirkonya altyapıya göre düşüktür. Bu değerler, çalışmamızda kullandığımız zirkonya altyapıların ve üstyapı seramiklerin ısı genleşme katsayılarının birbirine yakın ve uyumlu olduklarını göstermektedir.

Isısal temperleme yüzeyde artık baskı gerilimi oluşturması işlemiyle seramiği güçlendirme yöntemi olarak kullanılmaktadır. Bu işlem metal altyapılı seramik sistemler için önerilirken diğer taraftan, bazı üreticiler zirkonya altyapı üzerine uygulanan üstyapı seramiklerine ilişkin önerilerini değiştirmişlerdir. Fırınlama sonrası yavaş soğutma işlemi (sıvı fazdan cam transisyon ısısına kadar fırın kapalı bir biçimde) bazı seramikler için önerilen bir uygulama olmuştur(280). Üreticiler bu uygulamayla germe alanlarının ve seramik içerisindeki çatlakların azaltılmasıyla ilgili çalışmalarını sürdürmektedirler. Araştırmacılar fırınlama sonrası yüksek miktardaki soğutma oranının yüksek oranda ısısal temperleme etkisine neden olup, yüzeyde artık gerilim oluşumuna yol açtığını ifade etmektedirler. Yavaş soğutma işlemi ile yüzeydeki temperleme etkisinin sonlanıp daha büyük baskı gerilimlerinin derinlerde ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Aslında iki tabakanın aynı anda soğutulduğunda ısı genleşme katsayısının etkili olduğu görüşünü sunmuşlardır(173, 205, 206).

Üstyapı seramiğinde kırılmalara sebep olan artık gerilim oluşmasındaki bir diğer etkenin zirkonyanın kötü bir iletken olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Zirkonyanın metal alaşımlara hatta diğer tam seramik altyapılara göre oldukça zayıf bir iletken olduğu bildirilmiştir. Çift tabakalı sistemlerde cam transisyon ısısının altındaki sıcaklığa soğutulan üstyapı seramiğindeki artık gerilim oluşumunda komşu altyapı

iletkenliğinin önemi belirtilmiştir. Metal altyapılı seramiklerde hızlı soğutma uygulandığında üstyapının metalin iyi bir iletken olması sebebiyle yüzeyden içe hızlı soğuyabildiği fakat zirkonya altyapılı seramiklerde bu hızlı soğumanın gerçekleşmediği belirtilmiştir. Üstyapı seramiğinin yüzeyinin hızlı soğuma sonrası sertleştiği, fakat zirkonyaya komşu iç kısmın uzun süre cam transisyon ısısının üzerinde kaldığı ifade edilmiş olup iç ve dış tabakalar arasında geniş ısısal farkların oluştuğu belirtilmiştir(273, 281).

Farklı ısısal işlemlerin zirkonya ve metal altyapılı restorasyonlardaki ısısal dağılımlarının incelendiği bir çalışmada, ısıl problemleri kullanılarak iç ve dış tabakalar arasındaki farklılıkları ölçülmüştür. Hızlı ısıtma işlemi sırasında yüksek oranda ısısal geçişlerin ortaya çıktığı ve zirkonya altyapılı restorasyonda dış tabakanın zirkonyaya komşu iç tabakadan $\sim 50^{\circ}\text{C}$ daha sıcak olduğu tespit edilmiştir. Hızlı soğutma uygulanan restorasyonlarda daha kalın işlenen üstyapı seramiğinin dış ve iç tabakaları arasında $\sim 100^{\circ}\text{C}$ fark olduğu ve metal altyapılı restorasyonlardaki ısı farkının daha düşük ölçüldüğü bildirilmiştir(269). Benzer bir çalışmada da hızlı ısıtma işlemi boyunca restorasyonun simantasyon yüzeyinin dış yüzeye göre $\sim 50^{\circ}\text{C}$ daha soğuk olduğu tespit edilmiştir(281). Bazı araştırmacılar hızlı ısıtma işleminin sinterlenmemiş alanlar oluşturabileceği hatta seramik içerisinde çatlağa neden olabilecek homojen olmayan alanlar yaratabileceğine inanmaktadır(282).

Isı yayılımının yoğunluğa bağlı olduğu bildirilmiş ve düşük yoğunluktaki sinterlenmiş zirkonyanın daha düşük ısı yayılımına sahip olduğu bildirilmiştir(283). Isısal iletim problemlerinin kuran geometrisi ve sabit protetik restorasyon dizaynı sebebiyle artmakta olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi olarak zirkonya üst tabakasının tamamen seramikle kaplanması ve bu yüzden zirkonya altyapının izole bir biçimde kalması gösterilmektedir. Ayrıca zirkonya altyapı ve sabit protetik restorasyonlardaki bağlantı alanlarının üstyapı seramiğinden daha çok hacimli olması sebebiyle farklı ısıtma ve soğutma oranlarından daha çok etkilendiği ifade edilmiştir. Farklı soğutma oranlarına bağlı gelişen artık gerilimlerin bağlantı bölgelerinde gerilim yaratmayan değerlerin altında bile kırılmalara sebebiyet verebileceği öne sürülmüştür(284).

Klinik olarak uygun olmayan üstyapı seramik kalınlığının ve altyapı-üstyapı kalınlık oranındaki farklılıklar nedeniyle ısısal özelliklerin değişmesinin, artık gerilim oluşumuna yol açabileceği belirtilmiştir. Ara yüzeyde oluşan bu artık gerilimlerin ise, bağlantı dayanım değerlerini azaltacağı ifade edilmiştir(175).

Benetti ve ark. yaptıkları çalışmada seramik kalınlık miktarının ve yüzey işlemlerinin zirkonya üzerine etkilerini incelemişlerdir. Araştırmacılar zirkonyanın içeriğinde bulunan yüksek kristalin miktarı nedeniyle ışık dağılımını olumsuz etkilediği dolayısıyla opak oluşunu belirtmişlerdir. Bu opaklığı azaltmak için yüksek derecede translusent seramik kullanıldığı ve kalın bir tabaka üstyapı uygulaması yapıldığı bildirilmiştir. Bu şekilde seramik üzerine yapılan üst yapı uygulaması sonucunda seramiğin tabakalar halinde ayrılması ve kırık oluşumunun arttığı gösterilmiştir. Ancak bu durumun nedeninin sadece kalın tabaka şeklinde uygulanan seramik ile sınırlandırılmayacağı belirtilmiştir(285).

