

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI ALT YAPI MATERYALLERİYLE HAZIRLANAN
KURON PROTEZLERİNDE KULLANILAN
SİMAN MATERYALLERİNİN KIRILMA DİRENCİNE
OLAN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

PINAR KUTAY SÜTÜVEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. BÜLENT ŞERMET**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2016

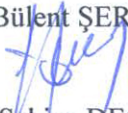
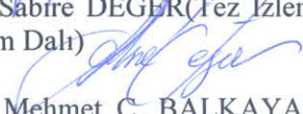

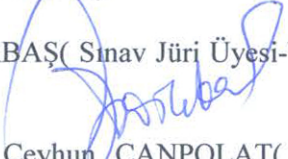

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. Pınar Kutay Sütüven tarafından hazırlanan Farklı Alt Yapı Materyalleriyle Hazırlanan Kuron Protezlerinde Kullanılan Siman Materyallerinin Kırılma Direncine Olan Etkisinin İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

14 / 01 / 2016

Tez Sınav Jürisi

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

- 1.Prof. Dr. Bülent ŞERMET(Danışman- İst. Üni. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 2.Prof. Dr. Sabire DEĞER(Tez İzleme Üyesi- İst. Üni. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 3.Prof. Dr. Mehmet C. BALKAYA(Sınav Jüri Üyesi-İst. Üni. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 4.Prof. Dr. İdil DİKBAŞ(Sınav Jüri Üyesi-Yeditepe .Üni. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 
- 5.Yard. Doç. Dr. Ceyhan CANPOLAT(Tez İzleme Üyesi- Yeditepe .Üni. Diş Hek. Fak./Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı) 

BEYAN

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

Pınar KUTAY SÜTÜVEN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her zaman destek olan, benden değerli zamanımı, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana daima yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Bülent Şermet'** e,

Tez çalışmam süresince değerli bilgi ve tecrübelerini paylaştıkları için, tez izleme komitemdeki değerli hocalarım, **Prof. Dr. Sabire İşler Değer** ve **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun Canpolat'** a,

Doktora eğitimim boyunca katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli **öğretim üyelerine** ve bu süreçte bana destek olan tüm çalışma arkadaşlarıma,

Doktora tezi sürecimde tüm deney çalışmalarımda bana yardımcı olup kolaylık ve koordinasyon sağlayan **Dr. Burçin Karataşlı'** ya,

Deney örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan ve laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan, **Seda Yurtdaş, Nida Yurtdaş** ve **Baykal Karabudak'** a,

Tez çalışmam sırasında deneyler aşamasında değerli yardımları için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarı sorumlusu **İsmehan Dere'** ye ve İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kimya Mühendisliği Proses ve Reaktör Tasarımı Bölümünde **Arş. Gör. Vedat Sarıboğa'** ya,

Hayatım boyunca olduğu gibi, doktora eğitimim ve tez çalışmalarım süresince bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren, varlığı ve desteği en büyük güç kaynağım olan **sevgili aileme**,

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince yardımını esirgemeyen, her aşamada sabır gösterip yanımda olan sevgili eşim **Ömer Sütüven'** e

teşekkür ederim

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 50979

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	XI
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XIX
ÖZET	XX
ABSTRACT.....	XXİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramiğin Yapısı	4
2.1.1.1. Feldspar	4
2.1.1.2. Kuartz.....	4
2.1.1.3. Kaolin.....	5
2.1.2. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri.....	5
2.1.3. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri	6
2.1.3.1. Seramiğin Metal Alt Yapı ile Birlikte Kullanılması	6
2.1.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilimlerinin Oluşturulması.....	6
2.1.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi.....	7
2.1.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu	7
2.1.3.5. Cam İnfiltasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi	8
2.2. Tam Seramik Sistemler.....	8
2.2.1. Cam Seramikler.....	8
2.2.1.1. Losit Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	8
2.2.1.2. Lityum Disilikat Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	9
2.2.1.3. Feldspatik Seramikler.....	9
2.2.2. Alumina Esaslı Seramikler.....	10

2.2.2.1. In-Ceram Alumina	10
2.2.2.2. In-Ceram Spinell	11
2.2.2.3. In-Ceram Zirconia	11
2.2.2.4. Procera AllCeram	12
2.2.2.5. Synthoceram	13
2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler	13
2.3.1. Zirkonyumun Genel Yapısı ve Özellikleri	13
2.3.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikroyapısal Özellikleri	14
2.3.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum	14
2.3.2.2. Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit	15
2.3.2.3. Stabilize Zirkonyum Oksit	16
2.3.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özellikleri	17
2.3.3.1. Stabilizatör Oksit Miktarı	18
2.3.3.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli	19
2.3.3.3. Sıcaklık	19
2.3.3.4. Nem	20
2.3.3.5. Zaman	20
2.3.3.6. Yüzey Uygulama İşlemleri	21
2.3.4. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi	22
2.3.4.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Bloklar (Dry-pressed / Green Zirkonya)	22
2.3.4.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (Non-HIP / Presintered)	23
2.3.4.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (HIP / Full-sintered)	24
2.3.5. Monolitik Zirkonya Esaslı Seramikler	25
2.3.5.1. Monolitik Zirkonya Esaslı Blokların Genel Özellikleri	26
2.3.5.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarda Dış Preparasyonu	26
2.3.5.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Zirkonya Bloklar	27
2.4. CAD/CAM Sistemleri	28
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensipleri	28
2.4.1.1. Verilerin Elde Edilmesi	28
2.4.1.2. Restorasyonun Tasarımı	29
2.4.1.3. Restorasyonun Üretimi	29
2.4.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Kullanıldığı CAD/CAM Sistemleri	29
2.4.2.1. Lava sistemi	29

2.4.2.2. Everest Sistemi.....	30
2.4.2.3. Procera Sistemi.....	31
2.4.2.4. Hint-Els Sistemi	32
2.4.2.5. Cercon Sistemi	32
2.4.2.6. DC-Zirkon Sistemi	33
2.4.2.7. ZENO Tech Sistemi	33
2.4.2.8. CEREC Sistemi.....	34
2.4.2.9. Celay Sistemi	35
2.4.2.10. Zirkonzahn Sistemi	36
2.5. Zirkonya Esaslı Seramiklerde Simantasyon	37
2.5.1. Simanlar	37
2.5.2. Simanların Sınıflandırılması	38
2.5.2.1. Çinko Fosfat Simanlar.....	38
2.5.2.2. Çinko Polikarboksilat Simanlar	39
2.5.2.3. Cam İyonomer Simanlar	40
2.5.2.4. Hibrit İyonomer Simanlar	41
2.5.2.5. Adeziv Reçine Simanlar.....	43
2.6. Tam Seramik Sistemlerde Dayanıklılık, Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi.....	47
2.7. Termal Siklüs (Termal Döngü) Uygulaması.....	48
2.8. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	50
3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi	54
3.2.1. Kobalt-Krom Metal Alaşımından Diş Modellerinin Elde Edilmesi	57
3.2.2. Standart Y-TZP Bloklardan Alt Yapıların Hazırlanması.....	65
3.2.3. Zirkonya Alt Yapılar Üzerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması	75
3.2.3.1. Üst Yapı Seramiğinin Tabakalama Tekniği ile Uygulanması.....	75
3.2.3.2. Üst Yapı Seramiğinin Pressleme Tekniği ile Uygulanması.....	82
3.2.4. Monolitik Zirkonya Bloklardan Tam Kuron Protezlerinin Hazırlanması	90
3.3. Örneklerin Simantasyonu.....	99
3.3.1. Örneklerin Cam İyonomer Siman ile Simantasyon İşlemi	99

3.3.2. Örneklerin Adeziv Reçine Siman ile Simantasyon İşlemi.....	102
3.4. Termal Siklüs Uygulaması.....	105
3.5. Kırılma Testi ve Kırılma Direncinin Ölçülmesi	106
3.6. SEM Analizi.....	109
4. BULGULAR.....	111
4.1. Deney Gruplarına Ait Kırılma Direnci Sonuçları	111
4.1.1. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Cam İyonomer Siman Kullanılan G1-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi.....	111
4.1.2. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Adeziv Reçine Siman Kullanılan G1-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi.....	112
4.1.3. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Cam İyonomer Siman Kullanılan G2-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi.....	113
4.1.4. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Adeziv Reçine Siman Kullanılan G2-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi.....	114
4.1.5. Monolitik Zirkonya Tam Kuron Protezlerinde Cam İyonomer Siman Kullanılan G3-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi	115
4.1.6. Monolitik Zirkonya Tam Kuron Protezlerinde Adeziv Reçine Siman Kullanılan G3-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi	116
4.2. Deney Gruplarına Ait Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi	117
4.3. Kullanılan Zirkonya Seramik Materyallerine Göre Elde Edilen Bulgular	119
4.3.1. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan G1 Grubuna Ait Bulgular.....	120
4.3.2. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan G2 Grubuna Ait Bulgular.....	121
4.3.3. Monolitik Zirkonyanın Tam Kuron Protezi Olarak Kullanıldığı G3 Grubuna Ait Bulgular.....	122
4.4. Kullanılan Siman Materyallerine Göre Elde Edilen Bulgular	124
4.4.1. Cam İyonomer Siman Kullanılan G1-C, G2-C ve G3-C Gruplarına ait Bulgular.....	124

4.4.2. Adeziv Reçine Siman Kullanılan G1-A, G2-A ve G3-A Gruplarına ait Bulgular.....	127
4.5. Kırık Tipleri	130
4.6. SEM Bulguları	131
5. TARTIŞMA	142
KAYNAKLAR	161
HAM VERİLER	188
FORMLAR	189
ETİK KURUL KARARI	190
PATENT HAKKI İZİNİ	191
TELİF HAKKI İZİNİ.....	192
ÖZGEÇMİŞ	193

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Y-TZP özellikleri (199)	16
Tablo 2-2: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya esaslı bloklar	25
Tablo 2-3: Monolitik zirkonya bloklar ve üretici firmalar	28
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	52
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar	53
Tablo 3-3: Üst yapı seramiğinin pişim sıcaklıkları ve süresi.....	78
Tablo 3-4: IPS e.max ZirPress seramik ingotların pressleme sıcaklığı ve süresi.....	86
Tablo 4-1: G1-C grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	112
Tablo 4-2: G1-A grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	113
Tablo 4-3: G2-C grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	114
Tablo 4-4: G2-A grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	115
Tablo 4-5: G3-C Grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	116
Tablo 4-6: G3-A grubuna ait kırılma direnci değerleri.....	117
Tablo 4-7: Deney gruplarının kırılma direnci değerlerine ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler	118
Tablo 4-8: G1 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu	120
Tablo 4-9: G2 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu	121
Tablo 4-10: G3 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu.....	123
Tablo 4-11: ‘C’ gruplarına ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu... ..	125
Tablo 4-12: ‘C’ gruplarına ait “post-hoc Tukey HSD” çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	126
Tablo 4-13: ‘A’ gruplarına ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu ..	127

Tablo 4-14: ‘A’ gruplarına ait “post-hoc Tukey HSD” çoklu karşılaştırma testi sonuçları..... 129

Tablo 4-15: Deney gruplarına ait kırık tiplerinin dağılımı 131



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Zirkonyum oksitin faz dönüşüm sıcaklıkları.....	15
Şekil 2-2: Dönüşüm sertleşmesi mekanizması	18
Şekil 2-3: Monolitik zirkonya restorasyonlar için uygun diş preparasyonu (216).	27
Şekil 2-4: Kırılma testinin şematik düzeneği.....	48
Şekil 3-1: Deney gruplarının oluşturulması.....	51
Şekil 3-2: Standart diş modeli elde etmek için kullanılan akrilik diş modeli	54
Şekil 3-3: Kullanılan ilave tipi silikon ölçü materyalleri.....	55
Şekil 3-4: Silikon ölçü materyalinden elde edilen anahtar model	55
Şekil 3-5: Kullanılan döküm mumu.....	56
Şekil 3-6: Elde edilen mum model dişler.....	56
Şekil 3-7: Mum modellerin manşete alınmak üzere hazırlanması.....	57
Şekil 3-8: Kullanılan revetman tozu ve likiti.....	57
Şekil 3-9: Vakumlu cihazda revetmanın karıştırılması.....	58
Şekil 3-10: Revetman karışımının manşete dökülmesi.....	58
Şekil 3-11: Vibratör cihazında hava kabarcıklarının eliminasyonu.....	59
Şekil 3-12: Döküme hazır revetman kalıp	59
Şekil 3-13: Mum eliminasyon işlemi için kullanılan ön ısıtma fırını	60
Şekil 3-14: Manşetin fırın içindeki görüntüsü	60
Şekil 3-15: Revetman kalıp ve potanın döküm fırınına yerleştirilmesi	61
Şekil 3-16: Kullanılan Co- Cr metal alaşımı	62
Şekil 3-17: Soğumaya bırakılan revetman kalıp.....	62
Şekil 3-18: Revetmanın kırılmasının ardından elde edilen metal dökümler	63
Şekil 3-19: Döküm kanallarının kesilmesi.....	63

Şekil 3-20: Tesviye işlemleri	64
Şekil 3-21: Co - Cr metal alaşımından elde edilen dayanak diş modelleri.....	64
Şekil 3-22: Sisteme ait özel yazılımda zirkonya alt yapı tasarımı için ön hazırlık	65
Şekil 3-23: Zirkozahn sistemine ait tarama ünitesi.....	66
Şekil 3-24: Co – Cr metal diş modeline uygulanan parlama önleyici sprej.....	66
Şekil 3-25: Tarama ünitesi içerisinde platforma sabitlenen model.....	67
Şekil 3-26: Co – Cr metal diş modelinin tarama işlemi.....	67
Şekil 3-27: Co – Cr metal diş modelinin farklı eksenlerde tarama işlemi	68
Şekil 3-28: Modelin özel yazılımdaki 3 boyutlu görüntüsü	68
Şekil 3-29: 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırının belirlenmesi	69
Şekil 3-30: Zirkonya alt yapı tasarımının 3 boyutlu model üzerine yerleştirilmesi	69
Şekil 3-31: Zirkozahn ICE Zirconia translucent blok.....	70
Şekil 3-32: Özel yazılım üzerinde alt yapılar için uygun Y-TZP blok seçilmesi	70
Şekil 3-33: Zirkozahn sistemine ait aşındırma ünitesi.....	71
Şekil 3-34: Standart Y-TZP bloktan zirkonya alt yapıların aşındırılması	71
Şekil 3-35: Özel yazılım üzerinde aşındırma işleminin görüntüsü.....	72
Şekil 3-36: Zirkozahn firmasına ait renklendirici solüsyon.....	72
Şekil 3-37: Zirkonya alt yapılara renklendirici solüsyon uygulaması	73
Şekil 3-38: Zirkonya alt yapılara ön kurutma işlemi uygulanması.....	73
Şekil 3-39: Zirkonya sinterleme fırını	74
Şekil 3-40: Zirkonya alt yapının sinterleme öncesi ve sonrası görünümü.....	74
Şekil 3-41: Hazırlanan zirkonya alt yapılar	75
Şekil 3-42: Firmaya ait seramik tozu ve likit.....	76
Şekil 3-43: Üst yapı seramiği için hazırlanan toz ve likit karışımı.....	76

Şekil 3-44: Tabakalama tekniği ile üst yapı seramiğinin uygulanması	77
Şekil 3-45: Porselen fırınında üst yapı seramiğinin pişirilmesi	77
Şekil 3-46: Zirkonya alt yapı kuron protezine uygulanan tesviye işlemleri.....	78
Şekil 3-47: Kumpas yardımı ile tüberkül yüksekliklerinin ölçülmesi	79
Şekil 3-48: Kullanılan glazür tozları ve likiti	79
Şekil 3-49: Glazür seramiğinin uygulanması.....	80
Şekil 3-50: Glazür işlemi için fırına yerleştirilen kuron protezi.....	80
Şekil 3-51: Örneklerin standardizasyonunu sağlamak için kullanılan silikon anahtar.....	81
Şekil 3-52: Üst yapı seramiği tabakalama yöntemi ile hazırlanan deney örnekleri	81
Şekil 3-53: Pressleme tekniği için kullanılan seramik ingot.....	82
Şekil 3-54: Zirkonya alt yapı üzerine uygulanan mum modelaj.....	82
Şekil 3-55: Özel manşete bağlanan mum modelaj.....	83
Şekil 3-56: Kullanılan revetman tozu ve likiti.....	83
Şekil 3-57: Manşetten çıkarılmış revetman kalıp	84
Şekil 3-58: Ön ısıtma fırınına yerleştirilen manşet.....	84
Şekil 3-59: Seramik ingot ve itici pistonun yerleştirilmesi.....	85
Şekil 3-60: Revetman kalıbın pressleme fırınına yerleştirilmesi.....	86
Şekil 3-61: Seramik fırınından çıkarılan revetman kalıp.....	87
Şekil 3-62: Revetmanın açılması	87
Şekil 3-63: Uygulanan tesviye işlemleri	88
Şekil 3-64: Glazür Uygulaması.....	88
Şekil 3-65: Glazür seramiği uygulanan ve fırına yerleştirilen kuron protezi	89
Şekil 3-66: Üst yapı seramiği pressleme yöntemi ile hazırlanan deney örnekleri	89

Şekil 3-67: Sisteme ait özel yazılımda tasarım öncesi hazırlık	90
Şekil 3-68: 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırının belirlenmesi	91
Şekil 3-69: Anatomik kuron tasarımının 3 boyutlu model üzerine yerleştirilmesi	91
Şekil 3-70: Monolitik zirkonya tam kuron protezinin 3 boyutlu görüntüsü	92
Şekil 3-71: Zirkozahn Prettau® zirconia blok	92
Şekil 3-72: Özel yazılım üzerinde anatomik kuronlar için uygun blok seçilmesi	93
Şekil 3-73: Monolitik zirkonya bloktan tam kuron protezlerinin aşındırılması .	93
Şekil 3-74: Aşındırma işlemi tamamlanan monolitik zirkonya kuron protezleri	94
Şekil 3-75: Firmaya ait monolitik zirkonya renklendirici solüsyonlar	94
Şekil 3-76: Bukkal yüzeye renklendirici solüsyon uygulaması	95
Şekil 3-77: Oklüzal yüzey sınırlarına renklendirici solüsyon uygulaması	95
Şekil 3-78: Monolitik zirkonya kuron protezinin sinterleme işlemi	96
Şekil 3-79: Sinterleme işlemi tamamlanan monolitik zirkonya kuron protezi ...	96
Şekil 3-80: Monolitik zirkonya kuron protezlerine uygulanan kuşlama işlemi	97
Şekil 3-81: Monolitik zirkonya için kullanılan glazür tozları ve likit	97
Şekil 3-82: Monolitik zirkonya kuron protezine glazür seramiği uygulaması ...	98
Şekil 3-83: Glazür işlemi tamamlanan monolitik zirkonya tam kuron protezi...	98
Şekil 3-84: Hazırlanan monolitik zirkonya deney örnekleri.....	99
Şekil 3-85: Örneklerin simantasyon işleminde kullanılan cam iyonomer siman	100
Şekil 3-86: Cam iyonomer siman ile simantasyon işlemi.....	100
Şekil 3-87: Simante edilen örneğin metal statif içerisinde sabitlenmesi	101
Şekil 3-88: Simantasyon işleminde kullanılan ağırlık düzeneği.....	101
Şekil 3-89: Adeziv simantasyon işleminde kullanılan materyaller	102

Şekil 3-90: Metal dayanak üzerine metal primeri uygulanması	102
Şekil 3-91: Kuron protezinin iç yüzeyine mdp içerikli adeziv uygulanması....	103
Şekil 3-92: Adezivin LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi	103
Şekil 3-93: Dual polimerize adeziv reçine simanın karıştırılması.....	104
Şekil 3-94: Simante edilen kuron protezinin düzenek içerisindeki görüntüsü .	104
Şekil 3-95: Simante edilen kuron protezinin polimerizasyonu.....	105
Şekil 3-96: Termal siklus işlemine tabi tutulan örnekler.....	106
Şekil 3-97: Çalışmamızda kullanılan universal test cihazı	106
Şekil 3-98: Otopolimerizan akrilik reçine içerisinde sabitlenen örnekler	107
Şekil 3-99: Universal test cihazına yerleştirilen örnek	108
Şekil 3-100: Deney örneklerine kırılma testi uygulanması	108
Şekil 3-101: Kırılma testi sonrası örneğin kırık görüntüsü.....	109
Şekil 3-102: Çalışmamızda kullanılan tarayıcı elektron mikroskobu (SEM)...	110
Şekil 4-1: Grupların ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı	118
Şekil 4-2: Gruplarda kullanılan seramik tipine göre ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı.....	119
Şekil 4-3: G1 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı	121
Şekil 4-4: G2 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı	122
Şekil 4-5: G3 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı	123
Şekil 4-6: Gruplarda kullanılan siman tipine göre ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı.....	124
Şekil 4-7: ‘C’ gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı....	125
Şekil 4-8: Cam iyonomer simanın seramik grupları üzerine olan etkisini gösteren % 95 güven aralığı analizi	127

Şekil 4-9: ‘A’ gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı ...	128
Şekil 4-10: Adeziv reçine simanın seramik grupları üzerine olan etkisini gösteren % 95 güven aralığı analizi.....	130
Şekil 4-11: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x70.....	132
Şekil 4-12: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x300.....	133
Şekil 4-13: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000.....	133
Şekil 4-14: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x70	134
Şekil 4-15: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x300	134
Şekil 4-16: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000	135
Şekil 4-17: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x70.....	135
Şekil 4-18: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x300.....	136
Şekil 4-19: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000.....	136
Şekil 4-20: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x70	137
Şekil 4-21: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x300	137
Şekil 4-22: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000	138
Şekil 4-23: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x70.....	138
Şekil 4-24: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x300.....	139
Şekil 4-25: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000.....	139
Şekil 4-26: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x70	140
Şekil 4-27: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x300	140
Şekil 4-28: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000	141

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CTE : Isısal Genleşme Katsayısı

SiO₂ : Silisyum Oksit

MPa : Megapaskal

µm : Mikrometre

Al₂O₃ : Alüminyum Oksit

K₂O : Potasyum Oksit

mm : Milimetre

°C : Derece Santigrat

CAD/CAM : Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture

g/cm³ : Gram / Santimetreküp

ZrO₂ : Zirkonyum Oksit

CaO : Kalsiyum Oksit

MgO : Magnezyum Oksit

Y₂O₃ : Yitrium Oksit

PSZ : Parsiyel Stabilize Zirkonya

Y-TZP : Yitriyum İle Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

GPa : Gigapaskal

ZnO : Çinko Oksit

HEMA : Hidroksimetil Metakrilat

BIS-GMA : Bisfenol Glisidil Metakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

TCB : Tetrakarboksil Bütan

TEG-DMA : Trietilen Glikol Dimetakrilat

SEM: Tarayıcı Elektron Mikroskobu

N : Newton

MDP : 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

ÖZET

Kutay Sütüven, P. Farklı alt yapı materyalleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kullanılan siman materyallerinin kırılma direncine olan etkisinin incelenmesi.

