T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

ZİRKONYUM DİOKSİT ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN VE TEKRARLANAN FIRINLAMANIN ÜST YAPI PORSELENİNİN BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

SİNEM SAVRAN ÇAKIR

DANIŞMAN
PROF. DR. BÜLENT ŞERMET

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON-KÖPRÜ PROTEZİ PROGRAMI

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. Sinem Savarn Çakır tarafından hazırlanan Zirkonyum Dioksit Alt Yapı Üzerine Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Tekrarlanan Fırınlamanın Üst Yapı Porseleninin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İn- Vitro Olarak İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

01 / 07 / 2011

Tez Sınav Jürisi

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

1.PROF. DR. BÜLENT ŞERMET(DANIŞMAN-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)

2.PROF. DR. SABİRE DEGER(TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)

3.PROF. DR. ATİLLA SERTGÖZ(TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ-M.Ü.DİŞHEK.FAK/PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)

4.PROF. DR. BEGÜM KESMEZACAR(İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)

5.DOÇ. DR. MEHMET C. BALKAYA(İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)

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.

SİNEM SAVRAN ÇAKIR

İTHAF

Eşime ve **Aileme** ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Akademisyen olma hayalimin ilk basamağı olan doktora eğitimi sürecinde bana bu şansı tanıyan ve bunu gerçekleştirmeme olanak sağlayan kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tez çalışmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen, klinik ve teorik tüm engin bilgilerini cömertçe benimle paylaşan değerli hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Bülent Şermet**'e,

Araştırmam sırasında sorularımı içtenlikle cevaplayan ve her zaman bilgisine başvurduğum Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Atilla Sertgöz**'e,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan kürsümüzün öğretim üyelerinden **Prof. Dr. Sabire Değer**'e,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan başta **Ali Sevim ve Ahmet Sevim** olmak üzere tüm **Sevim Titan Keramik Diş Laboratuarı** çalışanlarına ve **Murat Sağlam**'a,

SEM incelemesinde yardımcı olan İ.Ü. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Anabilim Dalı Başkanı **Prof. Dr. İbrahim Yusufoğlu**'na, öğretim üyesi **Yard. Doç. Dr. Cem Kahruman**'a ve **Araş. Gör. Dr. Eray Erzi**'ye,

Doktora eğitimim süresince bana destek olan başta sevgili arkadaşım **Dr. Gözde Özyanat** olmak üzere tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Doktora eğitimim boyunca sevgisini, anlayışını ve desteğini esirgemeyen sevgili eşim **Dr. Onur Çakır**'a,

Sabırlarını ve desteklerini benden esirgemeyen sevgili **aileme** tüm emekleri, bana gösterdikleri sonsuz anlayış ve sevgi için

Teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 11263

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ ..... Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XVİ
ÖZET ..... XVİİ
ABSTRACT ..... XVİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DENTAL SERAMİKLER 3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi 3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı 6
2.1.3. Dental Seramiğin Bileşimi 7
2.1.3.1. Feldspar 7
2.1.3.2. Kuartz 8
2.1.3.3. Kaolin 8
2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar 8
2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar 9
2.1.4. Dental Seramiklerin Özellikleri 9
2.1.5. Dental Seramiklerin Güçlendirilme Yöntemleri 11
2.1.5.1. Artık Baskı Gerilimlerinin Yüzeye Çıkarılması 11
2.1.5.1.1. Isı Genleşme Katsayısı Farkı 11
2.1.5.1.2. İyon Değişimi 12
2.1.5.1.3. Ani Soğutma 13
2.1.5.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu 13
2.1.5.3. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması 14
2.1.5.4. Dönüşüm Doygunluğu 14

2.1.5.5. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması 15
2.1.5.6. Restorasyonun Optimum Dizaynı İle Gerilim Streslerinin Azaltılması 15
2.1.5.7. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması 15
2.2. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI 16
2.3. TAM SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI 18
2.3.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması 18
2.3.1.1. Refraktör Day Tekniği İle Hazırlanan Seramikler 18
2.3.1.2. Dökülebilir Tam Seramikler 18
2.3.1.3. Preslenebilir Tam Seramikler 19
2.3.1.4. Kopya-Freze Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler 19
2.3.1.5. CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler 19
2.3.2. Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması 21
2.3.2.1. Cam Seramikler 21
2.3.2.1.1. Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler 21
2.3.2.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler 22
2.3.2.1.3. Feldspatik Seramikler 23
2.3.2.2. Alümina Esaslı Seramikler 24
2.3.2.2.1. In-Ceram Alumina 24
2.3.2.2.2. In-Ceram Spinell 24
2.3.2.2.3. In-Ceram Zirkonya 25
2.3.2.2.4. Procera AllCeram 25
2.3.2.2.5. Synthoceram 27
2.3.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler 27
2.4. ZİRKONYUM 28
2.5. ZİRKONYA MATERYALLERİ 31
2.5.1. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı 31
2.5.2. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri 33
2.5.3. Zirkonyada Dönüşüm Toklaşması 34
2.5.4. Zirkonyanın Kararlı Hale Getirilmesi 35
2.5.4.1. Stabilize Zirkonya 36
2.5.4.2. İtriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri 39
2.5.5. Y-TZP Seramiklerin Mekanik Özellikleri 41

2.5.6. Y-TZP Seramiklerin Kimyasal Stabilitesi 41
2.5.7. Y-TZP Seramiklerinin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler 41
2.5.7.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı 42
2.5.7.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli 42
2.5.7.3. Isı 43
2.5.7.4. Nem 44
2.5.7.5. Zaman 44
2.5.7.6. Materyale Uygulanan İşlemler 45
2.5.7.6.1. Aşındırma 45
2.5.7.6.2. Kumlama 47
2.5.7.6.3. Cilalama 48
2.5.7.6.4. Fırınlama 49
2.5.8. Diş Hekimliğinde Y-TZP Esaslı Seramiklerin Kullanım Alanları 50
2.5.9. Y-TZP Esaslı Bloklar 50
2.5.9.1. Sinterlenmemiş Bloklar 50
2.5.9.2. Yarı Sinterlenmiş Bloklar 51
2.5.9.3. Tam Sinterlenmiş Bloklar 52
2.5.10. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi 54
2.5.11. CAD/CAM Tanımı ve Tarihsel Gelişimi 54
2.5.11.1. CAD/CAM Komponentleri 55
2.5.11.1.1. Tarayıcı 56
2.5.11.1.2. Yazılım 56
2.5.11.1.3. Donanım 56
2.5.11.2. CAD/CAM İle Üretim Konseptleri 57
2.5.11.3. CAD/CAM Materyalleri 57
2.5.11.4. CAD/CAM Sistemleri 58
2.5.11.4.1. Lava Sistemi 58
2.5.11.4.2. Procera Sistemi 58
2.5.11.4.3. Everest Sistemi 59
2.5.11.4.4. Hint-Els Sistemi 60
2.5.11.4.5. Cercon Sistemi 61
2.5.11.4.6. DCS Sistemi 61
2.5.11.4.7. CEREC Sistemi 62

2.5.11.4.8. GC Aadva Sistemi 63
2.5.11.4.9. Noritake Katana Sistemi 63
2.5.11.4.10. ZENO Tec Sistemi 64
2.5.11.5. Kopya – Freze Sistemleri 64
2.5.11.5.1. Celay Sistemi 64
2.5.11.5.2. Zirkonzahn Sistemi 65
2.5.12. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Seramiklerinin Veneerlenmesi 65
2.5.13. Veneerleme İşleminin Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üzerine Etkileri 67
2.5.13.1. Isı Genleşme Katsayısı 68
2.5.13.2. Adezyon 68
2.5.13.3. Gerilim Direnci 70
2.5.13.4. Kırılma Şekilleri 70
2.5.13.5. Elastiklik Modülü 71
2.5.14. Y-TZP Esaslı Alt Yapı İle Üst Yapı Porselenlerinin Bağlantı Mekanizması. 72
2.5.15. Y-TZP Esaslı Alt Yapı İle Üst Yapı Porselenlerinin Bağlanma Dayanımını Etkileyen İşlemler 73
2.5.15.1. Kumlama 73
2.5.15.2. Aşındırma 74
2.5.15.3. Liner Uygulaması 75
2.5.15.4. Alt Yapının Renklendirilmesi 76
2.5.15.5. Tekrarlanan Fırınlamalar 77
2.6. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ 78
2.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOP İNCELEMELERİ 80
3. GEREÇ VE YÖNTEM 81
3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI 81
3.1.1. Kumlama Grubu 82
3.1.2. Kumlama + Liner Grubu: 83
3.1.3. Kontrol Grubu: 83
3.2. ZİRKONYUM DİOKSİT ESASLI ALT YAPI DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI 84
3.3. ALT YAPI DENEY ÖRNEKLERİNE YÜZEY İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI 91
3.3.1. Kumlama İşlemi 92

3.3.2. Kumlama ve Liner Materyalinin Uygulanması 93
3.4. ÜST YAPI PORSELENLERİNİN UYGULANMASI..... 94
3.5. ÖRNEKLERİN FIRINLANMASI 101
3.6. DENEY DÜZENEĞİNİN HAZIRLANMASI VE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİNİN YAPILMASI 103
3.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOBU İNCELEMELERİ..... 105
3.8. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME..... 107
4. BULGULAR 108
4.1. BAĞLANMA DAYANIMI BULGULARI 108
4.1.1. Tüm Grupların Bağlanma Dayanımı Değerleri 108
4.1.2. Kumlama Grubunun Bağlanma Dayanımı Değerleri..... 112
4.1.3. Kumlama + Liner Grubunun Bağlanma Dayanımı Değerleri 114
4.1.4. Yüzey Uygulamasının Yapılmadığı Grubun Bağlanma Dayanımı Değerleri 116
4.1.5. Tabakalama Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler 118
4.1.6. Tabakalama ve Tekrarlanan Fırınlama İşlemi Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler 120
4.1.7. Presleme Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler..... 122
4.1.8. Presleme ve Tekrarlanan Fırınlama İşlemi Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler 124
4.2. KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ VE SEM BULGULARI 126
5. TARTIŞMA 135
KAYNAKLAR 151
ÖZGEÇMİŞ..... 175

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental seramiğin mekanik özellikleri 11
Tablo 2-2: Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri.....30
Tablo 2-3: Zirkonyum oksit içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması .30
Tablo 2-4: Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri 31
Tablo 2-5: Y-TZP özellikleri 40
Tablo 2-6: Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması 53
Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller.....82
Tablo 3-2: Deney gruplarının oluşturulması.....84
Tablo 3-3: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri 91
Tablo 3-4: Çalışmamızda kullanılan liner materyalinin fırınlama derecesi ve süresi.....93
Tablo 3-5: Çalışmamızda kullanılan üst yapı porselenlerinin fiziksel özellikleri 95
Tablo 3-6: Çalışmamızda kullanılan üst yapı porselenlerinin fırınlama dereceleri ve süreleri 100
Tablo 3-7: Tekrarlanan fırınlama derecesi ve süresi.....102
Tablo 4-1: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi 109
Tablo 4-2: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları 110
Tablo 4-3: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi.....112
Tablo 4-4: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları.....113
Tablo 4-5: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi.....114
Tablo 4-6: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları 115
Tablo 4-7: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi.....117
Tablo 4-8: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları.....117
Tablo 4-9: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi.....119

Tablo 4-10: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları 119
Tablo 4-11: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi 121
Tablo 4-12: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları 121
Tablo 4-13: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi 123
Tablo 4-14: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları 123
Tablo 4-15: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi 125
Tablo 4-16: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları 125
Tablo 4-17: Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri 127

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Seramiğin baskı kuvvetlerine karşı daha dirençli, gerilme kuvvetlerine karşı daha dirençsiz olması. 10
Şekil 2-2: Seramik yüzeyine küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması 12
Şekil 2-3: Monoklinik kristal yapının şematik görünümü.....32
Şekil 2-4: Tetragonal kristal yapının şematik görünümü 32
Şekil 2-5: Kübik kristal yapının şematik görünümü 33
Şekil 2-6: Faz dönüşüm şeması.....33
Şekil 2-7: Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında faz dönüşüm sertleşmesinin gözlenmesi 37
Şekil 2-8: Everest scan tarama ünitesi, Everest engine aşındırma ünitesi ve Everest therm sinterleme fırını 59
Şekil 2-9: Makaslama bağlanma dayanımı test yönteminin şematik görünümü 80
Şekil 3-1: Alt yapıların hazırlanmasında kullanılan metal kalıp 85
Şekil 3-2: Alt yapı modelinin hazırlanmasında kullanılan akrilik reçine materyali ve hazırlanan alt yapı modeli.....85
Şekil 3-3: Akrilik alt yapı modeline matlaştırıcı sprey uygulaması ve Kavo Everest tarayıcı ünitesi.....86
Şekil 3-4: Tarama ayarlarının yapılması 87
Şekil 3-5: Farklı açılardan alt yapı modelinin optik olarak taranması 87
Şekil 3-6: Sanal modelin ekrana yansıtılması.....88
Şekil 3-7: Alt yapı örneklerinin üretimi esnasında kullanılan zirkonyum dioksit blok ve bu bloğun aşındırma ünitesine sabitlenmesi 88
Şekil 3-8: Kavo Everest aşındırma ünitesi ve aşındırma esnasında kullanılan frezler....89
Şekil 3-9: Kavo Everest sinterleme fırını 90
Şekil 3-10: Kullanılan kumlama cihazı 92
Şekil 3-11: Kumlama cihazının ucunu sabit pozisyonda tutan düzenek ve alt yapı örneklerinin yüzeyinin kumlanması 92

Şekil 3-12: Kullanılan liner materyali ve alt yapı örneklerinin yüzeyine liner materyalinin uygulanması....94
Şekil 3-13: Üst yapı porselenlerinin uygulanması esnasında kullanılan metal kalıplar..95
Şekil 3-14: Tabakalama tekniği için hazırlanan kademeli metal kalıp ve presleme tekniği için hazırlanan metal kalıp 96
Şekil 3-15: Tabakalama tekniğinde kullanılan üst yapı porseleni ve üst yapının hazırlanması 97
Şekil 3-16: Kullanılan özel döküm mumları ve preslenecek üst yapının mum modelajı98
Şekil 3-17: Hazırlanan mum modelajın özel revetman ile manşete alınması ve kullanılan seramik ingotlar....98
Şekil 3-18: Manşetten çıkarılan örnekler ve kumlama ile revetman artıklarının uzaklaştırılması 99
Şekil 3-19: Revetman artıklarından arındırılmış örnekler....99
Şekil 3-20: Döküm yollarının elmas separe ile kesilmesi ve fazlalıkların tesviye edilmesi....100
Şekil 3-21: Hazırlanan deney örnekleri....101
Şekil 3-22: Kullanılan Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını....102
Şekil 3-23: Deney örneklerinin fırınlanması....103
Şekil 3-24: Örneklerin üniversal test cihazının ara parçasına uygun hazırlanan metal kalıplar içine sabitlenmesi....103
Şekil 3-25: Üniversal test cihazı ve örneklere makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulanması....104
Şekil 3-26: Kırılan örneğin üniversal test cihazındaki ve kırılma sonrası görünümü...105
Şekil 3-27: Altın kaplama cihazı ve vakum altında yüzeyin altın ile kaplanması....106
Şekil 3-28: Örneklerin tarayıcı elektron mikroskobuna yerleştirilmesi....107
Şekil 4-1: Tüm grupların bağlanma dayanımı ortalamaları....111
Şekil 4-2: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel olarak değerlendirmesi....111
Şekil 4-3: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 113
Şekil 4-4: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları....115
Şekil 4-5: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 118

Şekil 4-6: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 120
Şekil 4-7: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 122
Şekil 4-8: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 124
Şekil 4-9: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları 126
Şekil 4-10: Kumlama + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 128
Şekil 4-11: Kumlama + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 129
Şekil 4-12: Kumlama + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 129
Şekil 4-13: Kumlama + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi 130
Şekil 4-14: Kumlama + liner + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 130
Şekil 4-15: Kumlama + liner + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 131
Şekil 4-16: Kumlama + liner + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi 131
Şekil 4-17: Kumlama + liner + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi 132
Şekil 4-18: Yüzey uygulaması yok + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 132
Şekil 4-19: Yüzey uygulaması yok + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 133
Şekil 4-20: Yüzey uygulaması yok + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 133
Şekil 4-21: Yüzey uygulaması yok + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi 134

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

K_2O: Potasyum oksit
SiO_4: Silisyum tetrahedra
SiO_2: Silisyum dioksit
B_2O_3: Bor oksit
K_2O_3: Potasyum oksit
Na_2O: Sodyum oksit
MgO: Magnezyum oksit
Li_2O: Lityum oksit
P_2O_5: Fosfor
Al_2O_3 Alüminyum oksit
MPa: Megapaskal
GPa: Gigapaskal
^oC: Derece Celsius
m: Monoklinik
t: Tetragonal
k: Kübik
CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
µm: Mikrometre
$MgAl_2O_4$: Magnezyum alüminyum oksit
Zr: Zirkonyum
ZrO_2: Zirkonya, Zirkonyum dioksit
$ZrSiO_4$: Zirkonyum silikat
Y-TZP: İtrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Mg-PSZ: Magnezyum ile güçlendirilmiş kısmi stabilize zirkonya
ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
CaF_2: Kalsiyum florür
HfO_2: Hafniyum oksit
ThO_2: Toryum oksit
MgO: Magnezyum oksit
CaO: Kalsiyum oksit
Y_2O_3: İtriyum oksit
CeO_2: Seryum oksit
PSZ: Partially stabilized zirconia
TSZ: Totally stabilized zirconia
TZP: Tetragonal zirkonya polikristali
LTD: Low-Temperature Degradation
$Zr(OH)^4$: Zirkonyum hidroksit
HIP: Hot Isostatic Pressing
Non-HIP: Yarı sinterize
mm: Milimetre
n: Örnek sayısı
N: Newton
SEM: Scanning Electron Microscope
x: Aritmetik ortalama
ss ±: Standart sapma
p: Anlamlılık

ÖZET

Savran Çakır, S. (2011). Zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Amaç:

Bu çalışmanın amacı, zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın iki farklı üst yapı seramiğiyle olan bağlanma dayanımlarına etkilerinin araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem:

Zirkonyum dioksit alt yapıdan (Kavo Everest ZS blok) elde edilen 120 adet standart örnek (bağlantı yüzeyi 7 mm (çap), 2 mm (yükseklik); metal kalıba sabitlenecek alt kısmı ise 3,2 mm (çap), 7 mm (yükseklik) kademeli silindirik) üç gruba ayrılarak her bir gruba sırasıyla: kumlama, kumlama ve liner uygulaması yapıldı ve kontrol grubuna ise herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. Elde edilen örneklere üst yapı seramiği (3 mm kalınlığında) iki farklı teknikle (GC Initial Zr-FS ve GC Initial PC) uygulandı. Ayrıca tekrarlanan fırınlama işlemi yapılarak ısı uygulamasının bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildi. Makaslama bağlanma dayanımı testi yapılarak değerler (MPa) kaydedildi. Kırılmanın meydana geldiği yüzeylerdeki farklılıklar tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirildi. Çalışmamızın istatistiksel analizi One-way ANOVA ve Tukey testleri kullanıldı.

Bulgular:

Üst yapı uygulamasında kullanılan farklı teknikler alt yapı-üst yapı bağlantısını büyük oranda etkilemektedir. Presleme tekniğiyle hazırlanan üst yapıların bağlanma dayanımı tabakalama tekniğine göre daha yüksektir. Kumlama ve presleme tekniği (32,23±7,90 MPa) kullanılarak hazırlanan örneklerdeki bağlanma dayanımı, kumlama ve tabakalama tekniğiyle (22,87±8,21 MPa) hazırlananlara göre daha yüksek değerdedir. Ayrıca zirkonya alt yapılar üzerine uygulanan farklı yüzey işlemleri de bağlantıyı önemli ölçüde etkilemektedir. Liner materyalinin uygulanması başarısızlık oranını arttırmaktadır. Kumlama işlemi (32,23±7,90 MPa) ve yüzey uygulamasının yapılmadığı (30,59±8,40 MPa) örneklerin bağlantı dayanımı liner uygulananlara (19,92±5,34 MPa) göre daha yüksektir. Tekrarlanan fırınlama işlemi bağlantıyı arttırmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum dioksit, üst yapı porseleni, bağlanma dayanımı, yüzey işlemleri, tekrarlanan fırınlama.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 11263

ABSTRACT

Savran Çakır, S. (2011). In-vitro evaluation of the effect of different surface treatments and repeated firing on their bond strength to two veneer ceramics to zirconia. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. Istanbul.

Purpose:

The aim of this study was to investigate the effect of different surface treatments and repeated firings on their bond strength to two veneer ceramics to zirconia.

Materials and Methods:

One hundred-twenty standard specimens (base; 7 mm in diameter and 2 mm high and body; 3,2 mm in diameter and 7 mm high) of zirconia framework materials (Kavo Everest ZS blank) received either of the following surface treatments: airborne-particle abrasion, airborne-particle abrasion and coated with the liner application, or unchanged CAD/CAM milled surface. The specimens were veneered (3 mm in thickness) with two types of veneer ceramics: GC Initial Zr-FS and GC Initial PC. In addition the effect of heat treatment was examined. Mean shear bond strength values (MPa) were calculated. Structural differences were analyzed with scanning electron microscopy (SEM). One-way ANOVA and Tukey post hoc tests were used to analyze the data.

Results:

The type of veneering technique had a significant effect on the core–veneer bond strength. The shear bond strength of pressable veneer ceramics were significantly higher than the layering veneer ceramics. Zirconium oxide copings treated with airborne-particle abrasion and veneered with pressable ceramic (32,23±7,90 MPa) yielded higher shear bond strength values than layering ceramic (22,87±8,21 MPa). Furthermore, different surface treatments had different effects on the core–veneer bond strength according to the zirconia material used. The application of liner material dramatically affected the bond strength and failure mode. The sandblasted (32,23±7,90 MPa) and unchanged milled surfaces (30,59±8,40 MPa) were significantly stronger than the liner application (19,92±5,34 MPa). Repeated firings increased the shear strength.

Key Words: Zirconium dioxide, veneering porcelain, bond strength, surface treatment, repeated firing.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 11263

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapı ile desteklenen porselen restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansıması, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve anterior bölgede ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajlar, metal desteği olmayan tam seramik sistemlerin kullanımını gündeme getirmiştir (1, 2).

Tam seramik sistemlerin estetik, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılgan olması nedeniyle, son yıllarda zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir (3). Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır (4, 5, 6).

Restorasyonların estetiğini arttırmak için opak zirkonya alt yapı feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle veneerlenmektedirler (7). Üretim ve veneerleme işlemleri sırasında materyale uygulanan yüzey ve fırınlama işlemleri materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Alt yapı materyalinin mekanik özellikleri restorasyonun başarısını tek başına etkileyen bir faktör değildir. Üst yapı seramiğindeki stresler de restorasyonun hizmet süresini belirlediğinden, zayıf bir üst yapı seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik başarısını olumsuz yönde etkileyebilmekte ve klinikte kırık oluşumu şeklindeki bir başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir (8).

İki tabakalı tam seramik sistemlerde en sık görülen başarısızlık, veneer seramiğin delaminasyonu, yani alt yapıdan tabakalar halinde ayrılması şeklindedir. Delaminasyon, hastaya bağlı faktörler, prematür kontaklardan kaynaklanan dinamik yükler, oklüzal stabilitenin olmaması, yetersiz bağlanma kuvveti, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri, yorgunluk fenomeni, yetersiz alt yapı desteği,

seramik içi defektler ve alt yapı- üst yapı arasındaki ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu gibi birçok faktöre bağlı olarak meydana gelebilir (9, 10).

Zirkonya alt yapılar kırılmaya karşı oldukça dirençli olmasına rağmen, üst yapının kırılması problem olmaya devam etmektedir (11). Zirkonya ile yapılan uzun dönemli klinik çalışmalarda, zirkonyum dioksit alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlanma yerinin yapı içerisindeki en zayıf komponent olduğu ve bu bağlanmanın, alt yapı materyalinin yüzey bitirme işlemlerinin hassasiyeti, üst yapı seramiğinin uygulanma metodu ve tekrarlanan fırınlama işlemlerinden etkilendiği kanıtlanmıştır (12).

Bu bilgilerin ışığı altında planladığımız tez çalışmamızın amacı, zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın iki farklı üst yapı seramiğiyle olan bağlanma dayanımlarına etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramik, yunanca "keramos, keramikos" kelimesinden gelmektedir (13, 14). Tam karşılığı yanık maddedir, fakat daha çok ateşte yanarak spesifik olarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır. Seramik kelimesi çok geniş anlamda kullanılan bir terimdir. Kendi içinde porselen, çimento, fayans, kiremit, tuğla, çömlek, camlar, kil ürünleri, metal olmayan manyetikler, ileri teknoloji seramikleri gibi geniş bir yelpazeyi barındırır (15).

Seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Genellikle oksijen gibi metal olmayan bir element ile diğer metallerden birinin kombinasyonudur (16).

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 (14). Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve poröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Sonraki yıllarda 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 (17).

'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' deyimi 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 transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (18).

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip porselenler, ilk olarak M.Ö.50'de Çin'de geliştirilmiştir (19). Uzakdoğuda ticaretin yaygınlaşması ile birlikte bu porselen 17.yy'da Portekizli denizciler tarafından Çin'den Avrupa'ya getirilmiştir ve Avrupa'da ilk olarak 1500 yılında üretilmiştir (14, 20).

Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (21).

Seramik, diş hekimliğinde ilk olarak 1774 yılında bir eczacı olan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, sert porselenden total protez dişlerinin yapımını denemiştir. 1788 yılında Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau' nun yöntemini geliştirmiş ve ilk protez dişler için patent almıştır (20).

1808'de İtalyan Giusseppangelo Fonzi porselen dişlerin, arka yüzeylerine platin pinler yerleştirerek, metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir (22).

1895 yılında C.K. Land, platin yaprak üzerinde porselen fırınlamayı başararak günümüzde kullanılan porselen jaket kuronların gelişmesine katkıda bulunmuştur (21, 23, 24).

Başlangıçta porselen çalışmalarından pek parlak sonuçlar alınamıyor ve pişirildikten sonra porselende oluşan porözitenin yok edilmesi çalışmaların başında

geliyordu. Tüm çabalar 1949 yıllarına doğru olumlu sonuçlarını vermeye başladı. Ortaya atılan değişik tekniklerin arasında Almanya'da Gatzka'nın etkisiyle, Wienond firması vakumda ilk suni porselen dişleri elde etmeyi başardı. Bunu takiben porselen jaket kuron, inley ve benzeri porselen işleri vakumda hazırlanabildi. Bu porselen için büyük bir aşama sayıldı (25, 26, 27, 28, 29, 30).

Dental seramikler, mevcut olan birçok olumlu niteliklerine karşın poröz yapısı nedeniyle kırılgandır. Bu nedenle üreticiler seramiğe destek olabilecek materyaller bulmaya yönelmiş ve bu amaçla metal alt yapı kullanılmıştır (31, 32, 33).

1950'lerde "lösit" eklenmesi ile seramiğin genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımları ile güçlü bağlantı sağlanmış (21), 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (21, 24).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa % 11-15 oranında K_2O (potasyum oksit) içeren seramik tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır (1).

1970'lerde altın fiyatlarındaki artışın da etkisi ile yarı değerli metal alaşımlarının kullanımına başlanmıştır. Vines, Semmelman, Lee ve Fonvielle vakum altında pişirme tekniğini bularak, porselenin ışık geçirgenliğinde önemli gelişme sağlamışlardır (16, 22). Ancak metal alt yapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında zaman zaman sorunlar ortaya çıkmaktadır (34).

Metal alt yapının ağız sıvılarından etkilenerek korozyona uğraması dişetinde renkleşmelere sebep olabilmektedir (35). Ayrıca bazı hastalarda çeşitli metallere karşı hassasiyet ve alerji gelişebilmektedir (36).

Metal alt yapının dezavantajları, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal alt yapı içermeyen tam seramikler üretilmiştir (32, 36).

1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapısı % 40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir (1, 37, 38).

1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in "refraktör day" materyalini geliştirmeleri ile diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır (34).

1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniği ile platin folyoyu kuron iç yüzeyinde bırakarak alümina seramik jaket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (1, 37).

80'li yıllardan itibaren günümüze kadar hem estetik hem de dayanıklılığı arttırmak için tam seramik sistemleri üzerinde çalışmalar yapılmış olup, pek çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (37).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşimdir (39). Bu bileşimde büyük oksijen atomları bir matriks görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılgan bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur (14).

Dental seramikler deyince akla ilk gelen, günümüzdeki dental seramiklerin başlangıç noktası olan ve temel yapısı olarak kabul edilen feldspatik porselenlerdir. Feldspatik porselenin ana yapısı oksijen iyonu ile silisyum tetrahedra (SiO_4) gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlarla bağlanması sonucu oluşur.

Silisyum tetrahedra, dental seramiğin ana yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar ($K_2O\ Al_2O_3\ 6SiO_2$), kaolin ($2H_2O\ Al_2O_3\ 2SiO_2$) ve kuartzın (SiO_2) yapısına girer. Fırınlanmış tüm porselenlerin içeriğinde silika matrikse gömülmüş küçük kristaller (lösit ve/veya alümina-silikat kristaller) bulunur. Kristallerin miktarı porselenin kullanılacağı endikasyona göre belirlenir. Lösit (leucite), potasyum feldspar ve camın reaksiyonu sonucu oluşur. Lösit optik özellikleri, termal genleşmeye etkisi, dayanıklılığı ve sertliği sağlaması nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (6, 17, 38).

2.1.3. Dental Seramiğin Bileşimi

2.1.3.1. Feldspar ($K_2O\ Al_2O_3\ 6SiO_2$)

Dental seramiklere eritici ve birleştirici olarak etki eder. Seramik kitlesine akıcılık kazandırır ve camsı yapıdan sorumlu esas elementtir. Feldspar 1250-1500 ^oC civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür, kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur. Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürürken, potas formu erimiş materyalin (camın) viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu özellik seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler. Feldspar, porselen kitlesindeki ısıya dirençli elemanları birbirine bağlar. Porselene % 70-85 oranında katılır (16, 21, 25, 40, 41).

2.1.3.2. Kuartz (SiO_2)

Erime derecesi 1700 ^oC'dir. Erime ısısını yükselterek seramiğin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Kuartz, seramik kitlesine şeffaflık verir ve fırınlama sonrası kontraksiyonu engeller. Seramiğe % 10-22 oranında katılır (16, 21, 25, 41).

2.1.3.3. Kaolin ($Al_2O_3\,SiO_2\,H_2O$)

Erime ısısı 1300 ^oC'dir. Volkanik taştan şekillendirilen bir kildir. Seramik hamuruna plastisite kazandıran opak yapıda dehidrate olmuş bir alüminyum silikat olup, kitleye mat bir görüntü verir. Bu yüzden mine tozlarına hiç eklenmez. Kaolin fırınlanmamış seramiklerin modelajını kolaylaştırdığı için bir bağlayıcı olarak eklenir. Seramiğe % 1-3 oranında katılır (16, 21, 41).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik tozu yukarıda bahsedilen içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma bunları belirli oranlarda karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. Sonuçta ortaya çıkan bu ürün 'frit' olarak bilinir. Bu ani soğutmaya bağlı olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve yaygın çatlaklar oluşur. Bu materyal kolayca ezilerek toz haline getirilir ve ince seramik tozu elde edilir (42).

2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselene renk vermek için, Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi elementlerin yüksek ısıya dayanıklı metal oksitleri feldspar ve ince cam tozu ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapı öğütülerek (fritting) porselen renk pigmentleri elde edilir. Doğal renklerin elde edilebilmesi için porselen içinde opaklaştırıcı yapılara da ihtiyaç duyulur. Özellikle metal destekli porselenlerde opaklaştırıcı yapıların ilavesi estetik sonuçlar verir. Metal oksitlerden elde edilen opaklaştırıcı ajanlar olan seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Porselenler içinde, partikül boyutları

ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtırlar (43).

2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar

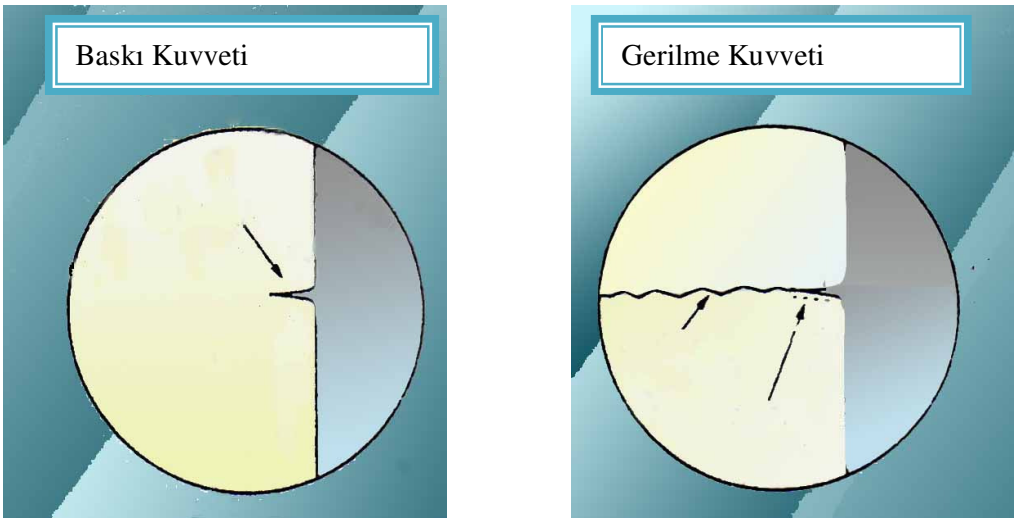
B_2O_3, K_2O_3, Na_2O, MgO, Li_2O ve P_2O_5 gibi oksitler cam modifiye edici olarak adlandırılırlar. Bunlar camın erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Yanlış kullanımları devitrifikasyon problemine neden olur. Devitrifikasyon; cam yapıcı silisyum tedrahedraların (SiO_4) oluşumunun engellenmesi sonucu camın kristal yapısının bozulması anlamına gelir. Bu olay porseleni zayıflatır ve bulutlu bir görünüm ortaya çıkarır. Dental porselenler fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya karşı (piroplastik akma) dirençli olmak zorundadırlar. Bu nedenle camın viskozitesi ve pişirme derecesi düşük olmalıdır. Bu da "ara oksitlerin" kullanılmasıyla sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir "ara oksit" sayesinde arttırılabilir (43, 44, 45).

2.1.4. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramik sert, rijit ve kırılgan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Materyalin ışık absorbe etme ve dağıtma özellikleri vardır. Doğal diş dokusu, rengi ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine benzemesi, marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (46, 47). Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir (48).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük gerilme direncidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, basma streslerine karşı dirençli, gerilme streslerine karşı ise

dirençsizdir (Şekil 2-1). Gerilme direnci ortalama 20-60 MPa iken, basma direnci ortalama 350-550 MPa'dır.



Şekil 2-1: Seramiğin baskı kuvvetlerine karşı daha dirençli, gerilme kuvvetlerine karşı daha dirençsiz olması (44).

Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den fazla deformasyonlara kırık oluşmadan dayanamamaktadır. Porselenin kırılganlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikrostrüktürel çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (49).

Tablo 2-1: Dental seramiğin mekanik özellikleri (42, 44)

ÖZELLİK	DEĞER
Seramiklerin çekme dayanıklılığı	110 MPa
Elastik modülü	69 GPa
Knoop sertliği	460 kg/mm²
Seramiğin termal özellikleri	0.0030 cal/sec/cm²(°C/cm)
Lineer ısı genleşme katsayısı	$12{,}0 \times 10^{-6}$/°C

2.1.5. Dental Seramiklerin Güçlendirilme Yöntemleri

Seramiğin üstün estetik özellikleri, basma gerilimlerine karşı dayanımı, aşınma direnci, sertlik ve biyolojik uyum gibi avantajlarına rağmen, düşük gerilme direnci ve kırılganlık gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur.

2.1.5.1. Artık Baskı Gerilimlerinin Yüzeye Çıkarılması

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, artık baskı gerilimlerini materyalin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme, uygulanan kuvvetin bu artık gerilimlerle karşılanması (sıfırlanması) ve böylece materyalin içerisinde çekme gerilimlerinin ortaya çıkmasının önlenmesi ile gerçekleştirilir (50).