Yüzey işlemlerinin etkisini inceleyen benzer çalışmalarda sinterleme derecesinin, sinterleme sonrası uygulanan soğutma işlemlerinin restorasyonun geometrik yapısının, altyapı ile üstyapı seramik kalınlığı arasındaki oranın, üst yapı seramik dayanımının zirkonya-üstyapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımı üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir(8, 230, 286). Sonuç olarak üstyapı seramik kalınlığının fazla olmasının kırık oluşumu üzerindeki en etkili neden olduğunu söylemişlerdir(144, 287). Ayrıca üstyapı seramik kalınlığı azaldığında, translusentliğin azaldığını da bildirilmiştir.

Analitik hesaplamalar kullanılarak yapılan bir diğer çalışmada, Swain soğutma işlemi ve üst yapı seramik kalınlığı arasında direk oransal bir bağlantı tespit etmiştir. Hızlı soğutma uygulanan kalın üst yapı seramiklerinde, seramiğin iç yüzeyinde yüksek miktarda artık gerilim tespit etmiştir(8). Tam seramik sistemlerin ara yüzeyinde oluşan artık gerilimlerin herhangi bir görünür kusur üretmeden çigneme kuvveti altında prematür kırık oluşturabileceği bildirilmiştir(8, 46).

Harrington ve ark. üstyapı kalınlığının artmasının kırıktaki baskı kuvvetlerini arttırdığını, Webber ve ark. ise kalınlık ve sıkıştırıcı kuvvetler arasında herhangi bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir(288, 289). Ayrıca Wakabayashi ve ark. altyapı-üstyapı kalınlık oranının artmasıyla kırılma dayanımının arttığını bildirmişlerdir(66).

Bu konuda yapılan bir çalışmada, ince üstyapı seramik kalınlığı (0,5mm) olan örneklerin kırılma dayanımlarının (74,8 ve 75,3 MPa) , daha kalın üstyapı seramik kalınlığına sahip (1 ve 2mm) örneklerle göre (53,6 ve 59,9 MPa; 57,2 ve 55,7 MPa) anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir(285). Benzer olarak Guazzato ve ark. artmış üstyapı seramik kalınlığı ile başarısızlık oranları arasında pozitif bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir(46). Zirkonya altyapılı seramik sistemlerde üretim tekniği, üstyapı kalınlığı ve fırınlama sonrası soğutma oranlarının bükülme dayanımına etkisinin

araştırıldığı bir çalışmada, kalınlık oranlarının bükülme dayanımını anlamlı olarak etkilediği, soğutma oranı ve üretim tekniğinin bükülme dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmadığı tespit edilmiştir(267).

Dündar ve ark. altyapı-üstyapı oranını 3mm-2mm olacak şekilde uygulamış ve çatlak başlangıcının üstyapıdan altyapıya aktarıldığını göstermiştir. Altyapı ve üstyapı seramiğinin kalınlığının standart olmasına rağmen, taramalı elektron mikroskop görüntülerinde, lösit ile güçlendirilmiş üstyapı seramiğindeki koheziv başarısızlıkların açıkça görüldüğü ifade edilmiştir. Tam seramik sistemlerin üstyapı seramiğindeki koheziv başarısızlıkların, üstyapı kalınlığına bağlı olup olmadığını anlamak için daha fazla çalışma yapılmasına gerek olduğu belirtilmiştir(241, 242).

Araştırmacılar, örneklerin kalınlığının yanında geometrilerinin de önemli olduğunu vurgulamışlardır. Düzlemsel geometrik örneklerde, üstyapı seramik kalınlığı arttıkça soğutma sürecindeki ısısal etkilerin de artmakta olduğunu ifade etmişlerdir. Kalın üstyapı seramiğine sahip örneklerde incelere göre daha fazla artık gerilim oluştuğunu belirtmişlerdir(173, 266). Bunların aksine bazı çalışmalarda üstyapı seramik kalınlığı arttıkça, artık gerilimlerde artış olmadığı bildirilmiştir(227, 290).

Yazarlar artık gerilimlerin restorasyonun bölgelerine göre farklılık gösterebileceğini belirtmiştir(291). Kuron geometrili örneklerde üstyapı seramiğinin düzensiz dağılımının farklı kalınlık oranları yaratıp, soğutma işlemlerinde farklı bölgelerde artık gerilim oluşumuna sebep olabileceğini öne sürmüşlerdir. Kuron restorasyonu kalınlığında istenmeyen değişiklikler, düzensiz kalınlık oluşumu ve şekil değişikliğinin de artık gerilim oluşumunu ve üstyapı seramiğinin kırılma riskini arttırdığı bildirilmiştir(276, 278, 292). Yapılan bazı in vitro çalışmalarda, soğutma işleminin farklı geometrili örnekler üzerindeki etkisi incelenmiş ve yavaş soğutma işleminin başarısızlığa neden olan kuvvetlere karşı direncini arttırdığı bulunmuştur(228, 230).

Zirkonya altyapı kalınlığının da çift tabakalı seramik sistemlerde gerilim oluşumunda rol oynadığı belirtilmiştir. Yapılan bir çalışmada, yavaş soğutma işleminde üstyapı seramik yüzeyinde baskı gerilimlerinin oluştuğu ve iç yüzeydeki germe gerilimlerin zirkonya altyapı 3mm'den daha ince olduğunda daha da arttığı bildirilmiştir(293). Gerçekte en uygun üstyapı- zirkonya altyapı oranının belirlenemediği ifade edilmiştir(293, 294).

Dental restorasyonlarda düzlemsel çift tabakalı sistemlere nazaran artık gerilim dağılımı oldukça kompleks olup yapılan bazı çalışmalarda FEA (Sonlu Elemanlar Analizi) ile gösterilmiştir(278, 295). Bunun yanında, dental restorasyonlar gibi kompleks geometrilerdeki alt ve üstyapı seramiği arasındaki bağlantı kalitesini incelemek amacıyla yapılmış in vitro test dizaynı bulunmamaktadır.

Çalışmamızda klinik uygulamalarla karşılaştırılması amacıyla çift tabakalı sistemlerdeki fırınlama işlemi inceleme altına alınmıştır. Örnek şekli makaslama bağlanma dayanımını ölçmeye izin veren bir geometride tasarlanmıştır. Deneysel çalışmamızda hazırlık aşamasında kübik örneklerle kıyasla daha az gerilime maruz kaldığı belirtilen, disk şeklinde silindirik formda zirkonya altyapı çapı 10 mm, kalınlığı 3 mm olarak hazırlanmıştır. Üstyapı seramik kalınlığı da altyapıyla 1:1 oranında hazırlanmıştır. Geometrik şekillere sahip test örneklerinin, örnek boyutlarının kontrol altında tutulabilmesi, dolayısıyla tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesi bakımından yaygın olarak tercih edildiği belirtilmiştir(166).