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2016.

Bu çalışmada, farklı simanların tabakalama ve pressleme yöntemleri kullanılarak hazırlanan zirkonya alt yapı kuron protezleri ve monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin kırılma dirençleri üzerine etkisi *in-vitro* olarak incelendi.

Prepare edilmiş prefabrike üst küçük azı diş modelinden ölçü alınmasını takiben döküm yöntemiyle Co-Cr metal alaşımından dayanak diş modelleri hazırlandı. Standart zirkonyanın alt yapı (0,5 mm) olarak kullanıldığı, üst yapı seramiğinin tabakalama (G-1) ve pressleme (G-2) yöntemleri olmak üzere iki farklı şekilde uygulanmasıyla elde edilen kuron protezleri ve monolitik zirkonyanın (G-3) tam kuron protezi olarak kullanılması ile 3 ana grup oluşturuldu. Tüm kuron protezleri eşit şekilde bölünerek cam iyonomer siman (G1-C, G2-C, G3-C) ve adeziv reçine siman (G1-A, G2-A, G3-A) kullanılması ile 2 gruba daha ayrılarak elde edilen 6 grupta 12 'şer örnek olmak üzere toplamda 72 adet deney örneği elde edildi. Termal siklüs cihazında 5000 devir yaşlandırma işlemine tabi tutulan ve standart otopolimerizan akrilik reçine kalıplar içerisinde sabitlenen tüm örneklerle; Universal test cihazında kırılma testi uygulandı ve kırılma direnci değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi. Sonuçlar istatistiksel olarak One-way ANOVA varyans analizi ve post-hoc TukeyHSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildi. Oluşan kırık yüzeyleri tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Çalışmamızda, en yüksek kırılma direnci değerleri monolitik zirkonya tam kuron protezi gruplarında (G3-A ve G3-C) sırasıyla $2703,03 \pm 308,98$ N ve $2593,57 \pm 214,25$ N elde edildi ve diğer gruplara göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$). G3-A ve G3-C grup içi karşılaştırmada ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). Tabakalama ve pressleme yöntemleri kullanılan ve cam iyonomer siman kullanılan gruplarda (G1-C ve G2-C) kırılma dayanımı değerleri sırasıyla; $1566,84 \pm 194,8$ N ve $1586,40 \pm 273,1$ N, adeziv reçine siman kullanılan gruplarda (G1-A ve G2-A) ise sırasıyla; $1845,99 \pm 178,6$ N ve $1828,17 \pm 184,4$ N bulundu. Grup içi karşılaştırmalarda; benzer kırılma direnci değerleri sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). Cam iyonomer siman kullanılan gruplara (G1-C ve G2-C) göre daha yüksek ortalama kırılma direnci değerleri gösteren adeziv reçine siman kullanılan gruplar (G1-A ve G2-A) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,01$).

Bu çalışmanın sonucunda; zirkonya üzerine pressleme tekniğinin, tabakalama tekniğine benzer kırılma direnci değerleri verdiği, ancak kullanılan siman materyalinin kırılma direncini etkilediği ortaya çıkmıştır. Monolitik zirkonya tam kuron protezleri ise en yüksek kırılma direnci değerlerini vermiş ve birlikte kullanıldığı siman materyalinin restorasyonların kırılma direncini etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler : Zirkonya, monolitik zirkonya, tam seramik, simantasyon, kırılma direnci

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 50979.

ABSTRACT

Kutay Sütüven, P. Effects of different cement materials on fracture strength of zirconia based ceramic and monolithic zirconia crowns.

İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. İstanbul. 2016.

In this *in-vitro* study, the effects of different types of cement materials on fracture strength of all ceramic crowns which are prepared with zirconia frameworks used with layering and heat-pressing ceramic techniques and monolithic zirconia full crowns were comparatively investigated.

Prepared prefabric maxillary premolar tooth was used as a model for conventional impression to manufacture Co-Cr metal alloy dies with casting technique. Zirconia frameworks (0,5 mm thickness) were milled from standart zirconia blocks and finished with two techniques; layering (G1) and heat-pressing (G2) ceramic and monolithic zirconia full crowns (G3) were milled from monolithic zirconia blocks were seperated as 3 main groups. Crowns in each groups were subdivided equally and cemented with glass ionomer cement (G1-C, G2-C, G3-C) and adhesive resin cement (G1-A, G2-A, G3-A) materials. In these 6 experimental groups, 12 specimens existed, the total number of specimens is 72. All specimens went under thermocycling 5000 times and then they were embedded into autopolymerized acrylic resin pattern. Single-load to fracture test was applied on all specimens and fracture strengths were calculated in Newton (N) units. Data results were analyzed statistically using One-way ANOVA analysis and post-hoc TukeyHSD multiple comparison test. The fracture surfaces were examined by scanning electron microscope (SEM). In this study, monolithic zirconia crown groups (G3-A and G3-C) showed the highest mean fracture strength values in order to $2703,03 \pm 308,98$ N and $2593,57 \pm 214,25$ N, the monolithic zirconia group specimens in all other remaining test groups were found to be statistically significant ($p < 0,001$). In group comparisons of G3-A and G3-C revealed no statistically significant difference ($p > 0,05$). In layering and heat-pressing ceramic zirconia crowns used with glass ionomer cement groups (G1-C ve G2-C) the mean fracture strength values were found $1566,84 \pm 194,8$ N and $1586,40 \pm 273,1$ N in order; and used with adhesive resin cement groups (G1-A ve G2-A) the mean fracture strength values were found $1845,99 \pm 178,6$ N ve $1828,17 \pm 184,4$ N in order. The comparison of groups between G1-C / G2-C and between G1-A / G2-A showed similar mean fracture strength values and these group comparisons revealed no statistically significant difference ($p > 0,05$). But adhesive resin cement groups (G1-A ve G2-A) showed higher mean fracture strength values than glass ionomer cement groups (G1-C ve G2-C) and this comparison was found to be statistically significant ($p < 0,01$).

Regarding the results of present study, however heat-pressing technique showed similar fracture strength values when compared with layering technique on zirconia, the cement types effected fracture strength of zirconia based ceramics. Monolithic zirconia full crowns showed the highest fracture strength values no matter used with different types of cements.

Key Words: Zirconia, monolithic zirconia, all ceramic, cementation, fracture strength.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No:50979.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, kullanılan materyaller ve teknolojinin hızla gelişmesinin bir sonucu olarak estetik beklentiler artmıştır. Sabit protetik tedavilerde metal alt yapılı restorasyonların sıklıkla kullanılmasına rağmen tam seramik restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (8, 63).

Protetik diş hekimliği alanında kullanılan tam seramik sistemler arasında zirkonya esaslı seramikler; yeterli mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olmasından dolayı tercih edilmektedirler. Ancak zirkonya esaslı seramiklerin polikristalin yapısı; restorasyonlarda opak beyaz bir görüntüye yol açmasına ve estetiğin olumsuz yönde etkilenmesine sebep olmaktadır (264). Estetik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla yüksek dayanıma sahip zirkonya materyali üst yapı seramiği ile birlikte kullanılmaktadır (141, 252).

Zirkonyanın alt yapı olarak kullanıldığı protetik restorasyonlarda; zirkonya materyali ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantıda ortaya çıkan sorunlar ve zirkonya alt yapının opak görünümünden dolayı monolitik zirkonya esaslı seramikler geliştirilmiştir. Yüksek translüsentlik özelliğine sahip olan monolitik zirkonya esaslı seramikler üst yapı seramiği kullanılmadan tam kuron restorasyonu olarak da uygulanabilmektedir (231, 294).

Tam seramik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi de kullanılan siman materyali ve simantasyon tekniğidir. Zirkonya restorasyonların simantasyonunda geleneksel simanların yanında adeziv reçine simanların kullanılması da tavsiye edilmektedir (73, 219).

Tam seramik restorasyonların direnci siman materyali ve simantasyon tekniklerine bağlı olduğu kadar, restorasyonun dizaynına, alt yapı kullanımına, alt yapıya uygulanan yüzey işlemlerine, alt yapı ve üst yapı kalınlığına, alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma dayanımına, üst yapı seramiğinin uygunlama yöntemine ve oklüzal temaslar sonucu ortaya çıkan streslerin tipi ve dağılımına da bağlıdır (2, 233).

Bu çalışmanın amacı, farklı siman materyalleri ve simantasyon tekniklerinin monolitik zirkonya kuron ve zirkonya alt yapı üzerine farklı iki yöntemle uygulanan üst

yapı seramiği kullanılan kuron restorasyonlarında kırılma direncine olan etkisinin mekanik testler yoluyla incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde seramiğin kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında “Pierre Fauchard” tarafından bildirilmiştir (126).

1774 yılında Fransız kimyager “Alexis Duchâteau” ve Fransız diş hekimi “Nicholas Dubois de Chemant” ilk defa dental seramiği kullanarak bir protez hazırlamışlardır (15, 119, 164)

1903 yılında “Charles Land” jaket kuron adı altında ilk tam seramik kuron restorasyonunu üretmiştir. Bunlar platin folyonun seramik pişirilirken destek olarak kullanıldığı yüksek ısı seramiğinden elde edilen kuronlardır (15, 165).

20. Yüzyılın başlarında seramiğin metal ile desteklenmesi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. “Swann”, “Felcher”, “Hovestad”, “Johnson”, “Lakermance”, “Gonod” ve “Granger” gibi araştırmacılar bu amaçla platini çeşitli formlarda kullanmışlardır. 1956’da, “lösit” kristalinin elde edilmesi ile seramiğin ısısız genleşme katsayısı (CTE) arttırılmış ve böylece altın alaşımları üzerine pişirilmesi sağlanmıştır (126, 164, 220).

McLean ve Hughes, 1963 yılında alüminöz seramikleri geliştirerek tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır (15, 164, 165) .

Dental seramiklerin tarihçesinde yapısı ve pişirilme teknikleri konusunda çok önemli adımlar atılmış; yeterli estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanım gibi özelliklere sahip olan materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir (54, 267).

Seramiklerin düşük çekme gerilimi ve kırılma gibi özelliklerini gidermek amacıyla geliştirilen metal seramik restorasyonlar, metalin dayanıklılığı ile seramiğin estetiğini birleştirirler. Ancak 1980’li yıllardan günümüze kadar metal-seramik restorasyonlardaki ışık geçirgenliğinin yetersiz olması ve hastaların artan estetik beklentilerinden dolayı dental seramiklerde hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemler üzerine çalışmalar yapılmış olup, pek çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (54, 183, 245).

2.1.1. Dental Seramiğin Yapısı

Seramikler bir veya daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanmıştır. Büyük oksijen atomları bu yapıda matriks görevi yapar ve daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomların arasında yer alarak stabil bir bütünlük oluşturmaktadır. Seramik yapısındaki bu atomik bağlar hem iyonik hem kovalent bağ özelliğine sahiptir. Bu güçlü bağlar, seramiğe fiziksel, kimyasal ve ısısal etkilere karşı direnç kazandırmaktadır (5, 164).

Dental seramiklerin temel yapısını oluşturan üç ana madde feldspar, kuartz ve kaolindir (15, 54, 114, 180, 285).

2.1.1.1. Feldspar

Feldspar; seramiğin içerisinde % 70 – 85 oranında bulunur ve esas yapıyı oluşturur. Ergime derecesi 1100 - 1300 °C arasında olan Feldspar, doğada saf halde bulunmaz. Potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikatın ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) bileşimi halinde bulunmaktadır. Diş hekimliğinde daha çok yüksek potas içerikli feldspar tercih edilmektedir. Potas; akışkanlığı arttırarak seramiğin pişirilmesi esnasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutmaktadır. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli, parlak bir madde haline gelen feldspar, seramiğe yarı şeffaflık özelliği kazandırmaktadır. Potas formundaki feldspar yapısına 4 silisyum dioksit molekülü bağlandığında lösit kristali ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) oluşur. Lösit kristali; potasın cam ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkarak seramiğin ısısal genleşme katsayısını ve optik özelliklerini arttırarak seramik yapısını güçlendirmektedir (5, 126, 150, 151, 152, 183).

2.1.1.2. Kuartz

Kuartz (SiO_2), seramiğin yapısında % 11 – 18 oranında bulunur. Esas yapısı silikadır ve ergime derecesi çok yüksek (1685 °C) olan kuartz, seramik kitlenin şeffaflığında ve yüksek ısılarda stabilitesinin korunmasında etkilidir. Isısal genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sonrası seramik yapısındaki büzülme önlemekte ancak yapıyı kırılgan hale getirmektedir (5, 164, 285, 289).

2.1.1.3. Kaolin

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) dehidrate olmuş alüminyum silikat olup seramiğin yapısında % 1 – 5 oranında bulunur. Kaolin, toprak ve kil mineralleri içerir ve suyla karıştırıldığında yapışkan bir hale gelerek seramiğin işlenebilirliğini sağlamaktadır. Ancak opak yapısından dolayı kitleye mat görünüm verir ve seramiğin translüensliğini bozar. Diş hekimliğinde, düşük kaolin içeren ve cam fazı daha fazla olan seramikler tercih edilmektedir ve bu seramikler “Cam Seramikler” olarak adlandırılmaktadır (5, 164, 180, 267, 285).

Bu üç ana maddenin yanında; akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da seramik yapıya eklenebilmektedir (126, 164, 267).

2.1.2. Dental Seramiklerin Genel Özellikleri

Dental seramikler, yüksek stabiliteye sahip, çok sert ve rijit materyallerdir. Seramik kristalinde bulunan hem kovalent hem iyonik yapıdaki güçlü atomik bağlar, seramiğe bu özelliklerin yanında yüksek elastikiyet modülü, termal ve kimyasal etkilere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Aynı zamanda bu bağlar seramiğin kırılğan bir yapıya sahip olmasının da asıl nedenidir (158, 164).

Dental seramiklerin, baskı gerilimleri yüksek (350 - 550 MPa) olmasına karşın çekme gerilimleri (20 - 60 MPa) çok düşüktür. Seramiğin yapısında “Griffith çatlakları” adı verilen 3 - 6 µm uzunluğunda mikro çatlaklar bulunmaktadır. Bu mikro çatlaklarda artan stres ve gerilim çatlakın ilerlemesine ve bu noktada kırık oluşturmaya neden olmaktadır (15, 118, 280).

Diş hekimliğinde dental seramiklerin tercih edilme sebebi yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Işığı absorbe etme ve dağıtma özellikleri sayesinde doğal dişlerin renk ve translüenslik derinliğine benzer optik özellikler gösterebilirler (194).

Kimyasal etkilere ve korozyona karşı oldukça dirençlidir, yüksek biyouyuma sahiptir ve toksik ya da allerjik özellikleri yoktur. Isı iletkenliği ve ısıl genişleme katsayıları mine ve dentine benzer özelliktedir. Ağız ortamında, klinik açıdan yeterli aşınma direnci ve renk stabilitesine sahiptir (15, 88, 273).

2.1.3. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiğin düşük çekme gerilimi ve kırılma gibi olumsuz özellikleri seramik yapısının güçlendirilmesi ihtiyacını doğurmuştur.

“McLean” seramik yapısını güçlendirmek için beş yöntem bildirmiştir (164) :

- 1 - Seramiğin metal alt yapı ile birlikte kullanılması
- 2 - Yüzeyde baskı gerilmelerinin oluşturulması
- 3 - Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi
- 4 - Camın kontrollü kristalizasyonu
- 5 - Cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi

2.1.3.1. Seramiğin Metal Alt Yapı ile Birlikte Kullanılması

Seramiğin metal bir alt yapı ile desteklenmesi; seramiğe bir dayanak oluşturmaktadır. Metaller seramiklere göre daha yüksek çekme gerilimine sahip oldukları için metal alt yapı, seramik yüzeyindeki çatlak ilerleyişine engel olmaktadır. 1950’ li yıllarda lösit kristallerinin yapıya katılmasının ardından ısıl genişleme katsayıları altın alaşımlarına yaklaştırılan feldspatik seramiklerin metal alt yapı ile birlikte kullanılması ile seramik materyalinin kırılmasına engel olunmaktadır (15, 16, 164, 183).

Metal alt yapı seramik restorasyonlarda; metalin ışık geçirgenliğine ve yansımaya engel olması, dişetinde oluşan gri renk değişimi, metal alaşımı ve seramik arasında ısıl genişleme katsayısı farkı olması, metal alaşımlarındaki bazı iyonların iyonize olarak seramik içerisine renk vermesi ve korozyona uğraması gibi dezavantajlar metal alt yapı kullanımını kısıtlamaktadır (16, 126, 273).

2.1.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilmelerinin Oluşturulması

Seramiklerin yapısında var olan baskı gerilmelerinin yüzeye çıkarılarak cam ve seramiklerin güçlendirilmesini amaçlayan bu yöntem “iyon değişimi” veya “temperleme” teknikleriyle uygulanmaktadır (15, 16).

İyon değişimi tekniği; yüzeydeki çatlakların ilerlemesini önlemek amacıyla seramik yüzeyinde düşük ısıda kompresif tabaka oluşturmayı amaçlayan bir işlemdir. Küçük sodyum iyonları ile büyük potasyum iyonlarının yer değiştirmesi sonucunda

yüzeyde baskı kuvvetine dirençli ince bir tabaka oluşturulması amaçlanmaktadır. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması sayesinde yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık baskı geriliminin oluşması sağlanmaktadır. Ancak iyon değişimi tekniği ile güçlendirilmiş yüzey yeterince derin değildir ve 100 µm derinliğinde bir aşınma ile dayanıklılık başlangıç seviyesine geri dönmektedir (14, 126, 200, 273).

Temperleme tekniği ise, camın yumuşama ısısının biraz altında bir sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıdır. Bu ani soğuma, erimiş alt yapıyı çevreleyen rijit bir cam tabaka oluşturur. Erimiş alt yapı soğuyarak büzülme eğilimi gösterirken dış tabaka rijit kalmaktadır. Böylece daha erken sertleşmiş olan dış yüzey ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda çekme gerilimleri, yüzeyde ise baskı gerilimleri ortaya çıkmaktadır. Sonuç olarak bir çatlak veya kırık oluşabilmesi için öncelikle uygulanan kuvvetin bu baskı gerilimlerini aşması gerekmektedir. Temperleme tekniği, dış hekimliğinde seramikleri güçlendirme amacıyla etkin olarak kullanılan yöntemlerdendir (13, 14, 126, 267).