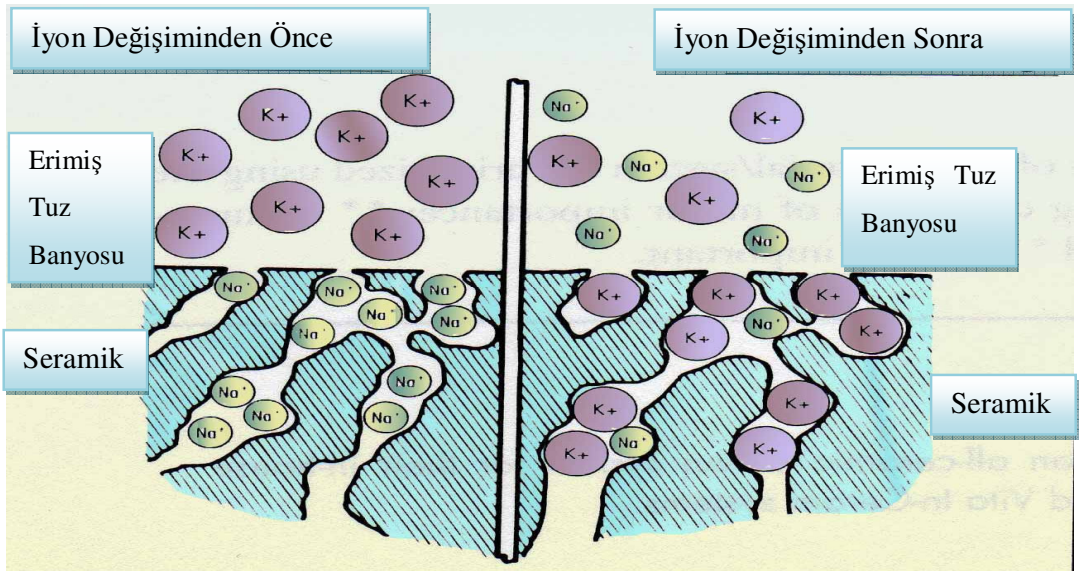
2.1.5.1.1. Isı Genleşme Katsayısı (IGK) Farkı

Metal-seramik restorasyonlar, porselene uygun ısı genleşme katsayısına sahip metal bir alt yapı ile desteklenmektedir. Dental porselenin, dayanıklılığı yüksek seramik alt yapılar ile desteklenme mekanizması da bunlara benzer. Tam seramiklerde direnci

yüksek alt yapı materyalleri, daha zayıf olan üst yapı porselenini desteklemektedir. Alt yapı materyalinin ısı genleşme katsayısı üst yapı porseleninden yüksek olmalıdır. Bu uyumsuzluk sayesinde, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde, alt yapı materyali üst yapı porseleninden daha fazla büzülür. Böylece üst yapı porseleni baskı altında tutulur ve restorasyona ilave dayanıklılık sağlar (19).

2.1.5.1.2. İyon Değişimi (Kimyasal Temperleme)

Seramik restorasyonların başarısızlığı, sıklıkla yüzeydeki çatlaklar gerilim kuvvetine maruz kaldığı zaman meydana gelir ve çatlaklarda büyüme oluşur (51). Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile düşük ısıda seramik yüzeyinde baskı tabakası oluşturmayı amaçlayan bir işlemdir. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla yer değiştirerek yüzeyde baskı oluşturan bir tabaka elde edilir. Seramik, cam geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır, iyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramikteki Na^+ iyonları KNO_3 banyosundaki K^+ iyonları ile yer değiştirir (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Seramik yüzeyine küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması (51)

Sodyumdan yaklaşık % 35 daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak baskıyı gerçekleştirir. Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır (52). Yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık baskı gerilmesinin oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır (21, 43).

2.1.5.1.3. Ani Soğutma (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 baskı gerilmeleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki seramik yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (21, 42, 52, 53).

2.1.5.2. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi, camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanır. Cam yapı sıcak ve erimiş haldeyken hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde artık baskı gerilimleri oluşur. Bu hızlı soğutma, erimiş alt yapı çevresinde rijit bir cam yüzey oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıkça büzülmeye başlar fakat dış yüzeyi rijit kalmaya devam eder. Katılaşan alt yapının büzülerek çekilmesi, alt yapı içinde artık gerilim stresleri ve dış yüzeyde artık baskı stresleri oluşturur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi engellenmiş olur (54).

2.1.5.3. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması

Primer olarak camsı faz içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilebilir. Bu kristaller lösit, lityum disilikat, alüminyum oksit, magnezyum oksit ve zirkonyum oksittir. Alümina (Al_2O_3) gibi dayanıklı kristal bir materyal camsı faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direnci artar. Çünkü çatlak bu alümina partiküllerinden, camsı matrikste olduğu kadar kolaylıkla ilerleyemez. Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısı genleşme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (55).

2.1.5.4. Dönüşüm Doygunluğu (Transformation Toughening)

Doygunluk genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm doygunluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir durumdur. Dönüşüm doygunluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (56). Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır (57) (Şekil 2-6).

Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür (t→m) (58, 59). Bu faz dönüşümü, materyal içinde % 3-5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı streslerinin oluşmasını tetikler (58, 59, 60, 61, 62). Oluşan bu baskı stresleri, materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur (47, 63, 64). (Şekil 2-7) ve seramiğin esneme direncini arttırır (65, 66). Bu fiziksel özelliğe "transformation toughening (dönüşüm doygunluğu)" adı verilmektedir (56, 60, 66, 67, 68). 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 benzeri faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez (58, 67, 69). İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir (56, 59, 67).

2.1.5.5. Fırınlama İşlemi Sayılarının Azaltılması

Fırınlama işlemi porselen tozundaki partikülleri eriterek yoğun bir şekilde birleştirir ve daha düzgün bir yüzey oluşturur. Ayrıca porselen içindeki lösit kristallerinin konsantrasyonunu arttırır. Bu da ısı genleşme katsayısında artışa ve dolayısıyla alt yapı-veneer materyali arasındaki ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunun artışına neden olur. Bu uyumsuzluk, porselende erken ya da geç dönem kırık oluşumuna yol açar (19, 70, 71, 72).

2.1.5.6. Restorasyonun Optimum Dizaynı İle Gerilim Streslerinin Azaltılması

Seramik içeren dental restorasyonlar, zayıf özelliklerini kompanse edecek şekilde dizayn edilmelidir. Restorasyonun dizaynı, seramiği yüksek gerilim streslerine maruz bırakmamalıdır. Kuron restorasyonlarında bu gerilim stresleri, uygun kalınlıktaki dayanıklı alt yapı materyali ile azaltılabilir (73, 74, 75, 76). Köprü restorasyonlarında ise, gerilim streslerinin yoğunlaştığı bağlantı bölgelerinin, dişeti sağlığını bozmayacak şekilde ve kalınlıkta dizayn edilmesi gerekmektedir (63).

2.1.5.7. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması

Metal-seramik restorasyonlarda, metal alt yapı seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metallerin çekme mukavemeti seramiklerden daha yüksek olduğu için ilk olarak seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal alt yapı

çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak yayılımını önlemektedir. Seramiğin metal ile kullanılması 1950'li yıllarda lösit kristallerinin yapıya katılması ile feldspatik seramiklerin ısı genleşme katsayılarının, altın alaşımlarınınkine yaklaştırılması ile mümkün olmuştur. Güçlü bir materyalden hazırlanan alt yapı ile desteklenen seramiğin kırılması ancak bu alt yapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (19, 43, 77).

Metal-seramik restorasyonlarında ışık geçirgenlik özelliği, metal alt yapının, ışığın geçişini ve yansımasını engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir. Bunun yanısıra dişetinde oluşan renk değişimi, metal ile seramik arasındaki ısı genleşme katsayısı uyuşmazlığı nedeniyle metalin seramiğe olan bağlanma dayanıklılığını azaltması, fırınlama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının metal ile seramik birleşimini etkilemesi, metal alaşımlarındaki bazı iyonların iyonize olarak seramiğin içine renk vermesi, korozyon ve alerjik reaksiyon potansiyeli gibi dezavantajlar metal alt yapının kullanımını sınırlandırmaktadır (21, 31, 34, 50, 78, 79).

Bu dezavantajlar ve özellikle anterior bölgedeki estetik gereksinim, bu tip restorasyonlarda metal alt yapılara alternative materyal arayışlarını arttırmıştır. Önceleri özel basamak materyali kullanılmış (metal yerine shoulder seramiği), daha sonra platin folyo tekniği ile metal kalınlığı en aza indirilmeye çalışılmış ve zamanla metal destekli olmayan tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (16, 17, 34, 79).

2.2. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Pişirme ısılarına göre;

- Yüksek ısı seramiği 1300 ^{o}C,
- Orta ısı seramiği 1100-1300 ^{o}C,
- Düşük ısı seramiği 850-1100 ^{o}C,
- Ultra düşük ısı seramiği 850 ^{o}C'den düşük.

Her dört gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynıdır. Ancak erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine kıyasla daha düşük miktarda kaolin, buna karşılık daha yüksek miktarda eritici içermektedir (80).

Yüksek ısı seramiği; total-parsiyel protezlerde kullanılan hazır porselen dişlerin yapımı için ve nadiren de seramik jaket kuronların yapımında kullanılmaktadır. Orta ısı seramiği; tam seramik köprülerde gövdelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. Düşük ısı seramiği ise; metal-seramik kuron ve köprülerde ve seramik jaket kuronların yapımında kullanılmaktadır. Glazür tozları ve değişik makyaj materyalleri de bu grupta yer almaktadır (80).

Bileşimlerine göre;

- Felspatik dental seramik,
- Metal destekli dental seramik,
- Metal desteksiz dental seramik.

Fırınlama yöntemlerine göre;

- Atmosfer basıncı altında fırınlananlar,
- Vakum altında fırınlananlar.

İşlenme yöntemlerine göre;

- Sinterleme yöntemiyle hazırlananlar (slip-cast yöntemiyle hazırlanan seramikler ve üst yapı seramikleri)
- Döküm yöntemiyle hazırlananlar (cam seramikler ve preslenebilir seramikler),
- Freze yöntemiyle hazırlananlar (kopya-freze ve CAD/CAM sistemleri).

Alt yapı materyallerine göre;

- Döküm metal alt yapı ile kullanılan seramikler,
- Metal folyo alt yapı ile kullanılan seramikler,
- Cam seramik alt yapı ile kullanılan seramikler,
- CAD/CAM sistemi ya da cam infiltrasyonu tekniğiyle hazırlanan alt yapılar ile kullanılan seramikler,
- Sinterlenmiş seramik alt yapı ile kullanılan seramikler.

Kullanım alanlarına göre;

- Yapay dişlerin üretiminde kullanılanlar,
- Kuron, köprü, veneer ve inley yapımında kullanılanlar,
- Üst yapıda kullanılanlar (25, 38, 40).

2.3. TAM SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

2.3.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

2.3.1.1. Refraktör Day Tekniği İle Hazırlanan Seramikler

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., ABD)
2. Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
3. In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
4. Mirage (Chameleon Dental, ABD)

2.3.1.2. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

1. Dicor (Ceramco/Dentsply, Philadelphia, ABD)
2. Cera Pearl (Kyocera, ABD)

2.3.1.3. Preslenebilir Tam Seramikler

1. Authentic system (Ceramay, Almanya)
2. Carrara Press-Full ceramic system (Elephant/Degussa, Hollanda)
3. Cergogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa Dental, Hollanda)
4. Finesse all-ceramic system (Ceramco/Dentsply, Philadelphia, ABD)
5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Almanya)
6. Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
7. PLATINA press system ceramic (Heimerle, Almanya)
8. StylePress (Metalor, İsviçre)
9. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.3.1.4. Kopya-Freze (Pantograf) Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
2. Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya)
3. Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Pforzheim, Almanya)

2.3.1.5. CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler

1. 3 Shape (3 Shape Dental Designer, Kopenhag, Danimarka)
2. ADG - SW (ADS Automatic Dental Solutions GmbH, Frankfurt, Almanya)
3. BellaDent (BellaDent, Almanya)
4. CADIM (Advence Comp., Japonya)
5. Ceradent (Universitien, Japonya)
6. Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Pforzheim, Almanya)
7. Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya)
8. CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
9. Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)

10. Cynovad Neo (Cynovad, Saint-Laurent, Kanada)
11. Cyrtina Oration B.V. (Zwaag, Hollanda)
12. DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
13. Decim (Decim AB, Ivoclar, Lichtenstein)
14. Decsy (Dipro, Kanagawa, Japonya)
15. DentaCAD (Hint-Els, Griesheim, Almanya)
16. DentiCAD (Bego Medical, Bremen, Almanya)
17. Diadem Alkom Digital (Alkom Digital CAD-CAM technologie, Lüksemburg)
18. Digident (DigiDent GmbH, Pforzheim, Almanya)
19. DST Swiss AG (Diener Scan Tec AG, Eglisau, İsviçre)
20. Duret System (Hennson, Fransa)
21. GNI (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika)
22. Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya)
23. Imes – icore (Imes – icore, Eiterfeld, Almanya)
24. InfiniDent (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
25. Inlac System (Ritter, Almanya)
26. Lava (3M ESPE Dental AG, Minnesota, ABD)
27. Licora-CAD/CAM allceramic (Girrbach Dental GmbH, Germany)
28. Noritake (Noritake GmbH, Aichi, Japonya)
29. Perfactory System (EnvisionTEC, Gladbeck, Almanya)
30. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
31. Renishaw & 3i incise (Renishaw PLC, Gloucestershire, İngiltere)
32. Triclone 90 (Renishaw PLC, Gloucestershire, İngiltere)
33. Tizian CAD/CAM (Schütz Dental, Rosbach, Almanya)
34. Xawex (Ebmatingen, İsviçre)
35. Wol-ceram (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya)

36. ZENO Tec (Wieland Dental+Technik GmbH, Pforzheim, Almanya)

37. Zon Tec (Cincinnati, ABD)

2.3.2. Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (81).

2.3.2.1. Cam Seramikler

2.3.2.1.1. Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Zürih Üniversitesi'nde 1983'de geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş seramiğin preslenerek şekillendirildiği cam seramik materyali olan IPS Empress sistemi, ilk olarak 1986 yılında Ivoclar Vivadent Firması tarafından üretilmiştir (82). Esas olarak bir feldspatik seramik olan Empress'in kristalin yapısı kimyasal olarak SiO_2 Al_2O_3 K_2O'den yani lösit'den oluşmakta ve mum eliminasyonu tekniğine dayanmaktadır (82, 83, 84, 85).

IPS Empress sistemi, doğal dişe çok yakın translusentlik ve aşınma direnci göstermekte ve içindeki lösit kristalleri seramiklerin dayanıklılığını arttırmaktadır (86, 87). Bu sistemde metal desteksiz kuron, inley, onley ve laminate veneerlerin yapımı üstün mekanik ve optik özellikler ile sağlanmaktadır (38, 45, 77, 83, 84, 86).

Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya): Ağırlık olarak % 50 oranında lösit kristalleri içeren, feldspatik yapıda olan bir camdır. Alt yapı kullanılmaksızın hazırlanan tam seramik kuronlar folyo ya da ısıya dayanıklı yalancı kökler üzerinde şekillendirilmektedir. Optec, son derece estetik bir sistemdir ancak kenar uyumunun yetersiz olması en büyük dezavantajıdır. Lösit ile güçlendirilen

seramik kondanse edilirken ve sinterlenirken hacimsel olarak küçülmekte, bu durum kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Optec sistemi, 140 MPa çekme dayanımına sahiptir, bükülme dayanımı ise 110-150 MPa arasındadır (19, 21, 31, 34).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): IPS Empress'e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (88).

2.3.2.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): Kuron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonlarının yapımında IPS Empress sistemi 1990'dan bu yana sıklıkla kullanılmaktadır (38, 82, 84). Ancak dayanıklılık değerlerinin düşük olmasından 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 (86, 89).

Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, mikroyapı olarak da 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 küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Bu yoğun kristal yapı IPS Emperss II seramiğinin dayanıklılığını arttırmaktadır (90, 91).

Tabakalama tekniği ile bükülme dayanımı 120 MPa'dan, 350 MPa'ya çekme dayanımı ise 433 MPa'ya kadar yükseltilmiştir. Bu yeni sistemle ön ve yan bölgelerdeki 3 üyeli köprü protezlerinin uygulanabileceği bildirilmiştir (21, 89, 92).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein): 2005 yılında IPS Empress II'nin bir sonraki jenerasyonu olarak piyasaya sunulan IPS e-max sistemi, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum

disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir (93). Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 μm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Firma materyali 2 farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS e-max CAD bloklar CAD/CAM tekniği kullanılarak alt yapıların hazırlanmasında kullanılırken, IPS e-max Press ingotlar basınç altında preslenerek alt yapıların hazırlanmasında kullanılırlar.

IPS e-max seramik materyali, florapatit kristallerinin farklı konsantrasyonlarını içermektedir. Bu apatit kristallerin, cam seramik restorasyonun ışık geçirgenliğinde gelişme sağlayarak daha doğal görünüm sağladığı ve translusensliği arttırdığı söylenmektedir. Bükülme direnci 360-400 MPa olarak bildirilmiştir. IPS e-max alt yapıları anterior ve posterior bölgede kuron ve 3 üyeli köprü restorasyonlarının yapımına izin vermektedir (94, 95). Bu alt yapılarda IPS e.max Ceram üst yapı seramiği kullanılır (96).

2.3.2.1.3. Feldspatik Seramikler

Vitablocs Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır (36).

Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir seramiktir. Vitablocs Mark I'e kıyasla dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 μm' ye küçültülmüştür (36). % 60-64 SiO_2 ve % 20-23 Al_2O_3 içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. **Vita Triluxe Block** (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 3 tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde kulanılan diğer bir sistem

Celay'dır. Bu kopya-freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından dublike edilir (81).

2.3.2.2. Alümina Esaslı Seramikler

2.3.2.2.1. In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

İlk olarak 1989 yılında Dr. Michael Sadoun tarafından geliştirilen In-Ceram Alumina, yüksek oranda sinterlenmiş poröz alümina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli lantan cam infiltre edilerek elde edilmiştir. Alt yapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir (21).

Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alümina partikülleri (1-5 μm) alçı yalancı kök üzerine sürülür. Poröz alçı likiti absorbe eder ve alümina partikülleri yalancı köke doğru yoğunlaşır. Slip 1120 ºC'de 10 saat süreyle sinterlenir ve poröz bir alt yapı oluşur. Lantan cam bu alt yapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100 ºC'de 4 saat süreyle sinterlenir (21). Böylece porözite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alümina ve camın ısı genleşme katsayıları farkından dolayı baskı stresleri oluşur ve bu stresler de dayanıklılığı arttırır (97). Bükülme direnci 236-600 MPa (98, 99) ve kırılma dayanımı 3,1- 4,61 MPa $m^{1/2}$'dir (100, 101).

Ön ve arka bölge kuronlarda ve üç üyeli anterior köprü protezlerinde endikedir (63, 102). Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam geçişine izin vermez (103, 104).

2.3.2.2.2. In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

1994 yılında opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim teknikleri In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde

kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük, ortalama 350 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (63, 105, 106). Translusentliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir (107).

2.3.2.2.3. In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

In–Ceram Alumina ve In–Ceram Spinell'den sonra alt yapı oluşturulmasında zirkonyum oksit kullanılarak In–Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. In-Ceram Zirkonya alt yapılar, geleneksel slip-cast tekniği ya da prefabrike zirkonya blokların freze edilmesi ile hazırlanırlar (63).

Zirkonyum oksit ilavesi ile yapının dayanıklılığı artmakta ancak bununla birlikte opasitenin de artması, estetik özelliklerinin azalmasına neden olmaktadır. Materyal % 65 cam infiltre alümina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Zirkonya kristal yapının tetragonal formunu içerir. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa $m^{1/2}$ olarak bilinen bu sistem daha çok posterior çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaktadır (21, 63, 99, 108, 109).

2.3.2.2.4. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera CAD/CAM sistemi, bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından 1986'da kuron ve köprü protezleri için titanyumdan alt yapılar üretmek amacıyla geliştirilmiştir. Sistem, biyolojik özellikleri nedeniyle metal-seramik çalısmalarında titanyum kullanılmaya başlanmasından sonra doğmuştur. Titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. 1993'de ise yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklıkta % 99,5 oranında alüminyum oksit içeren

seramik alt yapılar Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır (110, 111, 112). Bükülme dayanımı 687 MPa'dır (101). İlk yıllarda bu sistemle anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Ancak köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapılı Procera AllZircon sistemi tercih edilmektedir. Procera AllZircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir.

Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu sistemin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcıya, taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir programa (Procera software), gelişmiş bir bilgisayara ve internet bağlantısına gereksinim vardır. Procera tekniği ile alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum alt yapılar oluşturulabilmektedir. Sisteme ait CAD ünitesi hekimin birlikte çalıştığı laboratuarda bulunurken, CAM üniteleri biri İsveç diğeri de Amerika'da olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu merkez laboratuarların birinde üretilerek hekime ulaştırılmaktadır. Üst yapı ise düşük ısı seramiği ile tabakalama tekniği kullanılarak standart olarak tamamlanmaktadır (110, 111, 112).

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak,

• Alüminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram),

• Zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon),

• Titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan),

• Titanyum veya alüminyum oksit implant dayanakları,

• İmplant-üstü tam seramik kuronlar,

• İmplant-üstü titanyum alt yapılar üretmek mümkündür.

2.3.2.2.5. Synthoceram (CICERO, Hoorn, Hollanda)

İlk olarak Denissen ve arkadaşları tarafından tanıtılan bir sistemdir (113). CICERO (Computer Integrated CEramic RecOnstruction) sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılmaktadır. Alt yapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli frezeleme ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş preperasyonu, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda dizayn edilen alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir (114). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üst yapısı oluşturulur (115).

2.3.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

1. Lava (3M Espe Dental AG, Minnesota, ABD)
2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
3. Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya)
4. Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)
5. Cercon smart ceramics (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya)
6. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
7. CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
8. Celay (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)
9. GC Aadva Zr (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika)
10. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
11. Noritake Katana (Noritake GmbH, Aichi, Japonya)
12. ZENO Tec (Wieland Dental+Technik GmbH , Pforzheim, Almanya)
13. Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya)

2.4. ZİRKONYUM

Zirkonyum periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum kelimesi Arapça'da altın renginde anlamına gelen 'zargon' kelimesinden gelmektedir. Zargon kelimesindeki zar altın, gun ise renk anlamındadır. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşların ısıtılması sonucu oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (58).

Materyal 6,49 g/cm^3 yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 ^oC ve kaynama noktası 3580 ^oC'dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyum doğada serbest metal olarak değil sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur. Bilinen mineralleri ise zirkon ya da diğer ismiyle zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir. Ancak bu mineraller doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır (58).

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile ilk olarak endüstride kullanılmış, biyomateryal olarak kullanımına ise, 1960'lı yıllarda başlanmıştır. İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonya, kalça eklem protezlerinde eklem başı üretiminde kullanılmış, materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde günümüze kadar başarılı sonuçlar elde edilmiştir (116, 117).

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (117, 118, 119).

Zirkonyanın elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa'dır (4). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (120). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa (66, 67, 121), kırılma dayanımı ise 9-10 MPa $m^{1/2}$ (4, 58, 122) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı (58, 121) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (IPS e.max) 3 katıdır (121).

Zirkonya grenlerin boyu 0,4 μm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Mekanik özellikleri itibariyle, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının kullanımı için oldukça uygundur (4, 6, 47, 99). Bunun yanında, zirkonya alt yapının üst yapı porseleni ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı, yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapılı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır (12, 123, 124, 125, 126).

Birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktdır, sadece üçü şu an diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bunlar itriyum ile güçlendirilmiş zirkonya polikristali (Y-TZP), magnezyum ile güçlendirilmiş kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)'dır (127). Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyanın bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 2-2'de gösterilmektedir.

Tablo 2-2: Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri (58)

Özellik	Y-TZP	Mg-PSZ	ALÜMİNA
Kimyasal yapısı	ZrO_2 + 3mol % Y_2O_3	ZrO_2 + 8mol % MgO	99.9 % Al_2O_3 + MgO
Yoğunluk	>6 g /cm^3	5.74- 6 g /cm^3	≥3.97 g /cm^3
Porözite	<0.1 %	--	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa	450- 700 MPa	>500 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa	2000 MPa	4100 MPa
Young modülü	210 GPa	200 GPa	380 GPa
Kırılma dayanımı	7- 10 MPa $m^{1/2}$	7- 15 MPa $m^{1/2}$	4 MPa $m^{1/2}$
Isı genleşme katsayısı	11x10^{-6} K^{-1}	7-10x10^{-6} K^{-1}	8x10^{-6} K^{-1}
Isı iletkenliği	2 W m K^{-1}	2 K^{-1}	30 K^{-1}
Sertlik	1200 HV	1200 HV	2200 HV

Tablo 2-3: Zirkonyum oksit içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması

Kristal Yapı	Sistem
Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler	In-Ceram Zirconia
Kısmi stabilize edilmiş zirkonya	Denzir-m, Ceramill, Zirkonzahn
Tetragonal zirkonya polikristalleri	Lava, Cercon, DC-Zirkon

*İlk iki grupta en az iki faz mevcutken son grupta sadece tetragonal faz mevcuttur (128).

2.5. ZİRKONYA MATERYALLERİ

2.5.1. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı

Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır.

1- Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabildir,

2- Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabildir,

3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680 °C'a kadar stabildir.

Tablo 2-4'de fazlara göre yoğunluk ve sıcaklık değerleri verilmiştir.

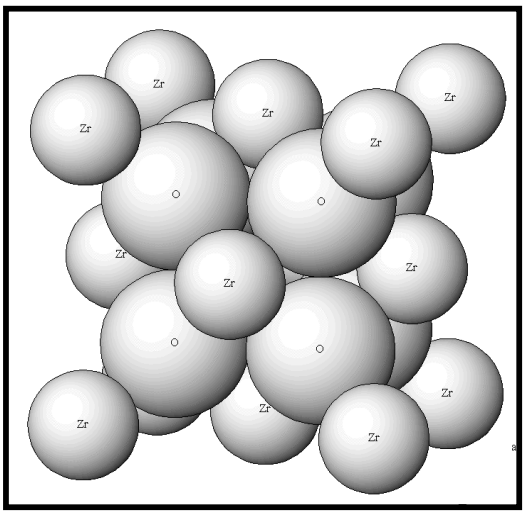
Tablo 2-4: Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri (129)

Kristal Form	Yoğunluk gr/cm³	Geçiş Sıcaklığı °C
Monoklinik	5,83	- 1170
Tetragonal	6,10	1170 - 2370
Kübik	6,09	2370 - 2680

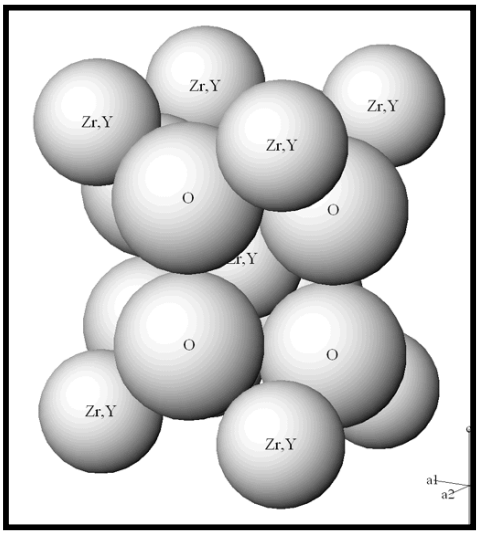
Monoklinik faz: Bu faz, 1170 °C'nin altındaki bütün sıcaklıklarda kararlıdır. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170 °C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile beraber kitle ortalama % 5'lik bir hacim azalması göstermektedir. Zirkonyanın monoklinik kristal yapısı Şekil 2-3'te gösterilmektedir (58).

Tetragonal faz: Bu faz, 1170 °C ile 2370 °C arasında kararlıdır. Tetragonal ZrO_2 basit olarak, distorse olmuş (bozulmuş) CaF_2 yapısı şeklinde tanımlanır (Şekil 2-4).

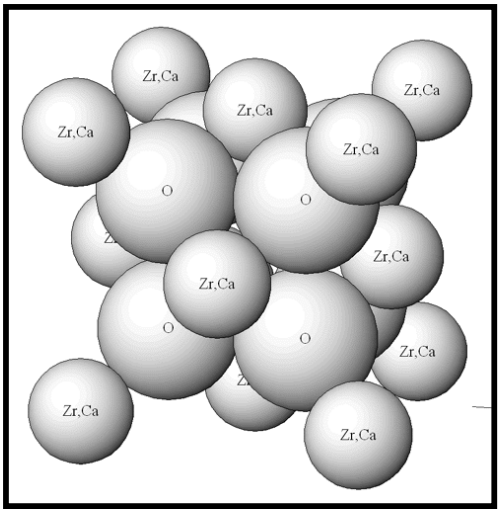
Kübik faz: Saf zirkonya 2370 °C'den daha yüksek sıcaklıkta kübik kristal bir yapı kazanmaktadır. Kübik faz, 2370 °C'den ergime noktası 2680 °C'ye kadar kararlı olan bir fazdır (Şekil 2-5). Kübik zirkonya, zirkonyum oksit formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği tetrogonal yapıya oranla nispeten düşüktür. Termal şok rezistansı oldukça yüksektir (58).



Şekil 2-3: Monoklinik kristal yapının şematik görünümü



Şekil 2-4: Tetragonal kristal yapının şematik görünümü



Şekil 2-5: Kübik kristal yapının şematik görünümü

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için saf zirkonyaya kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir (58). Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır.

2.5.2. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri

Zirkonyada meydana gelen faz dönüşümleri şu şekilde gösterilebilir;

Monoklinik 950 °C ⟺ **Tetragonal** 2370 °C ⟺ **Kübik** 2680 °C ⟺ **Sıvı**

Şekil 2-6: Faz dönüşüm şeması

Monoklinik - tetragonal dönüşüm:

Bu dönüşüm ilk olarak, 1929 yılında Ruff ve Ebert tarafından keşfedilmiştir (130). Bu tarihten sonra bu önemli dönüşümü ve faz değişimiyle birlikte meydana gelen hacim değişikliğinin teorisini anlamak için yoğun bir şekilde çalışılmıştır.

Oda ısısında 1170 °C'a kadar monoklinik fazda stabil olan saf zirkonya sinterlendikten sonra soğurken, 1170 °C-970 °C (soğutma sırasında ~ 970 °C'de ve ısıtırken ~1170 °C'de) aralığında polimorfik faz değişimi geçirir (131). Soğutma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm % 3-5'lik bir hacim artışı ile gerçekleşmektedir (132, 133, 134).

Tetragonal zirkonyanın partikül boyutu ve partiküllerin sıkıştırıldığı matris en önemli faktörlerdir. Zirkonyada kritik bir tetragonal zirkonya partikül boyutu belirlenmiştir. Partikül boyutu bu kritik değeri geçtiği zaman, sürekli olarak veya bir gerilme uygulanmasıyla tetragonal-monoklinik dönüşüm meydana gelecektir. Böylece, seramik yüzeyinde mikroçatlaklar açığa çıkmaya başladığında seramik materyalin içinde oluşan germe kuvvetlerine karşın kırığın ucunda baskı kuvvetleri ortaya çıkar. Bu da kırığın ilerlemesini önler (Şekil 2-3). Bu faz değişimi dışarıdan uygulanan streslerle de başlatılabilir (4, 58, 65, 123, 128, 135).

Tetragonal - kübik dönüşüm:

2370 °C civarlarında tetragonalden kübik forma dönüşüm difüzyonsuz bir dönüşümdür. Bu formun kristal yapısı, CaF_2 ile eş yapısal olup, diğer birçok oksitlere (HfO_2, ThO_2...) benzerlik göstermektedir (56).

Dönüşüm sertleşmesi zirkonya esaslı seramiklerde direnci sağlayan tek mekanizma değildir. Bundan başka mikroçatlak sertleşmesi, kontak koruyuculuğu ve çatlak yönünün değişmesi gibi faktörler de seramiğin sertliğine farklı derecelerde katkıda bulunurlar (4).

2.5.3. Zirkonyada Dönüşüm Toklaşması

Dönüşüm toklaşması ile mekanik özelliklerin geliştirilmesi iki mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlar;

Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı 6,5 x 10^{-6} °C iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı 10,5 x 10^{-6} °C'dir. Aradaki bu fark ısıl işlemler sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır.

İç stres oluşumu: Kısmi stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içinde fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulamaya başlar ve kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık % 3-5 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini arttırır. Bu stresler aşındırılmış yüzeyde olabileceği gibi bir çatlağın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilir.

2.5.4. Zirkonyanın Kararlı Hale Getirilmesi

Saf zirkonyada 1170 °C'de meydana gelen monoklinik-tetragonal dönüşüm seramikte hacim değişmesine sebep olmaktadır. Soğuma sırasında tetragonal yapıdan monoklinik yapıya geçiş sonucu meydana gelen % 3-5 oranındaki hacim büyümesi, seramik içinde iç gerilmelere ve çatlamalara neden olmaktadır. Bu özellik zirkonyanın saf olarak kullanımını engellemektedir. Zirkonyum dioksitin ticari olarak üretilebilmesi için kararlı hale getirilmesi gerekmektedir. Dengelemede, düşük sıcaklıklarda kübik zirkonya fazı kararlı hale getirilir. Kararlaştırıcı olarak ilave edilen oksitler (MgO, CaO, Y_2O_3) tetragonal zirkonya çökeltilerinin mevcut olduğu kübik zirkonya yapısını kararlı yaparlar ve kararlaştırıcı oksitlerin ilavesiyle tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün neden olduğu hacim artışı önemli oranda azaltılır (58).

2.5.4.1. Stabilize Zirkonya

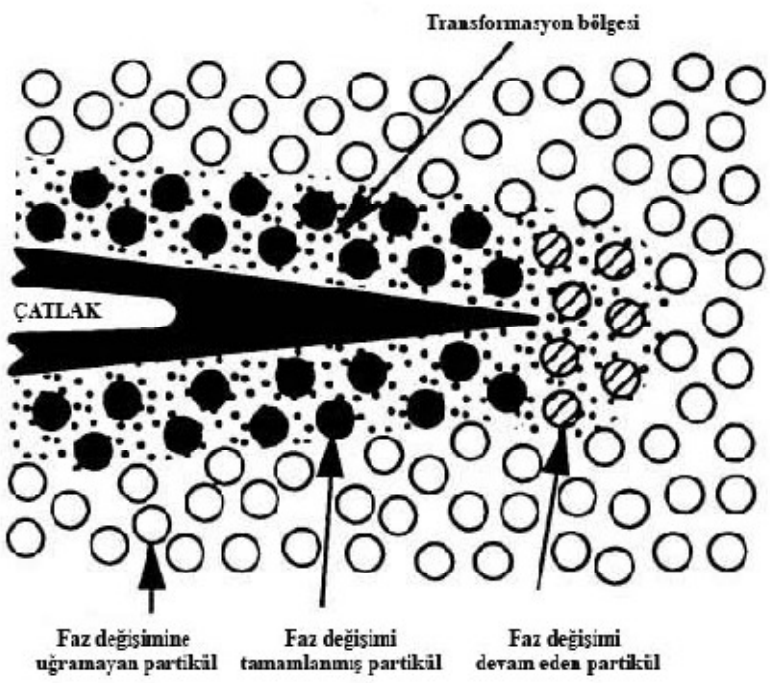
Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, yüksek sıcaklıklardaki fırınlama işlemleri sırasında tetragonal faza geçerken hacimce büzülme göstermektedir. Kitlenin soğutulmasıyla tekrar tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olmaktadır. Bu faz değişimleri ile beraber meydana gelen hacim değişiklikleri, materyalin sağlam katı bir kitle olarak kullanılmasını engellemektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO_2, Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Böylece, kontrolsüz faz değişimi engellenerek "kısmi stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir (58, 127, 128, 131, 132, 135).

Kısmen kararlı hale getirilmiş zirkonya seramiğinde dayanıklılık, ısıl değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek, buna karşılık ısıl genleşme ve ısıl iletkenlik özelliği düşüktür. Elektrik iletkenliği ise zayıftır. İri grenli yapısı sayesinde sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (45, 58, 135, 136).

Stabilleştirici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarını düşürmekle birlikte iki fazlı bir materyalin lineer ısı genleşme katsayısının da azalmasına neden olurlar. Bu durum, kübik (tam stabilize) ve monoklinik (saf) zirkonyadan daha iyi bir termal şok direncine sahip olmasına neden olur (45, 58, 135, 137).

Materyalin yarı stabil olması, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içerdiği anlamına gelmektedir. Aşındırma gibi yüksek lokalize stresler (56, 66), kumlama (138) ve ısıl yaşlandırma (139) gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlağın ilerlerken, seramik grenlerinde meydana getirdiği stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Monoklinik faza geçiş ile beraber meydana gelen % 3-5'lik hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış

streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği 'faz dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening)' olarak adlandırılır. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (58, 124, 127, 135, 140, 141, 142, 143).



Şekil 2-7: Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında faz dönüşüm sertleşmesinin gözlenmesi

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini arttırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (144). Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, 'düşük ısı bozulması' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir (139). 900-1000 ºC'deki 1 dakikalık kısa süreli ısı

uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle üst yapı porseleninin fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile baskı stresleri serbestleşir ve dayanıklılık azalır (123).

Tam stabilize zirkonya (TSZ- Totally Stabilized Zirconia), zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y_2O_3 ilavesi ile elde edilir. Kübik form içerir. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz alanında olduğu için oldukça yüksektir. 1600-1800 °C'deki yüksek ısılarda 10-150 μm arasında iri taneler oluşur. TSZ seramikler darbelere karşı çok hassastırlar. Dayanıklılığı ve ısıl değişim dayanımı zayıftır. Kısmi stabilize zirkonya materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir (56). PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri) materyallerine göre büyük olması (30-40 μm) ve dolayısıyla porözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bunların kullanımını azaltmıştır. Bu özelliklerinden dolayı TZP materyallerine olan ilgi artmıştır (58).

Araştırmacılar, Y_2O_3 miktarının ZrO_2'in ağırlığının % 3-6'sı oranına vardığında oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) denilmektedir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (125). Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısal durumudur. Ancak 200 ºC ile 500 ºC'de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda tetragonal yapı, bire bir azalarak boyutsal değişimlere sebebiyet vermektedir (45, 58, 136).