Altyapı-üstyapı bağlantı bölgesindeki gerilim dağılımında, altyapı materyalinin elastiklik modülünün de etkisi bulunduğu belirtilmiştir. Fazla yüke maruz kalan arka bölge köprüler için yüksek elastiklik modülüne sahip zirkonya altyapılar tercih edildiği ve sebep olarak, zirkonyanın daha zayıf olan üstyapı tabakasındaki gerilimleri azaltmakta ve yük taşıma kapasitesini arttırmakta olduğu ifade edilmiştir(166).

Studart ve ark. yaptıkları çalışmada, Empress, Cercon ve In Ceram-Zirkonya altyapıların elastik modülü değerlerini araştırmışlar, Empress2/Eris, Cercon/CerconS ve InCeram-Zirconia/Vita VM7 altyapı-üstyapı bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta inceleyerek kırık kaynaklarını gözlemlemişlerdir. Elastiklik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve In Ceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak ifade etmişlerdir. Yüksek elastik modülüne sahip altyapı materyallerinin (Cercon ve In Ceram-Zirconia), zayıf üstyapı materyalindeki gerilimleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiği belirtilmiştir. Dayanıklı altyapı materyaline sahip sistemlerde (Cercon/Cercon S ve In Ceram-Zirconia/Vita VM7) üstyapı seramiğinin dış yüzeyinden başlayan çatlağın, altyapı-üstyapı ara yüzüne doğru yön değiştirip üstyapı seramiğinin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empress 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, üstyapı yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir altyapıya sahip altyapı-üstyapı bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak üstyapı

seramiğinin düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmekte olduğu sebep olarak altyapı-üstyapı ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmadığı belirtilmiştir. Dolayısıyla arka bölge köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı altyapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir(166).

Çalışmamızda kullanılan Kavo Everest zirkonya altyapının elastiklik modülü 210 GPa olarak belirtilmiştir. Tek bir altyapı materyali üzerine 3 farklı üstyapı materyali kullanıldığı için çalışmamızda elastiklik modülü değişken olarak kabul edilmemiştir.

Alt ve üstyapıların ara yüzeyinde seramik uygulanması sırasında oluşan hava kabarcıklarının da bağlantı dayanımının azalmasına katkıda bulunmuş olabileceği belirtilmiştir. Üstyapının uygulanması esnasında, altyapı-üstyapı arasında oluşabilecek hava kabarcığı ve mikro boşlukların bağlantı dayanım değerlerini büyük ölçüde etkilediği bildirilmiştir. Yapısal defekt bölgelerinde biriken gerilimlerin çatlak oluşumuna yol açarak üstyapının tabakalar haline ayrılmasına neden olabileceği belirtilmiştir(296).

Thompson çift tabakalı seramik örneklerin kırılma ve başarısızlık etkenlerini incelediği çalışmasında, seramik malzemede her zaman üretime bağlı defektler olduğunu belirtmiş ve bunları iç ve dış defektler olarak ayırmıştır. İç defektler gren boyutlarındaki uyumsuzluklar, büyük gren boyutu, değişik fazlara sahip bölgeler, farklı kristal fazların genleşmesi ve kontraksiyonuna bağlı mikroçatlaklar olarak bildirilmiştir. Dış defektlerin ise üretim işlemlerinden sonra oluştuğu ve boşluklar, işleme hasarları, çökeltiler ve yabancı madde kalıntılarından kaynaklanabildiği belirtilmiştir. Yüzeysel defektlerin seramikte her zaman var olduğunu, aşındırma ve cila işlemleriyle hacimsel defektlerin de yüzeye çıkabileceğini ve yapıyı daha da zayıflatabileceğini bildirmiştir(297). Çalışmamızda da saptanan ortalama bağlantı dayanım değerlerine göre daha düşük değerlere sahip örneklerle rastlanılmasına, gösterilen maksimum özen ve dikkate rağmen ortaya çıkmış yapısal defektlerin de neden olabileceğini düşünmekteyiz.

Üstyapı seramiğinin uygulanması sırasında zirkonya altyapının neme ve ısıya maruz kalmasından dolayı mekanik özelliklerinin etkilenebileceği bildirilmiştir. Bu işlem sırasında zirkonyanın, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı stabil olmadığı, bunun da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabileceği ifade edilmiştir. Isı, buhar, tanecik büyüklüğü, materyaldeki mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksidin tipi ve miktarının t→m faz dönüşümünü etkileyebildiği belirtilmiş olup bu

dönüşüm için en kritik sıcaklık aralığının 200-300 °C olduğu ve su ya da buhar varlığında dönüşümün arttığı bildirilmektedir. Fakat düşük ısılarda bozulmanın Y-TZP üzerindeki etkilerinin ancak yıllar sonra önemli olabileceği belirtilmiştir(41, 298).

Tholey ve ark. yaptıkları çalışmada SEM ve XRD yöntemi kullanarak zirkonya-üstyapı seramiği arayüzeyinde monoklinik kristalleri tespit etmiştir(286, 299). Zirkonyanın faz dönüşümüne bağlı olarak oluşan monoklinik faz ile ~% 4 oranında hacim artışı meydana geldiğini, bu hacim artışının üstyapı seramiğinin fırınlama işlemi sırasında ortamdaki nem ve ısı artışına bağlı gelişmiş olabileceğini belirtmişlerdir(286). Turp ve ark. yaptıkları çalışmada, zirkonya yüzeyinde çevresel faktörlerin etkisiyle t→m faz dönüşümü gerçekleştiğini, yüzeyindeki monoklinik faz artışıyla birlikte mekanik özelliklerin azaldığını tespit etmişlerdir (300). Araştırmacılar bazı monoklinik grenlerin ısıtma işlemi boyunca gözükebileceğini, bunun yanında hızlı soğutma işlemi ile monoklinik fazın daha da artış gösterebileceğini ifade etmişlerdir. Hızlı soğutma işlemi boyunca seramik dış yüzeyinde temperleme etkisinin daha fazla olup artık baskı gerilimlerinin ortaya çıktığı belirtilmiştir. Buna karşın arayüzey bağlantı bölgesinde ısı genleşme katsayısı farkı ve zirkonyanın iletkenliğinin düşük olması sebebiyle ısı farkının fazla olup daha fazla artık germe gerilimi oluştuğu, bu artık gerilimlerin de faz dönüşümü ile sonuçlanıp arayüzey bağlantı başarısızlığına sebep olacağı bildirilmiştir (227). Bu konuda farklı görüşler de mevcuttur. Sundh ve ark. yaptıkları çalışmada, ısı işlem ya da üstyapı uygulanan örneklerin, herhangi bir işlem uygulanmayan örneklerle göre önemli derecede daha düşük kırılma direnci olduğunu belirtmişlerdir. Sonuçta ısı işlem ve üstyapı uygulanmasının, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilediği ifade edilmiştir. Bunun olası bir açıklaması olarak, üretim işlemlerinin bir sonucu olarak yüzeyde baskı gerilimlerinin oluşmuş olup sonrasında uygulanan ısıl işlemin ya da üstyapı uygulamasının bu baskı gerilimlerini hafifletmiş olabileceği belirtilmiştir. Diğer olası açıklamanın ise metastabil tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü, ısı işlem veya üstyapı uygulaması sırasında tanecik büyüklüğünün değişmesi olabileceği bildirilmiştir(146).