2.1.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi

Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi, lösit, lityum disilikat, alumina, magnezyum-alumina spinell ve zirkonya gibi yüksek dayanıklılığa sahip kristallerin camsı yapıdaki dental seramiklere ilavesiyle gerçekleştirilmektedir. Bu kristal yapı, çatlağın ilerlemek için ihtiyaç duyduğu enerjinin artmasına neden olduğundan, çatlak gelişimini engellemekte ya da azaltmakta ve kırılma için daha büyük kuvvet gerektirmektedir. Kristalin güçlendirme etkisi; kristal çeşidine, boyutuna, oranına ve cam matriksle arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkına göre değişmektedir (16, 56, 126).

2.1.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan cama ısı işlemler uygulanarak cam matriks içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi sağlanmaktadır. Bu şekilde cam yapı, cam seramiğe dönüştürülmektedir. Sonuç olarak; amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmekte, homojen, eşit büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmaktadır (16, 267, 273).

2.1.3.5. Cam İnfiltasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi

Cam infiltasyonu ile seramik yapısındaki poroziteler giderilerek restorasyona yüksek ısılarda stabilite, akma ve kaymaya karşı direnç gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde bu teknik kullanılarak alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemde geçirilmiş ve normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir. In-Ceram'da küçük sinterlenmiş alüminyum oksit kristallerine ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki "Lantan Oksit" (La_2O_3) camı ile cam infiltasyonu uygulanmaktadır (164, 243, 273).

2.2. Tam Seramik Sistemler

2.2.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, kristal yapı, üretim ve fırınlama tekniklerindeki farklılıklardan dolayı farklı estetik ve fiziksel özellikler göstermektedir (104, 105). Cam seramikler ;

- 1- Lössit Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler
- 2- Lityum Disilikat Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler
- 3- Feldspatik Seramikler 'dir.

2.2.1.1. Lössit Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lössit kristali ile güçlendirilmiş cam seramikler; temel olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) meydana gelir. Cam seramik yapının içerisinde; % 35 - 40 oranında ve 1 - 5 μm boyutlarında bulunan lössit kristalleri bulunmaktadır (206). Yapı lössit kristali ile güçlendirilirken, ışık geçirgenliğinin de korunması sağlanmaktadır. Alt yapılar ısı ve basınçla şekillendirme ya da CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilmektedir. Yüksek translusentlik özelliği sayesinde doğal dişi taklit edebilen estetik bir restorasyon hazırlamak mümkündür (104, 105).

IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lössit kristali ile güçlendirilmiş cam seramikler grubundadır. Bükülme direnci ortalama 105 - 120 MPa ve kırılma tokluğu 1,5 - 1,7 MPa.m $\frac{1}{2}$ olması sebebiyle endikasyonları sadece ön bölgede laminate veneer ve kuron restorasyonlarıyla sınırlıdır. Bu restorasyonların

direnci, diş dokusuna başarılı bir şekilde bağlanmasıyla doğru orantılıdır ve bu sebepten dolayı adeziv simantasyon tekniği kullanılmalıdır (74, 79).

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ise IPS Empress Esthetic'e yapısal olarak benzeyen ancak daha küçük partikül boyutlarına sahip olan bir seramiktir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere üretilmiştir (74, 79, 213).

2.2.1.2. Lityum Disilikat Kristali ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Bu sistemde hacimce % 70 oranında lityum disilikat kristali eklenmesiyle alt yapı seramiği güçlendirilmektedir. Lityum disilikat cam seramik alt yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek için kullanılan cam seramik, florapatit kristallerinden oluşmaktadır (196, 201, 258, 289).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu grupta yer alır ve bükülme direnci 360 - 400 MPa, kırılma tokluğu 2.8 - 3.5 MPa.m^{1/2} 'dır. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) inley, onley, kuron restorasyonu ve ön bölgede üç üyeli köprü protezi yapımında kullanılabilir ancak son destek ikinci küçük azı diş ile sınırlıdır. Bağlantı bölgelerinde yüksekliğin 4 - 5 mm ve genişliğin 3 - 4 mm 'den daha dar hazırlanmaması tavsiye edilmektedir (10, 111, 186, 209, 244). Bu sistem ile yapılan restorasyonların direncini ve hizmet süresini arttırmak için adeziv simantasyon tekniği tavsiye edilmektedir. Aynı üretici firma tarafından CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar geliştirilmiştir (115, 225).

2.2.1.3. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler, fırınlama sırasında kristalizasyona (devitrifikasyon) karşı dirençlidir, uzun fırınlama ısı aralığına sahiptir ve biyoyumludur (128). Bu seramik sistemleri ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanarak hazırlanabileceği gibi; CAD/CAM yöntemi kullanılarak da elde edilmektedir (52, 147). Bu seramiklerin yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal alt yapı ile birlikte kullanılan feldspatik seramiklere benzemektedir.

Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Germany) ve daha sonra Cerec 1 (Siemens AG, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere üretilmiş Vitablocs

Mark II (Vita, Bad Sackingen, Germany) feldspatik seramiklerdir. Vitablocs Mark II'nin dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 μm ' a küçültülmüştür. % 60 - 64 oranında SiO_2 ve % 20 – 23 oranında Al_2O_3 içermektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır. Bu seramiklerin monokromatik olması sebebiyle restorasyonun estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için daha fazla renk seçeneğine sahip olan Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Germany) üretilmiştir. Vita Triluxe Block CAD/CAM sistemlerinde aşındırılarak kullanılmaya uygun olarak hazırlanmış ve üç tabaka halinde sunulmuştur; birinci tabaka opak alt yapı, ikinci tabaka nötral zone bölgesi, üçüncü tabaka ise translusent tabakadır. Vita Triluxe Block kullanımı ile doğal dişlerin renk ve optik özellikleri taklit edilebilmektedir (52, 91, 147).

2.2.2. Alumina Esaslı Seramikler

2.2.2.1. In-Ceram Alumina

Bu sistem; 1985 yılında “Dr. Sadoun” tarafından geliştirilmiş, 1989 yılında In-Ceram Alumina (VITA Bad Sackingen, Germany) adı ile piyasaya sunulmuştur (205).

In-Ceram Alumina, yüksek oranda sinterlenmiş poröz alumina alt yapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthanyum cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir (96, 211). Alt yapıların üretimi için slip-cast tekniği ya da CAD/CAM sistemi kullanılabilir (87, 162, 211).

Slip-cast tekniğinde; ince grenli alumina partikülleri (1 - 5 μm) su ile karıştırılarak “slip” adı verilen süspansiyon elde edilmektedir (205, 273). Bu karışım, özel ısıya dayanıklı yalancı kök alçısı üzerine uygulandıktan sonra poröz yalancı kök, likiti absorbe ederek alumina partiküllerinin yalancı köke doğru yoğunlaşması sağlanmaktadır. 1120 °C' de 10 saat yapılan sinterleme işleminin ardından poröz bir alt yapı oluşmaktadır. Bu alt yapı üzerine lantan oksit cam infiltre edilerek 1100 °C' de 4 - 6 saat süreyle ikinci bir sinterleme yapılmaktadır (126). Böylece cam, poröz yapıdaki alumina partiküllerinin arasında dağılıp boşlukları doldurarak bükülme direnci ortalama 450 MPa olan alt yapı seramiği elde edilmektedir. Alumina ve cam arasındaki ısıl genleşme kat sayısı farkı sebebiyle oluşan baskı gerilmeleri dayanıklılığı arttırmaktadır (284). Elde edilen alt yapı üzerine tabakalama tekniği ile uygun anatomik form ve şekil verilerek üst yapı seramiğinin uygulanmasının ardından restorasyon tamamlanmaktadır (205, 243, 273).

Alt yapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile de elde edilebilmektedir (Vita In-Ceram Alumina blokları, Bad Säckingen, Germany). Bu In-Ceram Alumina blokların bükülme direnci 236 - 600 MPa ve kırılma tokluğu 3,1 - 4,61 MPa.m^{1/2} 'dir (87, 96, 272). Ön - arka bölge kuronlarda ve ön bölgede üç üyeli köprü protezlerinin yapımında kullanılması önerilmektedir (160, 243). Bu sistem köprü protezi yapımında kullanıldığında bağlantı alanının minimum 4 mm oklüzo-gingival yükseklikte ve minimum 3 mm bukko-lingual kalınlıkta hazırlanması tavsiye edilmektedir (160). In-Ceram Alumina bloklar yarı opak bir yapıya sahip olduğu için ışık geçirgenliği kısmen sağlanmakta ve sınırlı estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edilebilmektedir (104, 105).

2.2.2.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany); yarı opak alt yapıya sahip In-Ceram Alumina'nın translusensisini arttırmak amacıyla, 1994 yılında piyasaya sunulmuştur (52, 104). Bu sistemde, In-Ceram Alumina tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılmaktadır. Sinterleme işleminden sonra elde edilen gözenekli yapıya 'spinell' adı verilmektedir. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğinin sağlanması amacıyla lantan oksit cam infiltrasyonu yapılmasının ardından üst yapı seramiği işlenerek restorasyon tamamlanmaktadır (126, 182).

In-Ceram Spinell'in, In-Ceram Alumina'ya göre translusensliği 2 kat fazla olmasına rağmen bükülme direnci % 25 daha düşüktür (283 - 377 MPa). Bu sebeple sadece ön bölge kuronlar için alt yapı materyali olarak kullanılması önerilmektedir (79, 153, 160).

2.2.2.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Germany), seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla % 65 cam infiltr alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonyum oksit ilavesiyle elde edilen In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur (96, 97, 251).

In-Ceram Zirconia'nın bükülme direnci 421 - 800 MPa ve kırılma tokluğu 6 - 8 MPa x m^{1/2} olarak bildirilmiştir (96, 162). Bu sistemde alt yapı üretimi; slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile

yapılabilmektedir. Alt yapının yüksek opasitesi sebebiyle bu sistemin arka bölgede kuron ve köprü alt yapısı olarak kullanımı önerilmektedir (104, 105). Bu sistem köprü protezi yapımında kullanıldığında bağlantı alanının minimum 4 - 5 mm oklüzo-gingival yükseklikte ve minimum 3 - 4 mm bukko-lingual kalınlıkta hazırlanması tavsiye edilmektedir (162).

2.2.2.4. Procera AllCeram

Procera AllCeram sistemi (Nobel Biocare, Köln, Germany) ile 1993 yılında yoğun olarak sinterlenmiş, % 99,9 oranında saf alüminyum oksit içeren yüksek dayanıma sahip seramik alt yapılar üretilmeye başlanmıştır (12, 80, 185).

Procera AllCeram, zirkonyadan sonra en yüksek dayanıklılığa sahip alumina esaslı alt yapı materyalidir (79, 185). Bükülme direnci 687 MPa ve kırılma tokluğu 4.48 - 6 MPa.m^½ olarak bildirilmiştir (272, 291).

Procera AllCeram sisteminde alt yapılar alüminyum oksit blokların CAD/CAM yöntemi kullanılarak aşındırılması ile elde edilmektedir. Bu sistemi kullanan laboratuvarlarda sadece tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünite merkezlerinden biri ABD'de, diğeri ise İsveç'te bulunmaktadır. Sistemin iki farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo / Procera Forte) model taranıp alt yapıların tasarlanmasının ardından, tasarımlar internet yolu ile merkeze gönderilmektedir. Üretimi yapacak olan CAM ünitesinde model % 20 daha büyük boyutlarda elde edilmektedir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alumina tozları mekanik olarak sıkıştırıldıktan sonra 1550 °C'de sinterleme işlemi gerçekleştirilerek gerçek boyutlarda alt yapılar elde edilmektedir (157). Laboratuvara geri gönderilen alumina alt yapı üzerine ısıl genleşme katsayısı uygun üst yapı seramiği uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır (80).

Geliştirildiği ilk yıllarda bu sistemle sadece ön ve arka bölge kuron restorasyonları üretilirken, günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Köprü restorasyonlarında bağlantı alanının 3 mm oklüzo-gingival yükseklikte ve 2 mm bukko-lingual kalınlıkta hazırlanması tavsiye edilmektedir (39).

2.2.2.5. Synthoceram

Synthoceram sisteminde; CICERO (Computer Integrated Ceramic RecOnstruction) (CICERO, Hoorn, Hollanda) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılmaktadır (61).

Preparasyonu yapılan dişlerle beraber komşu ve karşıt dişler; lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranıp bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayarda alt yapı tasarımı tamamlandıktan sonra restorasyon; alüminyum oksit bloklardan aşındırılarak üretilmekte ve daha sonra sinterlenmektedir (265). Hazırlanan alt yapı üzerine lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) üst yapı seramiği uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır (61).

2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.3.1. Zirkonyumun Genel Yapısı ve Özellikleri

Günümüzde artan estetik beklentiler, dental materyallerdeki hızlı gelişmeler ve yaygınlaşan CAD/CAM teknolojileri sonucu zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar protetik diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinin yapımında sıklıkla kullanılan bir materyal olarak yerini almıştır (97, 211).

Diş hekimliğinde zirkonyum dioksit; kuron ve köprü protezlerinde alt yapı olarak kullanılmasının dışında ortodontik braketlerde, post-core sistemlerinde, implant abutmentlerinde ve implantlarda kullanılmaktadır (94, 124, 135, 171).

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Periyodik tablonun 4 B grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Özgül ağırlığı 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir. Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Zirkonyum silikat veya zirkonyum dioksit bileşikleri halinde veya serbest oksit olarak “Baddeleyit” denen mineral olarak bulunur. Zirkonyumun; yapısında bulundurduğu metal elementleri ve doğal radyoaktif çekirdekler nedeniyle diş hekimliğinde seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (199).

Zirkonyum; sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dayanıklıdır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde

yüzeyinde oluşan oksit tabakası zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar (199).

Zirkonyumun bükülme direnci ortalama 900 - 1200 MPa' dır. Zirkonyum, alumina esaslı seramiklerin yaklaşık 2, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin ise yaklaşık 3 katı kadar bükülme direncine sahiptir (63, 98, 146).

Zirkonyum , yüksek biyouyumluluğa sahip bir materyaldir. Zirkonyum ile ilgili yapılan çalışmalarda; materyale karşı herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki görülmemiştir (53, 112, 232). Ayrıca düşük termal iletkenlikleri sayesinde potansiyel pulpa irritasyonu riskini azaltırlar (210).

2.3.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikroyapısal Özellikleri

Zirkonyumun; stabil olmayan, parsiyel stabilize ve tam stabilize olmak üzere üç ayrı formu bulunmaktadır.

2.3.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonyum

Zirkonyum polimorfik yapıya sahiptir. Yapısında monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olmak üzere üç farklı kristal bulundurmaktadır.

Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu faz 1170 °C'e kadar stabil olup, bu sıcaklığın üzerine çıkıldığında tetragonal forma geçmektedir. Sıcaklık değeri 2370 °C'nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir (48, 126) (Şekil 2-1). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal – monoklinik (t→m) faz dönüşümü gerçekleşir (199). Bu değişimle birlikte % 3 - 5 oranında hacim artışı meydana gelmektedir. Bu kontrolsüz faz dönüşümü esnasında oluşan stresler yapı içerisinde var olan çatlakların ilerleyip materyalin kırılmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenle zirkonyum oksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. (18). Tetragonal faz sadece yüksek sıcaklıklarda stabildir. Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabil kalması sağlayabilmek için yapıya çeşitli stabilize edici metal oksitler ilave edilerek parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit elde edilir (45, 53, 149, 199).



Şekil 2-1: Zirkonyum oksitin faz dönüşüm sıcaklıkları

2.3.2.2. Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit

Zirkonyumun ısı işlemler sonucu oluşan kübik fazının oda sıcaklığında da stabil kalması amacıyla 1929 yılında “Ruff ve ark.”ları düşük oranda CaO’ i saf zirkonyuma ilave ederek stabilize edici oksit olarak kullanmışlardır. Daha sonraki yıllarda; CaO’in yanı sıra MgO ve Y₂O₃ gibi bazı oksitler de ilave edilerek ısı işlemler sırasında faz değişimine uğramayan kübik fazdaki zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır (48, 199).

Yapıya stabilize edici oksitlerin ilavesiyle, zirkonyumun faz geçişleri esnasında stabilizasyonu sağlanmakta ve oda ısısında, “parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ)” olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir. PSZ’nin mikroyapısında kübik faz majör faz iken, tetragonal ve monoklinik faz minör faz olarak yer almaktadır (48, 96, 148, 199).

Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün özellikleri bulunması nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı Y₂O₃ kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma % 2-3 oranında Y₂O₃ ilave edildiğinde çok ince partiküllü, tamamen tetragonal fazdan oluşan ve diş hekimliğinde kullanılan tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. Tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu geri dönüşümlü bir durumdur ve yapı içerisinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji bulunmaktadır (48, 199, 258, 259).

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur. Oda sıcaklığında stabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 µm’den küçük olmalıdır. Ayrıca materyalin mekanik

özellikleri de bu parametrelere bağılı olarak değişmektedir (199, 255). Y-TZP'nin özellikleri Tablo 2-1 'de gösterilmektedir.

Tablo 2-1: Y-TZP özellikleri (199)

ÖZELLİKLER	Y-TZP
Kimyasal Kompozisyon	ZrO ₂ + 3 mol % Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Porozite	<0.1 %
Bükülme Direnci	900 - 1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	7 - 10 MPa.m ^{1/2}
Isısal Genleşme Katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal İletkenlik	2 W mK ⁻¹
Sertlik	1200 HV

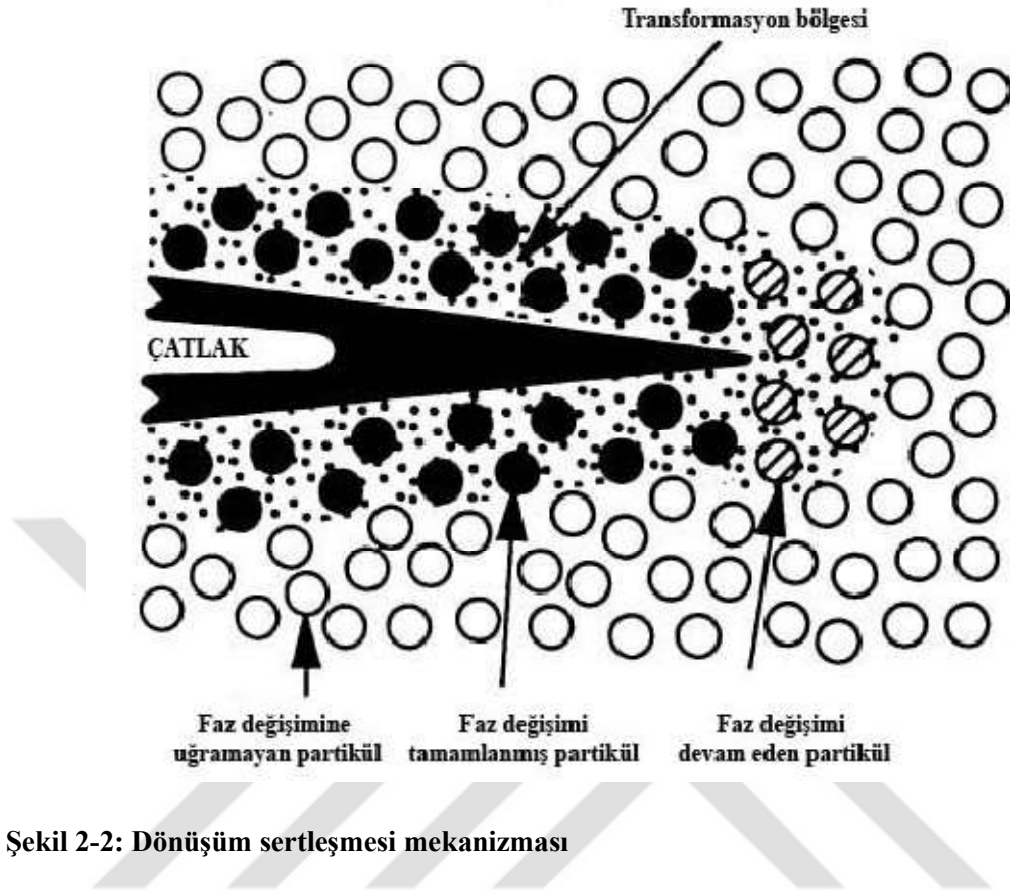
2.3.2.3. Stabilize Zirkonyum Oksit

Stabilize zirkonyum oksit; saf zirkonyumun içersine % 16 CaO, % 16 MgO ve % 8 Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle elde edilmektedir ve kübik fazdadır. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı olarak kullanılmaktadır (82, 199).