Tetragonal zirkonya tanelerinden meydana gelen mikroyapı, TSZ ve PSZ'ya göre daha düşük sıcaklıklarda sinterlenir. TZP esaslı malzemelerde mikroyapı, ince boyutlu tetragonal tanelerden meydana gelir. Kompozisyon, difüzyon oranının yavaş olmasından dolayı değişmez ve tetragonal faz oda sıcaklığına kadar yarı kararlı bir şekilde kalır. Bu durum TZP'ne yüksek tokluk ve kırılmalara karşı malzemeye direnç sağlar. Kırılma kuvveti ve sertliği alümina seramiklerden çok daha fazladır. Tablo 2-

2'de TZP'nin özellikleri verilmiştir. Bu tip malzemelerin üretiminde stabilleştirici olarak genellikle Y_2O_3 kullanılır (45, 58, 135, 136).

2.5.4.2. İtriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan itriyum oksidin (Y_2O_3), saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen itriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP)'dir (56, 116, 145). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (146).

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazında tutan faktörler, işlem ısısı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (58, 127, 147). Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 μm'den küçük olmalıdır (148). Kendiliğinden oluşan t→m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir (58). Tanecik boyutu küçüldüğünde (<1 μm) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır.

Bir Y-TZP kitlesini oluşturan taneciklerin boyutunu belirleyen faktör ise sinterizasyon ısısı ve süresidir. Yüksek sinterizasyon ısısı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumunu sağlamaktadır. Sonuç olarak, bu materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, elde edilen ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir (127, 149). Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 μm çapındaki taneciklerden oluşmaktadır (4).

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Saf zirkonyaya % 8 molden fazla Y_2O_3'in ilave

edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlağın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3'in miktarı önemlidir (58, 121).

Y-TZP seramiklerin bükülme direnci 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa $m^{1/2}$ dir. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 210 GPa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin Young's modülüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda alt yapı malzemesi olarak sıkça kullanılmasına neden olmuştur (4, 132, 135). Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 2-5'de gösterilmektedir.

Tablo 2-5: Y-TZP özellikleri (58)

Özellik	**Y-TZP**
Kimyasal yapısı	ZrO_2 + 3mol % Y_2O_3
Yoğunluk	>6 g /cm^3
Porözite	<0,1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7- 10 MPa $m^{1/2}$
Isı genleşme katsayısı	11x 10^{-6} K^{-1}
Isı iletkenliği	2 W m K^{-1}
Sertlik	1200 HV

2.5.5. Y-TZP Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Y-TZP esaslı restorasyonların üretimleri, 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 esaslı seramiklerin bükülme dayanımını arttırır (150). Bu nedenle Y-TZP ve diğer zirkonya seramikler geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir.

2.5.6. Y-TZP Seramiklerin Kimyasal Stabilitesi

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır. Zirkonya esaslı seramiklerin asidik ve alkali ortamlarda çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların altında bulunması, kimyasal stabilitesi açısından ağız ortamında kullanılabilecek bir restoratif materyal olduğunu göstermektedir (151, 152).

2.5.7. Y-TZP Seramiklerinin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- Stabilizatör oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Isı
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı

- Materyale uygulanan işlemler: - Aşındırma

- Kumlama

- Cilalama

- Fırınlama

2.5.7.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için malzemeye eklenen MgO, CaO, Y_2O_3 gibi çözünebilir oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Bunların zirkonya içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır (58).

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiği gösterilmiştir. İtriyum oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve Y-TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir. Y_2O_3 oranının arttırılması, tetragonal faz oranının azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının arttırılması sinterlenme ısısını düşürür. Sinterlenmenin düşük ısıda olması ise yapı içindeki porözite miktarını arttırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (153).

2.5.7.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma sertliği için materyalin gren boyutunun 0,3 μm kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Materyal içinde gren yani kristal içeriğinin fazlalaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında arttırılması, yani % 3 Y_2O_3 katılması, gren boyutunun 1 μm'a ulaşmasına ve materyalin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (154, 155).

Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y_2O_3 ve 0,3 μm gren boyutu idealdir (156). Çok küçük gren boyutlarında (~ 0,2 μm) faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği (fracture toughness) azalmaktadır (58).

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülme dayanıklılığı ise poröziteye bağlı olarak değişmektedir. Porözite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zarar görmektedir. Porözite miktarı yapı içindeki çatlağın ilerleyişini de değiştirmektedir (62, 131, 153, 157). Daha yoğun olan yani daha az miktarda poröziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir. Eğer materyal fazla miktarda poröziteye sahipse çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyişi materyalin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (158, 159).

2.5.7.3. Isı

Isı artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve materyalin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir (135, 160, 161, 162). Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300 °C'lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir (163). Materyalin 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'düşük ısı bozulması' (LTD - low-temperature degradation) denir. Ortamda nemin de var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır (154, 164). Ayrıca yüzey ve ısı işlemlerinin Y-TZP seramiklerinin bükülme dayanımına olumsuz bir etkisi vardır (65, 123, 135, 160, 162).

2.5.7.4. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla beraber, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (160, 165, 166). Düşük ısı bozulması olayında nemin etkisi birçok araştırmacı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından $Zr(OH)^4$ oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan t-m faz değişimine yol açtığı belirtilmiştir (154, 164).

2.5.7.5. Zaman

Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar, bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir 'yaşlanma' olayı söz konusudur. Bu davranış su buharı varlığında 200 ºC üzerindeki sıcaklık aralığında meydana gelmektedir (58).

TZP materyalinde görülen yaşlanmanın temel özellikleri şöyle sıralanabilir; Kritik sıcaklık aralığı 200-300 °C'dir. Yaşlanmanın etkileri mukavemet, tokluk ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde ise görülen artıştır. Mekanik özelliklerin bozulması, t-m dönüşümünden kaynaklanır ve bunun sonucu olarak mikro ve makro çatlaklar gelişir. Faz dönüşümü yüzeyde başlar ve kitlesel olarak materyalin içine doğru ilerler (133, 163, 164, 167). Tane boyutundaki azalma ve/veya stabilize oksit miktarındaki artış dönüşüm hızını azaltır. Su ya da buhar ortamında t-m dönüşümü hızlanır. TZP materyallerinde görülen kendiliğinden oluşan t-m faz dönüşümü

zirkonyum hidroksit ya da itriyum hidroksit oluşumundan kaynaklanmaktadır (58, 168, 169, 170, 171).

Dayanımın azalması tüm Y-TZP seramikleri için aynı değildir. Swab (164), düşük sıcaklıkta su buharı varlığında test edilen 10 materyalde, uygulanan işlemler sonucunda sadece bir örnekte dayanıklılığın aynı kaldığını, diğer tüm örneklerde ise dayanımın farklı derecede bozulma gösterdiğini bildirmiştir. Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik test edilen örneklerdeki itriyum konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi yapısal parametrelerdeki farklılıklara bağlıdır (58). Ayrıca Y-TZP'nin stabilitesinde kübik fazın varlığının da etkili olduğu bildirilmiştir (172).

2.5.7.6. Materyale Uygulanan İşlemler

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlandırılması sırasında yapılan aşındırmalar, üst yapı porseleninin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve materyalin simana olan bağlantısını arttırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir (65, 66, 157, 173).

2.5.7.6.1. Aşındırma

Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro çatlaklar ve artık strestir (157). Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacağı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (66).

Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi vardır (62, 157).

Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası oluşumu; yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır (138, 168). Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır (65).

Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkoyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabil olması ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir (65, 66, 157).

Yüzey çatlaklarının oluşumu; aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey uygulamalarının sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir (58, 174, 175). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın 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 (66).

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçisinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (66). 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 (59).

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (176). Aşındırma işleminin yönü (65, 176), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (177, 178), aşındırma hızı (175), ve kesme derinliği (179) materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

Luthardt ve arkadaşları (62), Y-TZP seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırmış; bükülme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kırılma sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azalttığını ve CAD/CAM sistemlerinin Y-TZP seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Luthardt ve arkadaşları (157), Y-TZP seramik örneklere, 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 frezin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Curtis ve arkadaşları (138) zirkonya örnekleri ince ve kalın grenli frezlerle aşındırarak örneklerin bükülme dayanımlarını incelemişlerdir. Sonuçta kalın grenli frezle aşındırmanın bükülme dayanımını azalttığını, ince grenli frezle aşındırmanın ise bükülme dayanımında bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir.

2.5.7.6.2. Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır. Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmaktadır. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama işlemi materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (180). Kumlamanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama, aşındırma

işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir (66, 167, 176).

Kosmac ve arkadaşları (173), aşındırma ve kumlama işlemlerinin % 3 mol itriyum içeren Y-TZP örneklerin biaksial bükülme dayanımına etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamanın bükülme dayanımını azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çok ince grenli elmas frezler de bitirme işlemleri için tavsiye edilmektedir. Guazzato ve arkadaşları (65), Y-TZP örnekler üzerinde çeşitli işlemler yaptıkları bir çalışmada kumlama yapılan grubun bükülme 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 bükülme dayanımını azaltmasına engel olduklarını belirtmişlerdir.

2.5.7.6.3. Cilalama

Cilalamanın zirkonyanın yaşlanmasına etkisi çelişkilidir. Papanagiotou ve arkadaşları (167), zirkonya örneklere cilalama yapıldığında uygulanan kuvvetin faz dönüşümünü indükleyebilecek kapasitede olmadığını ve cilalama esnasında oluşan ısı artışının da tersine dönüşüme sebep olabilecek kadar yüksek olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada cilalamanın Y-TZP materyalinin dayanımında bozulmaya sebep olmadığını ve cilalamanın, üretim esnasında yüzeyde oluşan çatlakların büyüklüğünü azaltarak bükme dayanımını artırabileceğini bildirmişlerdir. Deville ve arkadaşları (181), üretim ve/veya cilalama esnasında oluşan bazı derin mikro çatlakların, yüzeyin 20 μm altındaki bir derinliğe kadar iç streslere sebep olabileceği ve sonuçta yaşlanmayı etkileyebileceğini bildirmişlerdir.

2.5.7.6.4. Fırınlama

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (135, 162, 175). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimi ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesine neden olabilmektedir (174, 182).

Zirkonya alt yapıların oldukça opak olmaları sebebiyle, uygun translusentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için feldspatik porselenlerle veneerlenerek kullanılmaktadırlar. Veneerleme işlemi için, seramik 750–900 °C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2–5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir (179). Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir (65, 161, 183, 184).

Zirkonya alt yapı seramiği hazırlanırken yapılan yüzey işlemlerine bağlı materyalde oluşan hasarların ısı uygulanmasından sonra belirginleştiği (185), örnek içindeki porözite ve yapısal düzensizliklerin ısı ile artarak mevcut çatlakların ilerlemesine sebep olabileceği (182) ve zirkonyanın faz dönüşümü kapasitesinin ısı uygulaması ile bozulup azalabileceği belirtilmiştir (186).

Guazzato ve arkadaşları (65), zirkonya örneklere çeşitli yüzey işlemleri ve ısı uyguladıkları bir çalışmada kumlamadan ve aşındırmadan sonra örneklere ısı uyguladıklarında örneklerin bükülme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir. Sundh ve arkadaşları (123), zirkonya örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruba herhangi bir

işlem uygulamamışlar, ikinci gruba veneerleme prosedürüne uygun şekilde ısı işlemi (Vita için 900-1000 ºC, Eris için 700-760 ºC) uygulamışlar, üçüncü grubu da Vita D (feldspatik porselen) ya da Eris (cam seramik) ile veneerlemişlerdir. Sonuçta ısı uygulamasının ve veneerlemenin bükülme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir.

2.5.8. Diş Hekimliğinde Y-TZP Esaslı Seramiklerin Kullanım Alanları

- Ortodontik braketlerde,
- Mil ve çekirdek materyali olarak,
- İmplantlarda,
- İmplant dayanaklarında,
- Kuron ve köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılır (118, 131, 156).

2.5.9. Y-TZP Esaslı Bloklar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde ediliş şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır:

2.5.9.1. Sinterlenmemiş (Green zirkonya) Bloklar

Sinterlenmemiş bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karpit frezlerle aşındırılırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülmeyi kompanse etmek için % 20-25 oranında olduklarından büyük işlenirler (118). Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir.

2.5.9.2. Yarı Sinterlenmiş (Non-HIP) Bloklar

Son yıllarda geliştirilen birçok sistemde kuron ve köprü restorasyonları için zirkonya esaslı alt yapı üretimi, ön sinterizasyonu yapılmış Y-TZP blokların frezeleme ile şekillendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi ile yapılmaktadır. Prepare edilmiş diş, alçı model veya restorasyonun mum örneği sisteme ait tarayıcı ile taranmakta, bilgisayar programı tarafından daha büyük boyutlarda bir restorasyon tasarlanmakta ve yarı sinterlenmiş blok elmas ve karpit frezlerle su soğutması altında şekillendirilmektedir (127, 187).

Green zirkonyanın 500 °C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile hazırlanan yarı sinterlenmiş bloklar, Y-TZP tozunun yanı sıra bloğun şekillendirilebilmesini sağlayan ve ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılan bir matriksten oluşmaktadır. Ayrıca ağırlığın yaklaşık % 2'si kadar hafniyum oksit (HfO_2) içermektedir. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar gösterirken mikro yapıları ortalama 60 μm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmektedir. Blokların üretim aşamasında, matriksin uzaklaştırılması üretici tarafından çok dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gereken bir aşamadır. Çünkü ön sinterizasyon ısısı ve hızı bloğun sertliğini, işlenebilirliğini ve şekillendirilmiş restorasyonun pürüzlülüğünü etkilemektedir (127, 187, 188).

Sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmüş olarak şekillendirilen restorasyon, yüksek sıcaklıklarda sinterlenmektedir. Bu temel işlemler, sistemin taramayı nasıl yaptığına ve Y-TZP'nin göstereceği sinterizasyon büzülmesine (~ % 25) göre farklılıklar göstermektedir (127). Sinterizasyon özel olarak programlanmış fırınlarda yapılmaktadır. Büzülme 1000 ^{o}C'de başlamakta ve yaklaşık % 25'e ulaşmaktadır. Her ürünün sinterizasyon koşullarının farklı olmasıyla beraber 1350 ^{o}C ve 1550 ^{o}C arasında değişmektedir. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır (127, 149).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığı için, stresin başlattığı t→m faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı stresleri dayanıklılığı arttırsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir (4, 189).

2.5.9.3. Tam Sinterlenmiş (HIP - Hot Isostatic Pressing) Bloklar

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır (58). Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir (190). Kimyasal kompozisyonu non-HIP zirkonya ile aynıdır. HIP zirkonya, non-HIP zirkonyaya oranla daha serttir (189).

Tam sinterlenmiş Y-TZP blokların üretiminde ilk aşama, materyalin yaklaşık 1300 ^{o}C'de sinterlenmesi ile % 95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılması ile % 99'luk yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırmaktadır. Basınç altında sinterlenen Y-TZP gri-siyah bir renk alır ve daha sonra oksitlenerek beyazlaşıncaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir (149, 187). Non- HIP zirkonyaya göre dayanıklılığında % 20'lik bir artış olur ve bu da şekillendirme işlemini zorlaştırır (58, 189).

Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda aşındırılırlar. Green, non-HIP ve HIP blokların aşındırılması karşılaştırıldığında HIP blokların işlenmesi daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir. Ayrıca frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (187, 190). Bu nedenle sıklıkla HIP yerine non-HIP bloklar tercih edilmektedir (189).

Yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış zirkonya bloklarından esas boyutunda şekillendirilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir ve bunun sonucunda da yüzey mikroçatlaklarının oluşma riski vardır (187, 189). Tablo 2-6'de üretim şekillerine göre zirkonyanın gruplandırılması verilmiştir.

Tablo 2-6: Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması

Zirkonya Tipi	Üretici firma
Sinterlenmemiş (Green) Zirkonya	Cercon base, Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) Lava Frame, Lava (3M ESPE Dental AG, Minnesota, ABD) Hint-Els Zirkon TPZ-G, Digident (Digident GmbH, Griesheim, Almanya) ZirkonZahn, Steger (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya) Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya)
Yarı Sinterlenmiş Zirkonya	In-Ceram YZ Cubes, CEREC InLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ZS-Blanks, Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) Hint-Els Zirkon TZP-W, Digident (Digident GmbH, Griesheim, Almanya) DC-Shrink, Precident DCS (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Tam Sinterlenmiş Zirkonya	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) ZH-Blanks, Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Kanada) Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Digident GmbH, Griesheim, Almanya) HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya)

2.5.10. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi

Alt yapı üretiminde Y-TZP seramiklerin konvansiyonel yöntemlerde kullanılamaması nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilmeleri gerekmektedir (60, 191). Bu işlem artmış mikroyapısal özellik, yüksek yoğunluk, düşük porözite ve azalmış artık stres özellikleri gösterir (191).

Y-TZP esaslı alt yapıların üretiminde iki önemli teknik bulunmaktadır. Birincisi tam sinterlenmiş (HIP) bloklardan nihai boyutta alt yapının oluşturulmasıdır. Önceden sinterlenmiş bu blokların frezelenmesi oldukça fazla zaman almaktadır, aynı zamanda cihazın frezlerinde aşınmaya ve malzemenin mikro yapısında çatlak oluşumuna neden olabilir. İkincisi ise sinterlenmemiş (green zirkonya) veya yarı sinterlenmiş (non-HIP) bloklardan olması gerekenden büyük şekilde freze edilerek oluşturulmaktadır. Freze edilen alt yapılar daha sonra sinterlenmekte, böylece nihai boyutuna büzülerek ulaşmaktadır (192, 193, 194).

1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)
2. Kopya - Freze Tekniği

2.5.11. CAD/CAM Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

Prepare edilmiş dişin üç boyutlu görüntüsünün optik tarayıcı ile bilgisayar ortamına aktarılması, bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımının yapılması ve tasarlanan restorasyonun bilgisayar ile uyumlu çalışan makinede Y-TZP bloklarından otomatik olarak şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler ‘CAD/CAM sistemleri’ olarak isimlendirilir (45, 118). CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin kısaltılmış halidir (195).

Bu sistemler endüstride uzun yıllardır kullanılmaktadır, ancak diş hekimliğindeki uygulamaları 1980'li yılların başında başlamıştır. CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde ilk uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret, İsviçre'de Werner Mormann ve Marco Brandestini ile başlamıştır. Young ve Altschuler ilk olarak 1977 yılında ağız içerisinde yüzey eşleştirmesi yapmak için optik bir cihazın kullanılması fikrini ortaya atmıştır (196). 1984 yılında Duret, Duret Sistemi'ni geliştirmiştir daha sonra Sopha Bioconcept Sistemi olarak piyasada yer almıştır; ancak dental markette pahalı ve kompleks olması nedeniyle başarılı olamamıştır. Ticari olarak ilk CAD/CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC'tir (197).

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, düşük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve dayanak diş ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktaydı. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri en aza indirmiş ve marjinal uyumu üstün bir hale getirmiştir (191).

Son 20 yıl içerisinde, mühendislik alanındaki yeni gelişmeler, çağdaş dental CAD/CAM teknolojilerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. CAD/CAM teknolojisinin dental laboratuar açısından bakıldığında büyük avantajları vardır. CAD/CAM teknolojisi daha kısa sürede daha yüksek kalitede otomatik fabrikasyon üretimi sağlar. CAD/CAM sistemleri teknikteki hataları en aza indirir ve klasik çok aşamalı indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz enfeksiyon tehlikesini azaltır. Ancak maliyeti biraz yüksektir (198).

2.5.11.1. CAD/CAM Komponentleri

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

2.5.11.1.1. Tarayıcı (scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç duyulmaktadır (195, 199).

Dental kullanımlar için 3 tip üç boyutlu tarayıcı cihazı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda prepare edilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (187).

2.5.11.1.2. Yazılım (software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiye özel restorasyonun dizaynına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (187). Örneğin Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) sistemi CAD komponenti içermez ve restorasyon geleneksel yöntemlerle yapılan mum modelajın kopyalanmasıyla üretilir.

2.5.11.1.3. Donanım (hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezelenerek elde edilir. Frezeleme işlemini gerçekleştiren cihazlar, frezeleme işlemi yaptıkları aksların sayısına göre farklılık gösterir. Bilgisayar destekli üretim yapan cihazlar 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olmak üzere

3 çeşittir (200). Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (195, 199).

2.5.11.2. CAD/CAM İle Üretim Konseptleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM ile bir restorasyonun üretimi 3 şekilde gerçekleşebilir. Birincisi hasta başında üretimdir. Laboratuar işlemlerine gerek kalmadan hastanın yanında işlemler tamamlanır. Bu üretim şeklinde sistemin ağız içi kamerası mevcuttur. İşlem tek seansta biter, son derece zaman kazandırıcı bir üretim şeklidir. İkincisi laboratuarda üretimin yapılmasıdır. Diş hekimi ölçüyü laboratuara gönderir, CAD/CAM işleminin basamakları laboratuarda gerçekleşir. Üçüncüsü de laboratuar dışında ayrı bir üretim merkezinde işlemin tamamlanmasıdır. Restorasyonun görüntülenmesi üretim merkezine bağlı bir laboratuarda gerçekleşir, elde edilen görüntü internet yardımıyla restorasyonun üretileceği merkeze gönderilir. CAD/CAM ile elde edilen restorasyon son olarak tekrar laboratuara gönderilir ve bitim işlemi tamamlanır. Bu üretim sisteminin amacı laboratuarda sadece görüntüleme cihazının bulunması sayesinde maliyetin azaltılmış olmasıdır (200).

2.5.11.3. CAD/CAM Materyalleri

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grupları şunlardır (201):

- Silikat seramikler
- Cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- Yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- Titanyum
- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları
- Dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler

2.5.11.4. CAD/CAM Sistemleri

2.5.11.4.1. Lava Sistemi (3M Espe Dental AG, Minnesota, ABD)

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Lava sistemi %3 mol itriyumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonya polikristal içeren yüksek dayanıklılıktaki alt yapıları üretmek için CAD/CAM teknolojisini kullanır. Polikristaller tetragonal kristal yapısındadır ve ortalama büyüklükleri 0,5 μm veya daha azdır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır (81, 202). Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form frezeleme makinesi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur.

Laboratuarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için özel olarak geliştirilmiş yazılım programında restorasyonun dizaynı gerçek boyutundan % 20 daha büyük olacak şekilde yapılır. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan daha hacimli bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 ºC 'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir. Alt yapı 7 farklı renkte renklendirilebilir (156, 202).

2.5.11.4.2. Procera Sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Bu sistemde, laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları

yapılabilmektedir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon tamamlanır (203).

2.5.11.4.3. Everest Sistemi (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya)

Everest, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının oluşturulması için kullanılan ve Kavo firması tarafından üretilen bir CAD/CAM sistemidir. Temel olarak tarama ünitesi (Everest scan), aşındırma ünitesi (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır.

Şekil 2-8: Everest scan tarama ünitesi, Everest engine aşındırma ünitesi ve Everest therm sinterleme fırını (204)

Sistemde altı farklı blok kullanılabilmektedir:

1- ZS Blokları: Y-TZP non-HIP yarı sinterlenmiş bloklardır.

2- ZH Bloklar: Y-TZP tam sinterlenmiş HIP bloklardır. Bu bloklarda aşındırma işlemi final boyutunda bitirildiği için daha uyumludur.

3- T Blokları: Titanyum bloklardır.

4- G Blokları: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardır.

5- IPS e-max CAD Bloklar: Ivoclar Vivadet firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklardır. Anterior ve posterior bölgede kuron, inley, onley, laminate veneer ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilmektedir.

6- C-Temp: 6 üyeye kadar olan geçici köprülerin yapılması için üretilmiş kompozit bloklardır.

Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının dizaynı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında dizayn edilir. Sistemin hem yarı sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500 ºC'de sinterlenir. Alt yapı, yarı sinterlenmiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler (204).

2.5.11.4.4. Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)

Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Hint- Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur.

Bu sistemde hem yarı sinterlenmiş (non-HIP), hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els ile yarı sinterlenmiş bloklardan full ark bir köprü yapılamaz, sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kuronun tam sinterlenmiş bloklardan frezelenmesi 2 saat, yarı sinterlenmiş bloklardan frezelenmesi ise 30 dakika sürmektedir (205).

2.5.11.4.5. Cercon Sistemi (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya)

Cercon sistemi 1999 yılında geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Diş teknisyeninin manuel olarak hazırlamış olduğu mum modelaj dizaynı esas alınarak, CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat bölümlerinden oluşur. Cercon brain lazer tarayıcı ve frezeleme ünitesi içerir. Mum modelaj dizaynı lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım frezeleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı, yarı sinterlenmiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karpit frezlerle hacimli bir şekilde frezelenir. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. Frezeleme işlemi bittikten sonra alt yapı 'Cercon brain' ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak final düzeltmeler tamamlanır. % 25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde hazırlanmış alt yapılar 6-8 saat 1350 °C'de 'Cercon heat' fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutlar elde edilir. Yarı sinterlenmiş blokların frezelenmesi işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (206, 207, 208).

2.5.11.4.6. DCS Sistemi (DCS-Precident, DCS Dental AG, Allscwil, İsviçre)

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1. Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2. DCS Dentform (yazılım) ve 3. Precimill (frezeleme makinesi).

Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, dizayn yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan bağlantı ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezeleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş (HIP) prefabrike zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir (209). Frezeleme sonrası herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterlenme büzülmesi yoktur (210). Bazı üretici firmalar, tam

sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken (157), bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir (206).

2.5.11.4.7. CEREC Sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)

Bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretim yaparak dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın kullanılan sistemlerden biri CEREC'tir. CEREC kelime anlamı olarak 'Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (211). Sistemin ilk olarak kliniğe girmesi, 1985 yılında Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde CEREC kullanılarak bir inley restorasyonun yapımı ile gerçekleştirilmiştir (212). İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır (212, 213).

1994 yılında Siemens firması CEREC 2'yi üretmiştir. Bu sistemin geliştirilmesi ile literatüre ilk kez "optik ölçü" terimi girmiştir. Ancak alınan bu ölçüye göre bilgisayarda dizayn edilerek üretilen restorasyonlarda oklüzal morfolojinin verilmesi o dönemde bilgisayarların kısıtlı etkinliği ile sınırlı kalmıştır. Bunun yanısıra ilk sistemdeki aşındırma bölümü 3 aksdan 6 aksa çıkarılmıştır (211, 212).

Sirona firması 2000 yılında CEREC 3'ü piyasaya sürmüştür. Bu sistemde Windows NT platformlu yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. CEREC 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir. Üretim işlemi çabuklaştırılmış, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlandırılmıştır (211).

Hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazımlı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) bulunan CEREC InLab sistemi, hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan

model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat'ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında bir büzülmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır (214). Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, CEREC ProCAD, CEREC Vitablocks In-Ceram Alumina ve CEREC Vitablocks In-Ceram Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sisitemin avantajlarındandır. Ancak CEREC InLab ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir.

2.5.11.4.8. GC Aadva Sistemi (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika)

GC Aadva sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı (GC Aadva Scan) ve bilgisayar yazılımı, 5 aksta aşındırma yapabilen frezeleme ünitesi (GM-1000) ve sinterleme fırını olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve Co-Cr kıymetsiz metal alaşımlarını da işleyebilir. GC Aadva ile full ark bir köprü restorasyonu yapılamaz, sadece 3-4 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir. (215).

2.5.11.4.9. Noritake Katana Sistemi (Noritake GmbH, Aichi, Japonya)

Noritake Katana sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı (Scanner SC-2) ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesinden (Milling Machine H-18) oluşur. Sinterlenmemiş ve 9 farklı renk seçeneği bulunan zirkonya blokları ile 6 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir. Tek kuron restorasyonunun frezelenmesi 20 dakika, 6 üyeli alt yapının frezelenmesi ise 60-90 dakika sürmektedir. Üst yapısı tabakalama tekniğiyle Noritake CZR veya presleme tekniğiyle CZR Press ile hazırlanabilir. (216).

2.5.11.4.10. ZENO Tec Sistemi (Wieland Dental+Technik GmbH, Pforzheim, Almanya)

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD'de dizaynı yapılır. Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alümina ve plastik blokları da vardır (217).

2.5.11.5. Kopya – Freze (pantograf) Sistemleri

2.5.11.5.1. Celay Sistemi (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

Celay sistemi bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987'de, kopyalama tekniği esası ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın frezeleme tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alüminyum oksit bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilmektedir.

Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezelenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, frezeleme bölmesindeki aşındırma özelliği olan frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C'de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C'de tekrar fırınlanır. Üst yapı materyali olarak Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (218).

2.5.11.5.2. Zirkonzahn Sistemi (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya)

Zirkonzahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir. Green zirkonya olarak da bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit dizayn makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu kompozit dizayn üzerinde hareket ettirilerek, aşındırma ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500 °C'de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (219).

2.5.12. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Seramiklerinin Veneerlenmesi

ZrO_2 ile güçlendirilmiş seramik sistemleri; CAD/CAM frezeleme ve sinterleme gereçleri, alt yapı seramiği ve ısı genleşme katsayısı zirkonya alt yapı ile uyumlu üst yapı porseleni olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır. Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı alt yapıyı doğal dişe benzer translusentlikte üretemediğinden, kişisel optik özelliklerin kazandırılması ve restorasyonun estetiğini arttırmak için ısı genleşme katsayısı ZrO_2 ile uyumlu feldspatik düşük ısı porselenleriyle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı porselenleriyle veneerlenmektedir (9, 12, 65, 123, 124). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali, estetik üst yapı porseleni ile birlikte daha biyouyumlu ve güvenilir bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır (76).

Günümüzde üst yapı porseleninin işlenmesinde farklı iki teknik uygulanmaktadır:

1 – Tabakalama tekniği (Layering)

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

Tabakalama tekniği: Tekniğin uygulanma aşamalarında, sinterleme işlemi tamamlanmış zirkonyum dioksit alt yapının modele adaptasyonu sağlanmakta ve alt yapının renklendirilmesi, üst yapı ile olan bağlantısının arttırılabilmesi amacıyla, üretici firmanın kendi zirkonyum dioksit blokları için özel geliştirdiği astar (liner) materyali uygulanmaktadır. Seçilen renkteki toz ve likiti karıştırılarak, kremsi bir kıvamda hazırlanan liner materyali, alt yapının tüm yüzeyine uygulanmakta; kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlanmaktadır. Fırınlama işlemi tamamlandıktan sonra liner tabakasının kalınlığı 0,1 mm olmaktadır.

Üst yapıda kullanılacak porselen tozu kendi özel likiti ile karıştırılarak istenilen kıvama getirilmekte ve kondanse edilerek alt yapı üzerine belirli kalınlıkta uygulanmaktadır. Seramik restorasyon çok kuvvetli hava tutulmadan ve kurutulmadan, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak fırınlanmaktadır (220).

Presleme tekniği: Son yıllarda geliştirilen zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine üst yapı porselenin presleme tekniği ile uygulanması, farklı iki seramik sisteminin üstün özelliklerini bir araya getirerek başarılı restorasyonlar elde edilmesini sağlamıştır.

Polikristalin yapıdaki zirkonya alt yapı ile restorasyona direnç ve kırılmaya karşı dayanım kazandırılırken; preslenebilen ve homojen bir yapıya sahip olan cam seramik ile de; başarılı bir kenar uyumu, mükemmel estetik sonuçlar ve alt yapı ile iyi bir bağlantı elde edilebilmektedir. Uygulama kolaylığı ve işlem süresinin kısalığı bu tekniğin diğer avantajları arasında sayılabilmektedir (221, 222, 223).

Tekniğin uygulanması sırasında; alt yapının yüzeyine her bir firmanın kendi seramik bloğu için geliştirmiş olduğu, zirkonyanın reklendirilmesini ve üst yapı ile bağlantısını sağlayan liner materyali, toz ve likiti karıştırılarak uygulanmaktadır. Kalınlığı ortalama 0,1 mm olan liner tabakasının fırınlanma işlemi tamamlandıktan sonra, üst yapının mum modelajı yapılmaktadır. Seramik ingotlar, zirkonyum dioksit alt yapı üzerine yüksek ısıda preslenmektedir (223).

2.5.13. Veneerleme İşleminin Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üzerine Etkileri

Veneerleme işleminde zirkonya esaslı alt yapı neme ve ısıya maruz kaldığı için, zirkonyanın mekanik özellikleri etkilenmektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde değişime, dayanıklılıkta azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu t→m faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (58, 61).

Faz dönüşümü (t- m) için en kritik sıcaklık 200- 300 °C'dir ve bu dönüşüm su veya buhar varlığında daha da hızlanabilmektedir (58). Üst yapı materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak restorasyondaki stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak alt yapı-üst yapı bileşimi, alt yapı-üst yapı ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir (170). Üst yapı porseleninde oluşan stresler restorasyonun ömrünü belirleyen önemli bir faktördür (224).

Üst yapı porseleninin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, alt yapı-üst yapı ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenerek dönüşüme uğraması (10), alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısı genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan artık stresler ve alt yapı-üst yapı ara yüzündeki yapısal defektler (225, 226) bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerdir. Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı üst yapı porselenlerinin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir (126). Aksi takdirde zayıf bir üst yapı porseleni, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (4).

2.5.13.1. Isı Genleşme Katsayısı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Kuron restorasyonlarında başarılı bir alt yapı-üst yapı bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-seramik restorasyonlarda metal alt yapının ısı genleşme katsayısı porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülmektedir. 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 (19).

Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, üst yapı porseleninin ısı genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, veneer tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Veneer tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde üst yapı porseleni kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Üst yapı porseleninin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (227).

Üst yapı materyalinin ısı genleşme katsayısı alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise veneer delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (224). 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.

2.5.13.2. Adezyon

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, alt yapı-üst yapı bağlanma kuvvetine bağlıdır. Seramik alt yapı üst yapı porselenine nazaran anlamlı derecede daha dirençli olduğundan, bağlanma kuvveti başarıda önemli rol oynamaktadır (12). Üst yapı

porseleninin güvenilirliği ve başarılı performansı, alt yapı materyaline olan adezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlanma için alt yapı seramiği ile üst yapı porseleninin mekanik özellikleri birbirlerine belirli ölçülerde uygun olmalıdır (228).

Tam seramik restorasyonların başarısızlıklarını inceleyen çalışmalar, veneer delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğunu göstermiştir (228, 229). Delaminasyon, üst yapı porseleninin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (228). Veneer delaminasyonu; yetersiz alt yapı desteği, zayıf bir üst yapı porseleninin kullanımı, seramik içi defektler, ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu, oklüzal stabilitenin olmaması ve alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlantının zayıf olması gibi birçok nedene bağlı olarak gerçekleşebilmektedir (21, 126).

Aboushelib ve arkadaşlarının (126) yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı (Cercon) ve 7 farklı üst yapı porseleni (Ceram S, Ceram Express, Rondo Dentine, Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki mikrotensile bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri Rondo Dentine (41,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 MPa) gösterdiğini bulmuşlardır.

Al-Dohan ve arkadaşlarının (228) farklı seramik alt yapı materyalleri üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2/Eris, Procera AllCeram/AllCeram, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D alt yapı/üst yapı bileşimlerinin bağlanma kuvvetlerini, metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. IPS Empress 2 için 30,86 MPa, Procera AllCeram için 22,40 MPa, Procera AllZircon için 28,03 MPa, DC-Zircon için 27,90 MPa ve metal-seramik kontrol grubu için 30,16 MPa değerleri bulunmuştur. Sonuç olarak Procera AllZircon, IPS Empress 2 ve DC-Zircon grupları ile metal seramik kontrol grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve bunların klinik davranışlarının da benzer olabileceği bildirilmiştir.

2.5.13.3. Gerilim Direnci

Gerilim direnci restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür (230). İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak üst yapı yüzeyinden başlıyorsa, bükülme direnci ve kırılma dayanımı veneer tabakasına bağlıdır. Veneer tabakasındaki artık baskı stresleri, restorasyonların bükülme direncini arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni gerilim stresleridir (231). Çok üyeli restorasyonlar fonksiyon esnasında, özellikle dayanak diş-gövde bağlantı alanının gingival kısmında yüksek gerilim streslerine maruz kalırlar (170). Dayanıklı alt yapı materyalinin gerilim streslerine karşı direnci, üst yapı materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında dayanak diş-gövde bağlantı alanının veneerlenmemesi tavsiye edilmektedir.

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, alt yapı-üst yapı kalınlık oranı baskın bir faktördür (232). Alt yapı materyalinin kalınlığı arttıkça gerilime direnç de artar. Köprü restorasyonlarının dizaynı, mümkün olduğunca kalın bir alt yapı ve ince bir veneer tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (9). Üst yapı porseleninin baskı stresleri altında, seramik alt yapının ise gerilim stresleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir (233). Eğer bu gerilim stresleri hesaba katılmadan bir dizayn yapılırsa, zayıf üst yapı porseleni dayanıklı zirkonya alt yapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (234, 235). Ancak her ne kadar seramik alt yapının kalınlığını arttırmak istenilen bir şey olsa da, estetiği bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmadan ve aşırı diş preperasyonu yapmadan gerçekleştirilmelidir (236).