Bizim çalışmamızda da diğer araştırmalarla benzer şekilde ısıl işlem (fırınlama sonrası hızlı soğutma işlemi) uygulaması Vita, IPS ve GC örneklerinde makaslama bağlanma dayanımını azaltmıştır. Çalışmamızda XRD analizi sonuçlarında, fırınlama sonrası hızlı soğutma uygulanan gruplarda (maksimum gruplarında) yavaş soğutma uygulanan gruplara (25 gruplarında) göre yüzeyde monoklinik faz hacim oranında artış

gözlemlenmiştir. Monoklinik fazın hacimce artışı 75 ve 50 grubu örneklerinde de gözlemlenmiş ve toplam 12 grup içerisinde en yüksek monoklinik faz hacim oranının GC maksimum grubunda (%13,3), en düşük monoklinik faz hacim oranının Vita 25 grubunda (%8,7) olduğu tespit edilmiştir. Genel olarak tüm gruplarda soğutma oranı arttıkça daha yüksek monoklinik faz hacim oranlarının olduğu saptanmıştır. Ayrıca hızlı soğutma işlemi uygulanan (maksimum gruplarında) örneklerde daha düşük bağlantı dayanımları tespit edilmiştir. En düşük bağlantı dayanım değeri tespit edilen GC maksimum grubunun yüzeyinde en yüksek monoklinik faz hacim oranı, en yüksek bağlantı dayanımı tespit edilen Vita 25 grubunun yüzeyinde en düşük monoklinik faz hacim oranı belirlenmiştir. Bu bulgular beraber değerlendirildiğinde monoklinik faz hacim oranı daha yüksek tespit edilen örneklerde, makaslama bağlantı dayanımının da daha düşük saptandığı görülmektedir. Dayanımın azalmasının, dönüşüme uğrayan yapının miktarına bağlı olduğu ve yapının büyük bir kısmında dönüşüm meydana geldiği zaman dayanımda önemli derecede azalma olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir(301, 302). Çalışmamızda fırınlama işlemi sonrası uygulanan ısıl işlemin (hızlı soğutma işleminin) metastabil tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümünü tetiklediği ve yapıyı zayıflattığını düşünmekteyiz.

Zirkonya altyapı- üstyapı seramiği arasındaki bağlantı başarısızlığı konusunda, Rosentritt ve ark. restorasyonun bitiş çizgisi morfolojisinin, zirkonya ve seramik tabakaları arasındaki bağlanma miktarının, farklı materyallerin birleştirilerek tabakalanmasının ve sinterleme sonrası yapılan soğutma işlemi sırasında oluşan artık gerilimlerin de seramiğin tabakalar halinde ayrılmasını arttıran nedenler arasında olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca teknisyenin işleyiş farklılığı, restorasyondaki tasarım değişikliklerinin, kişiler arasında değişen çigneme kuvveti farklılıklarının ve zirkonyayı oluşturan materyallerin tanecik büyüklüğünün de başarısızlığı etkileyen faktörlerden olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar seramiğin tabakalar halinde ayrılmasının genellikle aşınmış ve bozulmuş yüzeylerden başladığını, özellikle karşıt diş ile uyumlandırma yapılırken, aşındırılan bölgelerde kopmaların daha fazla görüldüğü sonucuna varmışlardır. Bu nedenle oklüzal uyumlama sonrası zirkonya üzerindeki seramiğin mutlaka çok iyi bir şekilde cilalanması gerektiğini tavsiye etmişlerdir. Bu çalışmada restorasyonda çok dik eğimli tüberküller oluşturulmasının uyumlama sonrası yüzeylerin az cilalanması ve pürüzlü bırakılmasının, buriksizm gibi nedenlerle gerilimin

artmasının kırık oluşumu ve seramikte tabakalar haline ayrılma üzerinde çok fazla etkisi olduğunu belirtmişlerdir(303).

Sonuç olarak, çalışmamızın mekanik test bulguları, zirkonya altyapılar üzerine uygulanan seramiklerin fırınlanması sırasında görülen ısısal değişimlerin, bağlantı dayanımlarını etkilediğini göstermiştir. Hızlı soğutma işleminin bağlantı dayanımını azalttığı tespit edilmiştir. Örneklerin mekanik özellikleri değerlendirildiğinde en düşük makaslama bağlantı dayanımının maksimum gruplarında, bu gruplar arasında ise GC maksimum grubunda elde edildiği görülmüştür. En yüksek makaslama bağlantı dayanımı ise Vita VM9 grubunda elde edilmiştir. Mekanik özelliklerdeki azalmanın yanı sıra, hızlı soğutma işlemi uygulanan gruplarda yüzeyde monoklinik faz oranında artış gözlenmiştir. Örnekler başarısızlık şekli açısından değerlendirildiğinde üst yapı sermamiğinde koheziv ve arayüzeyde adeziv olmak üzere kombine kırılmalar tespit edilmiştir.

Zirkonya altyapılı seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun yapım aşamaları ve geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır. Ayrıca üstyapı seramiğinin mikroyapısı, kalınlık oranı, üretim şekli, defektlerin sayısı, dağılımı ve boyutu, oklüzal uyum, nem, ısı-yük döngüsü ve bireysel alışkanlıklar da üstyapı seramiğinin dayanımını ve klinik güvenilirliği etkilemektedir. Metal altyapılı seramik restorasyonlar için minimum bağlantı dayanımı 25 MPa olarak belirtilirken, tam seramik restorasyonlar için bu konuda belirsizlik devam etmektedir. Bununla birlikte zirkonya-üstyapı seramiği bağlantı mekanizması henüz belirsizliğini korumaktadır. (48, 304).