2.3.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında gösterdiği dayanımla ilgili olarak iki teori vardır:

1. Isısal Genleşme Katsayısı Farkı: Zirkonyum oksit yapı içerisindeki tetragonal fazın ısısal genleşme katsayısı $6,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın ısısal genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ dir. İki faz arasındaki bu ısısal genleşme katsayısı farkı, ısı işlemler sırasında yapı içerisinde mikroçatlaklar ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Bu mikroçatlaklar da yapı içerisinde bir iç gerilim meydana getirerek ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtmakta ve çatlak ilerlemesini önleyici bir faktör olarak rol oynamaktadır (199).
2. İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyalinde, tetragonal yapıdaki zirkonyum oksit partiküllerine baskı kuvveti uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli olarak dağılmış olan tetragonal faz, bu baskı sonucu daha hacimli olan monoklinik faza dönüşmektedir. Bu t - m faz dönüşümü sırasında kristaller % 3 - 5 oranında hacim artışına uğrayarak yapı içerisinde var olan çatlak uçlarında iç gerilimler meydana getirmektedir. Bu iç gerilimler, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olarak materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (103, 161, 259). Zirkonyum oksit materyali; kendine özgü bu 'dönüşüm sertleşmesi' (transformasyon sertleşmesi) özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahip olmaktadır (21, 129, 199). (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Dönüşüm sertleşmesi mekanizması

Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen diğer faktörler; stabilizatör oksit miktarı, zirkonyum oksit partiküllerinin boyutu ve şekli, sıcaklık, nem, zaman ve yüzey uygulama işlemleridir.

2.3.3.1. Stabilizatör Oksit Miktarı

Saf zirkonyuma ilave edilen stabilizatör oksit miktarının artması, faz değişimini hızlandıran bir faktördür. Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini arttırmak için düşük oranda CaO, MgO, Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek bu oksitlerin yapı içerisinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır (199, 217).

Yitrium oksitin (Y_2O_3) yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve zirkonyum oksitin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özellikler, yapı içerisine % 2 oranında Y_2O_3 'in stabilizatör amacıyla ilave edildiğinde görülmüştür. Y_2O_3 oranının artırılması; tetragonal faz oranının azalmasına ve partikül boyutunun artmasına sebep olmaktadır. Sonuç olarak yapının stabilitesi

bozulmaktadır. Ayrıca Y_2O_3 oranının artırılması sinterleme ısısını düşürerek yapı içerisindeki porozite miktarını da arttırmaktadır. Porozitenin fazla olması, kırılma dayanımında azalmayla sonuçlanmaktadır (2, 217).

2.3.3.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerden biri de zirkonyum oksit partiküllerinin boyutu ve şeklidir. İdeal kırılma dayanımını temin edebilmek için, partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir (106).

Stabilizatör oksit miktarının artırılması, partikül boyutunun artmasına ve materyalin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olmaktadır (43, 228). Partikül boyutunun artması ile spontan olarak t - m faz değişimi olmaktadır. Bu faz dönüşümü; yapının içerisindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenmektedir (199). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma dayanımını sağlayabilmek için % 2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ve zirkonyum oksit partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir (202).

Aynı partikül boyutuna sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye karşı dayanımı yapı içerisindeki poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır (97). Porozite miktarı çatlak ilerlemesini de etkilemektedir (131, 148, 149). Eğer yapı içerisinde porozite miktarı fazlaysa, çatlak ilerlemesi küçük partiküller arasındaki boşluklardan başlamaktadır. Bu durum porozite miktarının fazlalığının işaret ederek materyalin mekanik direncinin yetersiz olduğunu göstermektedir (155, 156).

2.3.3.3. Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni; spontan t-m faz dönüşümü olması ve materyalinin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir (229). Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300 °C'lik kritik bir sıcaklık aralığı gerekmektedir (295). Materyalin 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu 'düşük ısı bozunması' (LTD- low temperature degradation) meydana gelmektedir. Aynı zamanda yaşlanma olarak da bilinen bu bozunma sonucunda tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş artarak materyalin mekanik özellikleri bozulmaktadır (136, 253). Ortamda nemin de bulunması durumunda t - m faz dönüşümü hızlanmaktadır (199, 228).

2.3.3.4. Nem

Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, nemin tek başına zirkonyum oksitin mekanik direncini etkileyen bir faktör olmadığı ortaya çıkmıştır. Nemin, yüksek sıcaklıkla beraber t-m faz dönüşüm hızının arttığı çeşitli çalışmalarla bildirilmiştir (69, 238).

Düşük ısı bozunması olayında nemin etkisi net bir şekilde açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından $Zr(OH)_4$ oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak kendiliğinden t - m faz dönüşümüne sebep olabileceği bildirilmiştir (199, 228).

2.3.3.5. Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri; çatlak ilerlemesine ve seramiğin su ile teması sonucu ortaya çıkan korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde tükürük ile cam yapının reaksiyona girmesiyle camın yapısında bozulmalar meydana gelmekte ve bu durum çatlak oluşumu ile sonuçlanmaktadır.

Geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Y-TZP gibi cam matris içermeyen polikristalin yapılar; nemli ortamlarda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir. (230). Yaşlanma; yapı içerisinde kontrolsüz t - m faz dönüşümüne, mekanik özelliklerin bozulmasına ve yapının yarı-stabil özelliğini kaybetmesine neden olmaktadır (199, 230, 249).

“Swab”a (1991) göre yaşlanma olayının aşamalarını şu şekildedir (253):

- Kritik sıcaklık 200 °C - 300 °C arasındadır,
- Yaşlanma sonucunda materyalin dayanıklılığı, yoğunluğu ve sertliği azalırken monoklinik faz miktarı artmaktadır,
- T - m faz dönüşümü; yüzeyde başlayarak kitlesel bir şekilde yapının içerisine doğru ilerlemektedir,
- T - m faz dönüşümü nedeniyle mekanik özellikler bozularak yapıda mikro ve makro çatlaklar meydana gelmektedir,
- Ortamda su veya nem varlığında t - m faz dönüşümü artmaktadır,
- Partikül boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarındaki artış t - m faz dönüşüm oranını azaltmaktadır.

Materyalin yapısında meydana gelen bozulmalar; sinterleme teknikleri değiştirilerek azaltılabilmektedir. Zirkonyanın üretimi sırasında sıcaklık ve zaman ile ilgili değişiklikler yapılması, materyalin yapısını ve yaşlanmaya karşı olan direncini etkilemektedir (45).

2.3.3.6. Yüzey Uygulama İşlemleri

Y-TZP alt yapılı tam seramik restorasyonların üretim ve hazırlama sürecinde malzemeye uygulanan işlemler sırasında; materyalin yapısında mekanik özelliklerini ve uzun dönem klinik başarısını etkileyen değişiklikler ortaya çıkmaktadır.

Zirkonyum oksit materyaline, aşındırma ve kumlama gibi eksternal kuvvetler uygulandığında tetragonal fazdaki partiküller kolaylıkla monoklinik faza geçip, yüzeyin alt tabakalarında baskı kuvvetleri oluşturabilmektedir (100, 149). Aşındırma sonucu meydana gelen faz dönüşümü ile oluşan tabaka, zirkonyanın mekanik ve aşınma direnci gibi özelliklerini arttırırken, bu tabakanın kalınlığının aşırı artması alt tabakalarda çatlakların oluşmasına neden olabilmektedir (62, 211). Bu çatlakların derinliği, yüzeyde aşındırma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa materyalin dayanıklılığı azalmaktadır (136).

Aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen en önemli faktörlerden birisi, aşındırıcı elmas disklerdeki grenlerin sayısı ve boyutudur. “Curtis ve ark.” (2006) zirkonya örnekler üzerinde aşındırma yaparak kırılma direncini incelemişler ve kalın grenli frezle aşındırmanın kırılma direncini azalttığını, ince grenli frezle aşındırmanın ise kırılma direnci üzerinde bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir (57).

Aşındırma sırasında materyalin mekanik özelliklerini etkileyen diğer bir faktör de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutmasına rağmen, aşındırma işlemi esnasında aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet miktarı arttıkça zirkonya yapısında oluşan yüksek stres ve sıcaklık artmaktadır. Sıcaklık arttıkça tersine m - t faz dönüşümü gerçekleşerek materyalin dayanımını azaltmaktadır (18, 82).

Kumlama işlemi; materyal yüzeylerinin temizlenmesi, mikro retantif yapılar oluşturulması ve yüzey alanının arttırılması amacıyla uygulanmaktadır (130). Bu işlem, aşındırmaya göre 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 oluşan çatlaklar Al_2O_3 partiküllerinin temas ettiği yüzeyde oluşan baskı tabakasını aşamadıkları için kumlama işlemi materyalin kırılma direncini arttırmaktadır (30, 256).

Zirkonyum oksit materyalinin dayanımını arttırmak için iç yüzeylerin kumlama işlemine tabi tutulması önerilmektedir. “Kosmac ve ark.” (1999) yaptıkları bir çalışmada zirkonyum oksit örnekleri yüzey işlemleri uygulamışlardır. Çalışma sonucuna göre; aşındırma işleminin materyalin kırılma direncini azalttığı, kumlama işleminin ise kırılma direncini arttırdığı bildirilmiştir (136).

Cilalama işleminin; zirkonyanın yaşlanması üzerindeki etkilerini değerlendiren araştırmalarda farklı sonuçlar bulunmuştur. “Papanagiotou ve ark.” (2006), yaptıkları bir çalışmada zirkonyum oksit örnekleri cilalama işlemine tabi tutmuşlardır. İşlem sırasında uygulanan kuvvetin ve açığa çıkan ısı artışının faz dönüşümüne yol açacak kadar yüksek olmadığını belirtmişlerdir. Bunun yanında; cilalama işleminin materyalin dayanımını azaltmadığını, tam tersine üretim esnasında oluşan yüzey çatlaklarını azaltarak kırılma direncini arttırabileceğini bildirmişlerdir (198).

“Deville ve ark.” (2006) ise; üretim veya cilalama işlemleri sırasında yüzeyde oluşan bazı mikroçatlakların, dış yüzeyin 20 μm altında bir derinlikte iç gerilimler ortaya çıkarabileceğini ve bu durumun da yaşlanmayı hızlandırabileceğini bildirmişlerdir (65).

2.3.4. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya esaslı bloklar, üretim şekillerine göre 3 grupta incelenmektedir.

2.3.4.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Bloklar (Dry-pressed / Green Zirkonya)

Sinterlenmemiş bloklar; Y-TZP tozunun, herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi yoluyla üretilmektedir. Elde edilen bu blokların yapısı tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşak olduğu için aşındırma işlemleri hızlı bir şekilde yapılabilmektedir. Aşındırma işlemi tamamlandıktan sonra sinterleme işlemi uygulanarak materyalin daha yoğun bir yapıya sahip olması sağlanmaktadır (63).

2.3.4.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (Non-HIP / Presintered)

Bu bloklar; seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniği ile üretilmektedir. HIP kelimesi “Hot Isostatic Pressing” kelimesinin başharflerinden oluşmakta ve ısı ile presleme anlamına gelmektedir (98).

Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonyum oksit tozu, 1350 - 1550 °C ‘de 2 - 5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulmaktadır. Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bulunan bağlayıcı madde ön sinterleme işlemi esnasında elimine edilmektedir. Ön sinterleme işleminde sıcaklık derecesi ve ısıtma hızı önem taşımaktadır. Olması gerekenden daha kısa sürede yapılan ısıtma işlemi; bağlayıcı maddenin hızlı bir şekilde eliminasyonuna ve ortaya çıkan yanma ürünlerinin üretilmekte olan blokta çatlaklar oluşturmasına neden olabilmektedir (76, 77).

Non-HIP bloklar, sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için % 40 yoğunluğa sahiptir ve yapıları oldukça porözür. CAD/CAM sistemi ile aşındırma yapılmasından sonra normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapılar 1000 °C’de büzölmeye başlamaktadır. Sinterleme ısısı üretici firmalara göre değişkenlik gösterse de 1350 °C – 1500 °C aralığındadır ve 2 - 5 saat süresince devam etmektedir. Sinterleme sırasında poröz zirkonyum oksit yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı karşılayacak şekilde yaklaşık % 20’lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelmektedir (36).

Non-HIP zirkonyum oksit blokların üretiminde; sinterleme işlemi aşındırma işleminden daha sonra yapıldığı için t - m faz dönüşümü ve dolayısıyla yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenmektedir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilimleri dayanıklılığı arttırsa da; üretici firmaların birçoğu zirkonyum oksit materyali üzerinde bu faz dönüşümünü arttırabilecek gerilimlere neden olan aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını önermemektedir (99).

Non-HIP bloklar; HIP bloklar ile kıyaslandığında daha kısa bir zamanda ve daha az maliyetle şekillendirilebilmektedir. Ayrıca renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri de Non-HIP blokların bir diğer avantajı olarak karşımıza çıkmaktadır (215).

2.3.4.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (HIP / Full-sintered)

HIP zirkonya blokların üretiminde ilk olarak yaklaşık 1300 °C' de sinterleme işlemi yapılmakta ve materyalin % 95 yoğunluğa ulaşması sağlanmaktadır. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla; genellikle argon gazı kullanılarak 1400 - 1500 °C arasında yüksek basınç altında ısıtılmaktadır. Bu ısıtma işleminin sonunda gri-siyah bir renge bürünen yapı oksitlenip beyaz renk alıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilmektedir. Sinterleme işlemi tamamlandığında blokların yoğunluğu % 99 'a ulaşmaktadır (32).

HIP zirkonyanın; Non-HIP zirkonyaya göre dayanıklılığında yaklaşık % 20 oranında bir artış görülmektedir. HIP zirkonya farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile benzerdir (9).

HIP zirkonya bloklarda sinterleme işlemi, aşındırma işleminden önce tamamlandığı için büzülme bu sırada gerçekleşmektedir. Bu nedenle alt yapı gerçek boyutlarında hazırlanmaktadır. Bu blokların sertliklerinin yoğun olmasından dolayı şekillendirilmeleri oldukça zordur ve uzun zaman almaktadır. HIP zirkonya blokları şekillendirebilmek için özel aşındırma üniteleri gerekmektedir (32, 63, 199).

HIP zirkonya blokların aşındırma işlemi sırasında aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması süreyi kısaltırken yüzey pürüzlüğünü arttırmaktadır (287, 288) . Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan aşındırma işlemleri yüzeylerde t - m faz dönüşümüne neden olmaktadır. Aşındırma işleminde kalın grenli frezler kullanılması, derin çatlakların oluşmasına ve yüzeyde m - t ters faz dönüşümünü tetikleyip, baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerin zayıflamasına sebep olmaktadır (57, 99).

HIP zirkonya bloklarda aşındırma işleminin zor olması materyalin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir. Ancak sinterleme büzülmesinin olmaması daha iyi bir kenar uyumu sağlayabileceği düşüncesiyle bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (9, 154).

Üretim şekillerine göre CAD/CAM Sistemlerinde kullanılan zirkonya esaslı seramik bloklar Tablo 2-2'de gösterilmektedir.

Tablo 2-2: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya esaslı bloklar

Üretim Şekli	Zirkonya Esaslı Blok	CAD/CAM Sistemi	Üretici Firma
Sinterlenmemiş Zirkonyum dioksit bloklar (Dry-pressed)	ZirkonZahn	ZirkonZahn	Steger
	Lava Frame	Lava	3M ESPE
	Hint-Els Zirkon TPZ-G	Hint-Els	Girrbach
	Cercon Base	Cercon	Degudent
Yarı sinterlenmiş Zirkonyum dioksit bloklar (non-HIP Bloklar)	ZirkonZahn	ZirkonZahn	Steger
	LAVA All-Ceramic System	Lava	3M ESPE
	Hint-ELs Zirkon Y-TZP-W	Hint-Els	Girrbach
	CerconSmart Ceramics	Cercon	Degudent
	Procera Zirkon	Procera	Nobel Biocare
	In-Ceram YZ Cubes	Cerec	Sirona
	DC Shrink	Precident	DCS
	Everest ZS Bloklar	Everest	Kavo
Tam sinterlenmiş Zirkonyum dioksit bloklar (HIP Bloklar)	Hint-Els Zirkon Y-TZP HIP	Hint-Els	Girrbach
	DC Zirkon	Precident	DCS
	Everest Z-Bloklar	Everest	Kavo

2.3.5. Monolitik Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonya esaslı seramikler; yüksek mekanik özellikleri ve üstün biyouyumluluğa sahip olması nedeniyle diş hekimliğinde yıllardır kullanılan materyallerdir (264). Ancak; zirkonya esaslı seramik restorasyonların değerlendirildiği klinik çalışmalarda, yüksek dirence sahip olan zirkonya alt yapının etkilenmediği, üst yapı seramiğinde

görülen kırılmalar (chipping) ve ayrılmalar sıklıkla karşılaşılan bir başarısızlık olarak devam etmektedir (212). Bu problemin önüne geçebilmek için; azaltılmış anatomik tasarım, uniform kalınlıkta üst yapı seramiği uygulanması, veneerleme işlemi boyunca uygun soğutma protokolü, ısıl genleşme katsayıları uyumlu olan alt ve üst yapı materyallerinin kullanılması gibi birçok yöntem denenmiştir (58, 78, 101, 222, 223).

Tüm bu çalışmalar ışığında, zirkonya materyalinin üst yapı seramiği kullanılmadan tam kuron restorasyonu olarak kullanılabilirliği düşünülerek monolitik zirkonya esaslı seramikler gündeme gelmiştir.

2.3.5.1. Monolitik Zirkonya Esaslı Blokların Genel Özellikleri

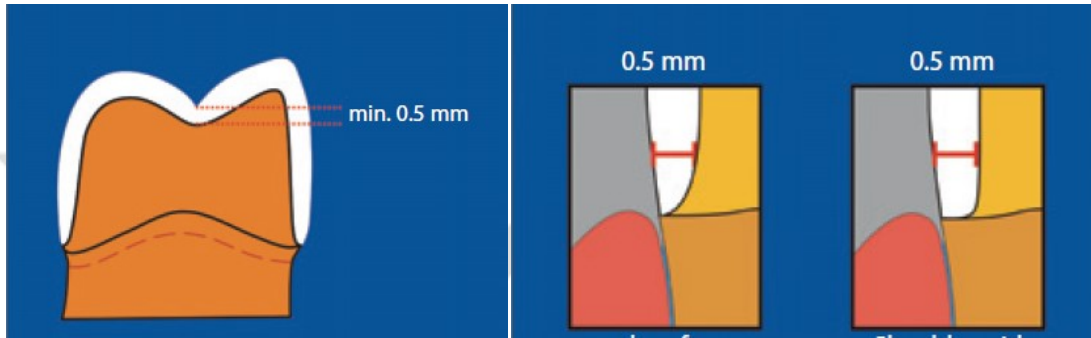
Monolitik zirkonya bloklar, yüksek dayanıma ve yeterli translusentlik özelliğine sahip materyallerdir (26). Polikristalin seramiklerin translusentliği materyalin kimyasal kompozisyonuna ve mikroyapısal içeriğine göre değişir. Materyallerin yapısında bulunan düzensiz partiküller ve poroziteler ışık geçirgenliğini azaltan faktörlerdir. Standart zirkonya blokların yapısında materyalin dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. “Solid” ya da “Translucent” olarak da adlandırılan bu blokların yapısını oluşturan atomlar; herhangi bir organik bağlayıcı olmaksızın birbirinin içine geçmektedir. Monolitik zirkonya esaslı blokların yapısında varolan nanopartiküller sayesinde porozite bulundurmaması ve alumina içeriğinin % 0,01’e kadar düşürülmesi materyalin ışık geçirgenliğinin arttırarak yeterli translusentliğe sahip olmasını sağlamaktadır. Ayrıca bu blokların renklendirilebilir olmaları da estetik özelliklerini arttıran bir diğer avantajdır (294).

Beuer ve ark. (2012) yaptıkları bir çalışmada, monolitik zirkonya tam anatomik kuron restorasyonları ve zirkonya alt yapının üst yapı seramiği kullanılarak hazırlandığı kuron restorasyonlarını; kırılma direnci ve translusentlik açısından değerlendirmişler ve monolitik zirkonya tam anatomik kuron restorasyonlarında her iki özelliği de daha üstün bulmuşlardır (26).