2.5.13.4. Kırılma Şekilleri

Studart ve arkadaşları (170), Empress 2/ Eris, Cercon/ Cercon S ve In-Ceram Zirconia/ Vita VM7 alt yapı/veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini yaşlandırma apareyinde incelemişlerdir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklerine nazaran Eris'in, gerilim yükleri altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı

çatlak ilerlemesine daha hassas olduğu bulunmuştur. Ayrıca Empress 2/ Eris bileşiminde alt yapı-üst yapı ara yüzünde, çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma yoktur. Bu in-vitro yapılan çalışmanın sonuçlarına bağlı olarak bu bileşimin posterior bölgedeki köprü restorasyonlarına uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon/Cercon S ve In-Ceram Zirconia/ Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprü restorasyonlarının, dayanak diş-gövde bağlantı alanları uygun bir şekilde dizayn edildiğinde, 20 yıldan daha uzun bir süre klinik başarı gösterebileceği söylenmektedir**.**

Studart ve arkadaşlarının (237) yaptıkları diğer bir çalışmada, Empress 2/ Eris, Cercon/Cercon S ve In-Ceram Zirconia/ Vita VM7 alt yapı/üst yapı bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta incelemişler ve kırık orijinlerini gözlemlemişlerdir. Dayanıklı alt yapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/ Cercon S ve In-Ceram Zirconia/ Vita VM7) üst yapının dış yüzeyinden başlayan çatlak, alt yapı-üst yapı ara yüzüne doğru yön değiştirip veneerin tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empres 2/ Eris bileşiminde ise çatlağın, üst yapı yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir alt yapıya sahip alt yapı-üst yapı bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü alt yapı-üst yapı ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior bölgedeki köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması tavsiye edilmektedir**.**

2.5.13.5. Elastiklik Modülü

Alt yapı-üst yapı bileşimindeki stres dağılımında, alt yapı materyalinin elastiklik modülünün önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüke maruz kalan posterior bölgedeki restorasyonlarda materyal seçiminde rol oynamaktadır. Posterior bölgedeki köprü restorasyonları için yüksek elastiklik modülüne sahip zirkonya alt yapılar tercih edilmektedir. Çünkü zirkonya, daha zayıf olan veneer tabakasındaki stresleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini arttırır.

Böylece restorasyonun kırılması gecikir. Studart ve arkadaşları (237) araştırmalarında, alt yapıların elastiklik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve In-Ceram Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir. Yüksek elastiklik modülüne sahip alt yapı materyallerinin (Cercon ve In-Ceram Zirconia), zayıf üst yapı materyalindeki stresleri azalttığını, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığını ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiğini söylemişlerdir**.**

2.5.14. Y-TZP Esaslı Alt Yapı İle Üst Yapı Porselenlerinin Bağlantı Mekanizması

Zirkonyum dioksit alt yapılar için kullanılan üst yapı porselenlerinin ısı genleşme katsayısı (9,1– 9,7 x 10^6 K^{-1}) zirkonyum dioksit seramiklerin ısı genleşme katsayısından (10,8 x 10^6 K^{-1}) daha düşüktür ve metal alt yapılı restorasyonlardaki bağlanmaya benzer şekildedir (60, 238).

Zirkonya esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve restorasyonun uzun dönem klinik başarısında önemli rol oynadığı belirtilmektedir. Bu bağlanmanın, alt yapı materyalinin yüzey bitirme işlemlerinin hassasiyeti, üst yapı porseleninin uygulanma metodu ve üst yapının hazırlanması sırasında uygulanan tekrarlanan fırınlamalardan etkilendiği kanıtlanmıştır (235). Üst yapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için kullanılan iki seramik materyali arasındaki bağlanma direncinin yüksek veya üst yapı materyalinin çiğneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekmektedir (12). Alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler şunlardır:

1) Mekanik retansiyonu etkileyen alt yapı yüzey bitirme işlemleri,
2) Kimyasal bağlanma dayanımı,
3) Isı genleşme katsayısı uyumsuzluğu sonucu oluşan artık stresler,
4) Alt yapı ile üst yapı seramiklerinin bağlanma bölgesinde yapısal defekt ve çatlakların varlığı,

5) Alt yapı ile üst yapı seramiklerinin bağlanma bölgesinde zirkonya kristallerinin faz değiştirmesi,
6) Üst yapı seramiğinin ıslatabilirlik özellikleri,
7) Üst yapı porseleninin hacimsel büzülmesi (126).

Bu tip faktörler alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlanma direncinde ve dolayısıyla restorasyonun başarısında önemli rol oynamaktadır. Yapılan çalışmalarda, zirkonyum dioksit seramiklerinde görülen başarısızlığın nedenlerinden biri olarak alt yapı ile üst yapı seramiklerinin bağlantı yetersizliği gösterilmektedir (9, 235, 239). Yüzey işlemleri sırasında oluşan monoklinik fazın ara yüzeyde mikro çatlaklara sebep olduğu ayrıca faz dönüşümü sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkileri olduğu düşünülmektedir (235).

2.5.15. Y-TZP Esaslı Alt Yapı İle Üst Yapı Porselenlerinin Bağlanma Dayanımını Etkileyen İşlemler

2.5.15.1. Kumlama

Kumlama; materyal yüzeyinin temizlenmesi ve yüzey alanının arttırılması için kullanılan bir işlemdir (240). Bu amaçla genellikle 50–250 μm'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) tozları kullanılmaktadır. 4–6 atmosfer basınç altında, kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda mikromekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır (39). Bununla birlikte restorasyon yüzeyi ile reçine simanı arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlanma dayanımını arttırmak için yüzeyin kumlanması tavsiye edilmektedir (240). Zirkonya seramiklerin kumlanması sonucunda yüzeyde belirgin pürüzlülük meydana gelmekte fakat bu pürüzlülük kumlanan metal yüzeylerine oranla daha az olmaktadır (241).

Kosmac ve arkadaşları (173), zirkonya esaslı alt yapıların direncini arttırmak için kumlama işlemini önermişlerdir. Kumlamanın, yüzeyde t→m faz dönüşümüne neden olarak mikroçatlakların ilerlemesini durdurduğunu belirtmişlerdir.

Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kullanılan tozun partikül büyüklüğü değil, aynı zamanda basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (242, 243).

2.5.15.2. Aşındırma

Tam seramik restorasyonların alt yapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında aşındırma işlemi sıklıkla uygulanmaktadır. Giordano ve arkadaşlarının (98) yaptıkları çalışmalarında, aşındırmanın feldspatik porselenlerde 30–40 µm derinliğinde çatlaklara ve % 80'e varan direnç azalmasına sebep olduğunu göstermişlerdir. Bunun yanı sıra faz dönüşümüne uğrayan zirkonya seramiklerinde aşındırma işlemi dayanıklılığı arttırmaktadır (244).

Aşındırmanın seramiğin direncine olan etkisi şu faktörlere bağlıdır:

1) Seramiğin kompozisyonu ve mikroyapısı,

2) Artık stresler,

3) Çatlak uzunluğunun yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğine oranı,

4) Gren boyutunun büyüklüğü,

5) Mevcut yüzey çatlakların büyüklüğü,

6) Aşındırmanın yönü.

Birçok seramik materyali sinterlendikten sonra istenilen şekil ve boyutun verilebilmesi amacıyla aşındırma işlemine tabi tutulmaktadır. Zirkonya seramiklerin aşındırılması faz dönüşümünün basit ve kolayca gerçekleşmesini sağlayan bir yöntemdir

(244). Zirkonya seramiklerin aşındırılması bükülme direncini artıran sıkıştırıcı streslerin oluşumuna sebep olmaktadır. Başka bir ifadeyle zirkonyanın direnç mekanizması asıl olarak t→m faz dönüşümüyle ilişkilendirilmekte ve seramik yüzeyinde daha hacimli monoklinik fazın oluşması sonucu bükülme direncinin arttığı düşünülmektedir (245).

Araştırmacılar tarafından kumlama veya aşındırma gibi yüzey modifikasyonu işlemleriyle ilgili yapılan çalışmalarda, Y-TZP'nin mekanik özelliklerinde artışa sebep olan çatlak ilerlemesini önleyici stresler gözlemlenmiştir (66, 245, 246). Tam seramik restorasyonlarda kumlama mikromekanik retansiyonda artışa sebep olurken bükülme direncinde, test yöntemindeki farklılıklara bağlı olarak artış ya da azalma meydana geldiğine dair çeşitli çalışmalar yayınlamıştır (65, 66). Benzer şekilde, zirkonya esaslı restorasyonlarda küçük grenli elmas frezlerle yapılan aşındırmalar sonucunda bükülme direnci artarken, kalın grenli frezlerle (150 µm gren boyutuna sahip elmas frez) yapılan aşındırmalar sonucunda bükülme direncinde azalma gözlemlenmiştir (138). Yapılan çalışmalar sonucunda (138, 247), aşındırma işlemleri esnasında aşırı ısı artışının meydana gelmesinin tersine faz dönüşümüne ve zirkonya seramiğin direncinde azalmaya neden olduğu bildirilmiştir.

Yukarıdaki açıklamalar ışığında aşındırma işleminin zirkonya seramiklerde 2 farklı etkisinin olabileceğini söyleyebiliriz:

1) Zirkonya seramiklerin yüzeyinde oluşan sıkıştırıcı kuvvetler ortalama bükülme direncini arttırmaktadır.

2) Stres yoğunlaşmasına neden olan derin yüzey çatlaklarına sebep olmaktadır. Bu çatlakların uzunluğu aşındırmayla oluşan yüzey sıkıştırıcı tabakayı geçiyor ise direnç belirleyici olabilmektedir (157).

2.5.15.3. Liner Uygulaması

Liner materyali esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek, renk parlaklığı özelliklerini geliştirmek ve alt yapı-üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetini

arttırmak için kullanılan özel bir astar materyalidir. Aynı zamanda alt yapı yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmaktadır (127). Liner materyalinin, preslenebilir üst yapı porselenleri (Rondo Dentin, Ceram Express) için kullanıldığında bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve veneerin delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı söylenmektedir (47, 126).

Aboushelib ve arkadaşlarının (12) yaptıkları çalışmada, Cercon alt yapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle veneerlenmesinin bağlanmaya etkisini araştırmışlardır. Alt yapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini arttırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisi olmadığını söylemişlerdir. Ancak liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını bulmuşlardır (16,9 MPa'dan 29 MPa'ya yükselmiştir). Isı genleşme katsayısı alt yapıdan yüksek bir üst yapı porseleni kullanıldığında ise veneerin tabaka halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğu gözlenmiştir. Zirkonyanın, yüksek gerilim direncine sahip olmasına rağmen (340 MPa) üst yapı porseleniyle düşük bir bağlanma kuvveti göstermesi (29 MPa) ise bu çalışmanın ilginç bir sonucudur**.**

2.5.15.4. Alt Yapının Renklendirilmesi

Zirkonyum dioksit alt yapının istenilen renkte elde edilmesinde iki yöntem kullanılır.

1) Zirkonya blok üretimi esnasında farklı renklerde bloklar üretilerek renk alternatifleri oluşturulur.

2) Tek renk blok üretilir (beyaz, opak) ancak; alt yapının renklendirilmesinde renklendirici solüsyonlar kullanılır. Bu renklendirme sonrasında alt yapı sinterleme işlemine tabi tutulur ve sonrasında üst yapı seramiği uygulanır. Renklendirme işleminin zirkonya alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantıya etkisini inceleyen kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır (248).

Aboushelib ve arkadaşlarının (7) yapmış oldukları çalışmalarında, yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, kullanılan alt yapı materyaline göre bağlanma dayanımında farklılık gösterdiğini ve farklı alt yapı renklerinin de bu bağlanma dayanımında etkili olabileceğini belirtmişlerdir.

2.5.15.5. Tekrarlanan Fırınlamalar

Seramik restorasyonlarda bitirme işlemlerinden sonra klinik uygulama sırasında bazı nedenlerle tekrar aşındırmaya gerek duyulabilmektedir. Bu tür işlemler oklüzal çatışma noktalarının eliminasyonu, estetik görünümün yeniden şekillendirilmesi ve yüzey düzgünlüğünün sağlanması olarak sıralanabilir. Yapılan düzeltmeler sonucunda parlak ve glazürlü yüzey ortadan kalkar ve iç yüzey özellikleri bozulabilir (249, 150, 151).

Glazür tabakasının ortadan kalkması gerek restorasyonun yüzey pürüzlülüğü gerekse de direnci açısından olumsuzluklar yaratabilir. Bu nedenle yeniden bir glazür uygulamasına gereksinim duyulabilir. Tekrarlanan fırınlama işlemleri porselenin yapısında değişimlere neden olabileceği gibi zaman kaybına da yol açacaktır (252, 253).

Porselenlere erime ısısını düşürmek için eriticiler eklenmiştir. Bunların yüksek bir akıcılığı vardır ve glazürlü yüzeyin oluşmasında yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamalardan ve aşındırmalardan sonra glazür tabakasının yetersizliğinin nedeni, eriticilerin kaybı ve seramik içeriğindeki değişikliklerdir. Fırınlama sırasında, yüksek akıcılığa sahip matriks, seramik yüzeyine doğru hareket ederek camlaşmış bir tabaka olan ‘self glaze’ yüzeyinin oluşmasına yardımcı olur. Tekrarlanan fırınlamalar sonucunda doğal glazür yüzeyi oluşturmak için gerekli olan matriks miktarı azalır (254).

Fırınlama sayısı arttıkça porselen yapısındaki gözeneklerin boyutları küçülür ve porselen camsı bir yapı kazanır. Genellikle gözeneklerin boyutlarının küçülmesi sertliği

artırır, fakat esnekliği azaltır (255). Tekrarlanan fırınlamalar, renk pigmentlerinin yanmasına, porselen kitlesinin yığılmasına ve devitrifikasyonuna da neden olur. Bu bilgilerin ışığı altında, porselen restorasyonlarda, tekrarlanan fırınlamalardan mümkün olduğunca kaçınılması önerilir (254, 255, 256).

Øilo ve arkadaşlarının (161) tekrarlanan fırınlamanın zirkonya kor materyalinin mekanik özelliklerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, DC-Zirkon kor seramiğine 0, 1, 3 ve 5 fırınlama yaparak biaksiyal bükülme kuvveti, yüzey sertliği ve yüzey pürüzsüzlüğünü değerlendirmişlerdir. Fırınlanmayan örneklerde biaksiyal bükülme kuvveti (1503 MPa) ve yüzey sertliği değerleri (1571 HVN), 1 kez fırınlanan örneklere göre anlamlı dercede yüksek bulunmuş (1211 MPa; 1425 HVN), yüzey pürüzsüzlüğü ise değişmemiştir. 1, 3 ve 5 fırınlama yapılan örneklerde biaksiyal bükülme kuvveti ve yüzey sertliği değerlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar, ilk fırınlama sonrasında yapılan diğer fırınlamaları zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemediği, ilk fırınlamadaki azalmanın zirkonyanın tersine faz dönüşümüne bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

2.6. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Kırılgan yapılarından dolayı seramiklerin dayanıklılık testlerinin yapılması çok önemlidir. Bir seramik restorasyonun dayanıklılığının ağız içinde veya laboratuar şartlarında test edilmesi deneysel şartların neden olduğu zorluklardan dolayı, güçtür (257).

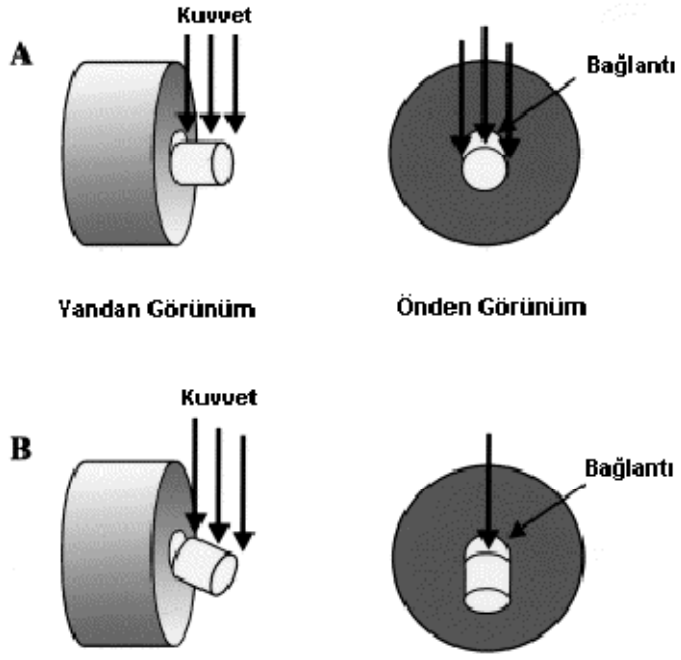
Bugüne kadar materyallerle ilgili çalışmalarda genellikle klinik başarıyı etkileyecek mekaniksel laboratuar testleri üzerinde durulmuştur. Farklı tam seramik sistemlerde alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncinin araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlanma dayanımı testidir (126). Makaslama bağlanma dayanımı testi, bir adesiv yardımı ile birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin

uygulanması şeklinde tanımlanır. Oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir. Öte yandan adesiv materyallerin klinik performansının tespit edilmesi için in-vitro metodun kullanımındaki bazı kritik durumların dikkate alınması gereklidir.

Bir in-vitro test olan makaslama bağlanma dayanımı testinin kliniğe olan yararlarının arttırılması için standardize edilmesi gerekmektedir. Substratın tipi, saklama koşulları, örneğin hazırlanması, kuvvet uygulama oranı, kesitsel yüzey alanı ve araştırmacıların deneyimleri gibi faktörler göz önüne alınması gereken önemli faktörlerdir. Bu konuların bazıları için parametreler 1994'de ISO standartları tarafından belirlenmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testinde kullanılan diğer bir parametre, yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallerde yük uygulama hızı elastik materyallere uygulanandan düşük olmalıdır. Makaslama testi için gerilimi oluşturacak standart makaslama hızı 0,75±0,30 mm/dk olarak bildirilmiştir (228).

Makaslama bağlantı testinde, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm kalınlığında bir uç vasıtasıyla materyale kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu kuvvet değeri tespit edilir (228).

Makaslama testi sırasında örneklere uygulanan işlemler Şekil 2-13'de sırasıyla özetlenmiştir. Şekil 2-13 A'da uygulanan kuvvet en son makaslama direncini aşmıştır ve üst yapı porseleni yüklemenin yapıldığı yönde bir bütün halinde uzaklaşmıştır. Bu tip durumda ayrılma makaslama kuvveti tarafından gerçekleşmiştir. Sekil 2-13 B'de ise iki materyal arasındaki bağlantı yükten daha güçlüdür ve makaslama kuvvetine karşı koymaktadır. Bu örnekte üst yapı porseleni dönerek hareket etmiş ve ayrılma koheziv ve adeziv kopmanın kombinasyonu şeklinde gerçekleşmiştir (228).



Şekil 2-9: Makaslama bağlanma dayanımı test yönteminin şematik görünümü (228)

2.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOP (SEM) İNCELEMELERİ

Alt yapı ile üst yapı materyalleri arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir. SEM analizi, ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı alt yapı seramikleri ile üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımına bakılan pek çok çalışmada kopan yüzeylerin başarısızlık tipini belirlemek için oldukça sık kullanılır (258, 259, 260, 261, 262, 263).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Zirkonyum dioksit esaslı alt yapı materyalleri üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkilerini ve tekrarlanan fırınlamaların bu bağlantıya etkisini değerlendirmek amacıyla yaptığımız bu çalışmada, Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemine ait zirkonyum dioksit esaslı alt yapı ve bunlara uygun 2 farklı teknikle işlenen üst yapı porselenleri kullanıldı (Tablo 3-1). In-vitro olarak gerçekleştirdiğimiz çalışmamızda, 12 ayrı deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere, toplam 120 adet; bağlantı yüzeyi 7 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde silindirik; metal kalıba sabitlenecek alt kısmı ise 3,2 mm çapında, 7 mm yüksekliğinde olacak şekilde kademeli silindirik formda zirkonyum dioksit esaslı alt yapı örneği hazırlandı. Üst yapı porseleni olarak da piyasada zirkonya için üretilmiş iki tip üst yapı porseleni; GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) ve GC Initial PC (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) kullanıldı. 120 adet alt yapı örneği 3 gruba ayrılarak sırasıyla 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama, 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ile liner materyali (GC Initial Zr-FS Frame Modifier, GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) uygulaması yapıldı. Kontrol grubu olarak seçilen örneklere ise herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. Her grup, örnek sayısı 10 olan 4 alt gruba ayrıldı. Her gruptaki örneklerin 20 tanesine tabakalama tekniğiyle GC Initial Zr-FS, 20 tanesine ise presleme tekniğiyle GC Initial PC üst yapı porselenleri uygulandı (Tablo 3-2).

Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyaller

ZİRKONYA ALT YAPI	**ÜRETİCİ FİRMA**
Kavo Everest ZS zirkonya blok	Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya
ÜST YAPI PORSELENLERİ	**ÜRETİCİ FİRMA**
GC Initial Zr-FS	GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika
GC Initial PC	GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika

3.1.1. Kumlama Grubu

A.1) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

A.2) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez, 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

A.3) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak presleme ısısında (950 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

A.4) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak presleme ısısında (950 ^{0}C) 1 kez ve 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

3.1.2. Kumlama + Liner Grubu:

B.1) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ile ince bir tabaka liner uygulaması yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

B.2) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ile ince bir tabaka liner uygulaması yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez, 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

B.3) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ile ince bir tabaka liner uygulaması yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (950 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

B.4) 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ile ince bir tabaka liner uygulaması yapılan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (950 ^{0}C) 1 kez ve 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

3.1.3. Kontrol Grubu:

C.1) Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

C.2) Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C) 1 kez, 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

C.3) Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (950 ^{0}C) 1 kez fırınlandı.

C.4) Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan 10 adet zirkonyum dioksit alt yapı üzerine presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulandıktan sonra firmanın talimatlarına uygun olarak 1. dentin fırınlama ısısında (950 ^{0}C) 1 kez ve 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) 2 kez olmak üzere toplam 3 kez fırınlandı.

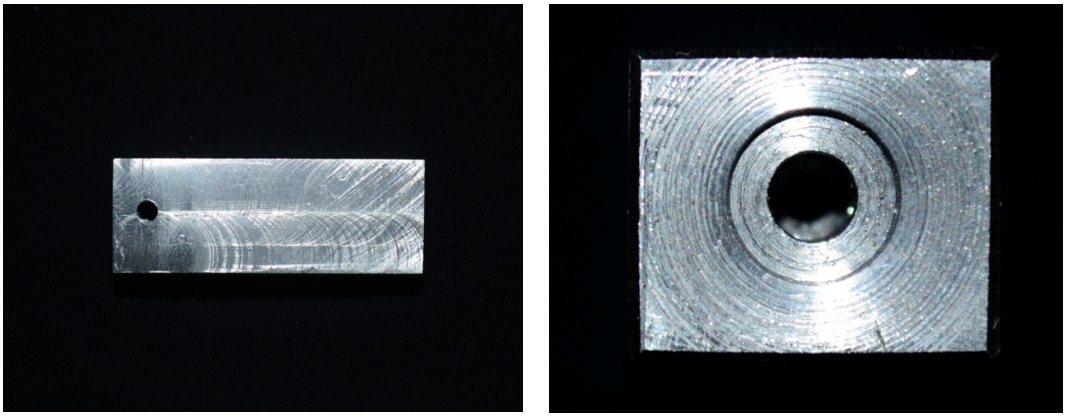
Tablo 3-2: Deney gruplarının oluşturulması

	ÜST YAPI PORSELENİ UYGULAMA TEKNİĞİ		FIRINLAMA SAYISI
KUMLAMA GRUBU	Tabakalama tekniği	Presleme tekniği	1
			3
KUMLAMA + LİNER GRUBU	Tabakalama tekniği	Presleme tekniği	1
			3
KONTROL GRUBU	Tabakalama tekniği	Presleme tekniği	1
			3

3.2. ZİRKONYUM DİOKSİT ESASLI ALT YAPI DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

Öncelikle elde edilecek alt yapı örneklerinin yükseklik ve çaplarına uygun olacak şekilde, 40 mm × 15 mm × 12 mm boyutlarında metal bir kalıp hazırlandı (Şekil 3-1). Kalıp içerisinde, bağlantı yüzeyi 7 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde silindirik; metal kalıba sabitlenecek alt kısmı ise 3,2 mm çapında, 7 mm yüksekliğinde olacak şekilde kademeli silindirik formda boşluk oluşturuldu. İzolasyonu yapılan bu boşluk üretici firmanın önerdiği oranlarda (5 gr toz/ 3,5 ml likit) karıştırılan akrilik reçine

materyali (GC Pattern Resin LS, GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) ile dolduruldu. Polimerizasyonu tamamlanan akrilik reçine, kalıbın alt yüzeyine açılan 1,5 mm'lik boşluktan bir metal çubuk yardımıyla itilerek çıkartıldı. Fazlalıkların tesviyesi yapıldı ve bağlantı yüzeyi 7 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde silindirik; metal kalıba sabitlenecek alt kısmı ise 3,2 mm çapında, 7 mm yüksekliğinde olacak şekilde kademeli silindirik formda akrilik reçine materyalinden bir alt yapı modeli hazırlandı (Şekil 3-2). Bu alt yapı modeli daha sonra hazırlanacak olan zirkonyum dioksit alt yapıların üretilmesinde kullanıldı.

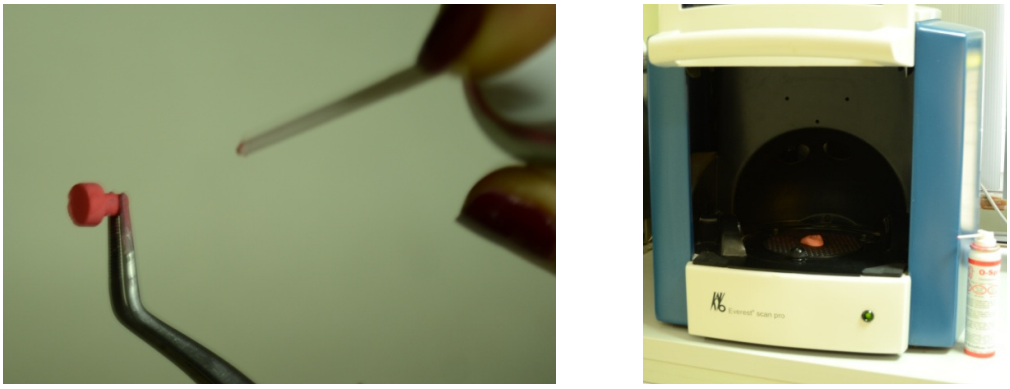


Şekil 3-1: Alt yapıların hazırlanmasında kullanılan metal kalıp

Şekil 3-2: Alt yapı modelinin hazırlanmasında kullanılan akrilik reçine materyali ve hazırlanan alt yapı modeli

Çalışmamızda kullanılacak olan zirkonyum dioksit esaslı alt yapı örneklerinin CAD/CAM sistemininde (Kavo Everest, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya), elde edilen akrilik modelin taranması ile üretimi aşamasına geçildi.

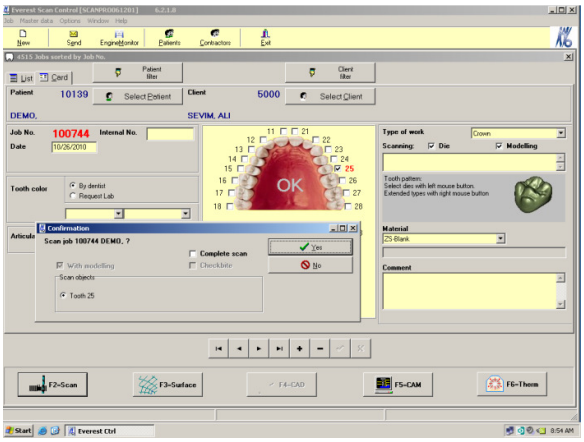
CAD/CAM sisteminin tarayıcı ünitesinin görüntüyü kaydedebilmesi amacıyla, akrilik modelin tüm yüzeyleri sistemle uyumlu, titanyum dioksit içerikli bir spreyle (O-Spray Okklusions-Spray, S&S Scheftner GmbH, Almanya) ince bir tabaka halinde ve her yerde eşit kalınlıkta olacak şekilde kaplandı. Bu uygulama sayesinde; model yüzeyindeki parlak görüntü matlaştırılarak, tarayıcı ünitenin görüntü alması sağlandı. Daha sonra hazırlanan bu model, silikon bir kalıp üzerine yerleştirilerek tarayıcı ünitenin (Everest Scan Pro, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) hareket edebilen tablasının tam merkezinde olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3-3).



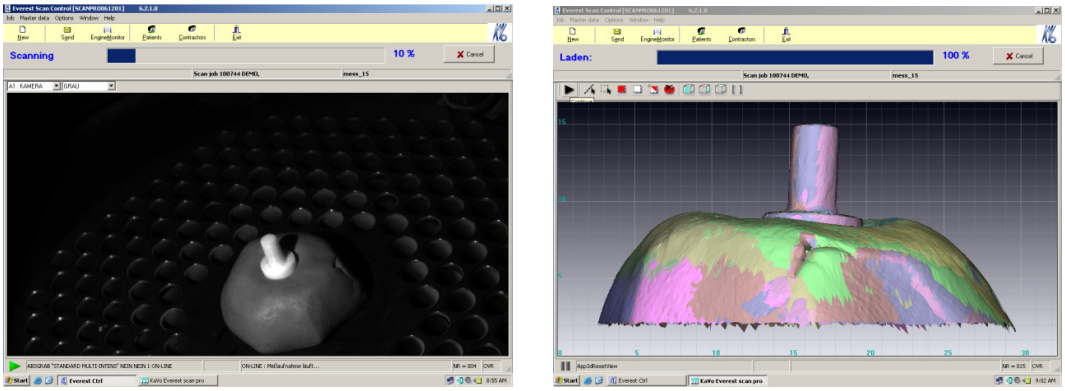
Şekil 3-3: Akrilik alt yapı modeline matlaştırıcı sprey uygulaması ve Kavo Everest tarayıcı ünitesi

Tarayıcı ayarları yapıldıktan sonra alt yapı modelini tarama işlemi başlatıldı (Şekil 3-4). Hazırlanmış olan model optik olarak taranırken, modelin bağlı olduğu tabla sistematik olarak yatay ve dikey yönde dönme hareketi yaparak yaklaşık 300 görüntü kaydedilmesini sağladı (Şekil 3-5). Bu görüntülerden oluşturulan sanal model 1:1 oranında ve 3 boyutlu olarak ekrana yansıtıldı (Şekil 3-6). Kompleks yapıdaki birçok geometrik şekli tanıma kapasitesine sahip, sistemin özel yazılımı (Energy CAD, Kavo

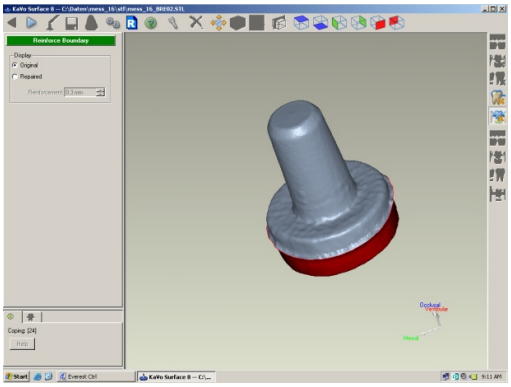
Dental GmbH, Biberach, Almanya) kullanılarak bu model üzerinde tasarım aşamasına geçildi.



Şekil 3-4: Tarama ayarlarının yapılması

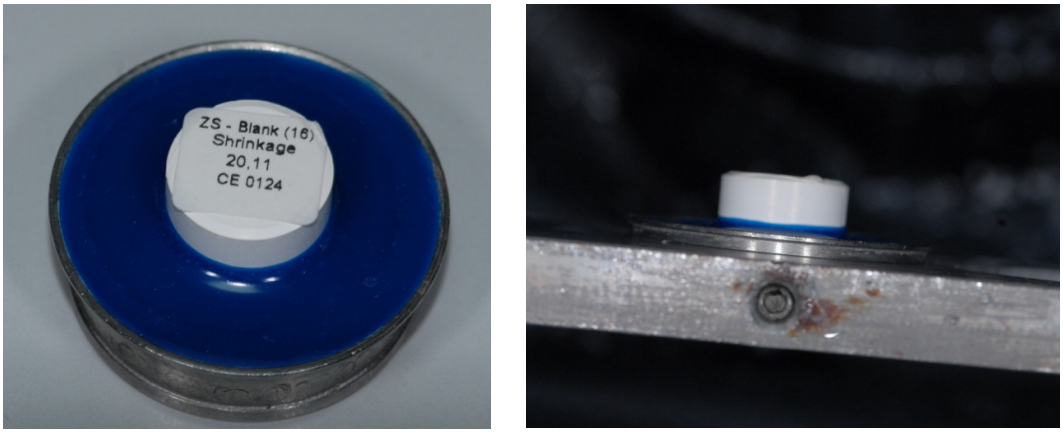


Şekil 3-5: Farklı açılardan alt yapı modelinin optik olarak taranması



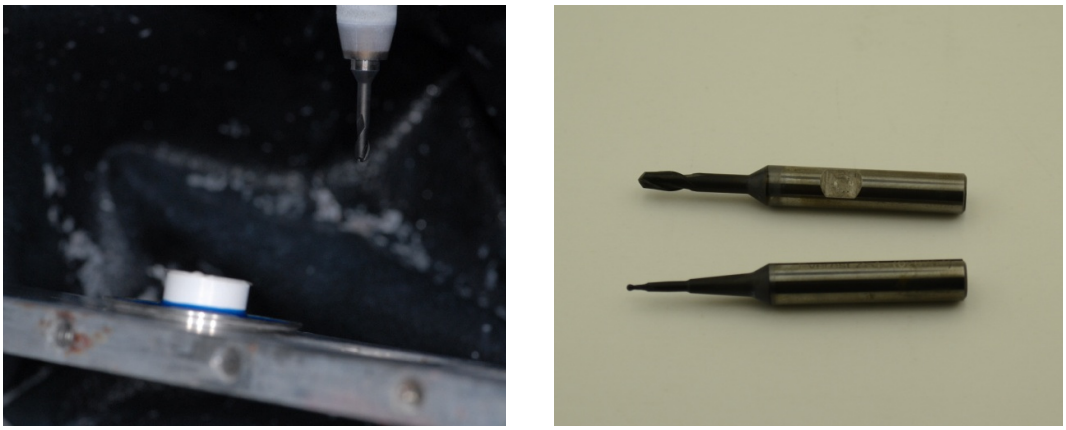
Şekil 3-6: Sanal modelin ekrana yansıtılması

Tasarım işlemi tamamlandıktan ve alt yapı modelinin boyutları kontrol edildikten sonra sisteme ait yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya blok (ZS Blank, KavoDental GmbH, Biberach, Almanya); aşındırma ünitesine (Everest Engine, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemin kendisine ait blok sabitleyici solüsyonuyla (Everest Universal Inplast A+B, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sabitlendi (Şekil 3-7).



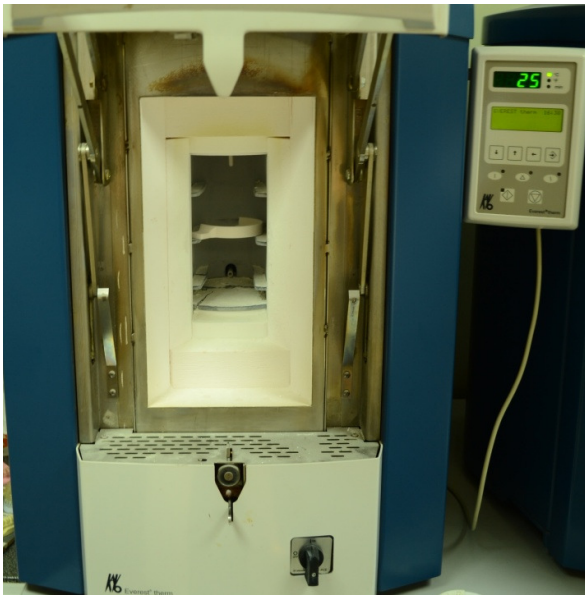
Şekil 3-7: Alt yapı örneklerinin üretimi esnasında kullanılan zirkonyum dioksit blok ve bu bloğun aşındırma ünitesine sabitlenmesi

Sabitleme işleminin ardından sistemin kendisine ait özel aşındırma frezleri kullanılarak 5 aksta alt yapının aşındırılması yapıldı (Şekil 3-8). Yarı sinterlenmiş zirkonya bloğu kullanıldığı için alt yapılar, sistem tarafından otomatik olarak ayarlanarak % 20'lik sinterleme büzülmesini kompanse edecek şekilde daha hacimli aşındırıldı. Bitirme frezlerinin gren büyüklüğü, dönme hızı ve uygulanan basınç sistem tarafından otomatik olarak ayarlandı.



Şekil 3-8: Kavo Everest aşındırma ünitesi ve aşındırma esnasında kullanılan frezler

Daha sonra hazırlanan alt yapı örnekleri; sinterleme fırınında (Kavo Everest Therm, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemin kendisine ait kumun (Everest Sintering Sand, Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) içerisine yerleştirildi (Şekil 3-9). 1500 ^{o}C'da 12 saat sinterleme işlemine tabi tutuldu. Sinterleme sonunda % 20'lik küçülme ile örneklerin orjinal boyutları elde edildi.



Şekil 3-9: Kavo Everest sinterleme fırını

Bu şekilde ana modele uygun; bağlantı yüzeyi 7 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde silindirik; metal kalıba sabitlenecek alt kısmı ise 3,2 mm çapında, 7 mm yüksekliğinde olacak şekilde kademeli silindirik formda, Kavo Everest CAD/CAM sistemi ile üretilmiş toplam 120 adet zirkonyum dioksit alt yapı örneği elde edilmiş oldu. Çalışmamızda kullanılan yarı sinterlenmiş zirkonya bloklarının içeriği ve fiziksel özellikleri Tablo 3-3'de gösterilmektedir.