Zirkonya altyapılı seramiklerin viskoelastik özelliklerine bağlı olarak, fırınlama işlemi boyunca (özellikle cam transisyon ısısı civarında) bazı fiziksel ve ısısal özelliklerinin değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir(206). Fırınlama sonrası soğutma işlemi sırasında gerçekleşen katılaşma sürecinde artık gerilimlerin ortaya çıktığı, hızlı soğutma işlemi ile temperleme etkisinin fazla olup yüzeydeki artık baskı gerilimlerinin arttığı ifade edilmiştir(205, 206, 305). Yavaş soğutma işlemi ile, dış tabakadan iç tabakaya doğru katılaşmanın kademeli oluşup, arayüzeyde ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı gerilimlerin azalacağı bildirilmiştir(306)

Araştırmamızda elde ettiğimiz veriler sonucunda, zirkonya altyapılı seramiklerde üstyapı uygulanması sonrasındaki hızlı soğutma işleminin yüzeyde artmış baskı gerilimine, arayüzeyde ise ısı genleşme katsayısı farkı ve zirkonyanın iletkenliğinin düşük olmasından kaynaklı artık germe gerilimlerine sebep olduğu kanısındayız. Bunun yanında, hızlı soğutma işleminin zirkonya yüzeyinde t→m faz dönüşümünü arttırdığı ve artmış monoklinik fazın bağlantı başarısızlığına sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Zirkonya, metal altyapılara bir alternatif olarak günümüzde klinik kullanımda yerini almaktadır. Yüksek biyolojik uyumu ve üstyapı seramikleri ile devamlılık gösteren estetik özellikleri, metal alaşımlarına tercih edilme sebepleridir. Çalışmamızın bulgularının klinik kullanımdaki önemine bakıldığında, zirkonya altyapılı seramiklerin fırınlanması boyunca uygulanan ısı işlemlere dikkat edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Özellikle üstyapı fırınlanması sonrası yavaş soğutma işleminin bağlantı başarısızlığını azalttığı ve böylelikle kullanım hizmet süresini uzatacağı düşüncesindeyiz.

Gelişen CAD/CAM teknolojisi, klinik olarak bu malzemenin her geçen gün artan kullanım tercihi, zirkonya altyapıların uzun dönem kullanımlarının değerlendirildiği in-vivo ve in-vitro çalışmalarla analiz edilmesinin, bu araştırmanın bulgularını ileri götüreceğini ve malzemenin başarılı klinik kullanımı hakkında daha detaylı sonuçlar elde edileceğini kanısındayız.

KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005.; **21**: 984-91.
2. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 349-355.
3. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; **28**: 529-35.
4. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 449-456.
5. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; **24**: 289-298
6. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 142-149
7. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 180-7.
8. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009; **5**: 1668-77.
9. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Amer Dental Assoc* 1997; **128**: 297-307.
10. Nayır E. *Diş hekimliği Maddeler Bilgisi*. 7. Baskı. İstanbul: İ.Ü Basımevi; 1999; 120-150.
11. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999; **20**: 1115-1124.

12. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen, İnley, Jaket Kuron, Metal-Porselen Kuron ve Köprüler*. 3rd ed. İstanbul: İ.Ü. Basımevi; 1978.
13. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;**91**:136-43
14. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Missouri: Elsevier Health Sciences; 2003
15. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;**7**:134-43.
16. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; **48**: 531-544.
17. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 1999;**12**
18. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 183-188
19. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997
20. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. Michigan: Mosby; 2002.
21. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The Science and Art of Dental Ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use*. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1979.
22. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 18-32
23. Anusavice K. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Amer Dental Assoc* 1993; **124**: 72-74.
24. Naylor WP, Kessler JC, King AH. *Introduction to metal ceramic technology*. Michigan: Quintessence Pub. Co; 1992

25. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1997.
26. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials*. 2nd ed. New York: Mosby Elsevier; 2002.
27. Bjorkner B, Bruze M, Moller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Cont Derm* 1994; **30**: 144-51.
28. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; **27**: 701-706.
29. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 231-238.
30. Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J Dent Res* 1992; **71**: 1134-1138.
31. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 765-782.
32. McLean J, Hughes T. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dental J* 1965; **119** :251.
33. Sorensen JA, Torres TJ. In Ceram ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; **15**: 41-46.
34. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; **62**: 536-41.
35. White SN, Caputo AA, Vdjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; **10**: 52-58.
36. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; **9**.
37. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 495-510.

38. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; **19**: 307-308.
39. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; **258**: 703-704.
40. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc* 2001; **21**: 2243-2251.
41. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; **20**: 1-25.
42. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack growth in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 3129-3138.
43. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; **81**: 487-491.
44. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; **7**: 113-119
45. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; **24**: 299-307.
46. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; **33**: 9-18.
47. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stress-induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; **13**: 1464-1470.
48. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; **15**: 426-433.

49. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; **11**: 985-994.
50. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; **19**: 307-308.
51. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 131-135.
52. Evans AG, Heuer AH. Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields. *J Am Ceram Soc* 1980; **63**: 241-248.
53. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002; **33**: 415-426.
54. Piddock V, Marquis PM, Wilson HJ. The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. *J Dent* 1987; **15**: 153-158.
55. Piddock V, Qualtrough AJ, Slevin A, Fernandes JC. Lithium ion strengthening of dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; **8**: 280-284.
56. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Med J* 2002; **44**: 457-463.
57. Naylor WP, Beatty MW. Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 665-692.
58. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 250-257.
59. Claus H. VITA In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures. *Quint Zahn* 1990; **16**: 35-46.
60. Scherrer S, Mojon P, Belser U, Meyer J. The VITA Hi-Ceram crown system: a clinical and laboratory investigation. *J Dent Res* 1988; **67**: 214.
61. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed. Mosby Elsevier; 2006.

62. Birkeland JM. The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res* 1973; **7**: 11-18.
63. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997; **25**: 91-95.
64. Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update* 1999; **26**: 65-72
65. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; **36**: 105-113.
66. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; **79**: 1398-1404.
67. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater* 2001; **17**: 21-33.
68. Erçoban E. 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. Doktora Tezi. Ankara, 1998.
69. Qualtrough A, Piddock V. Dental ceramics: what's new? *Dent update* 2001; **29**: 25-33.
70. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. All ceramic systems II (Tam seramik sistemleri II). *GÜ Diş Hek Fak Der* 2005; **22**: 49-60.
71. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara: AÜ Dişhek Fak Yayınları; 2004.
72. Beham G. IPS-Empress: a new ceramic technology. *ZWR* 1991; **100**: 404-408
73. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scharer P. Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. *J Prosthodont* 1997; **6**: 20-30
74. *IPS E.max Scientific Report*. [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/12839/IPS+e-max+Scientific+Report>.