2.3.5.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarda Dış Preparasyonu

Monolitik zirkonya esaslı seramiklerin kullanılacağı restorasyonlar için minimal invaziv dış preparasyonu gerekmektedir. Dış preparasyonunda, 0,5 – 0,7 mm oklüzal indirgeme yapılması ve 0,5 mm genişliğinde chamfer veya iç açısı yuvarlatılmış shoulder tarzı basamak oluşturulması yeterli olmaktadır (Şekil 2-3) (216). Diğer

preparasyon parametreleri (koniklik açısı, anatomik oklüzal tasarım) klasik zirkonya restorasyonlarıyla aynıdır. Diş preparasyonun az miktarda yapılması; endodontik tedavi gibi biyolojik komplikasyonların önüne geçmektedir. Ayrıca oklüzal yüzeyde 0,5 mm indirgeme yapılmasıyla hem kuron hem köprü protezlerinde daha iyi retansiyon elde edilmektedir (216). İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon kalınlığı 0,3 – 0,5 mm'ye kadar inceltilebilir (294).



Şekil 2-3: Monolitik zirkonya restorasyonlar için uygun diş preparasyonu (216).

Monolitik zirkonya restorasyonlar; glazürlenebilir veya mekanik cila yapılarak bitirilebilir. Ağız içerisinde karşıt dişler üzerinde yaptığı aşındırmalarla ilgili olarak birçok çalışma yapılmış ve yüzey pürüzlülüğü arttıkça aşındırma miktarının da arttığı sonucuna varılmıştır (84).

Yapılan güncel çalışmalarda; monolitik zirkonya yüzeyinde yapılan düzeltmeler sonrasında elmas içerikli silikon cilalama frezlerinin elmas içerikli cila pastasıyla birlikte çok aşamalı bir şekilde kullanılması ile karşıt dişlerde oluşabilecek aşındırma riskinin azaltılabileceği bildirilmiştir (26, 132, 227).

2.3.5.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Zirkonya Bloklar

Birçok üretici firma kendi CAD/CAM sistemleriyle uyumlu monolitik zirkonya bloklar üretmektedir (Tablo 2-3).

Tablo 2-3: Monolitik zirkonya bloklar ve üretici firmalar

Monolitik Zirkonya Bloklar	Üretici Firma
Prettau Zirconia	Zirkonzahn
Cercon ht	Degudent
Lava Plus	3M ESPE
BruxZir Solid Zirconia	Glidewell
inCoris TZI	Sirona
Zenostar Zr Translucent Pure	Wielend
Ceramill Zolid	Girrbach

2.4. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri 1980'li yılların başlarında kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, doğal dişin anatomisine ve fonksiyonlarına uygun bir restorasyonu bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarlamak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini (mekanik özellikler, kenar uyumu, estetik) arttırmak ve restorasyonları daha kısa bir sürede hazırlamaktır (50).

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Prensibi

Tüm CAD/CAM sistemleri genel olarak verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) olmak üzere 3 aşamada üretimi gerçekleştirmektedir (247).

2.4.1.1. Verilerin Elde Edilmesi

CAD/CAM sistemlerinde veriler; diş hazırlığının, komşu dişlerin ve oklüzyondaki dişlerin geometrisinin ağız ortamından veya model üzerinden taranması ile elde edilmektedir. Bu amaçla CAD/CAM sistemlerinde; ağız içi tarayıcı, mekanik tarayıcı veya optik tarayıcılar kullanılmaktadır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da

pin kullanarak model üzerinden mekanik tarama yapılır. Ağız içi tarayıcıda ağız ortamında diş preparasyonu ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek 3 boyutlu dijital bir ölçü sağlanır. Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak model üzerinden optik tarama yapılır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri elde edilebilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve sadece uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (247, 282).

2.4.1.2. Restorasyonun Tasarımı

Restorasyonun 3 boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. CAD yazılımında bulunan şablonlar direkt olarak kullanılabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturularak özel tasarım da yapılabilmektedir. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı 3 boyutlu sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (247).

2.4.1.3. Restorasyonun Üretimi

Tasarımı tamamlanan restorasyon, bilgisayar kontrolünde olan frezeleme ve aşındırma üniteleri vasıtasıyla üretilmektedir. Kullanılan sisteme göre değişen 3 akslı, 4 akslı veya 5 akslı bilgisayar destekli üretim yapan ünitelerde sisteme özel bloklardan aşındırma yapılarak restorasyon elde edilmektedir. CAM aşamasından sonra bazı manuel düzeltmeler, renklendirmeler ve üst yapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılmaktadır (23, 260).

2.4.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Kullanıldığı CAD/CAM Sistemleri

2.4.2.1. Lava sistemi

2002 yılında 3M ESPE firması (Seefeld, Germany) tarafından piyasaya sürülmüş olan bu CAD/CAM sisteminde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar kullanılmaktadır. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form aşındırma birimi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunmaktadır (202).

Lava alt yapılar, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan üretilmektedir ve % 20'lik polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için daha büyük boyutta aşındırılmaktadır. (149). Lava sisteminde her endikasyona uygun altı farklı boyutta zirkonyum oksit bloğu üretilmiştir. Tek kuron restorasyonları için 20 mm'lik, üç üye köprü restorasyonları için 40 mm'lik, üç üyeden daha fazla üyeli köprü restorasyonları için de 60 mm'lik veya Multi bloklar bulunmaktadır (140). Lava sistemi ile ön ve arka bölge kuron ve üç ve dört üyeli köprü protezleri, inley ve kanatlı köprü protezlerinin üretimi yapılabilmektedir. Alt yapılar 7 farklı renkle renklendirilebilmektedir (140, 202).

Lava sisteminde; Lava Scan optik tarayıcı ile laboratuvarında elde edilen model 3 boyutlu olarak taranır. Verilerin bilgisayara aktarılmasının ardından restorasyon için planlanan alt yapı, sistem parametrelerine göre tasarlanıp Lava Form freze ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan geniş bir şekilde aşındırılmaktadır. Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C'de 11 saat sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapılara Lava Ceram üst yapı seramiği işlenerek restorasyon bitirilmektedir (202).

2.4.2.2. Everest Sistemi

Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany) sistemi; tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır (123).

Sistemin kendisine ait Kavo Everest ZS-Blank Bloklar (Y-TZP yarı sinterlenmiş bloklar) ve Kavo Everest ZH-Blank Blokların (Y-TZP tam sinterlenmiş bloklar) yanında; T Bloklar (Titanyum bloklar), G Bloklar (Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar), IPS e-max CAD Bloklar (Ivoclar Vivadent firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklar), C-Temp (geçici restorasyonlar için üretilmiş kompozit bloklar) olmak üzere toplamda altı farklı blok kullanılabilir (123). Everest sistemi ile inley, onley, laminate veneer restorasyonların, ön ve arka bölge kuron protezlerinin ve 14 üyeye kadar köprü protezlerinin üretimi yapılabilmektedir (144, 204).

Sistemde, tarama ünitesinde optik tarayıcı ile modelin 3 boyutlu olarak taranmasının ardından bilgisayar ortamında, tarayıcıdan elde edilen veriler doğrultusunda alt yapı tasarımı gerçekleştirilir. Everest sistemi çoğu sistemden farklı

olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Alt yapının aşındırılma işlemi tamamlandıktan sonra 1500 °C' de 12 saatte sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan üretilmiş alt yapılarda, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirme yapılabilirken tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan üretilen alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler (123). Alt yapıların elde edilmesinden sonra üst yapı seramiği uygulanarak restorasyonlar tamamlanmaktadır.

2.4.2.3. Procera Sistemi

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) sistemi; ilk olarak kuron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılmak üzere titanyum alt yapılar üretmek amacıyla 1986 yılında geliştirilmiştir. 1993 yılında CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıma sahip alüminyum oksit (% 99,9) alt yapılar üretmek üzere geliştirilen bu sistem ile günümüzde Procera AllTitan (titanyum), Procera AllCeram (alüminyum oksit) ve Procera AllZirkon (zirkonyum oksit) bloklar işlenebilmektedir (12). Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlanmıştır (207). Procera AllZirkon sistemi kullanılarak kuron veya dört veya beş üyeli köprü restorasyonları yapılabilmektedir.

Procera sisteminin kullanılabilmesi için; özel bir tarayıcı (Scanner), taranan bilgilerin değerlendirildiği özel bir yazılım (Procera software) ve internet bağlantısına sahip gelişmiş bir bilgisayar gerekmektedir (12). Procera sistemine ait bilgisayar destekli tasarım ünitesi (CAD) laboratuvarında mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) merkezlerinden biri ABD'de, diğeri İsveç'te bulunmaktadır (28).

Laboratuvarında sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) modelin 3 boyutlu olarak taranmasının ardından alt yapı tasarımı yapılmaktadır. Alt yapı materyali seçildikten sonra; taranan görüntü ve hazırlanan tasarımlar internet aracılığı ile Nobel Biocare Procera Sandvick'e gönderilmektedir. Merkez laboratuvarında hazırlanan alt yapılar, veriler gönderildikten yaklaşık üç gün sonra hekime geri gönderilmektedir. Tamamlanmış alt yapılar üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır (191, 207, 226).

2.4.2.4. Hint-Els Sistemi

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Germany), 3 boyutlu optik (HiScan / HiScanµ) veya ağız içi (Direct Scan) tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, aşındırma ünitesi (Hint-Els HiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els HiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşmaktadır (154).

Bu sistemde, hem yarı sinterlenmiş (non-HIP), hem de tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya bloklar kullanılabilir. Sistemin özel yazılımı ile kuron, inley, onley ve bölümlü kuron protezi, teleskop protez, bireysel implant dayanakları ve en fazla dört veya beş üyeli köprü protezlerinin tasarımı ve üretimi yapılabilir (109).

2.4.2.5. Cercon Sistemi

Cercon (DeguDent, Hanau, Germany) sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak sadece CAM ünitesine sahiptir ve sistemde bilgisayar destekli üç boyutlu tasarım yapılmamaktadır. Sistemde diş teknisyeninin hazırladığı mum modelaj tasarımı kullanılarak CAM sistemiyle alt yapı üretimi yapılmaktadır.

İlk geliştirilen Cercon sistemi, ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır (271). Cercon Brain, lazer tarayıcı ve aşındırma ünitesini içermektedir. Mum modelajın taranmasının ardından elde edilen veriler aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Alt yapı, yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan (Cercon Base) özel tungsten karbid frezlerle aşındırılarak elde edilmektedir. Bu aşamada sinterleme sonrası büzülme karşılaması için aşındırmanın % 25 - 30 oranında daha büyük boyutta yapılması gerekmektedir. Sinterleme işlemi; Cercon Heat fırınında 1350 °C de 6 - 8 saat süreyle gerçekleştirilmektedir. Sisteme uygun üst yapı seramiği (Cercon Ceram Kiss) uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır (42).

Cercon sistemiyle; tek kuron, dört veya beş üyeli köprü protezi, implant üstü kuron ve köprü protezleri hazırlanabilmektedir. Son zamanlarda daha büyük blokların üretilmesiyle beraber 6 üyeli köprü protezlerinin yapılabilmesi mümkün olmuştur (22).

2005 yılında sisteme CAD ünitesi de dahil edilerek yeni bir Cercon sistemi olan "Cercon Art CAD Design" kullanılmaya başlanmıştır. Sistem Cercon Brain ve Cercon Heat'in yanında tasarımı gerçekleştiren 'Cercon Art CAD' ünitesinden oluşmaktadır. Bu yeni sistemde mum modelaj yerine model üzerinde yalancı kökün kendisi

taranmaktadır. “Cercon Art 1.1” adı verilen sisteme özel yazılımla üç boyutlu tasarımın yapılmasının ardından veriler aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Bu aşamadan sonrası önceki sistemle aynı şekilde çalışmaktadır (42).

2.4.2.6. DC-Zirkon Sistemi

DCS sistemi (DCS-Precident, Allsewill, İsviçre) 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem; Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), DCS Dentform (özel yazılım) ve Precimill (Aşındırma Ünitesi) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Sistemde tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar (DC-Zirkon) kullanılmaktadır.

Sisteme ait lazer tarayıcı, alçı modeli ve yalancı kökleri tarayarak yaklaşık olarak 300.000 noktadan ölçüm yapmaktadır. Ölçüm işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen veriler, tasarım aşaması için bilgisayara aktarılmaktadır. Yazılım programının alt yapı için gerekli olan bağlantı ve gövde boyutlarını belirlemesinden sonra bu bilgiler aşındırma ünitesine transfer edilmektedir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike (HIP) zirkonya bloklardan istenilen boyutlarda aşındırılmaktadır (99, 240).

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanıldığı için tek kuronun aşındırma işlemi 2 saat sürmektedir. Aşındırma aşamasından sonra herhangi sinterleme işlemi yoktur (89). Alt yapılar tamamlandıktan sonra; alt yapıyla uyumlu ısıl genleşme katsayısına sahip üst yapı seramiği (Vita D Ceramics) kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır (90).

DC-Zirkon sistemi ile ilgili olarak yapılan bazı çalışmalarda tam sinterlenmiş blokların aşındırılması sırasında mikro çatlakların oluştuğu ve dayanıklılığın azaldığı iddia edilirken (149), bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir kenar uyumu elde edildiği bildiren çalışmalar da mevcuttur (22).

2.4.2.7. ZENO Tech Sistemi

ZENO Tech sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany), tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), aşındırma ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşmaktadır (292).

Bu sistemde; ölçü alınmasını takiben alçı modeller lazer tarayıcı yardımıyla kesit alma tekniği kullanılarak taranmaktadır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’ de elde edilen veriler doğrultusunda tasarım yapılmaktadır. Alt yapılar

aşındırma ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılarak ortalama % 20 daha büyük boyutta hazırlanmaktadır. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapılar büzölmeye uğrayarak gerçek boyut ve sertliğe ulaşmaktadır. Alt yapının istenilen renkte üretilebilmesi için ZENO Color Zr renklendirici solösyonları ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları kullanılmaktadır (292).

2.4.2.8. CEREC Sistemi

CEREC (CEramic REConstruction) sistemi (Sirona, Beinsheim, Germany) ; Brains A.G tarafından tasarlanmış ve Siemens (Sirona Dental Systems) tarafından geliştirilmiştir (108, 176).

Bu sistem ilk olarak 1985 yılında seramik inley yapmak üzere “Mörmann” ve “Brandestini” tarafından kullanılmıştır ve 1988 yılında CEREC I adıyla piyasaya sürölmüş olan ilk CAD/CAM sistemidir (192).

CEREC I sistemi; 3 eksenle aşındırma yapabilecek şekilde tasarlanmışır. Restorasyonların oklüzal morfolojilerini yeterince şekillendirememesi ve yeterli kenar uyumunu sağlayamaması gibi dezavantajları sebebiyle çok fazla ilgi görmemiştir (16, 62, 177, 208).

1994 yılında Siemens firması CEREC II’yi üretmiştir. CEREC II sistemi ile “optical impression” (görsel ölçü) terimi literatüre ilk kez girmiştir. 6 eksenle aşındırma yapabilen bu sistemde oklüzal yüzey morfolojisi ve anatomik tasarımlar için yazılım programı geliştirilmiş olmasına rağmen o dönemde bilgisayarların kısıtlı etkinliği sebebiyle sistem yine yetersiz kalmıştır (175, 176, 177).

2000 yılında Sirona firması CEREC III’ü piyasaya sürmüştür. Windows NT platformlu yazılım kullanan bu sistemde üç boyutlu ağız içi renkli video kamera ve dijital radyografi ünitesi bulunmaktadır (176). Bilgisayar teknolojisi alanındaki gelişmeler bu sistemin kullanımındaki kısıtlamaları büyük ölçüde azaltmıştır. Bu sistemde; görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önceki sistemlere göre hızlandırılmış, aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılarak uygulama kolaylığı sağlanmış ve restorasyonlarda daha iyi bir kenar uyumu elde edilmiştir (122, 170, 176).

CEREC III sisteminde; restorasyonlar direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı teknikle üretilebilmektedir. Direkt teknikte; ağız içi kamera kullanılarak prepare edilen dişlerin üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına yansıtılır. Restorasyonun 3 boyutlu

tasarımı yapıldıktan sonra elde edilen veriler aşındırma ünitesine aktarılır. Direkt teknik kullanılarak diş preparasyonundan simantasyon işlemine kadar tüm aşamalar tek seansta gerçekleştirilebilmektedir (175).

İndirekt teknikte ise; restorasyonun üretimi için Cerec In Lab modülü kullanılmaktadır. Modül, hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilen bir optik tarayıcıya sahiptir. Geleneksel ölçü yöntemi kullanılarak ölçü alındıktan sonra alçı model elde edilmektedir. Alçı modelin taranmasının ardından elde edilen sanal modele uygun alt yapılar CAM ünitesinde zirkonya bloklardan aşındırılarak üretilmektedir (178).

CEREC sistemi kullanılarak inley, onley, laminate veneer restorasyonlar, ön ve arka bölge kuron protezleri ve üç üyeli köprü protezleri için alt yapılar hazırlanabilmektedir (50).

Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II , Dicor Mgc, Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina, Cerec ProCAD, e-max CAD ve e-max ZirCAD blokları CEREC sisteminde aşındırılabilen bloklardır (178).

Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renk seçeneği ile renklendirebilmesi sistemin kullanımını yaygınlaştıran avantajlardır (108).

2.4.2.9. Celay Sistemi

1987 yılında bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak kopya freze tekniği esasına dayanarak geliştirilen Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Germany); Mikrona Technologie AG firması tarafından kullanıma sunulmuştur.

Celay sistemi; anahtar yapma sisteminde de kullanılan hassas kopya freze cihazı mantığıyla çalışmaktadır. Restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmadan prefabrike seramik bloklardan aşındırma tekniği ile elde edilmektedir (159, 236).

Bu sistem; iki üniteden oluşmaktadır. Cihazın sol tarafındaki bölmeye mavi renkli fotopolimerize kompozit materyalinden hazırlanmış olan maket (Celay Tech), sağ tarafındaki bölmeye ise aşındırılacak olan Vita Celay Zirconia blok yerleştirilmektedir. Sol bölmede kopyalama amacıyla aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit maketin yüzeyini tararken, sağ bölmede bulunan aşındırıcı frezler de senkronize bir

şekilde zirkonya bloğu aşındırmaktadır. Cihazda bu bölmelerin arasında bulunan orta kısım, tarayıcı uçların hareketini frezlere aktarmaktadır. Tarayıcı uçların ve kompozit maketin x, y ve z eksenlerinde yeterli hareket serbestliğine sahip olmalarının yanında maket ve bloğun sabitlendiği tablaların aynı düzlem üzerine yerleştirilmiş olmaları, blokların hassas ve ayrıntılı bir şekilde işlenebilmesini sağlamaktadır (237). Aşındırılmış zirkonya alt yapının 1120 °C' de sinterleme işlemine tabi tutulmasının ardından yapıya cam infiltre edilerek 1140 °C' de tekrar fırınlama işlemi yapılmaktadır. Üst yapı için Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır (62, 269).

Sistemde; Vita firması tarafından üretilen zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) dışında; feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alumina esaslı bloklar (Vita Celay alumina Blanks) ve spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) da kullanılabilir (163).

Celay sistemi ile inley, onley, laminate veneer restorasyonlar, kuron protezi ve üç üyeli köprü protezlerinin yapımı mümkündür.

2.4.2.10. Zirkonzahn Sistemi

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, Italy) özel yazılım programı, tarayıcı ünite (scanning unit) ve aşındırma ünitesinden (milling unit) oluşmaktadır. Lazer okuyucu uca sahip tarayıcı ünitenin alçı modeli 5 eksenle taramasını takiben elde edilen veriler sisteme ait özel yazılım programı aracılığıyla aşındırma ünitesine aktarılmaktadır. Aşındırma ünitesine planlanan protetik restorasyona uygun boyuttaki sinterlenmemiş zirkonya blok (ICE Zirconia) yerleştirilmektedir. Sistemde özel yazılım üzerinde tasarlanan restorasyona göre aşındırma ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğun şekillendirilmesi sağlanmaktadır. Sinterleme işlemi sonrası oluşacak büzülme karşılaması için % 20 oranında daha büyük aşındırılan alt yapı, yaklaşık 1500 °C' de 8 saat boyunca sinterleme işlemine tabi tutularak gerçek boyutlarına ulaşmaktadır. Son olarak da sisteme uygun üst yapı seramiği (ICE Ceramic) uygulanıp restorasyon tamamlanmaktadır (296).

Bu sistemde, zirkonya blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia (monolitik zirkonya) adında yeni bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tam kuron olarak bu bloktan üretilmesi ve üst yapı

seramiğine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir. İstenildiği takdirde Prettau bloklar alt yapı olarak kullanılıp üst yapı seramiği de işlenebilmektedir (85, 92).