Tablo 3-3: Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların özellikleri

ÖZELLİK	KAVO EVEREST ZS BLOK
ZrO_2 içeriği	99,6 %
Y_2O_3 içeriği	5,0 %
Al_2O_3 içeriği	0,25 %
Diğer metal oksitler	<0,15 %
Yoğunluk	6,055 ~ 6,065 g/cm^3
Ortalama gren boyutu	0,52 +/- 0,05 µm
Isı genleşme katsayısı	10 x 10^{-6} K^{-1}
Bükülme direnci	1155 MPa
Elastiklik modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	8 MPa $m^{1/2}$
Kimyasal çüzünürlük	10 $\mu g/cm^3$
Isı iletkenliği	2,5 W m K^{-1}

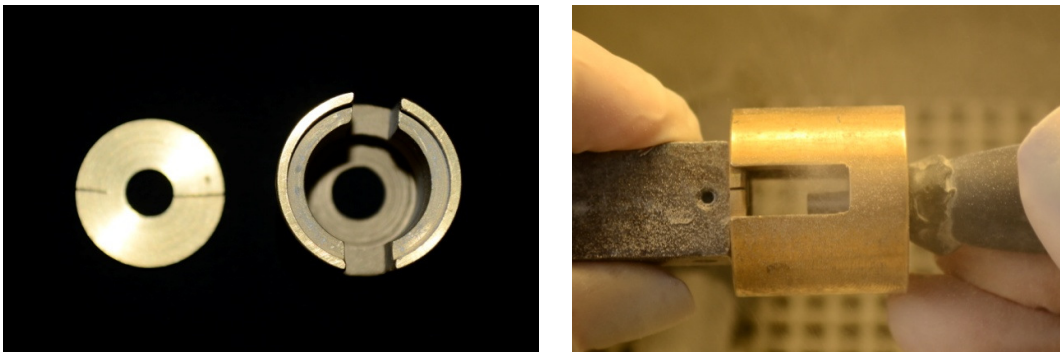
3.3. ALT YAPI DENEY ÖRNEKLERİNE YÜZEY İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI

Araştırmada, tüm alt yapı örnekleri, biri kontrol grubu olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Kontrol grubundaki örneklere (n=40) herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örneklere, 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama (n=40), üçüncü gruptaki örneklere ise 110 µm'lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrası liner materyali uygulandı (n=40).

3.3.1. Kumlama İşlemi

Çalışmamızda porselen bağlanma deneylerinde standardizasyon sağlayabilmek için 2003 yılında dental materyallerin diş dokularına bağlanma deneyleri için hazırlanan ISO TR 11405 standartları kullanıldı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek hazırlandı.

Şekil 3-10: Kullanılan kumlama cihazı



Şekil 3-11: Kumlama cihazının ucunu sabit pozisyonda tutan düzenek ve alt yapı örneklerinin yüzeyinin kumlanması

Düzenek kumlama cihazının (Renfert Basic Classic, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) içine yerleştirildi (Şekil 3-10). 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 7 mm çapındaki örnekler sabitlendi. Çapı 7 milimetre, yüksekliği 2 milimetre olan zirkonya esaslı alt yapıların bağlantı yüzeylerine uygulanan kumlama işlemi, kalem uçlu kumlama cihazıyla (Renfert Basic Classic, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya), 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleri (Cobra, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) ile 2 bar basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 saniye süreyle gerçekleştirildi (Şekil 3-11). Kumlama sonrası tüm örnekler distile suyla 3 dakika ultrasonik olarak temizlendi.

3.3.2. Kumlama ve Liner Materyalinin Uygulanması

Üst yapı porselenleri uygulanmadan önce, zirkonya alt yapı üzerine, 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, 15 saniye süreyle gerçekleştirilen kumlama işlemini takiben her bir üretici firmanın kendi porseleni için geliştirmiş olduğu yüksek oranda feldspar ve düşük cam fazı içeriğine sahip liner (astar) materyali, toz ve likiti karıştırılarak kremsi bir kıvamda hazırlandı. Fırça yardımı ile ince bir tabaka halinde alt yapıların bağlantı yüzeylerine uygulandı ve vibrasyon işlemi ile kondansasyon yapıldı (Şekil 3-12). Kısa bir süre kurutulduktan sonra fırınlanma işlemine tabi tutuldu (Tablo 3-4).

Tablo 3-4: Çalışmamızda kullanılan liner materyalinin fırınlama derecesi ve süresi

Liner materyali	B (^oC)	S(dk)	T (^oC)	H (dk)	t (^oC)	V1	V2
GC Initial Zr-FS Frame Modifier (FM)	450	4	800	1	55	450	800

B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, t: Porselen fırın ısısının bir dakikada yükselme derecesi, V1: Vakumlamanın başladığı ısı, V2: Vakumlamanın bittiği ısı

Şekil 3-12: Kullanılan liner materyali ve alt yapı örneklerinin yüzeyine liner materyalinin uygulanması

3.4. ÜST YAPI PORSELENLERİNİN UYGULANMASI

Çalışmamızda, piyasada zirkonyum dioksit alt yapılar için üretilmiş iki tip üst yapı porseleni; GC Initial Zr-FS (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) ve GC Initial PC (GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) kullanıldı. Bu üst yapı porselenlerinin fiziksel özellikleri Tablo 3-5'de gösterilmektedir.

Tablo 3-5: Çalışmamızda kullanılan üst yapı porselenlerinin fiziksel özellikleri

Özellik	GC Initial Zr-FS	GC Initial PC
Isı genleşme katsayısı	9,4 x 10^{-6} K^{-1}	13 x 10^{-6} K^{-1}
Cam transformasyon ısısı	550 ^{0}C	580 ^{0}C
Kimyasal çözünürlük	12 µg/cm^3	25 µg/cm^3
Yoğunluk	2,43 g/cm^3	-
Ortalama gren boyutu	21,5 µm; D 50%	25 µm; D 50%
Bükülme direnci	90 MPa	115 MPa
Üretim şekli	Sentetik	Doğal/Sentetik

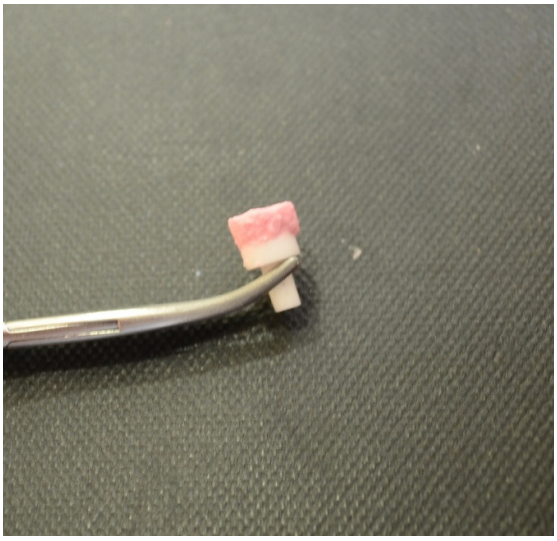
Zirkonyum dioksit alt yapı modellerinin üzerine, üst yapı porselenlerinin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla; presleme ve tabakalama tekniği için farklı birer metal kalıp hazırlandı (Şekil 3-13). Metal kalıpların boyutları, zirkonya alt yapıların üzerine 3 mm kalınlığında porselen uygulanacak şekilde ayarlandı.

Şekil 3-13: Üst yapı porselenlerinin uygulanması esnasında kullanılan metal kalıplar

Örneklerin, tabakalama tekniği ile hazırlandığı deney gruplarında; porselenin fırınlama işlemi sonrası gösterdiği % 13,6 oranındaki büzülmeyi kompanse edebilmek ve tek bir fırınlama işlemi ile üst yapı elde edebilmek amacıyla kademeli bir metal kalıp kullanıldı. Kalıbın alt bölümü zirkonyum dioksit alt yapı örneklerinin üretimi için daha önce hazırlamış olduğumuz metal kalıbın üzerine rahatlıkla yerleşebilecek şekilde 7 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde; üst bölümü ise 8,1 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde hazırlandı. Presleme tekniği uygulanan gruplarda ise; fırınlama işleminde bir büzülme söz konusu olmadığı için metal kalıp; 7 mm - 2 mm boyutlarındaki zirkonya örneğin üzerine 3 mm kalınlığında üst yapı porseleni işlenecek şekilde 7 mm (çap) - 5 mm (yükseklik) boyutlarında hazırlandı (Şekil 3-14).

Şekil 3-14: Tabakalama tekniği için hazırlanan kademeli metal kalıp ve presleme tekniği için hazırlanan metal kalıp

Her grup, örnek sayısı 20 olan 2 alt gruba ayrıldı. Üst yapı porseleni uygulamasından önce örnekler 15 saniye basınçlı sıcak buhar ile temizlendikten sonra metal kalıp içerisine yerleştirildi. Bu kalıbın üzerine tabakalama tekniği için hazırlanmış olan metal kalıp yerleştirildi. Tabakalama tekniği uygulanan gruplarda; dentin porseleni poröziteyi en aza indirecek şekilde kondansasyon tekniği ile uygulandı (Şekil 3-15) ve kondansasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendil ile ortamdan uzaklaştırıldı.



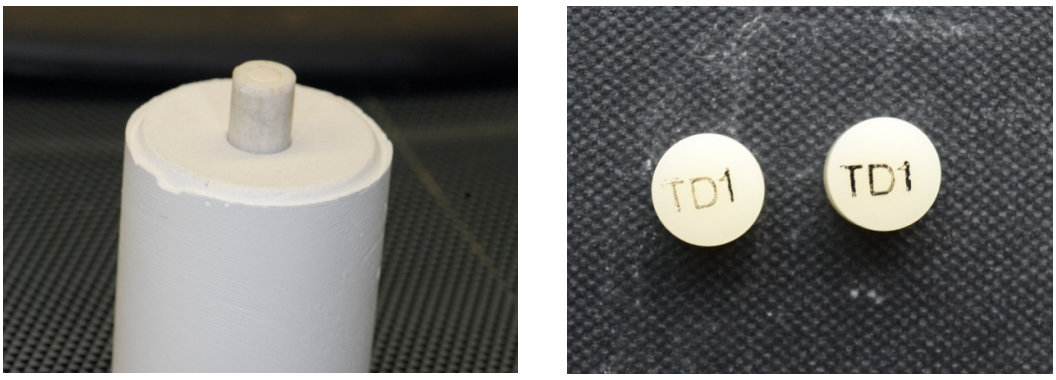
Şekil 3-15: Tabakalama tekniğinde kullanılan üst yapı porseleni ve üst yapının hazırlanması

Kalıp içerisinden çıkarılan modeller firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde (Tablo 3-6), programlanabilen vakumlu porselen fırınlarında (Programat P300, Ivoklar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pişirildi. Fırından çıkarılan örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı. Pişirme işleminden sonra fazlalıklar tesviye edildi.

Presleme tekniği uygulanan gruplarda ise; alt yapı örnekleri, metal kalıbın alt bölümüne yerleştirildikten sonra, 3 mm kalınlığındaki üst yapıyı elde edebilmek için, özel döküm mumu ile mum modelajları yapıldı (Şekil 3-16).

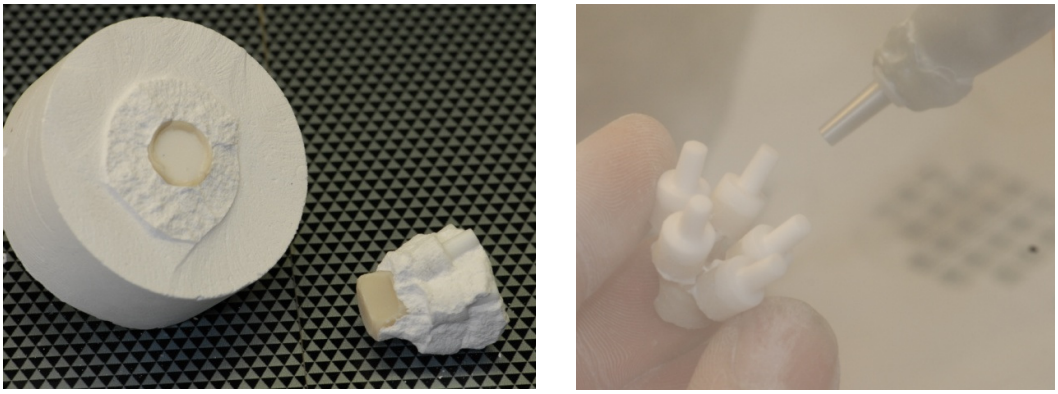
Şekil 3-16: Kullanılan özel döküm mumları ve preslenecek üst yapının mum modelajı

Modelajları tamamlanan örnekler, döküm yolları bağlandıktan sonra, firmanın kendi seramik ingotu için geliştirmiş olduğu özel revetman (GC MultiPressVest, GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika) ile manşete alındı (Şekil 3-17). Revetmanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra hazırlanan manşetler döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde presleme pistonları ile birlikte fırına yerleştirildi ve mum eliminasyonu işlemi için 850 ^{0}C' da, 1 saat ön ısıtma işlemine tabi tutuldu.



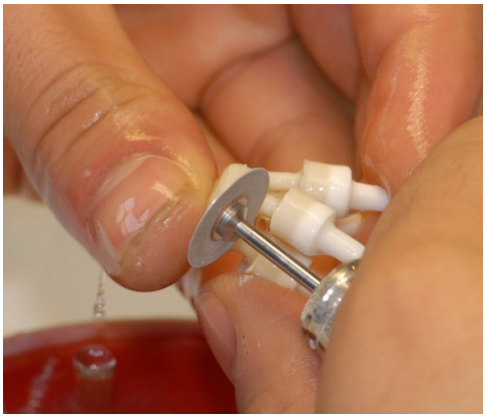
Şekil 3-17: Hazırlanan mum modelajın özel revetman ile manşete alınması ve kullanılan seramik ingotlar

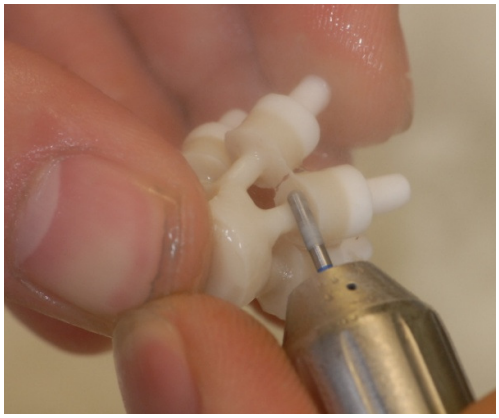
Isı ve basınç tekniği kullanılarak programlanabilen vakumlu porselen fırınlarında (Programat P300, Ivoklar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici firmanın belirttiği ısıda presleme işlemleri tamamlandı (Tablo 3-6). Oda ısısında soğutulan manşetin içinde kalan pistonun bitim sınırı işaretlenerek mikromotor ve elmas separe yardımıyla revetman ikiye ayrıldı. Manşetten çıkarılan örnekler, öncelikle 4 bar basınç altında, 50 µm Al_2O_3 partikülleri; sonra 2 bar basınç altında, 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlanarak (Şekil 3-18) revetman artıklarından temizlendi (Şekil 3-19), döküm yolları elmas separe yardımı ile kesildi ve fazlalıklar tesviye edildi (Şekil 3-20).



Şekil 3-18: Manşetten çıkarılan örnekler ve kumlama ile revetman artıklarının uzaklaştırılması

Şekil 3-19: Revetman artıklarından arındırılmış örnekler



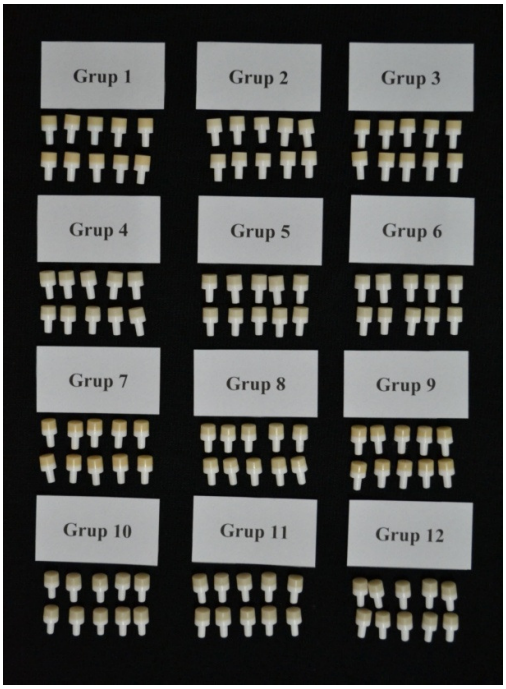


Şekil 3-20: Döküm yollarının elmas separe ile kesilmesi ve fazlalıkların tesviye edilmesi

Tablo 3-6: Çalışmamızda kullanılan üst yapı porselenlerinin fırınlama dereceleri ve süreleri

	B (^{O}C)	S(dk)	T (^{o}C)	H (dk)	t (^{o}C)	V1	V2	P (bar)
GC Initial Zr-FS	450	6	810	1	45	450	810	-
GC Initial PC	700	-	950	20	60	500	950	4,5-5

B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, t: Porselen fırın ısısının bir dakikada yükselme derecesi, V1: Vakumlamanın başladığı ısı, V2: Vakumlamanın bittiği ısı, P: Presleme basıncı.



Şekil 3-21: Hazırlanan deney örnekleri

3.5. ÖRNEKLERİN FIRINLANMASI

Tüm deney örnekleri (Şekil 3-21), üretici firmanın önerdiği üst yapı porseleninin fırınlama talimatlarına uygun olarak Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını (Ivoklar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak fırınlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 3-22). Tabakalama tekniği kullanılarak üst yapı porseleni uygulanan örnekler 1. dentin fırınlama ısısında (810 ^{0}C); presleme tekniği kullanılarak üst yapı porseleni uygulanan örnekler presleme ısısında (950 ^{0}C) 1 kez fırınlandı ve fırınlama süresi tamamlandıktan sonra oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 3-23). Her alt gruptan 10 örneğe 1 kez fırınlama işlemi uygulanırken, her alt gruptan diğer 10 örneğe ise 3 kez fırınlama işlemi uygulandı. Tekrarlanan fırınlama işlemi yapılacak olan örneklerin tümü, tabakalama tekniğinde kullanılan üst yapı porseleninin 2. dentin fırınlama ısısında (800 ^{0}C) fırınlandı ve oda ısısında soğutulduktan sonra aynı işlem 1 kez daha tekrarlandı. Klinikte karşılaşılan, presleme tekniği kullanılarak hazırlanan üst yapı seramiğindeki eksiklikler, üst yapı üzerine tekrar presleme işlemi yapılamayacağı için tabakalama

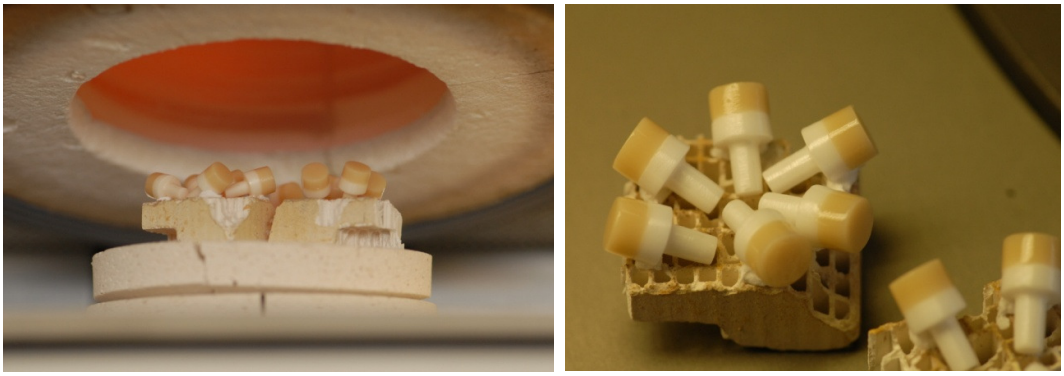
tekniği ile tamamlanmaktadır. Bu nedenle, presleme tekniğiyle hazırlanan örneklerin tekrarlanan fırınlama ısısı olarak tabakalama tekniğinde kullanılan üst yapı porseleninin 2. dentin fırınlama ısısı kullanıldı. Tekrarlanan fırınlama işleminin derecesi ve süresi Tablo 3-7'de belirtilmiştir.

Tablo 3-7: Tekrarlanan fırınlama derecesi ve süresi

	B (^{o}C)	S(dk)	T (^{o}C)	H (dk)	t (^{o}C)	V1	V2
Tekrarlanan Fırınlama	450	6	800	1	45	450	800

B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, T: Pişirme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi, t: Porselen fırın ısısının bir dakikada yükselme derecesi, V1: Vakumlamanın başladığı ısı, V2: Vakumlamanın bittiği ısı.

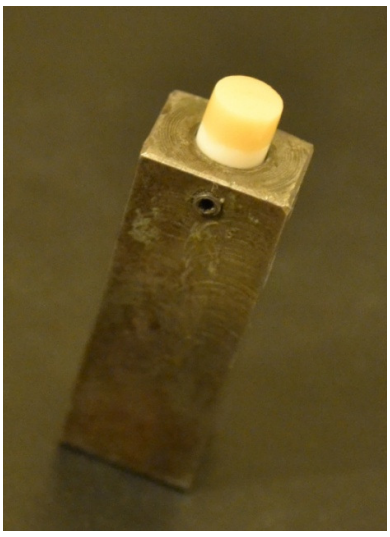
Şekil 3-22: Kullanılan Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını



Şekil 3-23: Deney örneklerinin fırınlanması

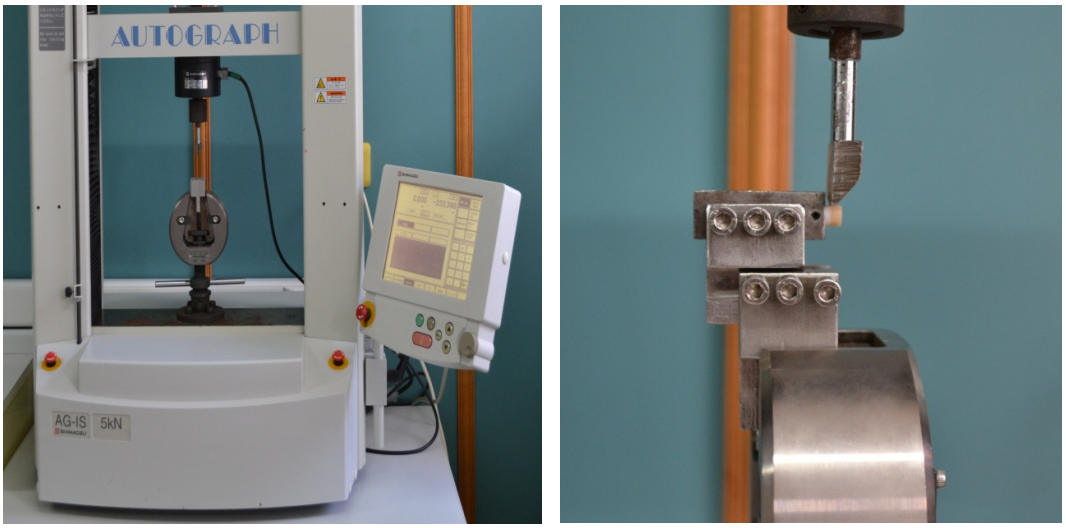
3.6. DENEY DÜZENEĞİNİN HAZIRLANMASI VE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİNİN YAPILMASI

Oluşturulan deney örnekleri, alt yapının 1 mm'lik kısmı dışarıda kalacak şekilde, üretici firmanın önerdiği oranlarda (10 toz/ 7 ml likit) karıştırılarak elde edilen otopolimerizan akrilik reçine (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ile çalışmamızda kullanılacak üniversal test cihazının ara parçasına uygun olarak tasarlanan ve 40 mm × 15 mm × 12 mm boyutlarındaki metal kalıplar içine sabitlendi (Şekil 3-24).



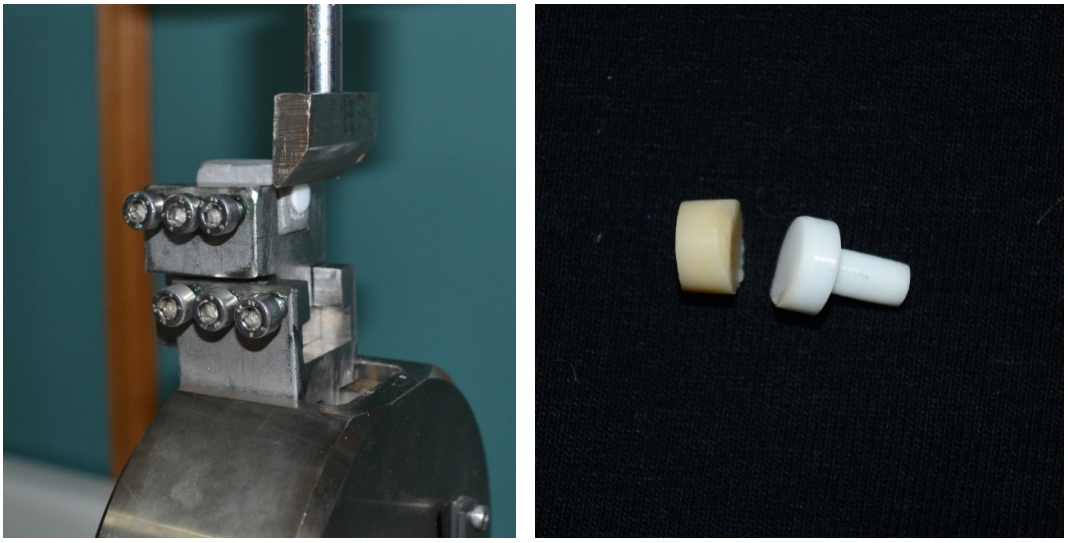
Şekil 3-24: Örneklerin üniversal test cihazının ara parçasına uygun hazırlanan metal kalıplar içine sabitlenmesi

Daha sonra örneklere İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda bulunan üniversal test cihazında (Autograf AG-IS 5K-N SHIMADZU, Kyoto, Japonya) 1 mm/dk hızda makaslama bağlanma dayanım testi yapıldı (Şekil 3-25).



Şekil 3-25: Üniversal test cihazı ve örneklere makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulanması

Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, 2003 yılında dental materyallerin diş dokularına bağlanma deneyleri için hazırlanan ISO TR 11405 standartlarında belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki alt yapı-üst yapı bağlantı yüzeyine 90º'lik bir açı yapacak şekilde konumlandırıldı, kuvvet uygulanması sırasında hareket etmemesi için üniversal test cihazının ara parçasına vidalarla sabitlendi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızda yapıldı. Üst yapının alt yapıdan ayrılma anındaki direnç değerleri sistemin bağlı olduğu bilgisayar tarafından kaydedildi (Şekil 3-26).



Şekil 3-26: Kırılan örneğin üniversal test cihazındaki ve kırılma sonrası görünümü

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

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

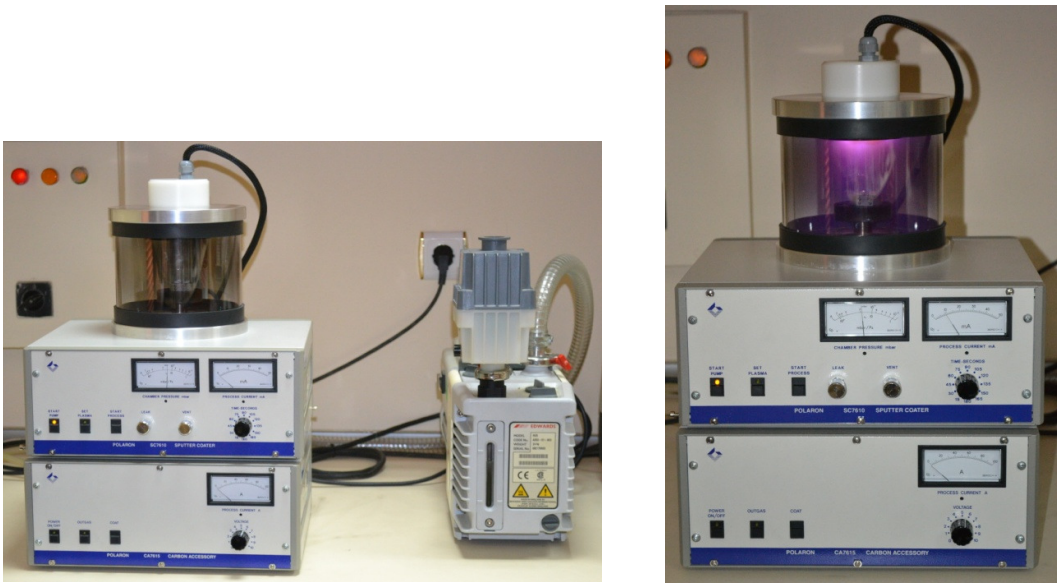
$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) / 4 \ (\text{mm}^2)$$

r = Bağlanma yüzeyinin çapı

3.7. TARAYICI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İNCELEMELERİ

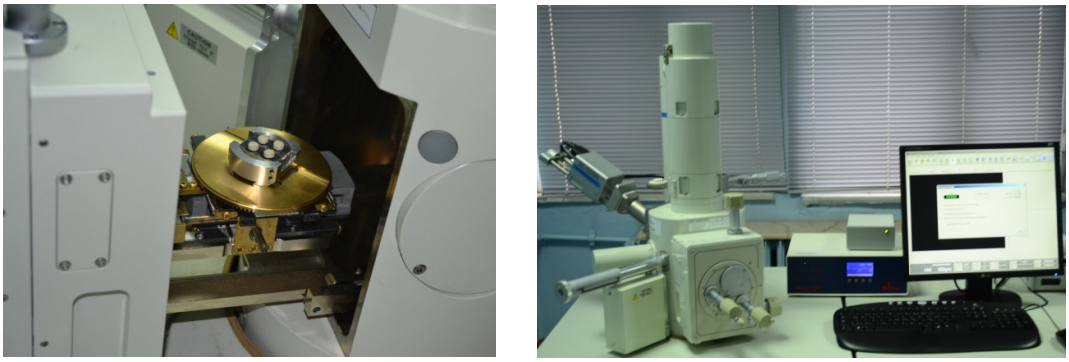
Örneklerin bağlanma yüzeylerinin elektron mikroskobu ile incelenmesi işlemi için İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü laboratuarında bulunan tarayıcı elektron mikroskobu (JEOL JSM-5600 Scanning Electron Micriscope, JEOL Ltd, Tokyo, Japonya) kullanıldı.

SEM analizi için her gruptan birer adet zirkonyum dioksit alt yapı örneği rastgele seçildi. Örnekler 24 saat süreyle oda sıcaklığında kurutulduktan sonra, örnek yüzeyleri net olarak izlenebilecek şekilde alüminyum örnek tutucu içerisine çift taraflı karbon bant ile sabitlendi. Daha sonra örneklerin yüzeyleri altın kaplama cihazında (Polaron SC 7610 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere), vakum altında altın film tabakasıyla kaplandı (Şekil 3-27).



Şekil 3-27: Altın kaplama cihazı ve vakum altında yüzeyin altın ile kaplanması

Yüzey kaplama işleminden sonra x 100, x 150, x 250, x 500 ve x 1000'lik büyütmelerde tarayıcı elektron mikroskobu ile görüntüler alındı (Şekil 3-28).



Şekil 3-28: Örneklerin tarayıcı elektron mikroskobuna yerleştirilmesi

3.8. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Deney gruplarının makaslama deneyi sonrasında elde edilen bağlanma dayanımları, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, ABD) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametreler normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında ANOVA tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Bağlanma yüzeyinde standardizasyon sağlanan zirkonyum dioksit esaslı alt yapılara farklı yüzey işlemleri ve iki farklı teknikle üst yapı porselenleri uygulanarak fırınlama işlemine tabi tutuldu. Makaslama bağlantı dayanım testi yapıldı ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

4.1. BAĞLANMA DAYANIMI BULGULARI

4.1.1. Tüm Grupların Bağlanma Dayanımı Değerleri

Toplam 12 grup içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda elde edilirken (**38,43 ± 10,12 MPa**), en düşük değer Kumlama + Liner + Tabakalama (**19,49 ± 1,80 MPa**) grubunda elde edildi (Şekil 4-1). Grupların bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). Tüm grupların bağlanma dayanımı değerleri Tablo 4-1'de, tüm değerlerin grafiksel olarak değerlendirilmesi Şekil 4-2'de görülmektedir. Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulabilmek için yapılan Tukey HSD analizi sonuçları Tablo 4-2'de görülmektedir.