75. Sjögren G, Lantto R, Granberg Å, Sundström B-O, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. *Int J Prosthodont* 1999; **12**(2): 122-128.
76. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 9-16.
77. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; **53**: 297-303.
78. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; **89**: 268-274.
79. Trinkner T, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative material. *Comp Cont Educ Dent* 1998; **19**: 1248.
80. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quint Int* 2001; **32**: 351-358.
81. Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 956-962.
82. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; **48**: 513-530.
83. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; **7**: 73-80.
84. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; **27**: 535-543.
85. Christel P. Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement. *Bull Hosp Joint Dis Orthop Ins* 1988; **49**: 170-77.
86. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; **106**: 605-614.

87. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; **106**: 273-278
88. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; **27**: 275-278.
89. Wohlwend A, Studer S, Schärer P. The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol* 1997; **1**: 63-74
90. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 285-290.
91. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 243-262.
92. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 195-206.
93. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 551-558.
94. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; **23**: 45-61.
95. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; **25**: 5045-5052.
96. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; **78**: 253- 261.

97. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; **18**: 590-595.
98. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004; **25**: 5539-5545.
99. Richerson D. Modern ceramic engineering: properties, processing, and use in design. USA: CRC press; 2005.
100. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; **22**: 778-784.
101. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂ System. *J Am Ceram Soc* 1972; **55**: 152-57.
102. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J* 2002; **192**: 199-211.
103. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, Spiekermann H. Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine. *Int J Comput Dent* 2004; **7**: 25-45
104. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; **117**: 715-720.
105. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 1289-1296.
106. Witkowski S. CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol* 2005 ;**28**: 169-184.
107. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002; **46**: 405-26.
108. Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008; **24**: 1506-11.

109. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; **132**: 1301.
110. Gültekin P, Sen D, Aydın M. Farklı sistem ve materyallerle üretilen zirkonya alt yapıların kenar uyumlarının karşılaştırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg* 2013; **47**: 28-37.
111. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın Mikroyapılarına ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg* 2011; **44**: 197.
112. Gül B. Zirkonya altyapı üzerine yapılan işlemlerin mekanik ve estetik etkilerinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul; 2012.
113. Filser F. Direct ceramic machining of dental restorations Ph.D. thesis. Zurich; 2001.
114. Yin L, Huang H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol* 2004; **8**: 21-37.
115. Yin L, Jahanmir S, Ives L. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 2003; **255**: 975-89.
116. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; **15**: 426-433
117. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; **21**: 454-63.
118. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; **34**: 195-206.
119. Akgungor G, Olcer Y, Sen D, Tuncelli B. Occlusal surface reconstruction with chairside ceramic onlay using cerec biogeneric design mode: case report. *Key Eng Mater* 2011;493-494: 594-598.
120. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995; **26**: 757-763.

121. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer H-C, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram System. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000; **20**: 151-161.
122. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; **84**: 506-513.
123. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent* 1981; **45**: 268-77.
124. Burke F, Qualtrough A, Hale R. The dentine-bonded ceramic crown: an ideal restoration? *Br Dent J* 1995; **179**: 58-63.
125. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; **98**: 389-404.
126. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; **24**: 471-475.
127. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; **96**: 47-52.
128. Lothar V. Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence Dent Technol* 2001; **52**: 811-814.
129. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005; **14**: 39-45.
130. *Kavo Everest Dental CAD/CAM System Information*. [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, <http://www.kavo.com/Products/CADCAM-systems/Everest-CADCAM-System.aspx>.
131. *VITA all-ceramic systems VITA Celay Zirconia Blanks Working instructions*. [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, http://www.vita-zahnfabrik.com:8080/http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en_3052158.pdf
132. *Zirkonzahn Working Instructions*. [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, <http://www.zirkonzahn.com/en/download-section/instructions>.

133. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006 ; 22: 45-56.
134. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; **82**: 238-42.
135. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 183-188.
136. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 339-346.
137. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 322-326.
138. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 395-400.
139. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; **20**: 371-376.
140. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 1985; **68**: 356-359.
141. Arın M. Zirkonya seramiklerinin ve ZrO₂-TiN kompozitlerinin üretimi ve karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul; 2007.
142. Özer Bultan E. Yüzey uygulamaları ve yapay yaşlandırma işleminin Y-TZP dental seramiklerinin biaksiyel bükme dayanımı ve faz değişimi üzerine etkilerinin in-vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul; 2014.
143. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; **31**: 682-688.
144. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; **94**: 125-131.

145. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; **21**: 984-991.
146. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; **21**: 476-482.
147. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006; **22**: 234-242.
148. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater* 2006; **22**: 460-469.
149. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Illinois: Quintessence; 1980.
150. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; **2**: 376-384.
151. Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005; **93**: 143-147.
152. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009; **18**: 645-648.
153. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent mater* 2005; **21**: 557-564.
154. Fairhurst C, Hashinger D, Twiggs S. The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *J Dent Res* 1989; **68**: 1313-15.
155. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; **22**: 857-863.

156. Dröge G. The porcelain press technique. *J Prosthet Dent* 1972; **28**: 209-14.
157. McPhee ER. Hot-pressed porcelain process for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1975; **33**: 577-81.
158. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique. *J Prosthodont* 2008; **17**: 9-13.
159. Guess PC. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *Eur J Esthet Dent* 2009;**4**: 403.
160. *Cercon Smart Ceramics/Zirconia All-ceramic System- Instructions for Use.* [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, http://deutsch.cerconsmartceramics.de/Zahntechniker/_pdfs/Cercon_base/Cercon_GebrAnw_GB.pdf.
161. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; **74**: 1253-1258.
162. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 23-28.
163. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul, 2006.
164. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; **63**: 21-25.
165. Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials: Properties and Manipulation*. 9th ed. Missouri: Elsevier Health Sciences; 2007.
166. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; **23**: 115-123.
167. Rawson H. Physics of glass manufacturing processes. *Physics in Technol* 1974; **5**: 91.