2.5. Zirkonya Esaslı Seramiklerde Simantasyon

Diş hekimliğinde kullanılan yapıştırıcı simanlar; prepare edilen diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurarak bu iki farklı materyal arasında mekanik ve kimyasal bağlantı sağlamaktadır. Aynı zamanda mikrosızıntı riskine karşı bariyer görevi görmekte ve ısı iletimine karşı yalıtkanlık sağlamaktadır (66).

Sabit protetik restorasyonların klinik başarısında; tercih edilen yapıştırma siman materyali ve kullanılan simantasyon tekniği önemli rol oynamaktadır (29, 274). Zirkonya esaslı seramik restorasyonlar; geleneksel simantasyon yöntemleri kullanılarak simante edilebileceği gibi adeziv simantasyon tekniği ile de simante edilebilirler (24). Zirkonya seramiklerin adeziv simantasyonunda, cam faz içermedikleri için seramik yüzeyinde HF asit (Hidroflorik asit) ile pürüzlendirme ve silan uygulaması yapılmaz. Bunun yerine zirkonya seramik restorasyonun iç yüzeyine ilave yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

2.5.1. Simanlar

Diş hekimliğinde kullanılan simanlar; farklı kimyasal yapılara, sertleşme mekanizmalarına ve kullanım alanlarına sahiptir.

İdeal yapıştırma simanlarının; diş ile restorasyon arasında iyi bir tutuculuk sağlayarak mikrosızıntıya karşı direnç göstermesinin yanında; ağız sıvılarında düşük çözünürlük göstererek çürük önleyici özelliği olması arzu edilmektedir. Ayrıca; düşük film kalınlığı, biyouyumluluk, yeterli kırılma sertliği, ısıya karşı yalıtkanlık, uygun çalışma ve sertleşme zamanı, kolay manipülasyon ideal simanlarda aranan diğer özelliklerdir (54, 66, 166, 167, 220).

2.5.2. Simanların Sınıflandırılması

Günümüzde daimi simantasyon amacıyla 5 farklı siman kullanılmaktadır (4, 66):

- Çinko Fosfat Simanlar
- Çinko Polikarboksilat Simanlar
- Cam İyonomer Simanlar
- Hibrit İyonomer Simanlar
 - Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar
 - Poliasit Modifiye Reçine Simanlar
- Adeziv Reçine Simanlar

2.5.2.1. Çinko Fosfat Simanlar

Çinko fosfat simanlar; diş hekimliği alanında kullanılan en eski siman materyalidir ve diğer siman sistemlerinin geliştirilmesinde bir standart olarak kabul edilmiştir (17, 219).

Çinko fosfat simanlar toz ve likitten oluşmaktadır. Tozun içeriği; yaklaşık % 90 oranında çinko oksittir (ZnO). Magnezyum oksit (MgO) ana modifiye edici bileşen olarak toz içerisinde genellikle % 10 oranında bulunmaktadır. Ayrıca, simanın mekanik ve yapısal özelliklerini uygun hale getirmek için % 1 ya da daha az oranda silisyum dioksit (SiO₂), baryum oksit (BaO), bizmut trioksit (Bi₂O₃) ve kalsiyum oksit (CaO) toz içerisine eklenmiştir. Çinko fosfat simanın likiti; % 45 - 64 oranında fosforik asit (H₃PO₄), % 30 - 55 su, % 2 - 3 alüminyum fosfat (AlPO₄) ve % 0 - 9 çinko fosfattan [Zn₃(PO₄)₂] oluşan fosforik asit solüsyonudur. Bileşikteki su; likitin iyonizasyon miktarını kontrol ederek simanın sertleşme zamanını etkilemektedir (17, 183). Toz ve likitin karıştırılmasıyla ortaya çıkan asit-baz reaksiyonu; ekzotermik bir reaksiyondur ve sonucunda çözünmeyen çinko fosfat bileşimi elde edilmektedir (54, 66).

Çinko fosfat simanların baskı dayanımı 80 - 110 MPa ve çekme dayanımı 5 - 7 MPa arasındadır. Çinko fosfat simanlar, uzun köprülerde oluşan yüksek çığneme kuvvetlerine karşı direnç gösterebilecek kadar yüksek elastisite modülüne sahiptir (13 GPa). Çinko fosfat simanlar; diş ve restorasyon arasında mekanik bir tutuculuk sağlamaktadır, kimyasal bağlanma özellikleri bulunmamaktadır (16, 66). Yeterli çalışma zamanı ve yüksek sertlik direncine sahip olması çinko fosfat simanın avantajları olarak gösterilmektedir (66, 183).

Bu simanların pH değerinin düşük olması ve ekzotermik reaksiyon göstermesi sebebiyle pulpa irritasyonuna ve simantasyon sonrasında post-operatif ağrıya yol açması ve kimyasal bağlanma özelliğinin olmaması ise dezavantajları olarak sıralanabilir (54, 158).

Çinko fosfat simanlar; prefabrike veya döküm postlar, metal inley ve onley restorasyonlar, metal alt yapılı seramik kuron ve köprü protezleri, tam metal kuron protezleri, alumina veya zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar, ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda kullanılabilir. Ayrıca simantasyon endikasyonlarına ek olarak kaide materyali olarak da kullanılabilir (34, 66, 183, 220, 289).

2.5.2.2. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Çinko polikarboksilat siman; 1968 yılında “Dennis Smith” tarafından, çinko fosfat siman likitinin poliakrilik asitle yer değiştirmesi sonucu elde edilmiştir. Çinko polikarboksilat siman, diş dokusu ile kimyasal adezyon sağlayan ilk siman materyalidir (93, 184).

Çinko polikarboksilat simanın tozu, % 90 oranında çinko oksit, % 10 oranında magnezyum içermektedir. Simanın üretim aşamasında toza magnezyum oksit yerine kalay oksit ilave edilmesi ile sertleşme süresi ayarlanabilir ve simanın dayanıklılığı artırılabilir. Çinko polikarboksilat simanın likiti ise; % 30 - 45’lik poliakrilik asitin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir (17, 184).

Simanın tozu likitle temas ettiğinde başlayan sertleşme reaksiyonu sırasında, çinko oksit ve magnezyum oksit tozunun yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asidin molekülleri ile birleşmesi sonucu hızlı asit-baz reaksiyonu meydana gelerek çapraz bağlı tuz yapısı (çinko poliakrilat) ortaya çıkmaktadır (184).

Çinko polikarboksilat simanın; baskı dayanımı (55 - 85 MPa) çinko fosfat simana göre daha düşük, çekme dayanımı (8 - 12 MPa) ise daha yüksektir. Elastik modülüsü 6 GPa’dır (66). Bu simanlar; dentin ve mine yüzeyi ile kimyasal bir bağlantı sağlamaktadır. Siman karıştırıldıktan kısa bir süre sonra pH nötr hale gelmektedir. Büyük poliakrilik asit molekülleri; dentin sıvısı ve proteinleriyle oluşturduğu iyonik

bağlar sebebiyle dentin tübüllerine geçememektedirler. Bu şekilde; simantasyon sonrası pulpa irritasyonu ve post operatif hassasiyet görülmemektedir (184, 219).

Çinko polikarboksilat simanlar; tam metal kuron protezleri, post – core sistemleri, metal destekli kuron ve köprü protezleri, alumina veya zirkonya esaslı tam seramik kuron ve köprü protezleri, ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (17, 66, 184, 220, 289).

2.5.2.3. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar (CIS); silikat, polikarboksilat ve kompozit reçinelerin pozitif özelliklerini bir araya getirmek amacıyla, ilk kez 1970’li yılların başında “Alan Wilson” ve “Brian Kent” tarafından üretilmiş, 1974 yılında “McLean” ve “Wilson” tarafından geliştirilmişlerdir (1, 7, 66, 164, 167, 184).

Cam iyonomer siman tozu; kalsiyum alüminyum florosilikat cam partiküllerinden oluşmaktadır. Simanın likiti; poliakrilik-itakonik asitin % 50’lik sudaki solüsyonundan veya % 5 tartarik asit içeren polikarboksilik asit kopolimerinden meydana gelmektedir. İtakonik asit; likitin yoğunluğunu azaltmak ve raf ömrünü uzatmak amacıyla ilave edilmiştir. Tartarik asit ise simanın akışkanlığını artırarak sertleşme zamanını geciktirmektedir (17, 174, 184).

Cam iyonomer simanlarda sertleşme reaksiyonu iki aşamada gerçekleşmektedir. Birinci aşamada; simanın ilk sertleşmesinden sorumlu olan kalsiyum iyonları poliakrilik asitin karboksilat gruplarına bağlanmaktadır, böylece siman manipule edilebilir kıvama gelmektedir. İkinci aşamada ise; alüminyum iyonları reaksiyona katılıp alüminyum poliakrilatı (polikarboksilat) oluşturarak simanın tamamen sertleşmesini sağlamaktadır (7, 172, 220, 289).

Cam iyonomer simanların baskı dayanımı ortalama 90 - 230 MPa, çekme dayanımı 6 - 8 MPa ve elastik modülüsü 7 GPa’dır. Cam iyonomer simanlar; diş dokusuna kimyasal olarak bağlanır ve flor salınımı yaparak antikaryojenik özelliğe sahiptir. Daha çok inorganik içeriğe sahip olduğundan, mineye olan bağlantısı dentine oranla daha yüksektir. Polimerizasyon büzülmesi göstermemekle beraber ısıl genişleme katsayıları ve ısı iletkenlikleri diş dokusuyla uyumludur. İdeal oranda karıştırıldıklarında vizkoziteleri çok düşüktür, film kalınlığı ortalama 25 ile 35 µm arasındadır. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasında neme karşı olan

hassasiyeti, su ve tükürük kontaminasyonu sonucu çözünürlük ve fiziksel özelliklerinin değişmesine neden olabilmektedir. Elastik modülünün düşük olmasından dolayı stres alan bölgelerde elastik deformasyon riski vardır. (183, 248).

Cam iyonomer simanlar; metal destekli kuron ve köprü protezleri, metal inley ve onleyler, alumina veya zirkonya esaslı tam seramik kuron ve köprü protezleri, ortodontik braketler ve post- core sistemlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (16, 54, 219).

2.5.2.4. Hibrit İyonomer Simanlar

Hibrit iyonomer simanlar; reçine simanların ve cam iyonomer simanların avantajlarını bir araya getirmek ve dezavantajlarını elimine etmek amacıyla iki farklı simanın farklı oranlarda birleştirilmesi ile geliştirilmiştir (220).

Bu simanlar, reçine modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye reçine simanlar (kompomerler) olarak adlandırılmaktadır (219).

- **Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar; geleneksel cam iyonomer simanların; düşük mekanik özellikler ve neme karşı hassasiyet gibi dezavantajlarını elimine edebilmek amacıyla içeriğine belli oranlarda hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya bisfenol glisidil metakrilat (BIS-GMA) gibi reçineler ilave edilerek geliştirilmiştir. Bu şekilde cam iyonomer simanların neme karşı hassasiyetinin ve suda çözünürlüğünün azaltılmasının yanında dayanıklılığının artırılması amaçlanmıştır (17, 55, 220).

Simanın tozu, floroaluminasilikat cam partiküllerinden oluşurken; likiti ise metakrilat reçine, poliasit, HEMA ve sudan oluşmaktadır. Simanın sertleşme reaksiyonu, metakrilat grupların serbest radikallerinin kimyasal ya da ışıkla polimerizasyonu ile başlamakta ve floroaluminasilikat cam ve metakrilat grup ile modifiye edilmiş polialkenoik asit-baz reaksiyonu ile tamamlanmaktadır. Sertleşme reaksiyonu sonucunda metalpoliakrilat tuz ve polimer oluşmaktadır. Reçine modifiye cam iyonomer simanlar, toz - likit formun yanında kapsül formunda da kullanıma sunulmuştur (181, 220).

Reçine modifiye cam iyonomer simanların tüm mekanik özellikleri reçine simanlar dışındaki tüm simanlardan daha yüksektir. En önemli avantajları; geleneksel

cam iyonomer simanlara göre neme karşı daha dirençli olması ve ağız sıvılarında çözünürlüklerinin daha az olmasının yanında daha az hassasiyet oluşturmalarıdır. Ayrıca bu simanların; çalışma zamanı daha uzun ve sertleşme zamanı daha kısadır ve mekanik dirençleri daha yüksektir (174, 281).

Bu simanların en önemli dezavantajı ise; yapılarında bulunan HEMA'nın yüksek hidrofilik özelliğinin, yüksek miktarda su absorpsiyonuna neden olmasıdır. Başlangıçta su absorpsiyonu polimerizasyon büzülmesini kompanse etse de zaman içinde renk değişimine ve boyutsal değişime neden olmaktadır. Ortaya çıkan bu boyutsal değişim; diş ve restorasyon arası bağlantıda kırılmalarla sonuçlanabilmektedir (37, 66, 168, 286).

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar; metal-seramik kuron ve köprü protezleri, post – core sistemlerin ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Su absorpsiyonunun geç dönem etkilerinden dolayı oluşan boyutsal değişimleri nedeniyle tam seramik restorasyonlarda kullanılması tavsiye edilmemektedir (66, 179, 241, 289, 290).

- **Poliasit Modifiye Reçine Simanlar (Kompomerler)**

Poliasit modifiye reçine simanlar; kompozit reçine esaslı simanlar ile cam iyonomer simanların artan fiziksel ve kimyasal özelliklerinin yanında flor salınımı gibi avantajlarını bir araya getirmek için geliştirilmiştir. 1990'lardan bu yana diş hekimliğinde kullanılan bu simanlar "kompomer" ismiyle de anılmaktadır (17, 55, 164).

Bu simanlar yapısında cam iyonomere benzer ek asidik monomer yapılar bulunduran reçine kompozitlerdir. Özellikleri cam iyonomer simanlardan çok reçine simanlara benzemektedir. Poliasitle modifiye kompozit reçine simanlar; temel olarak reçine matriks [üretan dimetakrilat (UDMA) hidroksietilmetakrilat (HEMA)], tetrakarboksilbütan (TCB) ve hem kompozit reçinenin polimerize olabilir gruplarını, hem de cam iyonomer simanın asidik gruplarını içeren, asidik polimerize olabilir monomerler içermektedir. Ayrıca yapılarında % 72 oranında flor içeren fluoroaluminosilikat cam doldurucu partiküller, reaksiyon başlatıcılar, stabilize ediciler ve pigmentler mevcuttur, kompomerlerin yapısında su bulunmamaktadır (262).

Sertleşme reaksiyonu; metakrilat grupların polimerizasyonu ile başlamaktadır. Asidik monomer; matriks içerisinde bulunan diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri meydana getirmektedir. Yapılarında su bulunmamasından dolayı reaksiyon

ağız ortamında su emilimi ile asit-baz reaksiyonu olarak devam etmektedir. Ortaya çıkan asitin cama etkisi ile metal iyonları salınarak asit grupları ile çapraz bağlar oluşturmakta ve bu aşamada ortama bir miktar flor salınmaktadır (95, 174, 250).

Poliasit modifiye reçine simanların suda çözünürlüğü; geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha azdır. Flor salınımı özellikleri sayesinde çürük önleyici etkiye sahiptirler. Yüksek fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde oklüzal kuvvetlere karşı yeterli direnç gösterebilirler. Ayrıca mine ve dentin dokusuna başarılı bir adezyon sağlamaktadırlar (81, 95, 164, 262).

Bu simanların, kimyasal özellikleri kompozit reçinelere benzemesine rağmen, kırılma ve abrazyona karşı gösterdikleri direnç düşüktür ve neme karşı hassastırlar (95, 164, 224).

2.5.2.5. Adeziv Reçine Simanlar

Reçine simanlar, ilk olarak 1973 yılında “Rochette” tarafından gündeme getirilmiştir (218). Reçine simanlar, diş dokusu ve porselen yüzeyi gibi farklı yapılarla kuvvetli adezyon göstermektedirler (66).

Günümüzde, tam seramik sistemlerde kaydedilen ilerlemeler ile beraber adeziv reçine esaslı simanların özellikleri de geliştirilmiştir. Geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında; daha az mikrosızıntı göstermesi ve daha uzun klinik başarıya sahip olması, reçine simanların son yıllarda kullanımını yaygınlaştırmıştır (173, 239, 280).

Kompozit reçine simanlar; organik ve inorganik fazlar ile bu iki fazı birleştiren ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan meydana gelmektedir.

- **Organik Faz (Organik Matriks)**

Organik faz; yüksek molekül ağırlığına ve vizkoziteye sahip BIS-GMA veya iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA gibi monomerler ile bu vizkoziteyi kontrol etmek amacıyla TEG-DMA (triötilen glikol dimetakrilat) gibi düşük vizkoziteli monomer karışımı içermektedir. Ayrıca polimerizasyon yöntemine göre; organik matriks içerisine, kamforokinon gibi kimyasal reaksiyon başlatıcılar veya materyalin spontan polimerizasyonunu önlemek amacıyla 4-metakorfenol gibi inhibitörler ilave edilmektedir (17, 290).

- **İnorganik Faz (İnorganik Doldurucular)**

Polimer matriksin; fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yapı içerisine katılan farklı şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, stronsiyum, koloidal silika, yitrium ve borosilikat cam gibi partiküller inorganik doldurucu bileşenini oluşturmaktadır. İnorganik doldurucu miktarı ağırlık olarak % 25-75 arasında değişmektedir (184).

Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı reçinelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Artan partikül büyüklüğü, organik matriks oranını düşürerek polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Ayrıca ısıl genleşme katsayısı ve su absorpsiyonu da bu durumdan etkilenerek azalmaktadır. Partikül büyüklüğünün artması; reçine simanların dayanıklılığını arttırarak mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemektedir (93, 278).

Reçine siman içerisindeki inorganik doldurucu miktarının yüksek olması; simanın viskozitesini dolayısıyla film kalınlığını arttırmaktadır (17).

- **Ara Faz**

Organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan bu faz; metakriloksi propiltrimetoksisilan olarak adlandırılan, vinil-silan türevidir. Çift fonksiyonlu silan bağlayıcı ajanlar; organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, silika doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluşturarak organik matriks ve inorganik doldurucular arasında güvenli bir bağlanma sağlamaktadır (44).

Reçine matriks ve bu matriks içerisinde bulunan doldurucular arasındaki bağlanma kuvvetinin başarısı, reçine simanların ideal fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikler kazanması açısından önem taşımaktadır. Reçine simanlarda organik matriks ve inorganik doldurucu partiküller arasındaki bağlanmayı sağlayan ve yapıya esneklik kazandırarak direnci arttıran “silan bağlayıcı ajanlar” bulunmaktadır (280).

Silan bağlayıcı ajanlar; reçine - partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlamaktadır. Bu sayede, su emilimi ve reçinenin çözünürlüğü azalmaktadır (17). Ayrıca, bu silan tabakası; oluşan stresleri reçine matriksten inorganik dolduruculara taşıyarak kompozit reçine materyalinin bütünlüğünü de korumaktadır (17, 279, 289). Silan bağlayıcı ajanlar; substratın yüzey enerjisini

arttırarak etkin ve güvenli bir bağlanma için ortam hazırlamaktadır. Böylece hidrofilik matris, silika, cam ve cam seramik gibi hidrofobik yüzeylere yapışabilmektedir (203).

Adeziv reçine simanlar; polimerizasyon şekillerine göre; üç gruba ayrılmaktadır (195):

1. Kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar
2. Işık ile polimerize olan adeziv reçine simanlar
3. Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan adeziv reçine simanlar

- **Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar**

Kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar; baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde kullanıma sunulmuştur. Baz kısmında ‘benzoil peroksit’; katalizörde ise ‘organik amin’ bulunmaktadır. Polimerizasyon işlemi; iki patın karıştırılmasını takiben benzoil peroksitin, reaksiyon hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girmesiyle başlamaktadır (220).

Bu simanların yapısında bulunan tersiyer aromatik aminlerin, zaman içerisinde ağız ortamında kararlı olmamaları ve kimyasal değişikliğe uğramaları sonucu amin renklemesi görüldüğünden, renk stabiliteleri iyi değildir (220, 289, 17). Ayrıca çalışma zamanının kısıtlı olması ve polimerizasyon sürecinin kontrol edilememesi, karıştırmaya bağlı porozite oluşması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (220).

Kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar; metal-seramik kuron ve köprü protezlerinin, post-core sistemlerin, tam seramik inley ve onley restorasyonların, adeziv köprü protezlerinin, opak alt yapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılabilir (49, 72).