Tablo 4-1: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi

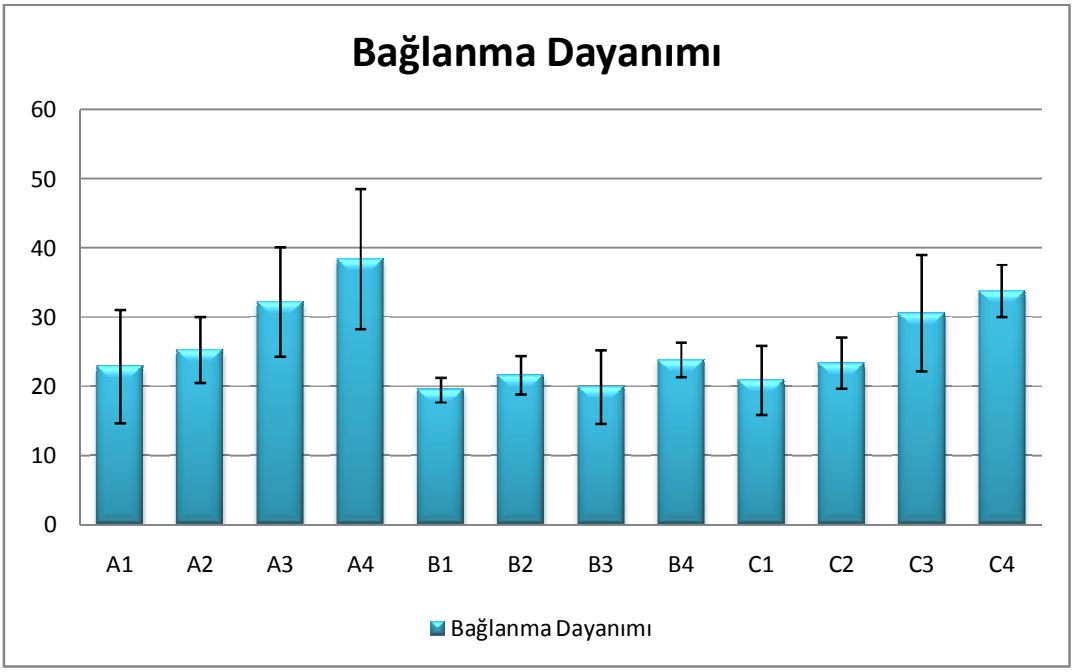
Yüzey Uygulaması	Üst Yapı Uygulama Tekniği	Fırınlama Sayısı	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)
Kumlama	Tabakalama	1	10	**22,87**	**8,21**	17,88	36,61
		3	10	**25,24**	**4,77**	17,78	32,23
	Presleme	1	10	**32,23**	**7,90**	23,70	49,66
		3	10	**38,43**	**10,12**	22,28	55,35
Kumlama + Liner	Tabakalama	1	10	**19,49**	**1,80**	16,43	22,50
		3	10	**21,60**	**2,78**	17,96	26,67
	Presleme	1	10	**19,92**	**5,34**	14,72	29,68
		3	10	**23,82**	**2,48**	21,21	29,35
Yüzey uygulaması yok	Tabakalama	1	10	**20,87**	**4,98**	13,16	28,01
		3	10	**23,36**	**3,69**	16,68	28,21
	Presleme	1	10	**30,59**	**8,40**	22,68	50,95
		3	10	**33,83**	**3,76**	30,17	42,42

[+]*One-way ANOVA Test*

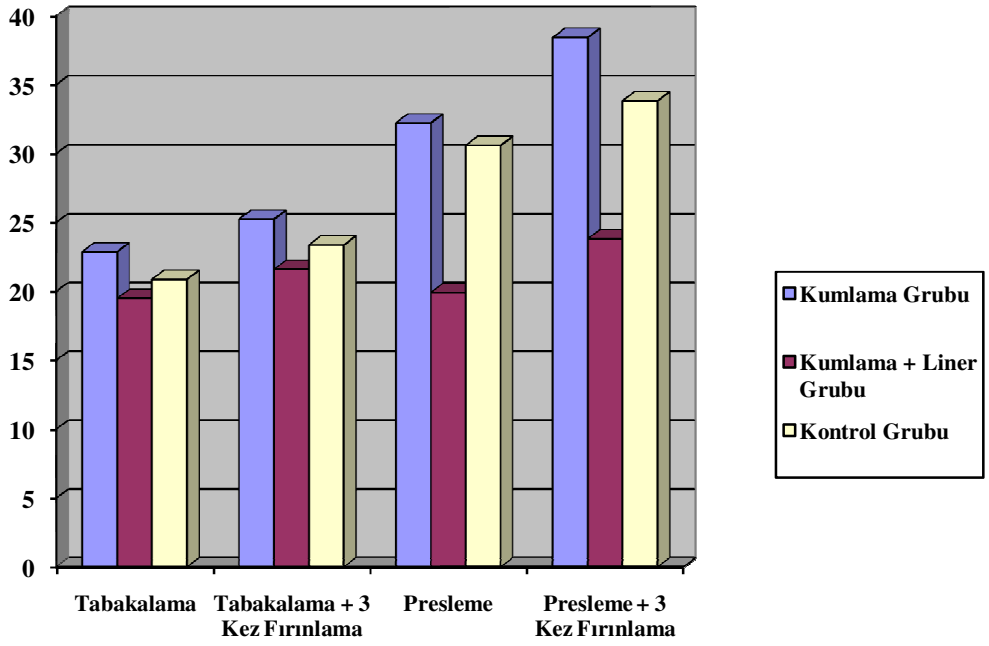
Tablo 4-2: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

Yüzey Uygulaması	Üst Yapı Uygulama Tekniği - Fırınlama Sayısı	$^{++}$p
Kumlama Grubu	Tabakalama (22,87) - Tabakalama + 3 kez fırınlama (25,24)	0,910
	Tabakalama (22,87) - Presleme (32,23)	0,060
	Tabakalama (22,87) - Presleme + 3 kez fırınlama (38,43)	**0,001****
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (25,24) - Presleme (32,23)	0,224
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (25,24) - Presleme + 3 kez fırınlama (38,43)	**0,004****
	Presleme (32,23) - Presleme + 3 kez fırınlama (38,43)	0,321
Kumlama + Liner Grubu	Tabakalama (19,49) - Tabakalama + 3 kez fırınlama (21,60)	0,512
	Tabakalama (19,49) - Presleme (19,92)	0,992
	Tabakalama (19,49) - Presleme + 3 kez fırınlama (23,82)	**0,034***
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (21,60) - Presleme (19,92)	0,687
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (21,60) - Presleme + 3 kez fırınlama (23,82)	0,466
	Presleme (19,92) - Presleme + 3 kez fırınlama (23,82)	0,065
Yüzey Uygulaması Yok Grubu	Tabakalama (20,87) - Tabakalama + 3 kez fırınlama (23,36)	0,750
	Tabakalama (20,87) - Presleme (30,59)	**0,002****
	Tabakalama (20,87) - Presleme + 3 kez fırınlama (33,83)	**0,001****
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (23,36) - Presleme (30,59)	**0,030***
	Tabakalama + 3 kez fırınlama (23,36) - Presleme + 3 kez fırınlama (33,83)	**0,001****
	Presleme (30,59) - Presleme + 3 kez fırınlama (33,83)	0,567

$^{++}$ *Tukey HSD Test* * *p<0,05* ** *p<0,01*



Şekil 4-1: Tüm grupların bağlanma dayanımı ortalamaları



Şekil 4-2: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel olarak değerlendirmesi

4.1.2. Kumlama Grubunun Bağlanma Dayanımı Değerleri

Zirkonyum dioksit alt yapı yüzeylerine kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 4-3). Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Tabakalama grubunda **22,87 ± 8,21 MPa**, Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **25,24 ± 4,77 MPa**, Kumlama + Presleme grubunda **32,23 ± 7,90 MPa** ve Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **38,43 ± 10,12 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, kumlama grubunun bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırmaların değerleri Tablo 4-4'de görülmektedir. Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Kumlama + Tabakalama grubu ve Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunun bağlanma dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0,01$). Diğer grupların bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4-3: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

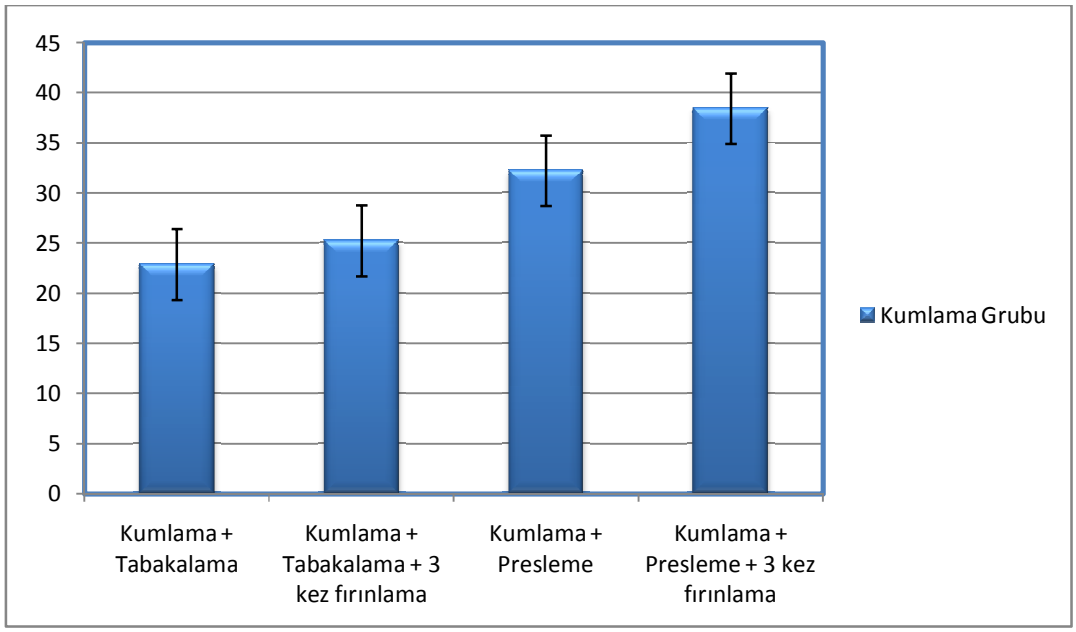
Kumlama grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	$^{+}$p
Kumlama + Tabakalama	10	22,87	8,21	17,88	36,61	**0,001****
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	25,24	4,77	17,78	32,23	
Kumlama + Presleme	10	**32,23**	**7,90**	**23,70**	**49,66**	
Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama	10	**38,43**	**10,12**	**22,28**	**55,35**	

$^{+}$ *One-way ANOVA Test* ** *$p<0,01$*

Tablo 4-4: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Kumlama grubu	++p
Kumlama + Tabakalama **(22,87) -** Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(25,24)**	0,910
Kumlama + Tabakalama **(22,87)** - Kumlama + Presleme **(32,23)**	0,060
Kumlama + Tabakalama **(22,87)** - Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama **(38,43)**	**0,001****
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(25,24)** - Kumlama + Presleme **(32,23)**	0,224
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(25,24)** - Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama **(38,43)**	**0,004****
Kumlama + Presleme **(32,23)** - Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama **(38,43)**	0,321

++ *Tukey HSD Test* ** *p<0,01*



Şekil 4-3: Kumlama işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.3. Kumlama + Liner Grubunun Bağlanma Dayanımı Değerleri

Zirkonyum dioksit alt yapı yüzeylerine kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 4-5). Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Liner + Tabakalama grubunda **19,49 ± 1,80 MPa**, Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **21,60 ± 2,78 MPa**, Kumlama + Liner + Presleme grubunda **19,92 ± 5,34 MPa** ve Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **23,82 ± 2,48 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, kumlama + liner grubunun bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırmaların değerleri Tablo 4-6'da görülmektedir. Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Kumlama + Liner + Tabakalama grubunun bağlanma dayanımı ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0,05$). Diğer grupların bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4-5: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

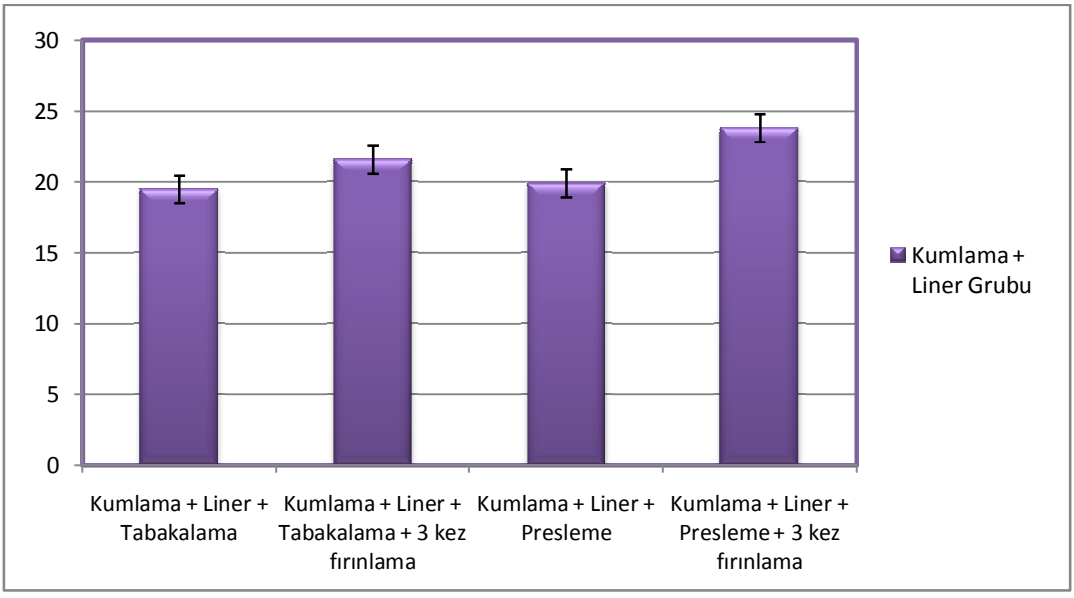
Kumlama + liner grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	$^{+}$p
Kumlama + Liner + Tabakalama	10	19,49	1,80	16,43	22,50	**0,029***
Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	21,60	2,78	17,96	26,67	
Kumlama + Liner + Presleme	10	19,92	5,34	14,72	29,68	
Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama	10	**23,82**	**2,48**	**21,21**	**29,35**	

$^{+}$ *One-way ANOVA Test* * $p<0,05$

Tablo 4-6: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Kumlama + liner grubu	++p
Kumlama + Liner + Tabakalama **(19,49) -** Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(21,60)**	0,512
Kumlama + Liner + Tabakalama **(19,49)** - Kumlama + Liner + Presleme **(19,92)**	0,992
Kumlama + Liner + Tabakalama **(19,49)** - Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama **(23,82)**	**0,034***
Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(21,60)** - Kumlama + Liner + Presleme **(19,92)**	0,687
Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(21,60)** - Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama **(23,82)**	0,466
Kumlama + Liner + Presleme **(19,92)** - Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama **(23,82)**	0,065

++ *Tukey HSD Test* * *p<0,05*



Şekil 4-4: Kumlama + liner uygulaması yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.4. Yüzey Uygulamasının Yapılmadığı Grubun Bağlanma Dayanımı Değerleri

Zirkonyum dioksit alt yapı yüzeylerine herhangi bir uygulamanın yapılmadığı grupların bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları, % 95 güven aralığında ANOVA tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 4-7). Bağlanma kuvveti değerleri; Yüzey uygulaması yok + Tabakalama grubunda **20,87 ± 4,98 MPa**, Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **23,36 ± 3,69 MPa**, Yüzey uygulaması yok + Presleme grubunda **30,59 ± 8,40 MPa** ve Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **33,83 ± 3,76 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, yüzey uygulamasının yapılmadığı grubunun bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırmaların değerleri Tablo 4-8'de görülmektedir. Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Yüzey uygulaması yok + Tabakalama ve Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama gruplarının bağlanma dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0,01$). Yüzey uygulaması yok + Presleme grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Yüzey uygulaması yok + Tabakalama ve Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama gruplarının bağlanma dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı yüksektir ($p<0,05$, $p<0,01$). Diğer grupların bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4-7: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

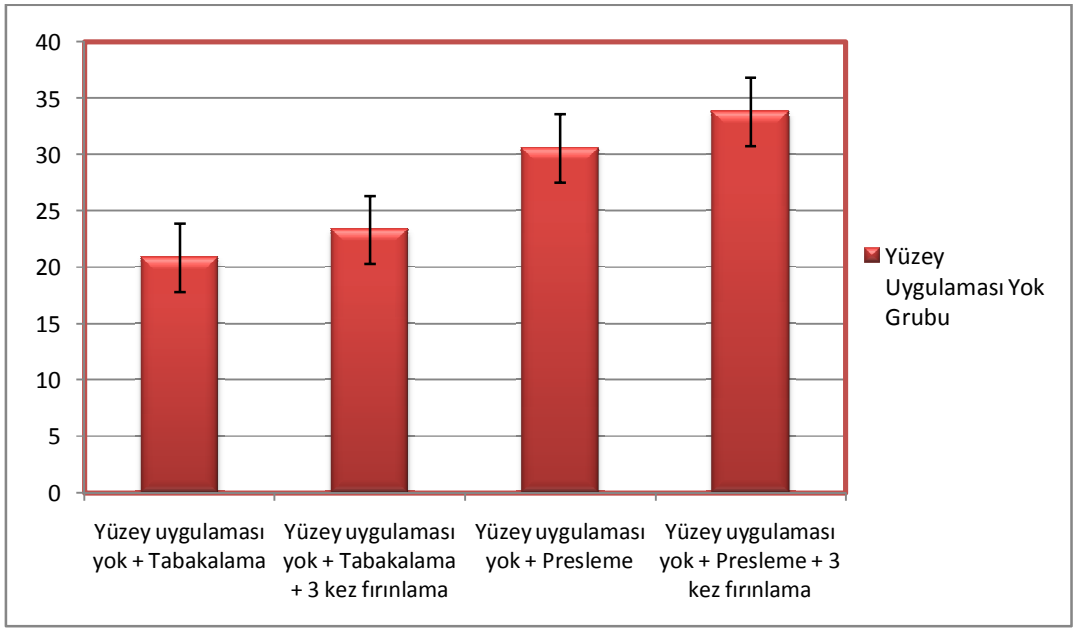
Yüzey uygulaması yok grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	$^{+}$p
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama	10	20,87	4,98	13,16	28,01	**0,001****
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	23,36	3,69	16,68	28,21	
Yüzey uygulaması yok + Presleme	10	**30,59**	**8,40**	**22,68**	**50,95**	
Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama	10	**33,83**	**3,76**	**30,17**	**42,42**	

$^{+}$ *One-way ANOVA Test* * *p<0,05* ** *p<0,01*

Tablo 4-8: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Yüzey uygulaması yok grubu	$^{++}$p
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama **(20,87) -** Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(23,36)**	0,750
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama **(20,87)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme **(30,59)**	**0,002****
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama **(20,87)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama **(33,83)**	**0,001****
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(23,36)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme **(30,59)**	**0,030***
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(23,36)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama **(33,83)**	**0,001****
Yüzey uygulaması yok + Presleme **(30,59)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama **(33,83)**	0,567

$^{++}$ *Tukey HSD Test* * *p<0,05* ** *p<0,01*



Şekil 4-5: Yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.5. Tabakalama Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler

Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Tabakalama grubunda **22,87 ± 8,21 MPa**, Kumlama + Liner + Tabakalama grubunda **19,49 ± 1,80 MPa** ve Yüzey uygulaması yok + Tabakalama grubunda **20,87 ± 4,98 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, tabakalama yapılan grupların bağlanma düzeyi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanım değerleri Tablo 4-9'da, çoklu karşılaştırma değerleri Tablo 4-10'da görülmektedir.

Tablo 4-9: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

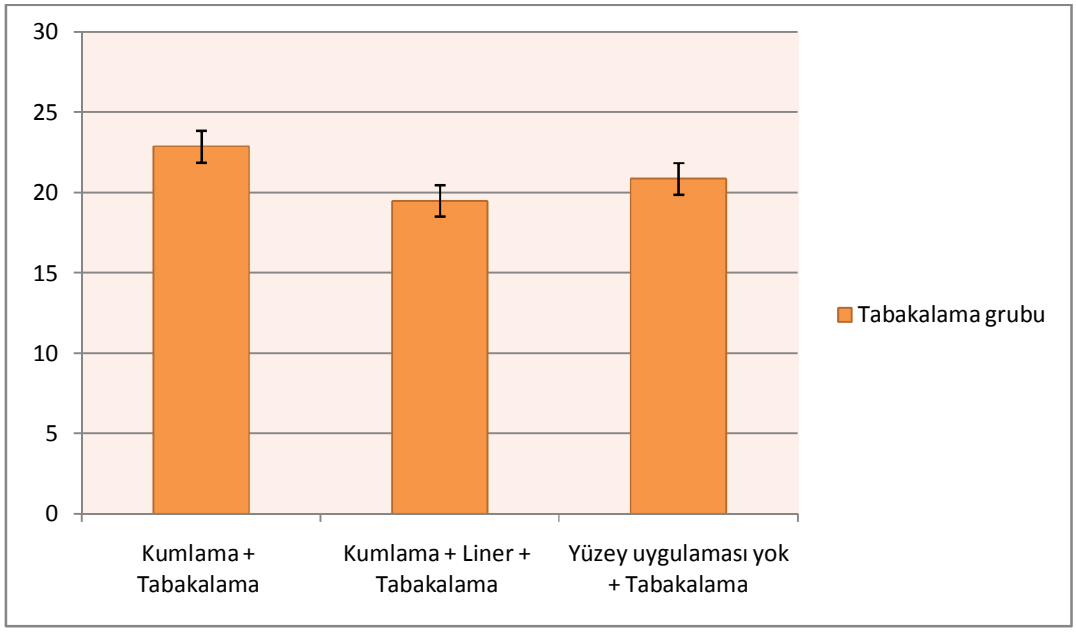
Tabakalama grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	+p
Kumlama + Tabakalama	10	22,87	8,21	16,43	22,50	**0,416**
Kumlama + Liner + Tabakalama	10	19,49	1,80	17,96	26,67	
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama	10	20,87	4,98	21,21	29,35	

+ *One-way ANOVA Test*

Tablo 4-10: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Tabakalama grubu	++p
Kumlama + Tabakalama **(22,87) -** Kumlama + Liner + Tabakalama **(19,49)**	0,387
Kumlama + Tabakalama **(22,87)** - Yüzey uygulaması yok + Tabakalama **(20,87)**	0,710
Kumlama + Liner + Tabakalama **(19,49)** - Yüzey uygulaması yok + Tabakalama **(20,87)**	0,850

++ *Tukey HSD Test*



Şekil 4-6: Tabakalama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.6. Tabakalama ve Tekrarlanan Fırınlama İşlemi Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler

Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **25,24 ± 4,77 MPa**, Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **21,60 ± 2,78 MPa** ve Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama grubunda **23,36 ± 3,69 MPa** olarak saptandı. Bu sonuçlara göre, tabakalama ve tekrarlanan fırınlama işlemi yapılan grupların bağlanma düzeyi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanım değerleri Tablo 4-11'de, çoklu karşılaştırma değerleri Tablo 4-12'de görülmektedir.

Tablo 4-11: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

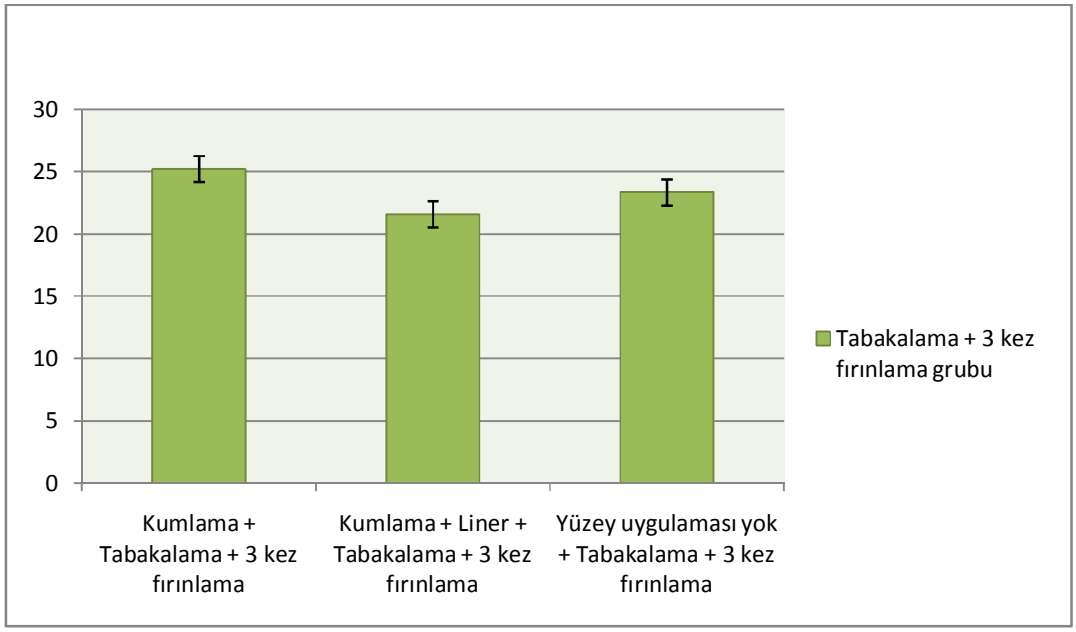
Tabakalama + 3 kez fırınlama grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	+p
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	25,24	4,77	17,78	32,23	**0,124**
Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	21,60	2,78	17,96	26,67	
Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama	10	23,36	3,69	16,68	28,21	

+ *One-way ANOVA Test*

Tablo 4-12: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Tabakalama + 3 kez fırınlama grubu	++p
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(25,24) -** Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(21,60)**	0,104
Kumlama + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(25,24)** - Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(23,36)**	0,523
Kumlama + Liner + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(21,60)** - Yüzey uygulaması yok + Tabakalama + 3 kez fırınlama **(23,36)**	0,569

++ *Tukey HSD Test*



Şekil 4-7: Tabakalama + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.7. Presleme Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler

Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Presleme grubunda **32,23 ± 7,90 MPa**, Kumlama + Liner + Presleme grubunda **19,92 ± 5,34 MPa** ve Yüzey uygulaması yok + Presleme grubunda **30,59 ± 8,40 MPa** olarak saptandı (Tablo 4-13). Bu sonuçlara göre, presleme yapılan grupların bağlanma düzeyi ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırmaların değerleri Tablo 4-14'de görülmektedir. Kumlama + Liner + Presleme grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Kumlama + Presleme ve Yüzey uygulaması yok + Presleme gruplarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0,01$). Kumlama + Presleme ve Yüzey uygulaması yok + Presleme gruplarının bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4-13: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

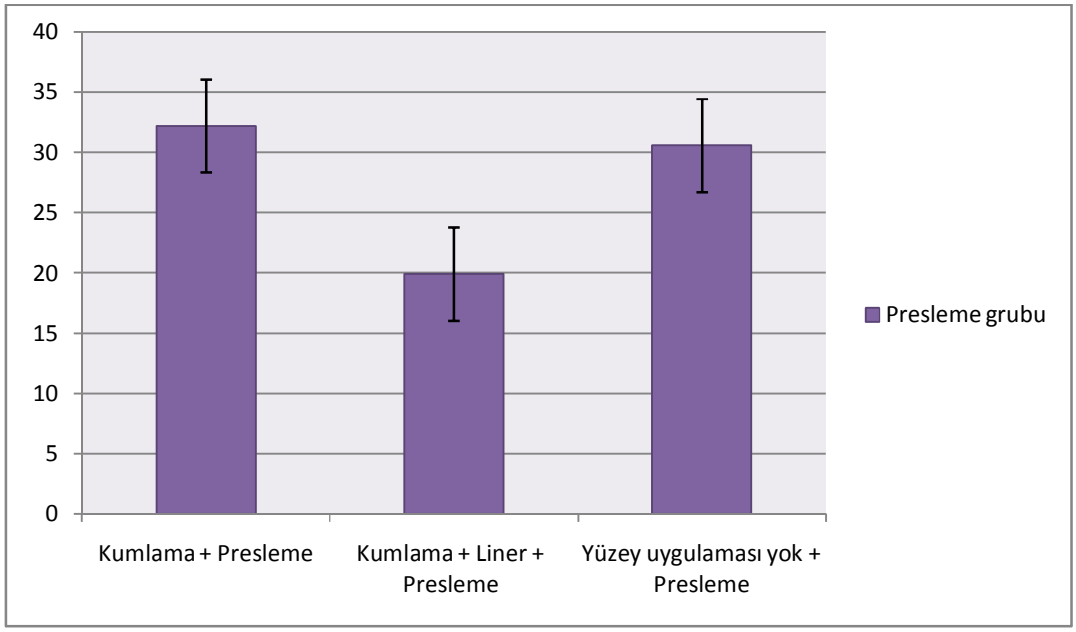
Presleme grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	+p
Kumlama + Presleme	10	**32,23**	**7,90**	23,70	49,66	**0,002****
Kumlama + Liner + Presleme	10	19,92	5,34	14,72	29,68	
Yüzey uygulaması yok + Presleme	10	**30,59**	**8,40**	22,68	50,95	

+ *One-way ANOVA Test* ** *p<0,01*

Tablo 4-14: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Presleme grubu	++p
Kumlama + Presleme **(32,23) -** Kumlama + Liner + Presleme **(19,92)**	**0,002****
Kumlama + Presleme **(32,23)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme **(30,59)**	0,873
Kumlama + Liner + Presleme **(19,92)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme **(30,59)**	**0,008****

++ *Tukey HSD Test* ** *p<0,01*



Şekil 4-8: Presleme yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.1.8. Presleme ve Tekrarlanan Fırınlama İşlemi Yapılan Gruplara İlişkin Değerlendirmeler

Bağlanma kuvveti değerleri; Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **38,43 ± 10,12 MPa**, Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **23,82 ± 2,48 MPa** ve Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama grubunda **33,83 ± 3,76 MPa** olarak saptandı (Tablo 4-15). Bu sonuçlara göre, presleme ve tekrarlanan fırınlama işlemi yapılan grupların bağlanma düzeyi ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırmaların değerleri Tablo 4-16'da görülmektedir. Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama ve Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama gruplarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0,01$). Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama ve Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama gruplarının bağlanma dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4-15: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının istatistiksel değerlendirmesi

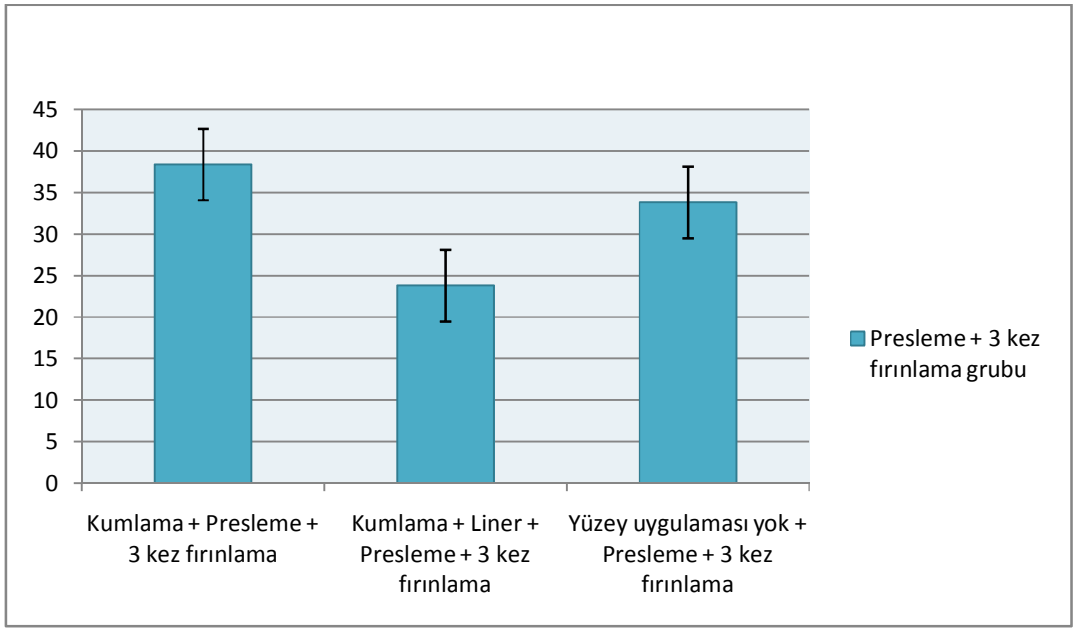
Presleme + 3 kez fırınlama grubu	n	x (MPa)	SS ±	min (MPa)	max (MPa)	+p
Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama	10	**38,43**	**10,12**	22,28	55,35	
Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama	10	23,82	2,48	21,21	29,35	**0,001****
Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama	10	**33,83**	**3,76**	30,17	42,42	

+ *One-way ANOVA Test* ** *p<0,01*

Tablo 4-16: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımlarının çoklu karşılaştırmaları

Presleme + 3 kez fırınlama grubu	++p
Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama **(38,43) -** Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama **(23,82)**	**0,001****
Kumlama + Presleme + 3 kez fırınlama **(38,43)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama **(33,83)**	0,260
Kumlama + Liner + Presleme + 3 kez fırınlama **(23,82)** - Yüzey uygulaması yok + Presleme + 3 kez fırınlama **(33,83)**	**0,005****

++ *Tukey HSD Test* ** *p<0,01*



Şekil 4-9: Presleme + 3 kez fırınlama yapılan grupların bağlanma dayanımı ortalamaları

4.2. KOPMA ŞEKİLLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ VE SEM BULGULARI

Deney örneklerinin makaslama bağlantı dayanım testi sonrasındaki kopma yüzeylerinin makroskobik incelemesinde; adeziv ve kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri gözlendi. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. Tüm gruplarda kombine kopma sayısının (75), adeziv kopma sayısından (45) daha fazla olduğu görüldü (Tablo 4-17). En fazla adeziv başarısızlık Kumlama + Liner uygulaması yapılan örneklerde görüldü.

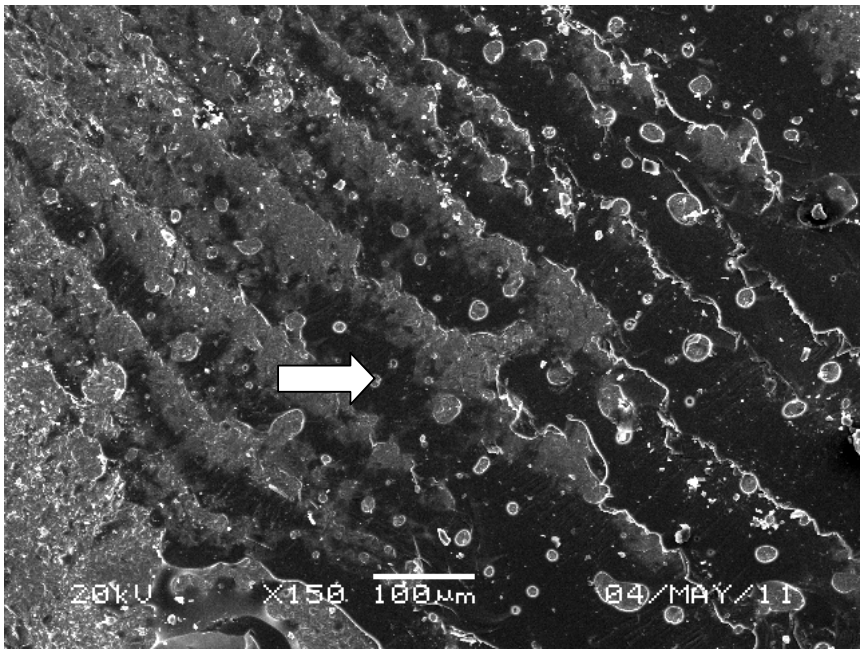
Tablo 4-17: Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerde görülen kopma şekilleri

Yüzey Uygulaması	Üst Yapı Uygulama Tekniği	Fırınlama Sayısı	n	Adeziv kopma	Kombine kopma
Kumlama	Tabakalama	1	10	-	10
		3	10	-	10
	Presleme	1	10	1	9
		3	10	1	9
Kumlama + Liner	Tabakalama	1	10	9	1
		3	10	8	2
	Presleme	1	10	10	-
		3	10	10	-
Yüzey uygulaması yok	Tabakalama	1	10	1	9
		3	10	-	10
	Presleme	1	10	2	8
		3	10	3	7

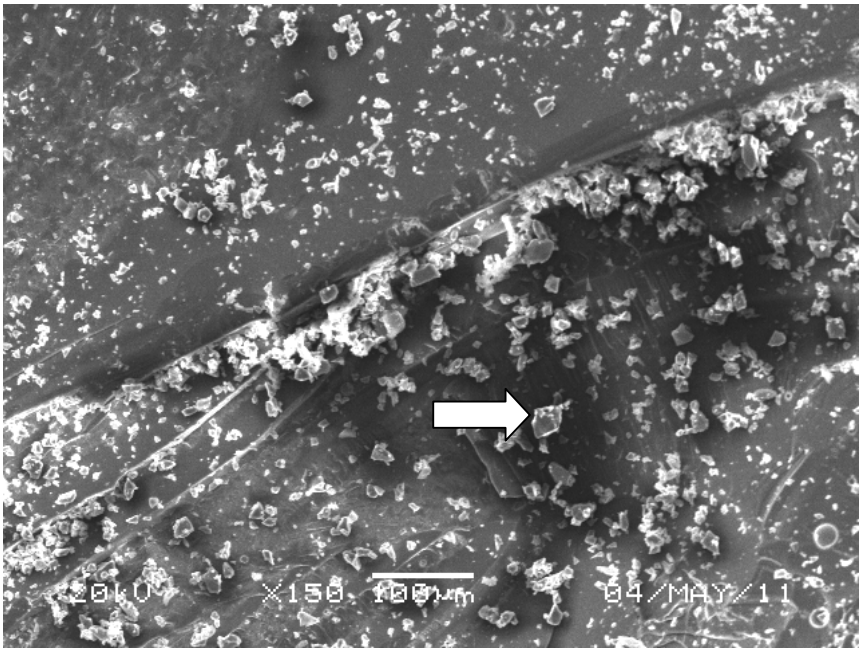
Makaslama bağlantı dayanım testinin gerçekleştirilmesinin ardından kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi amacıyla, seçilen alt yapıların yüzeyleri altın kaplama cihazında kaplanarak 20 kV'da incelendi. Örneklerin kopan yüzeylerinin SEM cihazındaki görüntüleri; seramik yüzeylerinde x100, x150, x250, x500 ve x1000'lik büyütmelerde incelendi ve kopan yüzeylerin başarısızlık değerlendirildi.

Herhangi bir yüzey uygulaması yapılmayan zirkonya alt yapı örneklerin yüzeyinde alt yapının aşındırılması sırasında oluşan frez izlerinin bulunduğu ve derin çiziklerin olduğu gözlendi (Şekil 4-18 ve 4-19). Kumlama yapılan yüzeylerde ise oldukça girintili ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu gözlendi (Şekil 4-12 ve 4-13). Bu iki grubun aksine kumlama işlemi sonrası liner uygulamasının daha az girinti ve çıkıntıya sahip, daha düzgün bir yüzey oluşturduğu gözlendi (Şekil 4-15 ve 4-17). Örneklerde

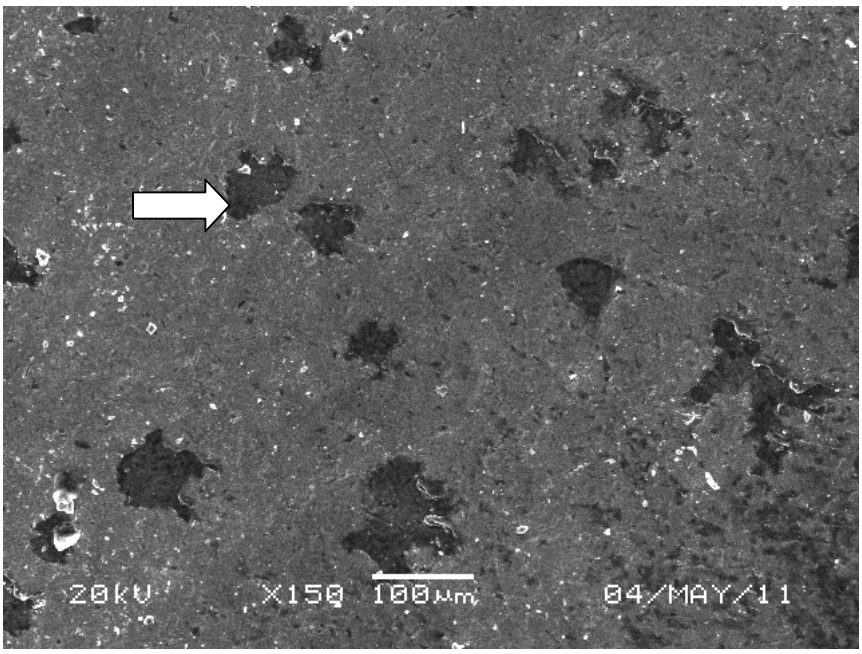
yapılan incelemelerde adeziv ve kombine kopmanın görüldüğü bölgeler gözlendi. Herhangi bir yüzey uygulamasının yapılmadığı ve kumlama işleminin gerçekleştirildiği yüzeylerde yüksek oranda kombine başarısızlık gözlenirken (Şekil 4-10 ve 4-20), kumlama işlemi sonrası liner uygulaması yapılan yüzeylerde sıklıkla adeziv başarısızlık görüldü (Şekil 4-16).