168. Fairhurst C, Hashinger D, Twiggs S. Glass transition temperatures of dental porcelain. *J Dent Res* 1981; **60**: 995-98.
169. Quinn G. Fractography of ceramics and glasses. *Natl Inst Stand Technol* 2007; Spec. Publ.: 960-17.
170. Miller L. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am* 1977; **21**: 699.
171. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; **11**: 183-189.
172. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 474-480.
173. Asaoka K, Tesk J. Transient and residual stresses in dental porcelains as affected by cooling rates. *Dent Mater J* 1989; **8**: 9-25.
174. Tada H, Paris P, Irwin G. *The analysis of cracks handbook*. 3rd ed. New York: ASME Press; 2000.
175. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; **24**: 1556-1567.
176. Cascone P. Effect of thermal-properties on porcelain-to-metal compatibility. *J Dent Res* 1979; **58**: 263.
177. Kittel C, McEuen P. *Introduction to solid state physics*. 6th ed. New York: Wiley; 1986.
178. Cao X, Vassen R, Stoever D. Ceramic materials for thermal barrier coatings. *J Eur Ceram Soc* 2004; **24**: 1-10.
179. Gong W, Sha C, Sun D, Wang W. Microstructures and thermal insulation capability of plasma-sprayed nanostructured ceria stabilized zirconia coatings. *Surf Coat Technol* 2006; **201**: 3109-3115.

180. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. Cad/cam-machining effects on y-tzp zirconia. *Dent Mater* 2004; **20**: 655-662.
181. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated y-tzp dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; **53**: 304-313.
182. Tseng WJ, Taniguchi M, Yamada T. Transformation strengthening of as-fired zirconia ceramics. *Ceram Int* 1999; **25**: 545-550.
183. Kao H, Ho F, Yang C, Wei W. Surface machining of fine-grain y-tzp. *J Eur Ceram Soc* 2000; **20**: 2447-2455.
184. Swain MV, Hannink RH. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol % ceria-zirconia alloy: II, grinding studies. *J Am Ceram Soc* 1989; **72**: 1358-1364.
185. Liao T, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Proc Tech* 1997; **70**: 198-206.
186. Van den Berg P, de With G. Strength and residual stress of mg-psz after grinding. *Wear* 1993; **160**: 301-308.
187. Zhang B, Zheng X, Tokura H, Yoshikawa M. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Proc Tech* 2003; **132**: 353-364.
188. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng* 2003; **345**: 155-163.
189. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 356-362.
190. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2006; **53**: 254-259.
191. Magne P, Oh W-S, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent* 1999; **82**: 669-679.

192. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent* 1971; **25**: 299-306.
193. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 664-667.
194. Jagger D, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 320-323.
195. Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 563-568.
196. Barghi N, Alexander L, Draughn RA. When to glaze-an electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1976; **35**: 648-653.
197. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1990; **64**: 631-635.
198. Al-Wahadni A, Muir Martin D. Glazing and finishing dental porcelain: A literature review. *J Can Dent Assoc* 1998; **64**: 580-583.
199. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J* 2008; **27**: 408.
200. DeHoff PH, Anusavice KJ, Gray AE. Tempering as a means to strengthen porcelain-fused-to-metal restorations. *Biomed Sci Instrum* 1990; **26**: 167-174.
201. Asaoka K, Kuwayama N, Tesk JA. Influence of tempering method on residual stress in dental porcelain. *J Dent Res* 1992; **71**: 1623-1627.
202. Fairhurst CW, Hashinger DT, Twiggs SW. The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *J Dent Res* 1989 ;**68**: 1313-1315.
203. Anusavice K, DeHoff P, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res* 1989; **68**: 1182-1187.

204. Anusavice K, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res* 1991; **70**: 1009-1013.
205. DeHoff P, Anusavice K, Vontivillu S. Analysis of tempering stresses in metal-ceramic disks. *J Dent Res* 1996; **75**: 743-751.
206. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater* 2008; **24**: 1149-1155.
207. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach F-W, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater* 2010; **6**: 4532-4538.
208. Chu F, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed in-ceram/vitadur alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 66-71.
209. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont* 1996; **9**: 30-37.
210. Barghi N. Color and glaze: Effects of repeated firings. *J Prosthet Dent* 1982; **47**: 393-395.
211. O'Brien WJ, Kay K-S, Boenke KM, Groh C. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater* 1991; **7**: 170-173.
212. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; **19**: 693-699.
213. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated cad/cam ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003; **19**: 575-583.
214. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004; **20**: 778-787.
215. Cullity BD. *Elements of X-ray Diffraction*. 2nd ed. Massachusetts: Addison Wesley Mass; 1978.

216. Fraundorf P, Lin S. Spiral powder overlays. *Microscopy and Microanalysis* 2004; **10**: 1356-1357.
217. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972; **55**: 303-305.
218. Toraya H, Yoshimura M, Sōmiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinictetragonal ZrO₂ system by X-ray diffraction. *J Am Ceram Soc* 1984; **67**: 119-121.
219. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; **37**: 685.
220. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; **96**: 237-244.
221. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007; **18**: 73-85.
222. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; **18**: 86-96.
223. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the fea-determined stress distribution in cad-cam produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005; **21**: 242-251.
224. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010; **104**: 247-257.
225. Drummond J, King T, Bapna M, Koperski R. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000; **16**: 226-233.

226. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2011; **105**: 315-322.
227. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2011; **27**: 906-914.
228. Rues S, Kröger E, Müller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent* 2010; **38**: 987-994.
229. Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci* 2010; **52**: 647-652.
230. Guazzato M, Walton T, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J* 2010; **55**: 306-310.
231. Giordano R. Materials for chairside cad/cam-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 14-21.
232. McLaren EA, Terry DA. Cad/cam systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23**: 637-641.
233. Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: Microtensile versus shear test. *Dent Mater J* 2008; **27**: 849.
234. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 265-273.
235. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008; **27**: 448.
236. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Poher R. 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* 2006; **96**: 154-164.

237. Phark J-H, Duarte Jr S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009; **101**: 29-38.

238. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; **71**: 381-386.

239. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006; **19**: 442-448.

240. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 349-355.

241. Dundar M, Ozcan M, Comlekoglu E, Gungor MA, Artunc C. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 2005; **18**: 71-72.

242. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007; **23**: 630-636.

243. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997; **28**: 717-723.

244. Hadavi F, Hey J, Ambrose E, Louie P, Shinkewski D. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 1992; **18**: 61-65.

245. Hara A, Pimenta L, Rodrigues Jr A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001; **17**: 165-169.

246. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont* 1996; **9**: 563-571.

247. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Mil Med* 2000; **165**: 742-46.
248. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater* 2010; **26**: 78-93.
249. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008; **100**: 274-284.
250. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 2011; **106**: 29-37.
251. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 602-608.
252. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; **26**: 50-62.
253. Comlekoglu ME, Dundar M, Ozcan M, Gungor MA, Gokce B, Artunc C. Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent* 2008; **36**: 822-827.
254. Choi B-K, Han J-S, Yang J-H, Lee J-B, Kim S-H. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009; **1**: 129-35.
255. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009; **25**: 419-423.
256. Özkurt Z, Kazazoglu E, Ünal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater J* 2010; **29**: 138.
257. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark J-H, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent* 2010; **23**: 213-216.

258. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CH. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent* 2010; **103**: 267-274.
259. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using weibull statistics. *Biomaterials* 2004; **25**: 5031-5035.
260. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent* 2012; **107**: 163-169.
261. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962; **41**: 1424-1437.
262. Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. *J Prosthet Dent* 1967; **18**: 155-159.
263. Anthony D, Burnett A, Smith D, Brooks M. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. *J Dent Res* 1970; **49**: 27-33.
264. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008; **17**: 401-408.
265. Tanrikulu S. Zirkonyum oksit altyapılar üzerine uygulanan farklı üstyapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul, 2007
266. Choi JE, Waddell JN, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater* 2011; **27**: 1111-1118.
267. Lima J, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza RO. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater* 2013; **29**: 1063-1072.
268. Almeida-Júnior AA, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *J Dent* 2013; **41**: 356-362.

269. Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater* 2013; **29**: 1166-1172.
270. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater* 2013; **30**: 271-280.
271. Bertolotti R, Shelby J. Viscosity of dental porcelain as a function of temperature. *J Dent Res* 1979; **58**: 2001-2004.
272. Scherer GW. *Relaxation in glass and composites*. New York: Wiley; 1986..
273. Zhang ZP, Zhou SW, Li Q, Li W, Swain M. Residual stresses in fabrication of core-veneered ceramic prostheses. *Adv Mater Res* 2010; **97**: 2241-2244.
274. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. *Introduction to ceramics*. 2nd ed. New York: Wiley; 1976.
275. Hideo Sato SB, Masahiro Nawa, Y. Suehiro, H. Nakanishi. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 2007; **330 - 332**: 1263-1266.
276. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater* 2008; **24**: 744-752.
277. Taskonak B, Mecholsky Jr JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomater* 2005; **26**: 3235-3241.
278. DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems. *Int J Prosthodont* 2009; **22**: 56-61.
279. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered ce-tzp/a nanocomposite frameworks. *Dental Materials* 2009;25: 326-30.

280. Vita VM9 working instructions. [web page on the Internet]. Erişim 04.06.2014, http://vident.com/wp-content/uploads/2011/09/VITA-VM9-Working-Instructions_1190EN_0911.pdf
281. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater* 2011; **27**: 1102-1110.
282. Reed JS. *Principles of ceramics processing*. 2nd ed. New York: Wiley; 1995.
283. Swain MV, Johnson LF, Syed R, Hasselman D. Thermal diffusivity, heat capacity and thermal conductivity of porous partially stabilized zirconia. *J Mater Sci Lett* 1986; **5**: 799-802.
284. Anusavice K, Dehoff P, Fairhurst C. Materials science comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res* 1980; **59**: 608-613.
285. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater* 2011; **27**: 948-953.
286. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Sem observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* 2009; **25**: 857-862.
287. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009; **101**: 119-127.
288. Harrington Z, McDonald A, Knowles J. An in vitro study to investigate the load at fracture of procera allceram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 54-58.
289. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of procera allceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003; **89**: 154-160.
290. Anusavice K, Gray A. Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures. *Dent Mater* 1989; **5**: 58-63.

291. Coffey J, Anusavice K, DeHoff P, Lee R, Hojjatie B. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of pfm systems. *J Dent Res* 1988; **67**: 61-65.
292. Belli R, Monteiro S, Baratieri L, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res* 2012; **91**: 316-320.
293. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012; **28**: 378-384.
294. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012; **28**: 160-167.
295. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater* 2009; **5**: 3231-3239.
296. Aboushelib MN, De Kler M, Van Der Zel JM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of cad-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont* 2009; **18**: 211-216.
297. Thompson G. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000; **16**: 235-243.
298. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 2150-2154.
299. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. Xrd2 micro-diffraction analysis of the interface between y-tzp and veneering porcelain: Role of application methods. *Dent Mater* 2010; **26**: 545-52.
300. Turp V, Tuncelli B, Sen D, Goller G. Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values. *Dent Mater J* 2012; **31**: 891-902.

301. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995; **15**: 485-502.
302. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, Moore KD. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med* 2003; **14**: 863-867.
303. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig* 2011; **15**: 1007-1012.
304. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott H. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater* 2011; **7**: 858-865.
305. Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. *J Dent Res* 1990; **69**: 463-469.
306. Arman Y, Zor M, Ali Güngör M, Akan E, Aksoy S. Elastic-plastic finite elements analysis of transient and residual stresses in ceramo-metal restorations. *J Biomech* 2009; **42**: 2104-2110.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yeşim	Soyadı	ÖLÇER US
Doğ.Yeri	Samsun	Doğ.Tar.	20.04.1985
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	41704933270
Email	yesimolcerus@gmail.com	Tel	05057162269

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lisans	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lise	Samsun Anadolu Lisesi	2003

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	78,750	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	89,308	88,748	87,561
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Akgunçor G, Olcer Y, Sen D, Tuncelli B. Occlusal Surface Reconstruction with Chairside Ceramic Onlay Using CEREC Biogeneric Design Mode: Case Report. Key Engineering Materials Vols. 2012; 493-494: 594-598.

Akgungor G, Olcer Y, Sen D, Tuncelli B. Occlusal Surface Reconstruction with Chairside Ceramic Onlay Using CEREC Biogeneric Design Mode: Case Report. 23rd Symposium and Annual Meeting of International Society for Ceramics in Medicine(Bioceramics 23), İstanbul-Türkiye,6-9 Kasım 2011.

Katıldığı Kongreler

XVIII. Uluslararası Bilimsel Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği – IV. Uluslararası Computer Aided Implantology Academy Ortak Kongresi, İstanbul, 16-17 Ekim 2009.

34th Annual Conference of European Prosthodontic Association & 1st Conference of the Association of Prosthetic Dentistry of Kosovo. Priştina – Kosova, 23-25 Eylül 2010.

35th Annual Conference of European Prosthodontic Association. Bern-İsviçre, 29 Eylül-1 Ekim 2011.

23rd Symposium and Annual Meeting of International Society for Ceramics in Medicine(Bioceramics 23), İstanbul-Türkiye,6-9 Kasım 2011.

Özel İlgi Alanları (Hobileri)