- **Işık ile Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar**

Işık ile polimerize olan adeziv reçine simanlar, tek pat sisteminde kullanıma sunulmuştur. Bu sistemlerde; reaksiyon başlatıcı olarak, ışığa duyarlı “kamforokinon” ve hızlandırıcı olarak da “alifatik amin” bulunmaktadır ve polimerizasyon; halojen ışık, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile sağlanmaktadır. Işık ile polimerizasyon; ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kullanım uzaklığı gibi birden fazla faktöre bağlıdır. Amin renklemesinin etkisini önlemek için geliştirilmiş olan bu

simanlar, düşük vizkoziteli, doldurucu içermeyen BIS-GMA içermektedir (68, 120, 169).

Işıklı sertleşen simanların; farklı renk seçenekleri sunması, uzun dönemde renk stabilitesinin iyi olması, çalışma ve polimerizasyon süresinin kontrol edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (17, 220).

Bu simanların dezavantajı; özellikle ışık geçirgenliği az, kalın alt yapıya sahip tam seramik restorasyonlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz kalması ve her yerde eşit oranda polimerizasyonun gerçekleştirilememesidir (27, 34, 110).

Işıklı polimerize olan adeziv reçine simanlar; yeterli ışık geçirgenliğine sahip, kalınlığı 1,5 – 2 mm den az olan translüsent yapıdaki seramik laminate veneer restorasyonların, tam seramik kuron protezlerinin ve seramik ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (68, 290).

- **Hem Kimyasal Yolla Hem Işıklı Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar**

Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan adeziv reçine simanlar; seramik kalınlığının fazla olduğu restorasyonlarda ışık geçirgenliğinin engellenmesine bağlı olarak, ışıkla polimerize edilen sistemlerin etkinliğinin yetersiz kalması ve her bölgede eşit polimerizasyonun gerçekleşmemesi nedeniyle geliştirilmiştir (220).

Bu sistemler (dual sistemler); baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pat halinde üretilmiştir. Simanın baz kısmında ışıkla polimerizasyonu başlatan “kamforokinon”, katalizörde ise kimyasal polimerizasyonu başlatan “amin-peroksit” bulunmaktadır (17, 183). Bu simanlarda polimerizasyon ışık aktivasyonu ile başlar, kimyasal olarak devam eder. Yavaş ilerleyen kimyasal polimerizasyondaki amin - peroksit , simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlamaktadır. Polimerizasyonun tamamlanması için geçen süre yaklaşık 24 saattir (66).

Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan adeziv reçine simanlar; restorasyon altındaki diş dokusunun rengini yansıtacak ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translüsent yapıdadırlar. Bu simanların en büyük avantajı, hekime yeterli çalışma zamanı sağlaması ve ışığın ulaşmadığı derin bölgelerde de etkin polimerizasyon sağlanabilmesidir (17, 49, 55, 107, 290).

Bu simanlar, tam seramik kuron ve köprü protezleri, ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alumina esaslı tam seramik inley, onley restorasyonları ve kuron-köprü protezleri, adeziv köprü protezleri, zirkonya ve fiber postların simantasyonunda kullanılabilir (17, 72, 107).

2.6. Tam Seramik Sistemlerde Dayanıklılık, Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi

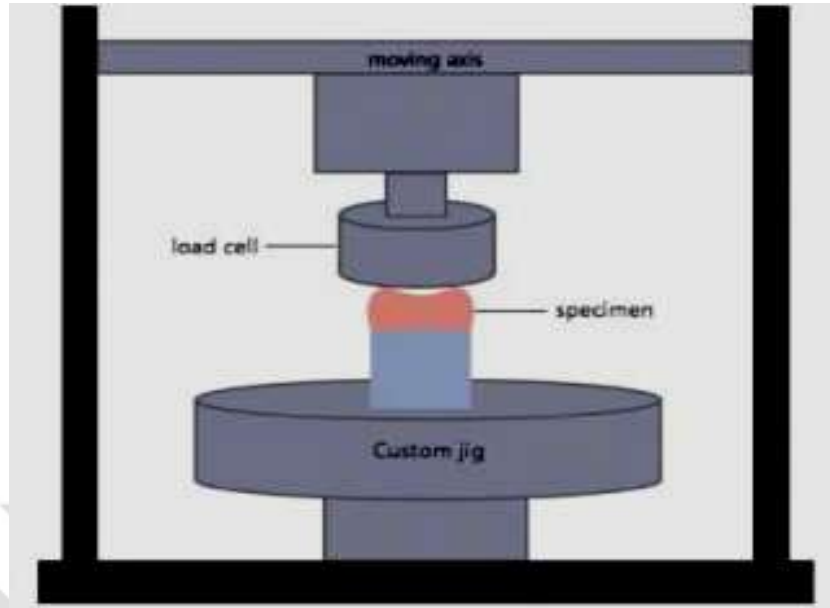
Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (96, 275). Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyon görülmesi için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Test edilen materyal yüzeyindeki çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu, testin yapıldığı ortam ve ortamdaki su varlığı dayanıklılığı etkileyen önemli faktörlerdir (96).

Uygulanacak olan mekanik test yöntemlerindeki her test değişkeninin, (kullanılan materyalin çeşidi, kalınlığı, elastik modülüsü, örnek geometrisi, saklama koşulları, termal siklüs, yükleme koşulları) materyalin dayanım değerleri üzerinde önemli etkileri olduğu bildirilmiştir (25, 142, 214, 221, 234, 293).

Kırılma direnci (kırılma dayanımı), kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, basma dayanımı, makaslama dayanımı olarak isimlendirilmektedir (17, 55, 187).

Kırılma testlerinde, bar, disk gibi geometrik formlardan çok dışın anatomik konfigürasyonuna daha yakın, siman faktörünü de içeren seramik örnekler kullanmak materyalin davranışı hakkında bilgi edinmek açısından daha avantajlı olduğu öngörülmektedir (2, 137, 138, 246, 258). Kırılma testi, anatomik konfigürasyondaki örneklerle (kuron, köprü, inley vs.) başarısızlık noktasına kadar kuvvet uygulaması esasına dayanır. Bu testler sonucunda; materyallerden elde edilen verilere dayanarak materyalin performans kapasitesi hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir (46).

Diş hekimliği araştırmalarında, ISO tarafından önerilen kırılma testleri sıklıkla kullanılmaktadır (Şekil 2-4). Bu testlerin seramik materyaller için çoğunlukla kullanılan test yöntemi olduğu, bu testin özellikle materyaller arasında karşılaştırma yapılırken basit, güvenilir ve hassas bir metot olduğu belirtilmiştir. Bu test yöntemiyle elde edilen veriler kullanılarak kırılma materyaller için kopma modülü hesaplanıp materyallerin kırılma direnci tespit edilmektedir (19, 291).



Şekil 2-4: Kırılma testinin şematik düzeneği

Restorasyonlarda oluşan kırık tipleri, koheziv, adeziv ve miks kırık olarak değerlendirilmektedir. Koheziv kırık tipi sadece üst yapı materyalinin kendi içinde meydana gelen kırık olarak adlandırılırken, adeziv kırık tipi ise alt yapıdan koparak kırılan üst yapı materyali olarak adlandırılmaktadır. Miks kırıklar ise restorasyonlarda her iki kırık tipinin bir arada görülmesini ifade etmektedir (11, 134).

2.7. Termal Siklüs (Termal Döngü) Uygulaması

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Ağızdan nefes alınmadığı ve ısısal bir yükleme yapılmadığı zaman normal ağız içi sıcaklığı ortalama 35 °C olarak ölçülmüştür (235). Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olmaktadır. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0 °C'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C 'ye ulaşabilmektedir (197).

Reçine materyaller, diş dokusundan farklı ısısal genişleme katsayılarına sahiptir. Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genişmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artmaktadır (268). Bu nedenle *in-vitro* deneylerin *in-vivo* çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi amacıyla ağız içerisindeki ısı değişimlerinin taklit edilmesi gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda, restorasyonları *in vitro*

koşullarda değerlendiren “termal siklüs” yöntemi yaşlandırma testi olarak kullanılmaktadır (20, 189).

Restorasyonlarda termal siklus uygulaması için 4 °C – 60 °C arasında değişen sıcaklıkların kullanılması önerilmektedir. Termal siklüs yönteminde, deney örnekleri bir soğuk, bir sıcak su banyosuna daldırılarak bekletilmekte ve bu işlem “devir” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları ve su içerisinde bekletme süresi konusunda literatürde farklı verilerle karşılaşılmaktadır (117, 254, 270).

2.8. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

SEM analizi; diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmek amacıyla kullanılan bir yüzey analiz tekniğidir. SEM analizi, ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı seramik-reçine bağlantısının değerlendirildiği birçok çalışmada kopma ve kırılma yüzeylerindeki başarısızlık tipini belirlemek için oldukça sık kullanılmaktadır (60, 70, 71, 75).

SEM analizinde temel prensip; primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasına dayanmaktadır. Tarama işleminden önce örnekler, belirli bir protokole göre hazırlanmaktadır. Örneklerin; kakodilat buffer solüsyonunda % 2,5 glutraldehit içinde sabitlenmesinin ardından kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutularak kimyasal kurutma yapılmaktadır. Daha sonra alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme cihazıyla ince bir tabaka altın ile kaplanmaktadır (60, 266).

Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına yol açmaktadır. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzey topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı miktarı arttıkça o bölgenin görüntüsü parlak, azaldıkça bölgenin görüntüsü karanlık görülmektedir. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir (263, 276).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

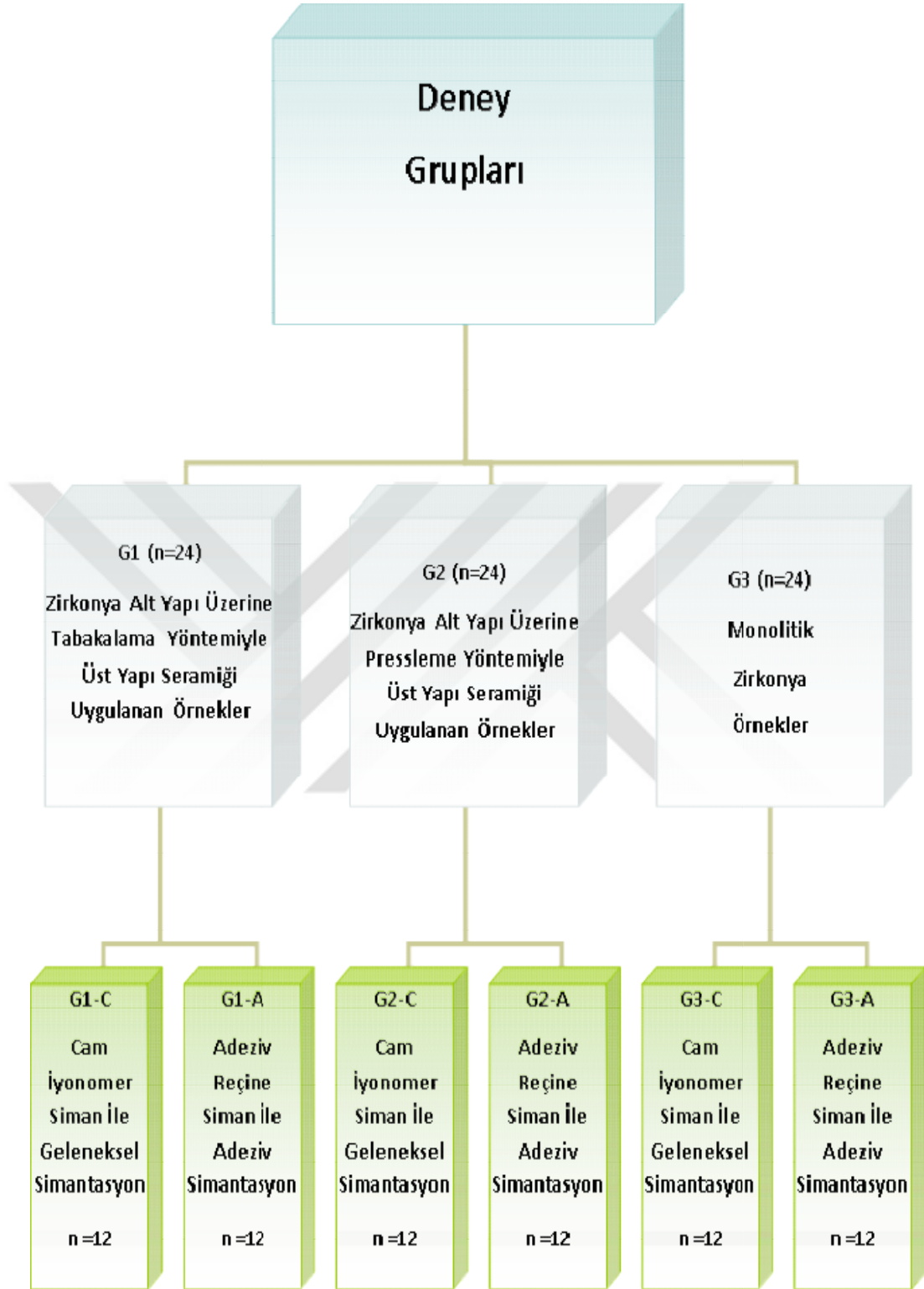
Simanların kırılma dayanımına etkisini incelediğimiz bu çalışmada, CAD/CAM teknolojisi ile standart ve monolitik Y-TZP olmak üzere iki farklı yapıdaki zirkonya kullanılarak hazırlanan kuron restorasyonlarının simantasyon sonrası termal sıklüse tabi tutulmasının ardından kırılma dirençleri *in-vitro* olarak incelendi.

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda; örnekler, Zirkozahn CAD/CAM sistemi (Steger, Ahrntal, Italy) ile hazırlanan standart Y-TZP alt yapılar tabakalama ve presleme yöntemleriyle üst yapı seramiği uygulanarak kuron restorasyonları hazırlandı. Monolitik Y-TZP ise tam kuron restorasyonu olarak hazırlandı ve bu şekilde 3 grup oluşturuldu. Elde edilen kuron restorasyonlarının simantasyonu geleneksel ve adeziv simantasyon teknikleri olmak üzere farklı iki simantasyon yöntemi kullanılması ile 2 alt gruba ayrıldı. Buna göre toplam 6 adet deney grubu oluşturuldu. Yapılan Power Analizi sonucu; her grup için minimal örnek sayısı 10 adet olarak hesaplandı. Her bir grupta deney tasarımında olası hatalara karşı örnek sayısı % 20 arttırılarak her grup için 12 adet olmak üzere toplam 72 adet deney örneği hazırlanmasına karar verildi (Şekil 3-1).

Hazırlanan örneklerin simantasyon aşamasında; geleneksel cam iyonomer siman (Fuji I®, GC Corporation, Tokyo, Japan) ve adeziv reçine siman (RelyX™ Ultimate Clicker™, 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) kullanıldı. Simantasyon işlemi; çalışmamız için özel olarak tasarlanan ağırlık düzeneğinde standart 50 N kuvvet altında gerçekleştirildi. Simantasyonu tamamlanan örnekler, 24 saat boyunca 37 °C sıcaklıkta suda bekletildikten sonra 5 – 55 °C aralığındaki su banyolarında 30’ar saniye bekletilerek 5000 devir termal sıklüse tabi tutuldu. Kırılma dirençlerinin incelenebilmesi amacıyla tüm örnekler otopolimerizan akrilik reçine kalıplara gömülerek sabitlendikten sonra Universal test cihazında kırma testi uygulandı. Kırılma sonrası yüzeylerin değerlendirilmesinde SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) analizi kullanıldı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3-1’de, çalışmamızda kullanılan cihazlar ise Tablo 3-2’ de görülmektedir.



Şekil 3-1: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

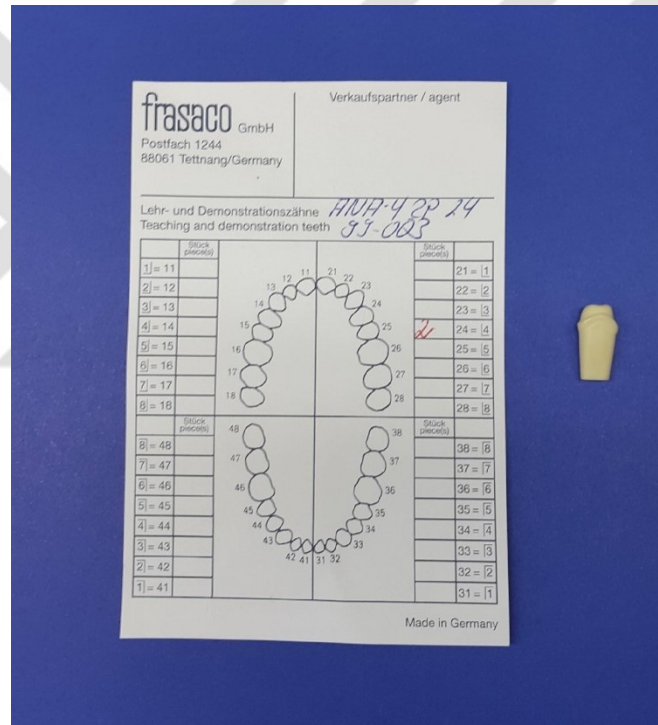
Materyalin Tipi	Marka	Üretici Firma
Akrilik Reçine Prefabriğe Dış Modeli	Frasaco ANA Y2P, 24, 99- 003	Frasaco GmbH, Tettng, Germany
İlave Tipi Silikon Ölçü Materyali	Express™ XT Putty Quick Express™ Light Body Quick	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany
Döküm Mumu	Morsa Dental Waxes	Morsa Dental GmbH, Germany
Revetman Tozu ve Likiti	Presto Vest II, Expansionliquid Typ 100	SILADENT, Dr. Böhme&Schöps GmbH, Germany
Cr - Co Metal Alaşımı	CAST-N Dental Ceramic Alloy	DENTindex, Türkiye
Lazer Tarayıcı için Parlama Önleyici Sprey	3-D Laserscanning Anti-Glare Spray	Helling GmbH, Heidgraben, Germany
Zirkonya Esaslı Blok	ICE Zirconia Translucent blank size 95H10	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Monolitik Zirkonya Esaslı Blok	Zirconia Prettau® blank size 95H14	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Renklendirici Solüsyon (Standart Zirkonya)	Colour Liquid A2	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Üst Yapı Seramiği (Standart Zirkonya-Tabakalama Tekniği)	ICE Zirconia Ceramic, ICE Build Up Liquid	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Tabakalama Tekniği Sonrası Glazür	ICE Zirconia Stains / Prettau	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Üst Yapı Seramiği (Standart Zirkonya-Pressleme Tekniği)	IPS e.max ZirPress	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Pressleme Tekniği Sonrası Glazür	IPS e.max Ceram Glaze Powder and Liquid	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Boyama ve Renklendirme, (Monolitik Zirkonya)	Colour Liquid Prettau® Aquarell	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Otopolimerizan Akrilik Reçine	Paladent RR	Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Germany
Cam İyonomer Siman	Fuji I®	GC Corporation, Tokyo, Japan
Metal Primeri	Z-Prime PLUS	Bisco, Schaumburg, IL, USA
MDP İçerikli Adeziv	Single Bond Universal Adhesive	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany
Adeziv Reçine Siman	RelyX™ Ultimate Clicker™	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Marka	Üretici Firma
Vakum Cihazı	Motova SL Vacuum Mixer	BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany
Vibratör Cihazı	Kavo EWL Typ 5403 Vibrator	Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany
Ön Isıtma Fırını	Elektromax SMD 5010	Elektromax, Schottlander, England
İndüksiyonlu / Santrifüjlü Döküm Fırını	INF-2010 İndüksiyonlu Döküm Fırını	Mikrotek, Türkiye
Mikromotor	EWL SF Micromotor	Kavo Dental GmbH Biberach, Germany
Kumlama Cihazı	İkili Kumlama Makinesi	Rotaks-Dent, Türkiye
Tarayıcı ve Tasarım Ünitesi	Zirkonzahn Scanner Unit S600 ART1	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Aşındırma Ünitesi	Zirkonzahn Milling Unit M1	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Infrared Kurutucu Lamba	Zirkonlampe 250	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Zirkonya Sinterizasyon Fırını	Zirkonofen 600	Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy
Porselen Fırını	Programat P95	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Mikromotor 2	Perfecta 900	W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Austria
Kumlama Cihazı 2	Dune İkili Kalem Kumlama Cihazı	Star Dental, Türkiye
Buharlı Temizleme Cihazı	Reitel Steamy Mini	Reitel, Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen, Germany
Seramik Ingot Press ve Glazür Fırını	IPS e.max Press Programat EP 5070	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
LED Işık Cihazı	Elipar™ S10	3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany
Termal Siklüs Cihazı	SALUBRIS - technica	SALUBRIS GROUP, Massachusetts, USA
Universal Testi Cihazı	Instron 3345	Instron Corp., Norwood, MA, USA
Altın Kaplama Cihazı	Polaron SC 7610 Sputter coater	VG Microtech, East Sussex, İngiltere
Tarayıcı Elektron Mikroskobu	JEOL JSM – 5600 Scanning Electron Microscope	JEOL Ltd, Tokyo, Japan

3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi

Kuron restorasyonlarını hazırlayabilmek için öncelikle hazır prepare edilmiş prefabrike akrilik diş modeli (Frasaco GmbH, Tettng, Germany) kullanılmasına karar verildi. Ağız içerisinde çiğneme fonksiyonunun özellikle küçük azılar bölgesinde etkin olduğu düşünülerek üst sol birinci küçük azı diş modeli (#24) seçildi (Şekil 3-2). Akrilik diş modeli üzerinde yapılan anatomik diş hazırlığı; yuvarlatılmış 90 °C açılı chamfer kenar bitim şekline ve 1mm basamak genişliğine sahip ve oklüzal yüzeyde bukkal tüberkülda 2,5 mm ve lingual tüberkülda 2 mm indirgeme olacak şekilde kumpas ve paralelometre yardımıyla yapılan ölçümler sonucu düzenlendi.