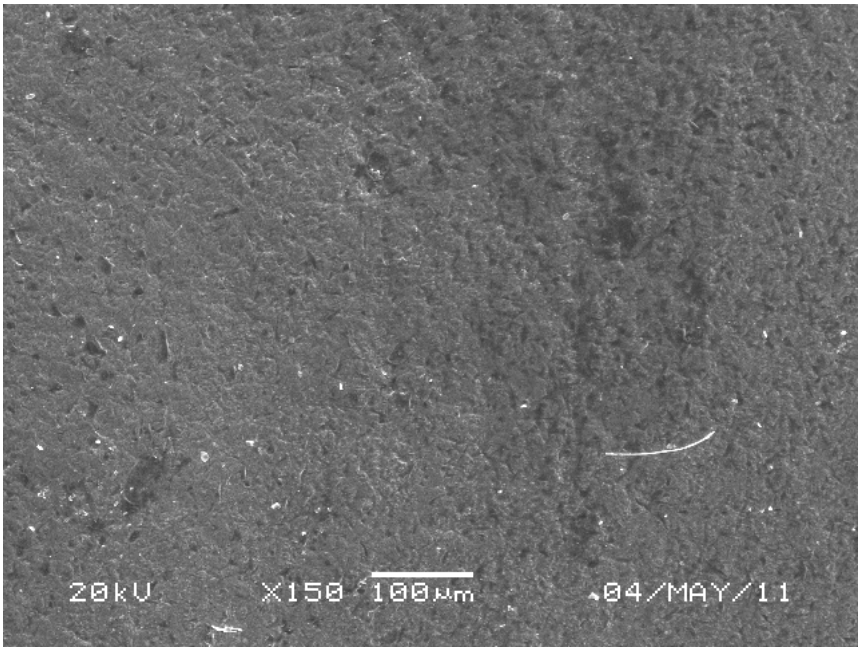
Şekil 4-10: Kumlama + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



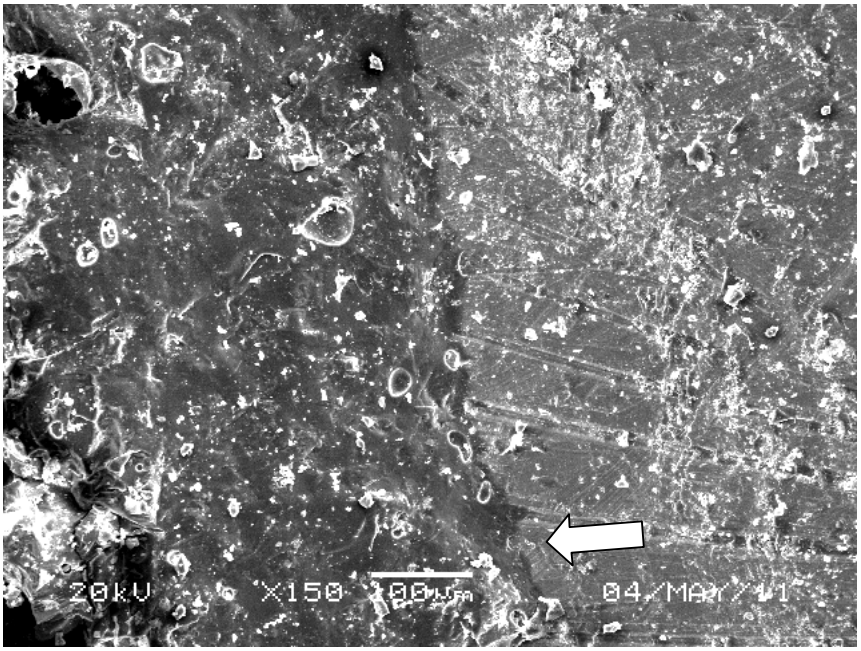
Şekil 4-11: Kumlama + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



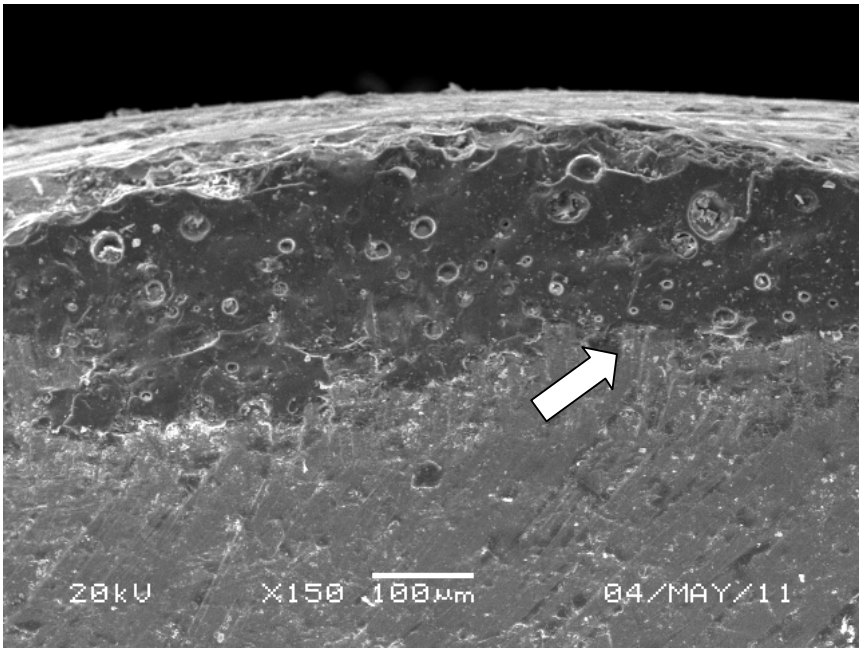
Şekil 4-12: Kumlama + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



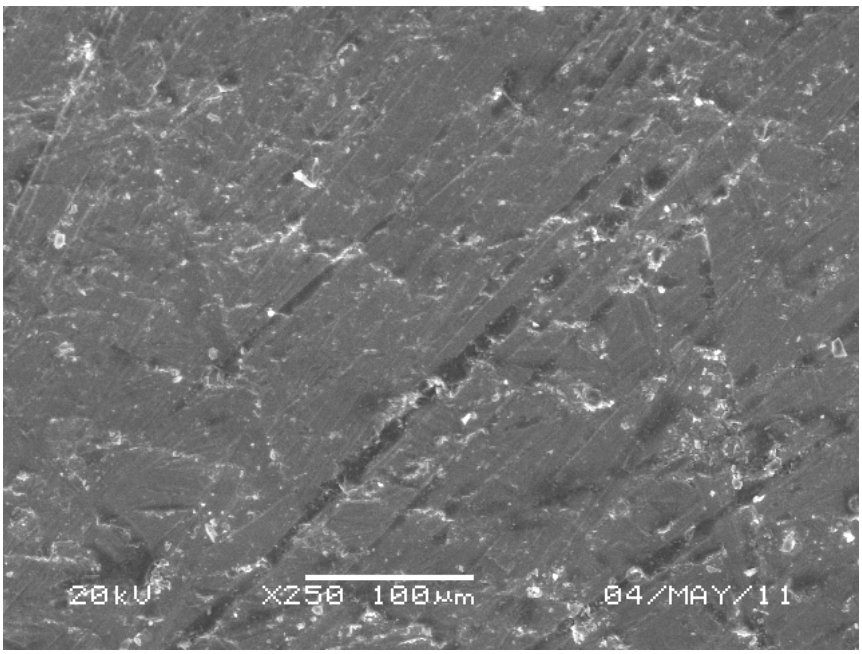
Şekil 4-13: Kumlama + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi (x150)



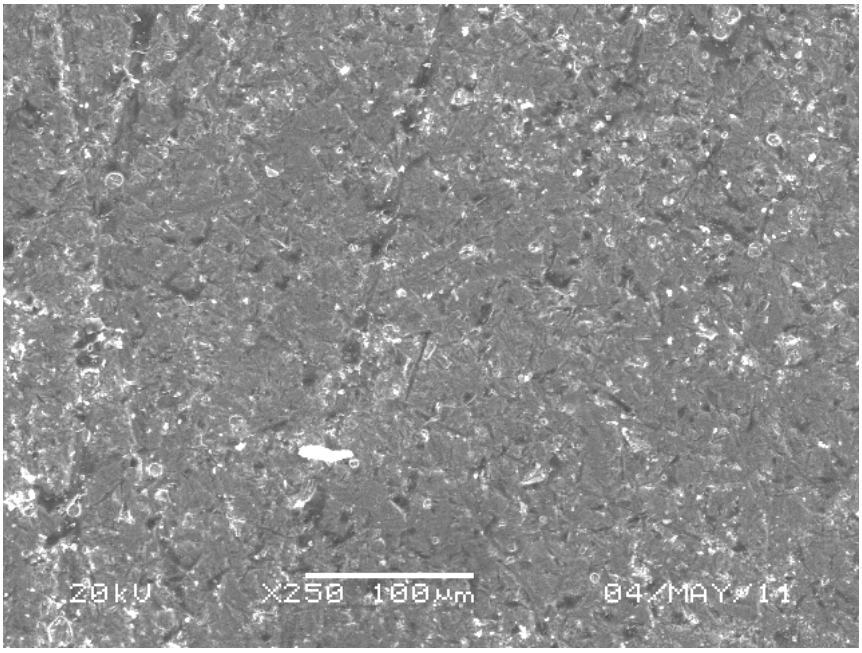
Şekil 4-14: Kumlama + liner + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



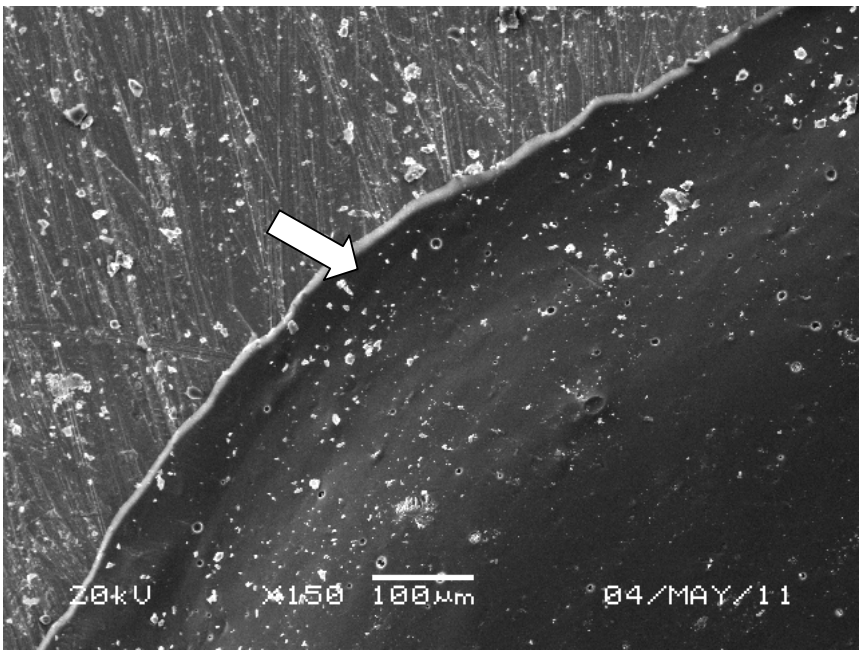
Şekil 4-15: Kumlama + liner + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



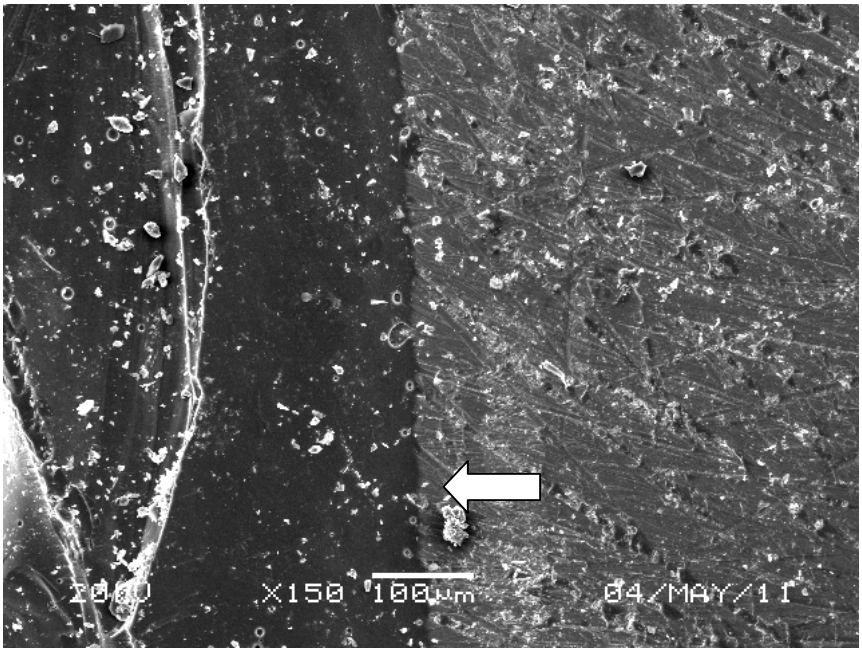
Şekil 4-16: Kumlama + liner + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi (x250)



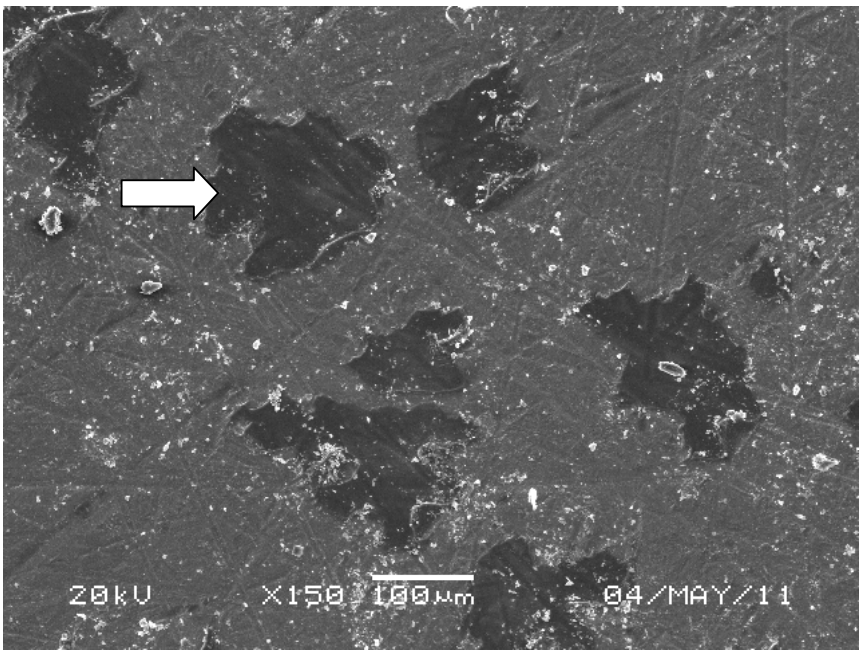
Şekil 4-17: Kumlama + liner + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde adeziv kopma yüzeyi (x250)



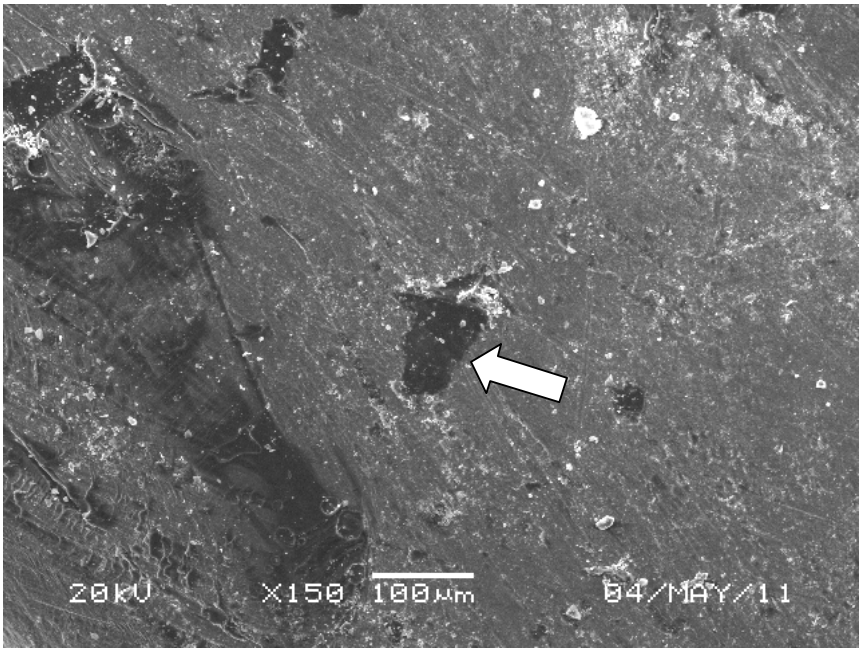
Şekil 4-18: Yüzey uygulaması yok + tabakalama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



Şekil 4-19: Yüzey uygulaması yok + tabakalama + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



Şekil 4-20: Yüzey uygulaması yok + presleme yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)



Şekil 4-21: Yüzey uygulaması yok + presleme + tekrarlanan fırınlama yapılmış zirkonyum dioksit alt yapı örneğinde kombine kopma yüzeyi (x150)

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ile doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit edebilen tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılganlık ve düşük darbe dayanımı gibi özelliklere sahip olmaları, zirkonya esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır (4, 6). Ancak zirkonya alt yapı doğal dişe benzer translusentlikte üretilemediğinden, restorasyonun estetiğini geliştirmek için alt yapı üzerine feldspatik porselen ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı seramikleri uygulanmaktadır (9, 12, 123, 124). Bu üst yapı seramiklerinin alt yapıya olan bağlanması, klinikte kırık oluşumu açısından önemlidir. Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu göstermektedir (12).

Steyern ve ark. (264) DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl sonundaki üst yapı porseleni kırılma oranlarını % 15, Sailer ve ark. (265) 3 yıl sonundaki üst yapı porseleni kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. (268) Lava esaslı restorasyonların 31 ay sonundaki üst yapı porseleni kırılma oranlarını % 25 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda 3 yıl sonunda üst yapı porseleni tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuron restorasyonları için % 0,4 (266) ve köprü restorasyonları için % 2,9 (267) olarak bildirilmiştir.

Koçak (239), Cercon zirkonya sistemi ile yaptığı doktora çalışmasında; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğunu gözlemlemiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üst yapı porseleni ile alt yapıda kullanılan

Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı direncinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir.

Zirkonya kristali; tanecik çapının küçük olması, dayanıklılığının ve sertliğinin yüksek olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastiklik modülünün düşük olması gibi özellikleri nedeniyle son dönemde diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmaktadır. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerin kullanıma girmesi CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile paralellik göstermektedir. Geleneksel yöntemler ile porselen restorasyonların yapımı çok aşamalı işlemleri içermektedir. CAD/CAM sisteminin avantajları, diş hekimliğine yeni seçenekler ve dental restorasyonların üretilmesinde alışılmış ölçü ve döküm tekniklerine alternatif sunmasıdır (191).

Tam sinterlenmiş zirkonya seramiklerin CAD/CAM sistemlerinde aşındırılması zor ve zaman alıcıdır. Yarı sinterlenmiş zirkonyanın aşındırılması ise daha kolay ve hızlıdır. Ayrıca yarı sinterlenmiş zirkonyanın aşındırılması sırasında frezlerin uyguladığı kuvvetlerin daha az ve aşındırma işleminin daha hassas olacağı belirtilmiştir (281). Bu nedenle çalışmamızda aşındırma işleminin daha kolay ve hızlı olması, ayrıca daha hassas aşındırma işleminin yapılabilmesi amacıyla firmanın kendi ürettiği hazır yarı sinterlenmiş zirkonya seramik blokları kullanıldı.

Zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanmanın, alt yapı materyalinin yüzey bitirme işlemlerinin hassasiyeti, üst yapı porseleninin uygulanma metodundan etkilendiğinin bildirilmesinden (235) yola çıkarak yaptığımız çalışmada, kumlama işlemi ve liner uygulamasına tabi tutulan zirkonyum dioksit alt yapılar üzerine tabakalama ve presleme teknikleriyle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımları karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Çalışmamızda zirkonyum dioksit alt yapıların hazırlanmasında Kavo Everest sistemi kullanıldı. Zirkonya için özel olarak üretilmiş, piyasada her tip zirkonya üzerinde yaygın olarak kullanılan üst yapı porselenleri (GC Initial Zr-FS ve GC Initial PC) araştırma kapsamına alındı.

Her ne kadar tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, prematür kontaklardan kaynaklanan dinamik yükler, yetersiz bağlanma kuvvetleri, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlı olsa da, in-vitro testler bu başarısızlıktaki mekanik parametreleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır (9). Alt yapı- üst yapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı deney yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta bükülme (three/four point bending) deneyleridir. Her deney yöntemin avantajları ve dezavantajları vardır (12). SBS deneyi, iki materyalin bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirildiği ve sıyrılma ile ayrılma meydana gelene kadar yük uygulandığı bir deneydir (269). Bağlanma kuvveti, uygulanan maksimum yükün bağlanma yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (270). Yaygın olarak kullanılmasının nedenleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması (271) ve çabuk sonuç alınmasıdır (272). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanıldı.

SBS deneylerini 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 (272). Zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığı için, çalışmamızda ISO'nun 2003 yılında dental materyallerin diş dokularına bağlanma deneyleri için hazırladığı TR 11405 No'lu standartları kullanıldı (273). Buna göre; örneklerin bağlanma yüzeyi 7 mm olarak hazırlandı. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve künt şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki üst yapı porseleni yüzeyiyle 90º'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı. Çalışmamızda takip edilen bu uygulamalar, bize diğer araştırıcıların bulgularıyla bizim elde ettiğimiz bulguları karşılaştırma olanağı sağladı.

Tam seramik restorasyonun uzun süreli performansı, üst yapı porseleninin alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğüne bağlıdır (228). Üst yapı porseleninin

delaminasyonu, yani üst yapı porseleninin tabakalar halinde alt yapıdan ayrılması, alt yapı- üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetinin düşük olmasından kaynaklanmaktadır (126). Bağlanma kuvvetini azaltan faktörler; üst yapı porseleninin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması (10), yüzey pürüzlüğünün yetersizliği, ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektlerdir (225, 226).

Kim ve ark. (274) çalışmalarında, Kavo Everest zirkonyum dioksit alt yapı yüzeylerine 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama, liner uygulaması ve 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama ve liner uygulaması yapmışlar ve elmas disklerle aşındırılan yüzeyleri kontrol grubu olarak almışlardır. Üst yapılar ise tabakalama tekniğiyle Cerabien ZR porseleni ile hazırlanmıştır. Çalışmanın sonucunda, liner uygulamasının yapıldığı yüzeylerdeki bağlantı dayanımının 27,87 MPa; kumlama işlemi yapılan yüzeylerin bağlantı dayanımının 36,63 MPa; kumlama ve liner uygulamasının yapıldığı yüzeylerin değerlerinin 30,51 MPa ve kontrol grubunun değerlerinin ise 32,08 MPa olduğunu belirtmişlerdir. Liner uygulamasının alt yapı- üst yapı bağlantısındaki başarısızlık oranını büyük oranda arttırdığını ve kumlama işlemi yapılan örneklerin bağlantı dayanımın liner uygulaması yapılan örneklere göre anlamlı olarak yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Diğer grupların değerleri arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Yapılan SEM incelemelerinde kumlama işleminin yüzeydeki pürüzlülüğü ve yüzey alanını arttırdığını gözlemlemişlerdir. Alt yapı yüzeyine uygulanan kumlama işleminin üst yapı porseleninin temas alanını arttırabileceği ve bunun da bağlantıda başarısızlık oranını azaltabileceğini belirtmişlerdir (274).

Fischer ve ark. (283), zirkonya yüzey pürüzlendirme işlemlerinin 5 farklı üst yapı porseleni (Cerabien ZR, IPS e.max, Triceram, Vintage ZR ve VM9) ile zirkonyum dioksit alt yapı (Vita YZ Cubes) arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; yüzey pürüzlendirme işlemleri olarak cilalama, 100 μm'lik alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, silika kaplama ile birlikte liner

uygulamasını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar çalışma sonucunda yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ve liner uygulamasının bağlanma dayanımını arttırmada anlamlı farklılığa neden olmadığını belirtmişlerdir.

Kosmac ve ark. (66), zirkonyum dioksit alt yapı yüzeylerinin direncini arttırmak için kumlama işlemini önermişlerdir. Kumlama, tetragonal fazdan monoklinik faz dönüşümüne sebep olmaktadır. Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece kumun tane büyüklüğü değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (242, 243). Kum taneciklerinin Y-TZP yüzeyine çarpması, geniş eroziv aşınmalara ve yan kırıklarla karakterize belirgin hasarlara neden olmaktadır. Fakat Guazzato ve ark. nın (65) yaptığı çalışmanın sonucu, kumlama kaynaklı hatalara rağmen, kumlama işleminin örneklerin bükülme dayanıklılığını büyük miktarda arttırdığını göstermektedir. Bunun sebebini; yüzeyde tetragonal fazın hacimce daha büyük olan monoklinik faza dönüşmesi ile yüzeyde baskı tabakasının oluşması ve kumlama sonucunda oluşan direnç kaybının önlenmesi şeklinde açıklamışlardır.

Yüzey hazırlığı işlemlerinin zirkonyum dioksitin direncine etkisi konusunda çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Zhang ve ark. (178), kumlama işleminin zirkonyum dioksitin direncini azattığını; Guazzato ve ark. (65) ise arttırdığını belirtmişlerdir. Wang ve ark. (282), porselen direncindeki artışın sebebini kumlama işlemiyle yüzeydeki zayıf grenlerin ve aşındırma sonucu oluşan çizgilerin uzaklaştırılmasına, aynı zamanda yüzeyde oluşan faz dönüşümüne bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Bazı literatürlerde yüzey hazırlığı işlemlerinin Y-TZP seramiklerinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği belirtilse de, yüzey hazırlığı yapılmadan uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının düşük değerler gösterdiği belirtilmiştir (243). Elde edilen bulgular çelişkili olmasına rağmen, genel olarak yüzey işlemlerinin mekanik özellikleri etkilediği ifade edilmiştir.

Üst yapı porseleni uygulamasından önce, alt yapı yüzeyinin pürüzlendirilmesinde; 50, 100, 110 ya da 250 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 kumu

kullanılmaktadır. Fakat bu yüzey hazırlığı işlemi esnasında kullanılan partikül boyutunun bağlantı dayanımına etkisi henüz tam olarak açıklığa kavuşturulamamıştır (242). Yapılan çalışmalarda porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde çoğunlukla 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleri kullanılmıştır (131, 242, 274). Bu nedenle çalışmamızda zirkonya alt yapı yüzeylerine uygulanan kumlama işleminde 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleri tercih edildi.

Çalışmamız, 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama işlemi yapılan ve tabakalama tekniği uygulanan örneklerdeki bağlanma dayanımının (22,87 ± 8,21 MPa) 110 μm'lik Al_2O_3 partikülleriyle kumlama + liner uygulaması yapılanlara (19,49 ± 1,80 MPa) göre daha yüksek değerlerde olduğunu göstermektedir. Kumlama işlemi yapılan ve tabakalama tekniği uygulanan gruplar (22,87 ± 8,21 MPa), yüzey uygulamasının yapılmadığı kontrol grubundan da (20,87 ± 4,98 MPa) daha yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir. Fakat bu gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır (p= 0,416). Elde ettiğimiz sonuçlar, Kim ve ark. nın yaptığı çalışmadaki bulgularla paralellik göstermektedir.

Yapılan çalışmalarda liner uygulamasının, kumlama işlemine göre bağlanma dayanımını azalttığı görülmektedir. Liner uygulamasının yapıldığı yüzeylerdeki başarısızlığın ana nedeni delaminasyondur (126). Liner uygulamasının başarısızlığı, herhangi bir yüzey işlemi yapılmamış yüzeylere göre daha yüksektir ki bu da liner uygulamasının hassas bir teknik olduğunu göstermektedir. Liner materyali, zirkonyanın opak rengini maskelemek amacıyla kullanılır ve zirkonya alt yapı yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırır.

Piyasada farklı bileşenlere sahip çeşitli liner materyalleri bulunmaktadır. Fakat hepsinin de diğer porselenlere benzer olarak ana bileşeni SiO_2'dir. Aboushelib ve ark.nın (7, 126) farklı bileşenlere sahip liner materyallerinin bağlantıya etkileri ve başarısızlık tiplerini araştırdıkları çalışmalarında, liner materyali uygulanan örneklerde büyük oranda ara yüz başarısızlığı ve üst yapının delaminasyonu gözlenmiştir. Delaminasyonun, üst yapı tabakasının ince olduğu durumlarda ya da zayıf ara yüz

bağlantısının varlığında görülebildiğini belirtmişlerdir. Ayrıca liner uygulaması sonrası presleme tekniğiyle üst yapı seramiği uygulanan örneklerin başarısızlık nedenini, kullanılan iki materyalin farklı kompozisyonlarda olması, liner materyalinin fırınlanarak düz bir yüzey oluşturması sonucu iki materyal arasında zayıf kontakt oluşması ve liner-üst yapı ara yüzünü potansiyel kırık oluşabilecek alan olarak belirtmişlerdir. Liner uygulaması öncesi kumlama işlemi yapılmasının presleme tekniğiyle uygulanan üst yapı seramiğinin bağlanma dayanımını arttırabileceği belirtilmiştir.

Tinschert ve ark. (47), üst yapı porseleninin tabakalama tekniğiyle hazırlandığı durumlarda alt yapı yüzeylerine liner uygulamasını bağlantıyı arttırması amacıyla tavsiye etmektedir. Fakat presleme tekniğiyle hazırlanan üst yapılarda bağlantı dayanımını azalttığı, başarısızlık oranını arttırdığı ve üst yapı delaminasyonu riskini arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda liner materyali uygulaması sonrası presleme tekniği kullanılarak hazırlanan örneklerden elde edilen bulgular Tinschert'in bulgularıyla paralellik göstermektedir. Liner materyali uygulaması sonrası presleme tekniği kullanılarak hazırlanan gruplardaki örneklerin hepsinde de adeziv başarısızlık yani üst yapı delaminasyonu gözlendi. Fakat çalışmamızda farklı olarak liner materyali uygulamasının bağlanma dayanımını azalttığı bulundu. Bu farklılığın liner uygulamasının hassas bir teknik olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Aboushelib ve ark. nın (126) yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı (Cercon) ve 7 farklı üst yapı seramiği (Cercon Ceram S, Cercon Ceram Express, Nobel Rondo Dentine, Nobel Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki bağlanma kuvvetini (mikrotensile bond strength) değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri, preslenebilen üst yapı seramiklerinden Nobel Rondo Dentine (41,1 ± 11,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 ± 6,4 MPa) gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun dışında alt yapı ve üst yapı arasında tercihen kullanılan liner materyalinin, alt yapı yüzeyinin cilalanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle üst yapılarının uygulanmasının bağlanma kuvvetine etkisini de araştırmışlardır. Liner materyalini, tabakalama tekniği ile uygulanan üst yapı seramiklerinden Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye etmişlerdir. Preslenebilir üst yapı seramikleri olan Nobel Rondo Dentin ve Ceram Express için

kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığını ve üst yapının tabaka halinde ayrılma riskini dramatik bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir. Alt yapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini arttırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisinin olmadığını söylemişlerdir. Isı genleşme katsayısı alt yapıdan yüksek bir üst yapı seramiği kullanıldığında ise bu seramiğin tabakalar halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğu gözlenmiştir.

Aboushelib'in çalışmasında preslenebilen üst yapı seramiklerinden Nobel Rondo Dentine (41,1 ± 11,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 ± 6,4 MPa) değerleri ve alt yapı yüzeyine liner uygulayarak hazırlanan preslenebilen üst yapı seramiklerinden Nobel Rondo Dentine (30,8 ± 14,5 MPa) ve Ceram Express'in (29,7 ± 8,9 MPa) değerleri elde edilirken, bizim çalışmamızda kumlama işlemi yapılarak presleme tekniğinin kullanıldığı grupta (32,23 ± 7,90 MPa), herhangi bir yüzey uygulamasının yapılmadığı ve presleme tekniğinin kullanıldığı grupta (30,59 ± 8,40 MPa) ve liner uygulaması yapılarak presleme tekniğinin kullanıldığı grupta (19,92 ± 5,34 MPa) değerleri elde edildi ve liner uygulaması yapılan grupların bağlantı dayanımı değerlerinin bu çalışmaya benzer olarak daha düşük olduğu görüldü. Yine aynı çalışmada tabakalama tekniğiyle uygulanan Ceram veneer'in (37,0 ± 6,7 MPa) ve presleme tekniğiyle uygulanan Ceram Express'in (38,6 ± 6,4 MPa) değerleri elde edilirken, bizim çalışmamızda tabakalama tekniğiyle uygulanan gruplarda (20,87 ± 4,98 MPa) ve presleme tekniğiyle uygulanan gruplarda (30,59 ± 8,40 MPa) değerleri elde edildi ve presleme tekniği bağlantı değerlerinin benzer şekilde daha yüksek olduğu görüldü. Bizim değerlerimizin daha düşük olmasının kullanılan materyallerin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tanrıkulu (278) yaptığı doktora çalışmasında, IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapı üzerine, presleme ve tabakalama olmak üzere farklı iki teknikle uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Üst yapı porseleni olarak, IPS e.max Zirpress ve Noritake CZR Pres presleme tekniği; IPS e.max Ceram, Lava Ceram ve Noritake CZR tabakalama tekniği kullanılmıştır. En yüksek bağlanma kuvveti değeri, tabakalama tekniği ile uygulanan Noritake CZR (27,10 ± 4,36 MPa) ile elde edilirken, en düşük değer presleme tekniği ile uygulanan Noritake CZR

Pres (17,06 ± 5,03 MPa) ile elde edilmiştir. Diğer presleme tekniği ile uygulanan IPS e.max Zirpress grubu için bağlanma kuvveti değeri 24,58 ± 11,50 MPa; tabakalama tekniği ile hazırlanan IPS e.max Ceram grubu için 18,06 ± 3,49 MPa ve Lava Ceram grubu için ise bağlanma kuvveti değerleri 22,28 ± 6,08 MPa olarak bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise presleme tekniği uygulanarak hazırlanan örneklerin bağlantı dayanım değerleri (32,23 ± 7,90 MPa, 19,92 ± 5,34 MPa ve 30,59 ± 8,40 MPa), tabakalama tekniği uygulanarak hazırlanan örneklerin bağlantı dayanım değerlerinden (22,87 ± 8,21 MPa, 19,49 ± 1,80 MPa ve 20,87 ± 4,98 MPa) daha yüksek olarak bulundu.

Yapılan çalışmalarda, SEM incelemeleri sonucu zirkonya alt yapı üzerine uygulanan preslenebilen üst yapı seramiğinde ve ara yüzde tabakalama seramiğine göre daha az porözitenin olduğunu gözlemlemişlerdir. Bağlanma dayanımında presleme tekniğinin, tabakalama tekniğine göre daha avantajlı olduğunu ve bunun da nedeninin iki seramik materyalinin farklı kristal ve cam matriks yapısına sahip olmalarından kaynaklandığını, preslenebilen seramiğin daha az kristalizasyon gösterdiğini belirtmişlerdir (7). Yapılan yüzey incelemelerinin sonucunda; üst yapı seramiğinin porözitesiz bir yapıya sahip olmasının bağlanma dayanımını artırdığı görüşündeyiz. Presleme tekniği ile uyguladığımız seramik ingotların homojen bir yapıya sahip olmaları daha kuvvetli bir bağlantı sağlamaktadır. Çalışmamızda en yüksek bağlantı değerini kumlama + presleme + 3 kez fırınlama grubu (38,43 ± 10,12 MPa); ikinci en yüksek değeri yüzey uygulaması yok + presleme + 3 kez fırınlama grubu (33,83 ± 3,76 MPa) gösterdi. Grup içi yapılan karşılaştırmalarda tabakalama tekniği ile uygulanan üst yapıların bağlanma değerleri 22,87 MPa; 19,49 MPa; 20,87 MPa iken presleme tekniği ile uygulanan üst yapıların bağlanma değerleri 32,23 MPa; 19,92 MPa; 30,59 MPa olarak bulundu.

Üst yapı porselenindeki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür. Alt yapı ve üst yapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, üst yapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının alt yapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, üst yapı tabakasında baskı ya da gerilim stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken gerilim streslerine karşı dayanıksızdır. Üst yapı tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde üst yapı porseleni

kuvvetlenir ve kırılma direnci artar. Üst yapı porseleninin ısı genleşme katsayısının alt yapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (227). Üst yapı materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ise üst yapı porseleninin delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlenebilmektedir (224). Yapılan çalışmalar, ısı genleşmesi sırasında oluşan baskı streslerinin bağlanma dayanımına etkisinin, yüzey uygulamalarının etkisine göre daha fazla olduğunu belirtmektedir.

Fischer ve ark. (248), zirkonya alt yapı ve üst yapı seramiğinin ısı genleşme katsayısı uyuşmazlığının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında 12 farklı üst yapı porseleni (Allux, Cerabien ZR, Creation ZI, Reflex, IPS e.max, Initial ZR, Lava Ceram, Rondo Zirconia, Triceram, Vintage ZR, Vita VM9, Zirox) ve tek çeşit Y-TZP alt yapı (Vita YZ Cubes) seramiği kullanmışlardır. Araştırmacılar zirkonya alt yapı ve estetik üst yapı arasındaki bağlanma dayanım değerlerini 21,9 ± 6,2 MPa ile 31,0 ± 7,1 MPa arasında bulmuşlardır ve üst yapı porseleninin ısı genleşme katsayısının zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan üst yapı porselenlerinin ısı genleşme katsayılarının alt yapı materyali ile uyumlu olmaması nedeniyle bu çalışmaya benzer bağlanma değerleri elde edildi.

Klinikte fonksiyon esnasında oklüzal yük altında restorasyonlarda farklı kırılma tipleri meydana gelebilmektedir. İn-vitro olarak yapılan deneyler ve hazırlanan deney örnekleri tam anlamıyla klinik durumu yansıtamamaktadır. Klinik uygulamada laboratuar tekniği önem kazanmakta ve üst yapının hazırlanması sırasında yapılan ilaveler nedeniyle 1- 3 kez tekrar fırınlama yapılması gerekebilmektedir (274). Çalışmamızın klinik şartları daha iyi yansıtabilmesi açısından ve bu konuyla ilgili yapılan çalışmaların yeterli sayıda olmaması nedeniyle tekrarlanan fırınlama işlemlerinin de etkisini değerlendirmek amacıyla fırınlama sayısının arttırılmasına karar verildi ve üst yapıların hazırlığı sırasında deney örneklerinin yarısına 1 kez, diğer yarısına ise 3 kez üst yapı fırınlama işlemi yapıldı.

Fahmi ve ark. (279), farklı yüzey uygulamalarının bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirildikleri çalışmalarında; Vita zirkonya bloklardan hazırlanan örnekler üç gruba ayrılmıştır: 1.grup: Yüzey uygulaması yapılmamış; 2.grup: 120 grenli elmas disk ile 0,0034 kg/mm^2 kuvvet ile yüzey aşındırılmış; 3.grup: Aşındırma işleminden sonra 1000 ºC'da 15 dk ısı uygulanmıştır. Her üç gruba üst yapı porseleni olarak Vita VM9, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Örneklerin Instron test cihazında 0,5 mm/dk hızla yapılan bağlanma dayanımı ölçümleri (1. grup: 54,59 MPa ± 22,50; 2. grup: 76,38 MPa ± 26,35; 3. grup: 97,69 MPa ± 27,57); yüzey işlemleri ve ısı uygulamalarının bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde arttırdığını göstermektedir. Bizim bulgularımızda da 3 kez fırınlama işlemi uygulanan grupların değerleri (38,43 ± 10,12 MPa; 23,82 ± 2,48 MPa; 33,83 ± 3,76 MPa), 1 kez fırınlama işlemi uygulanan grupların değerlerine (32,23 ± 7,90 MPa; 19,92 ± 5,34 MPa; 30,59 ± 8,40 MPa) göre yüksek bulundu. Bu çalışmanın değerlerinin bizim araştırmamızın bulgulardan anlamlı derecede yüksek olması, üretici firma faklılıklarından kaynaklanabileceği gibi, kuvvet uygulama ucunun yarım yuvarlak şekilde olmasından ve kuvvet hızının 0,5 mm/dk olmasından da kaynaklanabileceği görüşündeyiz.

Guess ve ark. (284), farklı zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma dayanımlarını ve tekrarlanan ısıl işlemlerin bağlantıya etkisini inceledikleri çalışmalarında üç farklı alt yapı seramiği (Cercon Base, Vita In-Ceram YZ Cubes, DC-Zirkon) ve bunlara uygun üretici firmalarının önerdiği üst yapı porselenlerini (Cercon Ceram S, Vita VM9, IPS e.max Ceram) kullanmışlardır. Bu çalışmada kontrol grubu olarak metal-seramik (Degudent U94, Vita VM13) sistemi kullanılmıştır. Araştırmacılar tekrarlanan ısıl işlemlerin zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımını etkilemediğini belirtmişlerdir.

Ashkanani ve ark. (285), zirkonyum dioksit alt yapıların ve kıymetli metal alaşımın kendi üst yapı porselenleriyle kullanıldıklarında bükülme ve makaslama dayanımlarının tekrarlanan ısıl işlem ile etkileşimlerini değerlendirmişlerdir. Tüm test gruplarında hem bükülme hem de makaslama dayanımı dikkate alındığında ısıl işlemin etkisinin anlamlı derecede yüksek olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda tekrarlanan

fırınlama işlemi yapılan grupların bağlanma dayanım değerlerinin diğer gruplara göre daha yüksek olduğu fakat bu farkın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı görüldü.

Blatz ve ark. (280), zirkonya alt yapı (Lava Core) üzerine üç farklı üst yapı seramiği uygulamış Lava Ceram / Lava Core (LAV), Carebien ZR / Lava Core (CER), GC Initial / Lava Core (GCI) ve deney gruplarını iki alt gruba ayırmışlardır. Birinci grup sadece tuzlu suda bekletilmiş, ikinci grup ise tuzlu suda bekletildikten sonra 10.000 defa ısıl çevirime tabi tutulmuştur. Instron cihazında 1 mm/dk hızla yapılan bağlanma dayanımı testi sonucunda; CER 18,1 ± 0,6 MPa; CER-TC 20,3 ± 0,7 MPa; GCI 16,7 ± 0,7 MPa; GCI-TC 17,5 ± 0,6 MPa; LAV 14,3 ± 0,6 MPa; LAV-TC 14,8 ± 0,6 MPa değerleri elde edilmiştir. Çalışmamızda; Kavo Everest zirkonya alt yapı üzerine uyguladığımız GC Initial Zr-FS üst yapı seramiği ile 22,87 ± 8,21 MPa; 19,49 ± 1,80 MPa; 20,87 ± 4,98 MPa bağlanma dayanımı değerleri bulundu. Elde edilen değerlerin daha yüksek olmasının Kavo Everest ile Lava Core zirkonya alt yapılarının farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Blatz ve ark.'nın çalışmasında, ısıl çevirim uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda ise deney örneklerine ısıl çevirim uygulaması yerine benzer olarak üst yapı fırınlama sayısı arttırıldı ve bağlanma dayanımı değerlerinin (25,24 ± 4,77 MPa; 21,60 ± 2,78 MPa; 23,36 ± 3,69 MPa) bu çalışamaya benzer olarak arttığı gözlendi.

Metal seramik restorasyonların kırılmaya karşı dirençlerinin sağlanması için minimum 25 MPa bağlanma kuvvetine sahip olmaları yeterliyken, tam seramik restorasyonlar için gerekli olan minimum bağlanma kuvveti değeri henüz belirlenmemiştir (269). Shell ve Nielsen (275), porselen-altın alaşımlarının bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında, bu restorasyonların makaslama kuvvetleri dirençlerini yaklaşık 89,63 MPa olarak belirlemişlerdir. 1967 yılında Leone ve Fairhurst (276), aynı materyal ve yöntemi kullanarak bu değeri 89,63- 93,76 MPa olarak bulmuşlardır. Anthony (277) ise yine benzer materyal ve yöntemi kullanarak makaslama kuvveti direncini 137,89 MPa olarak bildirmiştir. Ancak zirkonya ile yapılan çalışmalarda, porselen-zirkonya bağlanma kuvveti değerlerinin 16 MPa ile 42 MPa arasında değiştiği ve bu değerlerin metal-seramiklere nazaran oldukça düşük olduğu görülmektedir (7, 12, 126, 228, 278). Yukarıda sözü edilen çalışmalar

değerledirildiğinde, zirkonya alt yapı üzerine uygulanan üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının araştırılmasına karar verildi. Çalışmamızda benzer şekilde 19,49- 38,43 MPa arasındaki değerlerde değişen bağlanma kuvveti değerleri elde edildi.

Kırılan örneklerin yüzey özellikleri SEM görüntülerinde incelendiğinde, zirkonya alt yapı yüzeylerinin bölgesel alanlarında birçok defekt ve porözite gözlendi. Kumlama işlemi yapılan alt yapı yüzeyleri daha pürüzlü olmakla birlikte, kumlama işlemi sonrası liner uygulaması yapılan yüzeylerde bu pürüzlerin ortadan kalktığı görüldü fakat yüzeyde ayırt edilebilir liner tabakasına rastlanmadı.

Bu incelemeler ışığında, alt yapı yüzeyine uygulanan kumlama işleminin, liner uygulamasına göre alt yapı- üst yapı bağlantısını arttırmada daha elverişli olduğu görüşündeyiz. Fakat zirkonya alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri, herhangi bir işlem yapılmayan kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılığa neden olmadı. Buna göre alt yapı- üst yapı bağlantısı sadece yüzey uygulamalarından etkilenmemekte aynı zamanda üst yapı seramiğinin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek dönüşüme uğraması, yüzey pürüzlüğünün yetersizliği, ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve ara yüzdeki yapısal defektler gibi faktörlerden de etkilenebildiğini düşünmekteyiz. Yapılan çalışmalar, kumlama ve liner uygulaması gibi yüzey hazırlığı işlemlerinin bağlanma dayanımını önemli oranda etkilediğini göstermektedir. Buna rağmen alt yapı- üst yapı bağlantı mekanizması tam olarak açıklanamamaktadır.

Çalışmamızda en yüksek bağlantı değerini kumlama + presleme + 3 kez fırınlama grubu (38,43 ± 10,12 MPa), ikinci en yüksek değeri yüzey uygulaması yok + presleme + 3 kez fırınlama grubu (33,83 ± 3,76 MPa) gösterdi. Grup içi yapılan karşılaştırmalarda tabakalama tekniği ile uygulanan üst yapıların bağlanma değerleri 22,87 MPa; 19,49 MPa; 20,87 MPa iken presleme tekniği ile uygulanan üst yapıların bağlanma değerleri 32,23 MPa; 19,92 MPa; 30,59 MPa olarak bulundu. Presleme tekniği ile uyguladığımız seramik ingotların porözitesiz bir yapıya sahip olmaları nedeniyle daha kuvvetli bir bağlantı sağladığı görüşündeyiz.

Tekrarlanan fırınlama işlemi yapılan grupların bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek çıkmasının nedeninin, ısıl işlem sırasında zirkonya alt yapı yüzeyinde artık baskı streslerinin açığa çıkması ve tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm ile zirkonya yüzeyinde hacim artışının meydana gelmesi sonucu alt yapı yüzeyine adezyonu sağlanan seramik partiküllerinin sıkışarak daha güçlü bir bağlanma sağlanması olduğunu düşünmekteyiz.

Yapılan SEM incelemelerinde, liner uygulaması yapılan örneklerdeki başarısızlıkların çoğunlukla adeziv kopma, kumlama ya da aşındırma işlemi yapılan örneklerde ise çoğunlukla kombine (adeziv + koheziv) kopma olduğu gözlenmiştir (228, 274). Çalışmamızda, makaslama deneyi sonrası tüm örneklerin kopma şekilleri mikroskop altında incelendiğinde, adeziv ve kombine (adeziv + koheziv) kopma şekilleri gözlendi. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. Toplam 120 örnek içinde kombine kopma sayısının 75, adeziv kopma sayısının ise 45 olduğu görüldü. Kumlama + tabakalama, Kumlama + tabakalama + tekrarlanan fırınlama ve Yüzey uygulaması yok + tabakalama + tekrarlanan fırınlama gruplarında, örneklerin tümünde kombine kopma olduğu gözlendi. En fazla adeziv başarısızlığın Kumlama + liner yüzey uygulaması yapılan gruplarda görülmesi, liner materyalinin bağlantıyı olumsuz yönde etkilediği konusunda şüphe uyandırmıştır. Liner uygulaması yapılan gruplarda adeziv kopmanın yüksek ve bağlanmanın düşük olması, Kim'in bulgularını desteklemektedir (274). Araştırmamızda üst yapı porseleni uygulama tekniğinin kopma tipini belirleyici bir özellik göstermediği, ancak yüzey uygulamalarının kopma tipini belirlemede daha etkili olduğu sonucuna ulaşılabilir.

Sonuç olarak, bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır. Dolayısıyla yapılan in-vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamamasına bağlı olarak, elde ettiğimiz bağlanma kuvveti değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu durumda, henüz metal-seramik bağlanma kuvvetine ulaşmamış zirkonya alt yapı- üst yapı bağlanma kuvvetinin arttırılması ve klinik komplikasyonlarının azaltılması için çalışmaların devam etmesi

gerekmektedir. Bununla birlikte, kumlama, aşındırma ve liner uygulaması gibi yüzey hazırlık işlemlerinin zirkonya yüzeyinde daha hassas ve kontrollü bir şekilde uygulanması, dayanıklılığı arttırılmış üst yapı seramiklerinin geliştirilmesi ve alt yapıların uniform kalınlıkta değil, üst yapı seramiğini destekleyecek şekilde ve anatomik formda hazırlanması, üst yapı seramiğinin kırılma riskini azaltabilmektedir.

SONUÇLAR

1. Toplam 12 grup içerinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri kumlama + presleme + 3 kez fırınlama grubunda **38,43 ± 10,12 MPa**, en düşük bağlanma dayanım değeri ise kumlama + liner uygulaması + tabakalama grubunda **19,49 ± 1,80 MPa** olarak bulundu.

2. Üst yapıları presleme tekniği ile uygulanan deney örneklerinin bağlanma dayanım değerleri **(32,23 ± 7,90 MPa; 19,92 ± 5,34 MPa; 30,59 ± 8,40 MPa)**, tabakalama tekniğiyle uygulanan örneklere **(22,87 ± 8,21 MPa; 19,49 ± 1,80 MPa; 20,87 ± 4,98 MPa)** göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir farkla yüksek bulundu ($p< 0,01$).

3. Zirkonyum dioksit alt yapı üzerine farklı yüzey uygulamaları yapılarak tabakalama tekniği uygulanan grupların bağlanma dayanım değerleri **(22,87 ± 8,21 MPa; 19,49 ± 1,80 MPa; 20,87 ± 4,98 MPa)** arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken; presleme tekniği uygulanan gruplardan kumlama işlemi yapılan **(32,23 ± 7,90 MPa)** ve herhangi bir yüzey uygulamasının yapılmadığı grupların değerleri **(30,59 ± 8,40 MPa)**, liner uygulaması yapılan gruplara **(19,92 ± 5,34 MPa)** göre ileri derecede anlamlı bir farkla yüksek bulundu ($p< 0,01$). Kumlama işlemi yapılan ve yüzey uygulamasının yapılmadığı gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmadı.

4. Tabakalama tekniğiyle üst yapı porseleni uygulaması sonrası 3 kez fırınlama işlemi yapılan örneklerin bağlanma dayanım değerleri **(25,24 ± 4,77 MPa; 21,60 ± 2,78**

MPa; 23,36 ± 3,69 MPa), 1 kez fırınlama yapılan örneklerin değerlerinden **(22,87 ± 8,21 MPa; 19,49 ± 1,80 MPa; 20,87 ± 4,98 MPa)** daha yüksek olarak bulundu fakat bu fark istatistiksel açıdan anlamlı değildir (p> 0,05).

5. Presleme tekniğiyle üst yapı porseleni uygulaması sonrası 3 kez fırınlama işlemi yapılan örneklerin bağlanma dayanım değerleri **(38,43 ± 10,12 MPa; 23,82 ± 2,48 MPa; 33,83 ± 3,76 MPa)**, 1 kez fırınlama yapılan örneklerin değerlerinden **(32,23 ± 7,90 MPa; 19,92 ± 5,34 MPa; 30,59 ± 8,40 MPa)** daha yüksek olarak bulundu fakat bu fark istatistiksel açıdan anlamlı değildir (p> 0,05).

6. Tüm örneklerde kombine kopma sayısının **(75)**, adeziv kopma sayısından **(45)** daha fazla olduğu görüldü. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlenmedi. Kumlama + tabakalama, Kumlama + tabakalama + tekrarlanan fırınlama ve Yüzey uygulaması yok + tabakalama + tekrarlanan fırınlama gruplarında, örneklerin tümünde (30) kombine kopma olduğu gözlendi. En fazla adeziv başarısızlık Kumlama + liner yüzey uygulaması yapılan gruplarda (37) görüldü.

7. Kırık yüzeyleri incelendiğinde ise zirkonya alt yapı yüzeyine uygulanan işlemlerin alt yapı- üst yapı seramikleri arasındaki bağlantının başarısında etkili olduğu, liner uygulamasının başarısızlık oranını arttırdığı ve ara yüz bağlantısını kuvvetlendirmek için herhangi bir yüzey işlemine gereksinim olmadığı belirlendi. Ayrıca üst yapı hazırlığında kullanılan tekniğin ve seramik materyalinin mikroyapısının bağlanma dayanımı üzerinde önemli etkisinin olduğu belirlendi.

KAYNAKLAR

1. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the 20 th century. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 61-66.

2. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002 Jan; **18 (1)**: 12-19.

3. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000; **16**: 226-233.

4. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Srength, fracture toughness and microsructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia- based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 449-456.

5. Subbarao EC. Zirconia- an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. Science and Technology of Zirconia. Advances in ceramics, vol. 3. Amsterdam: Elsevier, 1981: 1- 24: In ‘‘Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; **24 (3)**: 289-298’’.

6. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent* 2000; **28**: 529-535.

7. 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.

8. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered allceramics. *Dent Mater* 2007 May; **23 (5)**:630-636.

9. 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.

10. 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.

11. Donovan TE. Metal-free dentistry. *J Esthet Restor Dent* 2005; **17 (3)**:141-143.

12. Aboushelib MN, De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; **21**: 984-991.

13. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volum I. Chicago: Quint Pub; 1997. pp. 1-13.

14. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3.Baskı. İstanbul: İ.Ü Basımevi; 1990. pp. 1-30.

15. Callister WD. *Materials Science and Engineering*. 4th ed. New York: John Willey and Sons; 1997. pp. 372-433.

16. McLean JW. *The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1979. pp. 23-28.

17. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. 7.Baskı. İstanbul: İ.Ü Basımevi; 1999. pp. 19, 64-89.

18. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium* 1999; **20 (12)**: 1115-1124.

19. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Missouri: Saunders; 2003. pp. 660-663.

20. Christensen GJ. Porcelain fused to metal vs. nonmetal crowns. *J Am Dent Assoc* 1999; **130**: 409-411.

21. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 18-30.

22. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois, Chicago: Quintessence Publishing Co; 1992. pp. 9-10.

23. Efeoğlu A. *Dişhekimliği Tarihi*. İstanbul: Alemder Ofset; 1992.

24. Jones DW. Devolopment of dental ceramics: An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985; **29 (4)**: 621-643.

25. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen.* 2. Baskı. İstanbul: İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları; 1983.

26. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical Restorative Materials and Techniques.* Philadelphia: Lea and Febiger; 1988.

27. McCabe JF. *Applied Dental Materials.* 7th ed. London: Mass Publishing Co; 1994.

28. McLean JW. *Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* Chicago: Quintessence Publishing Co; 1983.

29. O'Brien WJ. *Dental Materials, Properties and Selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1989.

30. Rufenacht CR. *Fundamentals of Esthetics*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1990.

31. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 765-782.

32. Robert GC. *Restorative Dental Materials*. 9th ed. London: Mosby Year Book Inc; 1993.

33. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1993; **81**: 652-661.

34. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 859-865.

35. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 325-327.

36. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restoration. *JADA* 1997; **128**: 297-307.

37. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1997. pp. 97-106.

38. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997.

39. Yavuzyılmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, Ankara Şubesi Yayınları; 2003.

40. Anusavice KJ. *Science of Dental Materials.* 10th ed. Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: WB. Saunders Company; 1996.

41. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.

42. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 2nd ed. New York: Mosby Co; 2002.

43. McLean JW. *The Secience and Art of Dental Ceramics.* Cilt I. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo: Quintessence Publishing Co; 1980.

44. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St Louis: Mosby Yearbook; 1997.

45. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *GÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2005; **22 (1)**: 41-48.

46. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; **27**: 701-706.

47. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 231-238.

48. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy. *Contact Dermatitis* 1994; **3**: 144-151.

49. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatique of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; **8 (5)**: 413-420.

50. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *JADA* 1993.

51. Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Tokyo: Quintessence Pub Co; 1994.

52. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res* 1991; **70 (6)**: 1009-1013.

53. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials: Properties and Manipulation*. 8th edition. New York: Mosby Publication; 2003.

54. DeHoff PH, Anusavice KJ. Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *J Dent Res* 1992; **71**: 1139-1144.

55. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; **119**: 251-267.

56. Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel?. *Nature (London)* 1975; **258**: 703-704.

57. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal- to- monoclinic phase transformation in CeO_2 stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc* 2001; **21**: 2229-2241.

58. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999; **20**: 1-25.

59. Swain MV. Toughening mechanisms for ceramics. *Materials Science Forum* 1989; **13**: 237-253.

60. 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.

61. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack propagation in 3Y- TZP ceramics: static and cyclic fatique. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 3128-3129.

62. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y- TZP- Zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; **81**: 487-491.

63. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; **19**: 307-312.

64. McLaren EA, White SN. Glass- infiltrated zirconia/ alumina- based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; **11**: 985-994.

65. 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.

66. 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. *Dental Materials* 1999; **15**: 426-433.

67. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 131-135.

68. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stres induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; **13**: 1464-1470.

69. Evans AG, Heuer AH. Review- transformation toughening in ceramics: martensitic transformation in crack- tip stres fields. *J Am Ceram Soc* 1980; **63**: 241-248.

70. Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twiggs SW. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res* 1980; **14**: 435-446.

71. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater* 1992; **8**: 203-207.

72. Mackert JR, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J Dent Res* 1991; **70**: 137-139.

73. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; **62**: 536-541.

74. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; **10**: 52-58.

75. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; **9**: 434-439.

76. 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.

77. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd edition. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2002.

78. Grey NA, Piddock V, Wilson HJ. In-vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic systems. *Journal of Dentistry* 1993; **21**: 47-51.

79. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. *Tüm Seramik Kronlar.* 1. Baskı. İzmir: Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri; 2000.

80. Değer S, Caniklioğlu MB. Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri. *A.Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 1998; **25**: 115-120.

81. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*2007; **98**: 389-404.

82. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat- pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 9-16.

83. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 468-472.

84. Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 122-128.

85. Schmidt C, Weigl P. Machinability of IPS Empress II framework ceramic: Potential for ceramic dentures. *J Biomed Mater Rest* 2000; **53**: 348-352.

86. 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.

87. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthet Dent* 2002; **87**: 189-196.

88. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23**: 911-918.

89. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; **89**: 268-274.

90. Trinkner TF, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative materyal. *Compendium* 1998; **19**: 1248-1255.

91. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quint Int* 2001; **32**: 351-359.

92. Alvaro DB, Mecholsky Jr. JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 956-962.

93. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partialcoverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 514-522.

94. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent 2005.

95. Bozoğulları HN. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. *Doktora Tezi*. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; Konya 2007.

96. Ivoclar Vivadent AG. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor. Schaan, Liechtenstein; 2005.

97. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; **18**: 216-220.

98. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995 May; **73 (5)**: 411-418.

99. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002 Jul-Aug; **15 (4)**: 339-346.

100. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995 Aug; **74 (2)**: 145-150.

101. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; **76 (2)**: 140-144.

102. Sorensen JAK, Torres TJ. In Ceram alumina ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; **15**: 41-46: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.

103. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002 Jul; **88 (1)**: 4-9.

104. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002 Jul; **88 (1)**: 10-15.

105. Schweiger MH, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress II: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol* 1999; **22**: 143-151: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.

106. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997 Sep-Oct; **10 (5)**: 459-466.

107. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002 Jul-Aug; **33 (7)**: 503-510.

108. Wassel R. Walls A. Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *Brit Dent J* 2002; **192 (4)**: 1-16.

109. 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 (2)**: 183-188.

110. May BK, Russel MM, Razzoog EM, Lang RB. Precision of fit: The Procera allceram crown. *J Prosthet Dent* 1998; **80 (4)**: 394-403.

111. Odman P, Andersson B. Procera all-ceram crowns followed for 5 to 10 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001; **15**: 122-128.

112. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. The Procera AllCeram System. *Int J Periodont Rest Dent* 2000; **20**: 151-161.

113. Denissen HW, Van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of margins of partial coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 395-400.

114. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 261-267.

115. Denissen HW, Dozic A, Van der Zel JM, van Waas MA. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; **84**: 506-513.

116. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988; **523**: 234-256.

117. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003; **85 (4)**: 73-84.

118. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; **48 (2)**: 531-544.

119. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect postand- core system. *J Prosthet Dent* 1999; **8 (1)**: 625-629.

120. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; **22**: 195-200.

121. 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.

122. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; **78**: 253-261.

123. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; **21**: 476-482.

124. Sundh A, Sjogren 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.

125. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2001; **13**: 131-135.

126. 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.

127. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; **24 (3)**: 299-307.

128. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; **24 (3)**: 289-298.

129. Othmer K. "Zirconium and zirconium compounds", *Encylopedi of Chemical Technology*. Jonh Wiley and Sons, Inc 1987; **24**: 867-902.

130. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II. System zirconia-lime. *Z anorg Allg Chem* 1929; **180 (1)**: 215-224.

131. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994; **71**: 453-461.

132. Cura C, Saracoglu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent* 2003; **89**: 394-399.

133. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO_2 polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 1985; **68 (6)**: 356-359.

134. Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 333-338.

135. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations: A review article. *Japanese Dental Science Review* 2008; **44**: 3-21.

136. Toplan HÖ. *İleri Teknolojik Seramikler-2*. Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Yayınları; 2007. pp. 45-74.

137. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; **82 (3)**: 238-242.

138. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; **34 (3)**: 195-206.

139. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 2150-2154.

140. Kelly, JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; **48 (2)**: 513-530.

141. Nettleship I, Stevens R. Tetragonal zirconia polycrystals (TZP): A review. *Int J High Technology Ceramics* 1987; **3 (1)**: 1-32.

142. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. Review: An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007; **35**: 819-826.

143. Porter DL, Heuer AH. Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *J Am Ceram Soc* 1977; **60**: 183-184.

144. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; **26**: 57-67.

145. Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; **91 (3)**: 215-218.

146. Fabris S, Panxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacanities only. *Acta Mater* 2002; **50 (20)**: 5171-5178.

147. Sundh A, Sjogren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina. *Academy of Dental Materials* 2007.

148. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; **27**: 4429-4438.

149. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 1982; **65 (12)**: 642-650.

150. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006; **22 (1)**: 45-56.

151. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of lowtemperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; **18 (2)**: 590-595.

152. Hansen PA, West La. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partiel denture: A clinical report. *J Prosthodont* 1997; **6 (2)**: 144-148.

153. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil* 2003; **30**: 758-764.

154. Saldana JM, Ramirez HB, Vigueras DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003; **18 (10)**.

155. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of three machinable ceramic materials. *Quintessence Int* 2008; **39**: 573-579.

156. Piwowarczyk A, Bauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pretreatments. *Oper Dent* 2005; **30**: 382-388.

157. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004; **20 (7)**: 655- 662.

158. Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* 2006 Jan; **22**: 824-831.

159. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M,Yli-Urpo A, Valittu PK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 155-164.

160. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, Van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil 2007*; **34 (11)**: 841-847.

161. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; **24 (4)**: 471-475.

162. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 2007; **330-332**: 1263-1266.

163. Zhu WZ, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200°C to 350°C in air. *Scripta Materialia* 1999; **40 (11)**: 1229-1233.

164. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 1991; **26**: 6706-6714.

165. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzesse N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998; **19**: 1489-1494.

166. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* 2009.

167. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of lowtemperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; **96 (3)**: 154-164.

168. Tseng W, Taniguchi M, Yamada T. Transformation strengthening of as-fired zirconia ceramics. *Ceramics International* 1999; **25**: 545-550.

169. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Diaz LA. Low Temperature Ageing of Zirconia - Toughened Alumina Ceramics and its Implication in Biomedical Implants. *Journal of the Euoropean Ceramic Society* 2003; **23**: 2975-2982.

170. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Mater* 2007; **23 (2)**: 177-185.

171. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2006; **10**: 106-114.

172. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004; **25**: 5539-5545.

173. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 2000; **53**: 304-313.

174. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Europ Ceram Soc* 2000; **20 (14-15)**: 2447-2455.

175. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 2003; **255 (9-10)**: 975-989.

176. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech* 1997; **70 (1)**: 198-206.

177. Van den Ber PH, De With G. Strength and residuel stress of Mg-PSZ after grinding. *Wear* 1993; **160 (2)**: 301-308.

178. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. J Mater Process Tech, 132 (1): 353-364, 2003.

179. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A* 2003; **345 (1)**: 155-163.

180. 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 (4)**: 356-362.

181. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residuel stresses on the aging sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; **27**: 2186-2192.

182. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 2006; **27**: 535-543.

183. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005; **93 (4)**: 346-355.

184. 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.

185. Badwal SPS. Grain-boundary resistivity in zirconia-based materials - effect of sintering temperatures and impurities. *Solid State Ionics* 1995; **76**: 67-80.

186. Alcala J. Instrumented micro- indentation of zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000; **83**: 1977-1984.

187. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005; 1- 16: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled 'Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006'.

188. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol % Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 1996; **79 (9)**: 2331-2340.

189. Rieger W, Köbel S, Weber W. *Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications*. Spectrum Dialoque; March 2008.

190. 3M- ESPE Dental ürün kataloğu.

191. Mc Laren EA, Terry DA. CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for allceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23**: 637-653.

192. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; **7 (2)**: 73-80.

193. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO_2 three-unit fixed partial dentures: Comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007; **34**: 282-290.

194. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009; **28 (1)**: 44-56.

195. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004 Jan; **7 (1)**: 25- 45.

196. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977; **38**: 216-225.

197. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988 Nov; **117 (6)**: 715-720.

198. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005; **26 (7)**: 507-512.

199. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006 Sep; **137 (9)**: 1289-1296.

200. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; **204 (9)**: 505-511.

201. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; **36**: 105-113.

202. LAVA technical product profile.

203. Procera technical product profile.

204. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.

205. Hint-Els technical product profile.

206. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 243-262.

207. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO_2 crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 195-206.

208. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 89-106.

209. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; **2**: 197-207.

210. Giordano R. CAD/CAM: An overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* 2002; **51 (1)**: 12-15.

211. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CIM. *Quintessence Int* 1996; **27**: 821-828.

212. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am* 2002; **46**: 405-426.

213. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; **7 (2)**: 134-143.

214. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays: A four year study. *J Am Dent Assoc* 1996; **127**: 1171-1181.

215. GC Europe N.V. technical product profile.

216. Noritake Katana System Technical Information.

217. Zeno-TEC technical product profile.

218. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.

219. Zirkonzahn technical product profile.

220. Ivoclar ürün katoloğu: IPS e.max Ceram.

221. Ivoclar ürün katoloğu: IPS e.max ZirCAD.

222. Ivoclar ürün katoloğu: IPS e.max ZirPress.

223. Noritake ürün kataloğu: Carebien ZR ve CZR Press.

224. De Jager N, De Kler M, Zel JM. The influence of different core material on the FEAdetermined stres distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006; **22**: 234-242.

225. Isgro G, Pallav P, Van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 465-473.

226. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 23-28.

227. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990 Jan; **63 (1)**: 21-25.

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

229. 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.

230. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Mater* 2006; **22**: 460-469.

231. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005; **26**: 3235-3241.

232. 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.

233. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; **11**: 183-189.

234. 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.

235. 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.

236. 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.

237. 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.

238. Kler MD, Jager ND, Meegdees M, Van der Zel J M. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007; **34**: 841-847.

239. Kocak A. Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. *Doktora Tezi* 2006.

240. Kern M, Thompson P. Sandblasting and silika coating ofdental alloys: volume loss, morphology and chances in the surface composition. *Dent Mater* 1993; **9**: 155-161.

241. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; **14**: 64-71.

242. Piwowraczyk A, Lauer HC, Soransen J A. In vitro shear bond stres of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 265-273.

243. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the shear bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2006; **23**: 45-50.

244. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: grinding studies. *J Am Ceram Soc* 1989; **72 (8)**: 1358-1364.

245. Green DJ. A technique for introducing surface compression into zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc* 1983; **66 (10)**: 178-179.

246. Gupta TK. Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia. *J Am Ceram Soc* 1980 Jan-Feb; 117.

247. Kosmac T, Oblak C, Marıon L. (2008) The effects of dental grinding and sandblasting on ageingand fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Euro Ceram Soc* 2008; **28**: 1085-1090.

248. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009; **25 (4)**: 419-423.

249. Chu FCS, 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.

250. Denry IL, Hooloway JA Elastic constants Vickers hardness and fracture toughness of fluorrichterite-based glass-ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 213-219.

251. Üçtaşlı S, Ergun G, Korkmaz T, Güllü A. Geleneksel ve düşük ısı porselenlerinin, glaze veya cilalama işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Derg* 2002; **29**: 73-80.

252. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing and overglazing on the flexural strength of a high leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont* 1996; **9**: 30-37.

253. Akören AC, Özgey S. Feldspatik porselenlerde aşındırma, glaze ve polisaj uygulamalarının esneme dayanıklılığına etkileri. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2001; **28**: 311-316.

254. Barghi N. Color and glaze: effects of repeated firings. *J Prosthet Dent* 1982; **47**: 393–395.

255. Oztas DD, Kaplan R, Atakol O, Onel M. The effect of glaze thickness of the microstructure of low fusing dental porcelain. Abstracts. *6th Congress of the Balkan Stomatological Society* 2001 May.

256. O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater* 1991; **7**: 170-173.

257. Lang LA, Wang R, Kang B, Whıte SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 650-654.

258. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; **19**: 693-699.

259. 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.

260. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM and Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004; **20**: 778-787.

261. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E and Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004; **13 (1)**: 28-35.

262. Foxton RM, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with different curing strategies. *J Adhes Dent* 2002; **4**: 49-59.

263. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Konya: *Doktora Tezi* 2006.

264. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC Zircon technique: A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 180-187.

265. Sailer I, Fehér 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**: 685-693.

266. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. 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. *Clinical Oral Implant Research* 2007; **18**: 73-85.

267. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. 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 partial dentures. *Clinical Oral Implant Research* 2007; **18**: 86-96.

268. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006 Oct; **96 (4)**: 237-244.

269. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. Mosby; 2002. p. 85.

270. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond test pull out dentin. *J Dent Res* 1997; **76**: 1298-1307.

271. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002; **23 (17)**: 3603–3608.

272. Hadavi F, Hey JH, Ambrose ER, Louie PW, Shinkewski DJ. The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 1993; **18**: 61-65.

273. International Organization for Standardization. ISO TR 11405. Dental materials- Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994. p. 1-13.

274. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2011 May; **105 (5)**: 315-322.

275. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962 Nov-Dec; **41**: 1424-1437.

276. Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. *J Prosthet Dent* 1967 Aug; **18 (2)**: 155-159.

277. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. *J Dent Res* 1970 Jan-Feb; **49 (1)**: -33.

278. Tanrıkulu S. Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. *Doktora Tezi*, İstanbul, 2007.

279. Fahmi M, Pober R, Giardano R. Effect of surface treatment on porcelain bond strength to zirconia. *IADR/ AADR/ CADR 85th General Session*, March 2007.

280. Blatz MB, Chapman L, Chiche G, Mercante D. Shear bond strength of veneering ceramics to zirconium-oxide ceramic. *ADEA/AADR/CADR Meeting* March 2006.

281. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO4 all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006; **33 (11)**: 827-832.

282. Wang H, Aboushelib M, Feilzer AJ. Strength influencing variables an CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008; **24:** 633-638.

283. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear stregth of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008; **27 (3)**: 448-454.

284. Guess PC, Kulis 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 (11)**: 1556-1567.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	SİNEM	**Soyadı**	SAVRAN ÇAKIR
Doğ.Yeri	Isparta	**Doğ.Tar.**	12/01/1983
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	38275552580
Email	sinem_savran@yahoo.com	**Tel**	05363261452

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lisans		
Lise	Özel Altınbaşak Lisesi	2001

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	Çok iyi	İyi	İyi	61.250	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı		68.360	
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Office	İyi

Yayınları

1. Savran S., Özyanat G., Öngül D., Şermet B: Kanal Tedavisi Yapılmış Üst Ön Bölge Dişlerin Estetik Restorasyonu: Olgu Sunumu.

2. Savran S., Öztaş E., Ak G., Şermet B: Ön Bölgede Estetiğin Sağlanmasında Multidisipliner Yaklaşım: Olgu Sunumu.

Posterleri

1. Kanal Tedavisi Yapılmış Üst Ön Bölge Dişlerin Estetik Restorasyonu: Olgu Sunumu. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Uluslararası Bilimsel Kongresi. 28-30 Ekim 2007, Çeşme.

2. Ön Bölgede Estetiğin Sağlanmasında Multidisipliner Yaklaşım: Olgu Sunumu. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Uluslararası Bilimsel Kongresi. 28-30 Ekim 2007, Çeşme.

3. The Effect of İmplant Therapy on Quality of Life. Clinical Controversies in Implant Dentistry. European Association for Osteointegration 19th Annual Scientific Meeting. 6-9 October, Glasgow, Scotland.

Kongre, Sempozyum ve Sertifikaları

1. Ankara Ünv. Diş Hekimliği Fak. ve Boston Ünv. Diş Hekimliği Fak. Bilimsel Toplantısı. 24-26 Kasım 2006, Ankara.

2. Dental İmplantolojide Klinik ve Bilimsel Yaklaşımlar. Astra Tech/ Türkiye Bilimsel Toplantısı. 2007, The Marmara Oteli, İstanbul.

3. 1. Uluslararası Zimmer&Mutlu Dental İmplantoloji Günleri. 19-21 Ekim 2007, Ankara.

4. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 16. Uluslararası Bilimsel Kongresi. 28-30 Ekim 2007, Çeşme.

5. Güncel Tanı ve Protetrik Yaklaşımlar. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği ve Ağız Hastalıkları Derneği 17. Bilimsel Kongresi. 28 Mayıs-01 Haziran 2008, Antalya.

6. İmplantolojiye Dört Boyuttan Bakış. Astra Tech/ 2. Bilimsel Sempozyum. 4-5 Aralık 2009, Sheraton Hotel & Convention Center, Ankara.

7. 4th International Oral and Maxillofacial Surgery Society Congress. 26-30 Mayıs 2010, Antalya, Türkiye.

8. BioHorizons Uluslararası Sempozyumu. 23-26 Eylül 2010, Antalya, Türkiye.

9. 2nd Balkan Association of Maxillofacial Surgeon and 5th Oral and Maxillofacial Surgery Society International Conference. 25-29 Mayıs 2011, Antalya, Türkiye.