Şekil 3-2: Standart diş modeli elde etmek için kullanılan akrilik diş modeli

Prepare edilmiş akrilik diş modelinden ilave tipi silikon ölçü materyaliyle (Express™ XT Putty Quick, Express™ Light Body Quick, 3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany) iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak ölçü alındı (Şekil 3-3 ve Şekil 3-4).



Şekil 3-3: Kullanılan ilave tipi silikon ölçü materyalleri



Şekil 3-4: Silikon ölçü materyalinden elde edilen anahtar model

Silikon anahtar olarak kullanılacak olan bu ölçüye, döküm mumu (Morsa Dental Waxes, Morsa Dental GmbH, Germany) (Şekil 3-5) eritilerek dayanak diş modelleri mum formda elde edildi (Şekil 3-6).



Şekil 3-5: Kullanılan döküm mumu



Şekil 3-6: Elde edilen mum model dişler

3.2.1. Kobalt-Krom Metal Alaşımından Diş Modellerinin Elde Edilmesi

Mum model dişler, laboratuvarıda döküm kanalları bağlanarak manşete alınmak üzere hazırlandı (şekil 3-7).



şekil 3-7: Mum modellerin manşete alınmak üzere hazırlanması

Fosfat bağlayıcılı revetman tozu ve likiti (Presto Vest II, Expansionliquid Typ 100 SILADENT, Dr. Böhme&Schöps GmbH, Germany) (şekil 3-8) ile üretici firma talimatlarına uygun şekilde önce elle karıştırılmak üzere hazırlandı.



şekil 3-8: Kullanılan revetman tozu ve likiti

Vakumlu karıştırma cihazının (Motova SL Vacuum Mixer, BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) haznesine yerleştirilen revetman karışımı 45 saniye süreyle vakum altında karıştırma işlemine devam edildi (Şekil 3-9)



Şekil 3-9: Vakumlu cihazda revetmanın karıştırılması

Hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, içerisinde mum modellerin bulunduğu manşet kalıbının içerisine dolduruldu (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Revetman karışımının manşete dökülmesi

Revetman kalıp, vibratör cihazının (Kavo EWL Typ 5403 Vibrator, Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany) üzerinde bir dakika süreyle tutularak hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı (Şekil 3-11). Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken 15 dakika beklendikten sonra manşet kalıbı revetmanın üzerinden çıkarıldı (Şekil 3-12).



Şekil 3-11: Vibratör cihazında hava kabarcıklarının eliminasyonu

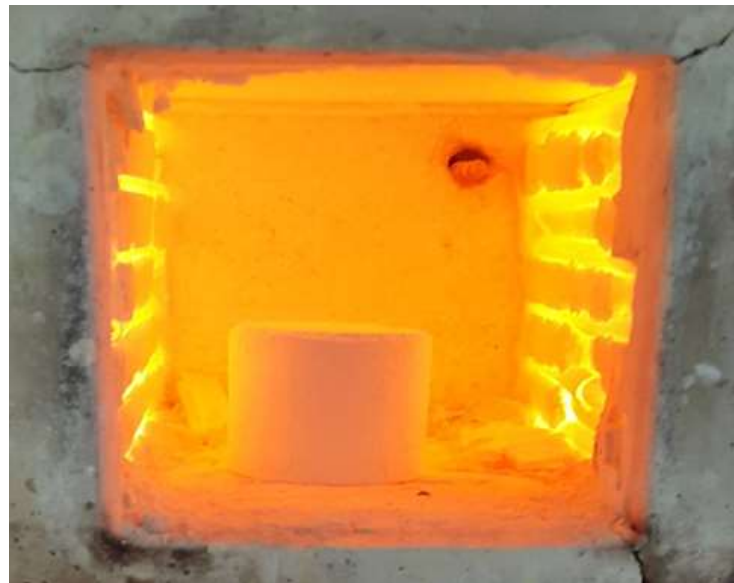


Şekil 3-12: Döküme hazır revetman kalıp

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potaları ile birlikte mum eliminasyon işlemi için ön ısıtma fırınına (Elektromax SMD 5010, Schottlander, İngiltere) yerleştirildi (Şekil 3-13 ve Şekil 3-14).

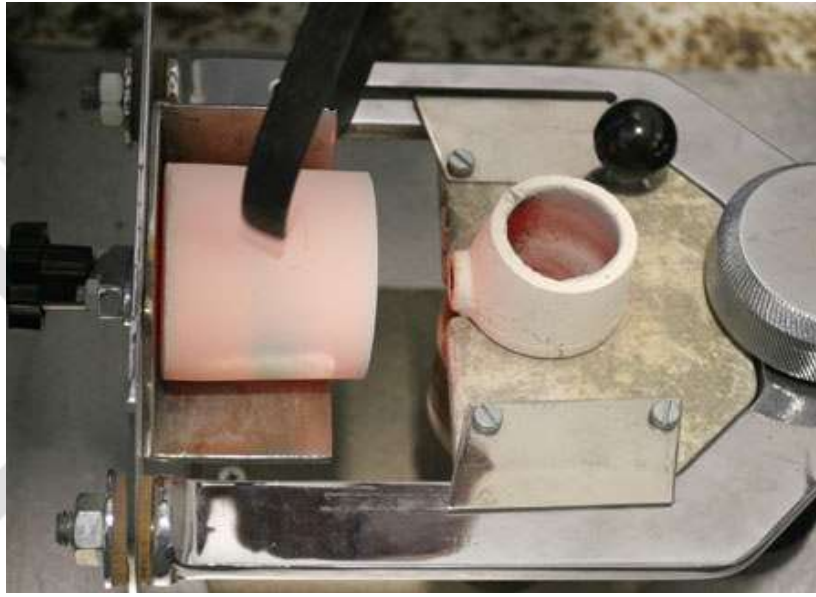


Şekil 3-13: Mum eliminasyon işlemi için kullanılan ön ısıtma fırını



Şekil 3-14: Manşetin fırın içindeki görüntüsü

Fırın, içindeki hazır program kullanılarak önce 25 dakikada 300 °C 'ye kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dakika bekletildikten sonra, 900 °C 'ye kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta da 15 dakika daha bekletildikten sonra mum eliminasyonu ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı. Fırından bir maşa yardımıyla çıkarılan revetman kalıp ve döküm potası bekletilmeden indüksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınının (INF-2010 İndüksiyon Döküm Fırını, Mikrotek, Türkiye) ilgili bölmesine yerleştirildi (Şekil 3-15).



Şekil 3-15: Revetman kalıp ve potanın döküm fırınına yerleştirilmesi

Co-Cr metal alaşım tabletleri (CAST-N Dental Ceramic Alloy, DENTindex, Türkiye) (Şekil 3-16) seramik döküm potasının içine yerleştirildi. İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi. Fırın üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1 dakika içerisinde 1400 °C 'ye kadar ısıtıldı ve ardından 20 saniye süreyle santrifüj altında döküm işlemi gerçekleştirildi



Şekil 3-16: Kullanılan Co- Cr metal alaşımı

Döküm sonrası fırının kapağı açılarak uygun maşa yardımıyla dışarıya çıkarılan revetman kalıp, 30 dakika süre ile oda ısısında soğumaya bırakıldı (Şekil 3-17).



Şekil 3-17: Soğumaya bırakılan revetman kalıp

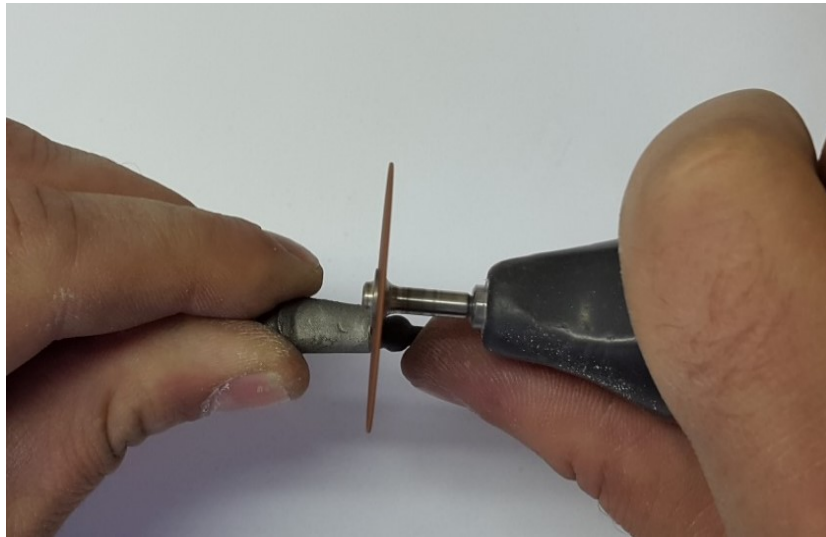
Soğuma işleminden sonra revetman manşet kırılıp açılarak kabaca revetman artıkları temizlendi (Şekil 3-18). Daha sonra metal yüzeylerinden revetman artıklarının tamamen uzaklaştırılması için kuşlama cihazında (İkili Kuşlama Makinesi, Rotaks-

Dent, Türkiye) 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 3-18: Revetmanın kırılmasının ardından elde edilen metal dökümler

Döküm kanallarının kesilmesi ve Çapakların girerilip pürüzsüz bir yüzey oluşturulması için mikromotor (EWL SF Micromotor, Kavo Dental GmbH Biberach, Germany) , karbon separe ve tungsten karbid frezler (Rotating Instruments, Acurata GmbH & Co. KG, Germany) kullanıldı (Şekil 3-19 ve Şekil 3-20).



Şekil 3-19: Döküm kanallarının kesilmesi



Şekil 3-20: Tesviye işlemleri

Tesviye işleminin ardından tüm örnekler tekrar 125 μm Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemine tabi tutulması ile Co - Cr metal alaşımı dayanak diş modellerinin hazırlanması tamamlandı (Şekil 3-21).



Şekil 3-21: Co - Cr metal alaşımından elde edilen dayanak diş modelleri

3.2.2. Standart Y-TZP Bloklardan Alt Yapıların Hazırlanması

Zirkonya alt yapıların hazırlanmasında ilk olarak; Zirkozahn CAD/CAM Sistemine ait özel yazılım (Zirkozahn Archiv, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) üzerinde taranacak olan model ile ilgili olarak diş numarası (#24) seçildi. Daha sonra planlanan tasarım için sadece alt yapı ve elde edilmesi istenen alt yapı materyali için zirkonya seçenekleri işaretlendi. Zirkonya alt yapıların tasarımı için 0.5 mm alt yapı kalınlığı ve 0.004 mm siman aralığı belirlendi ve bu parametreler yazılım üzerinde kaydedildi (Şekil 3-22).



Şekil 3-22: Sisteme ait özel yazılımda zirkonya alt yapı tasarımı için ön hazırlık

Sisteme ait lazer optik tarayıcının (Scanner Unit S600 ART1, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-23) Co - Cr metal alaşımından elde ettiğimiz prepare edilmiş diş modelini okuyabilmesi amacıyla parlama önleyici özel sprey (3-D Laserscanning Anti-Glare Spray, Helling GmbH Heidgraben, Germany) modelin tüm yüzeylerini kaplayacak şekilde uygulandı (Şekil 3-24).

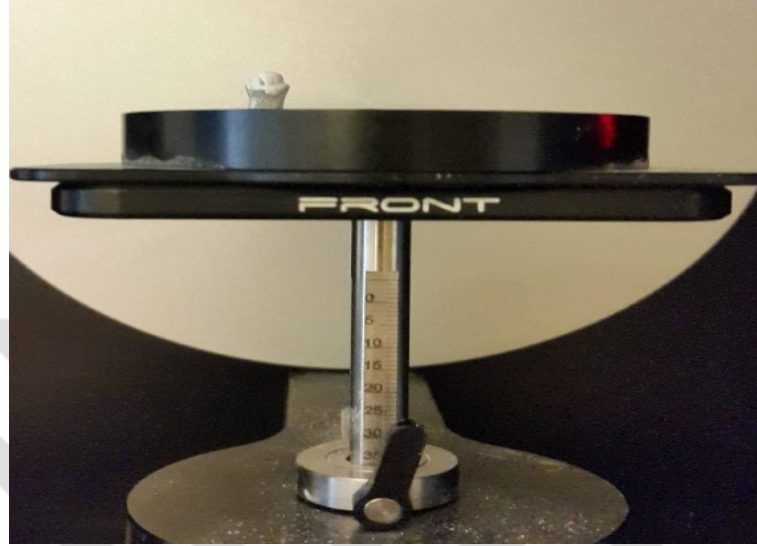


Şekil 3-23: Zirkonzahn sistemine ait tarama ünitesi



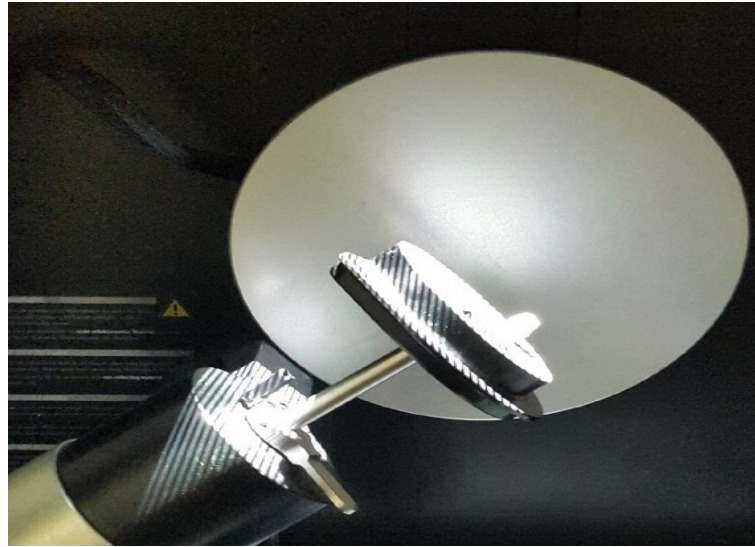
Şekil 3-24: Co – Cr metal diş modeline uygulanan parlama önleyici sprej

Parlama önleyici spreyle kaplanan Co - Cr metal diş modeli tarama ünitesi (Scanner Unit S600 ART1, Zirkozah, Steger, Ahrntal, Italy) içerisindeki yere paralel olan platform üzerine yerleştirilip sabitlendi (Şekil 3-25).



Şekil 3-25: Tarama ünitesi içerisinde platforma sabitlenen model

Tarama ünitesine (Scanner Unit S600 ART1, Zirkozah, Steger, Ahrntal, Italy) ait platform üzerinde 5 farklı eksen üzerinde yapılan tarama işleminin ardından modelin okunması tamamlandı (Şekil 3-26 ve Şekil 3-27).



Şekil 3-26: Co - Cr metal diş modelinin tarama işlemi



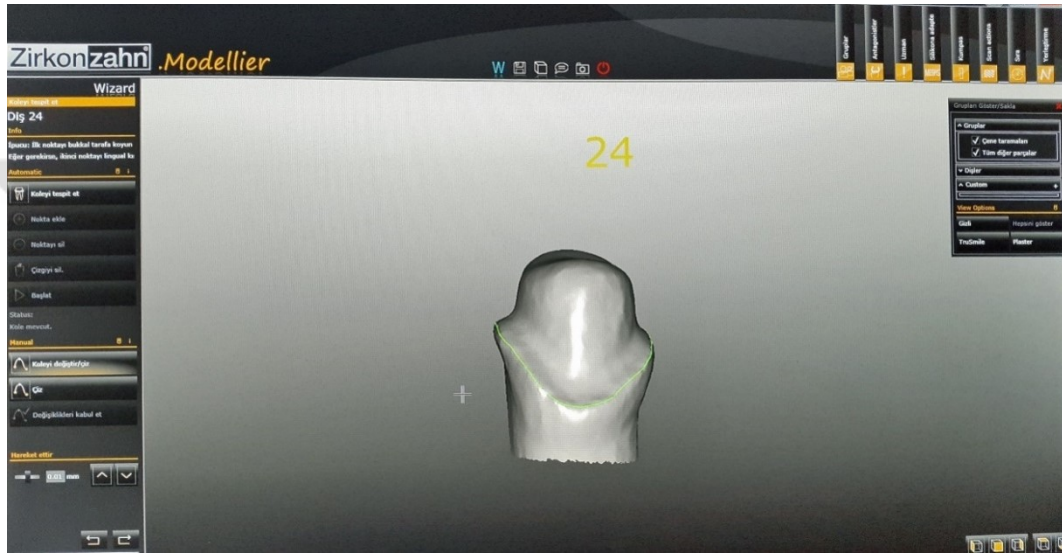
Şekil 3-27: Co – Cr metal diş modelinin farklı eksenlerde taramma işlemi

Metal diş modelinin taranmasıyla beraber bilgisayarda sisteme ait özel yazılımda (Zirkonzahn Scan, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) modelin 3 boyutlu görüntüsü ekranda elde edildi (Şekil 3-28).

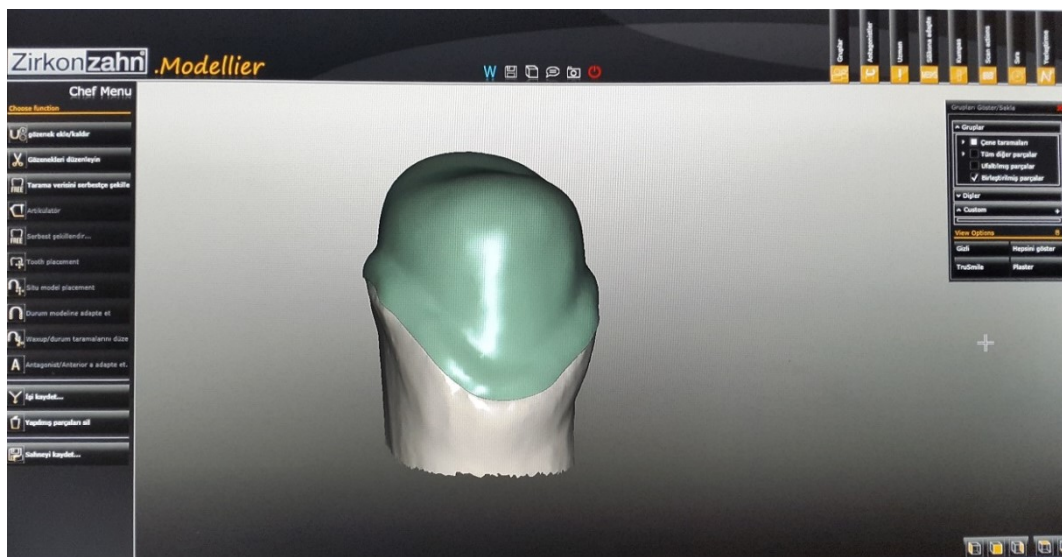


Şekil 3-28: Modelin özel yazılımdaki 3 boyutlu görüntüsü

Sistemde tarama işlemi tamamlandıktan sonra planlanan zirkonya alt yapı için 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırları belirlendi. Özel yazılım (Zirkonzahn Modeller, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) tarafından otomatik olarak çizilen bitim sınırı daha sonra gerekli düzeltmeler manuel olarak elle yapıldı (Şekil 3-29). Tasarlanan zirkonya alt yapı bitim sınırları belirlenen 3 boyutlu model üzerine bilgisayar ekranında yerleştirildi (Şekil 3-30).



Şekil 3-29: 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırının belirlenmesi

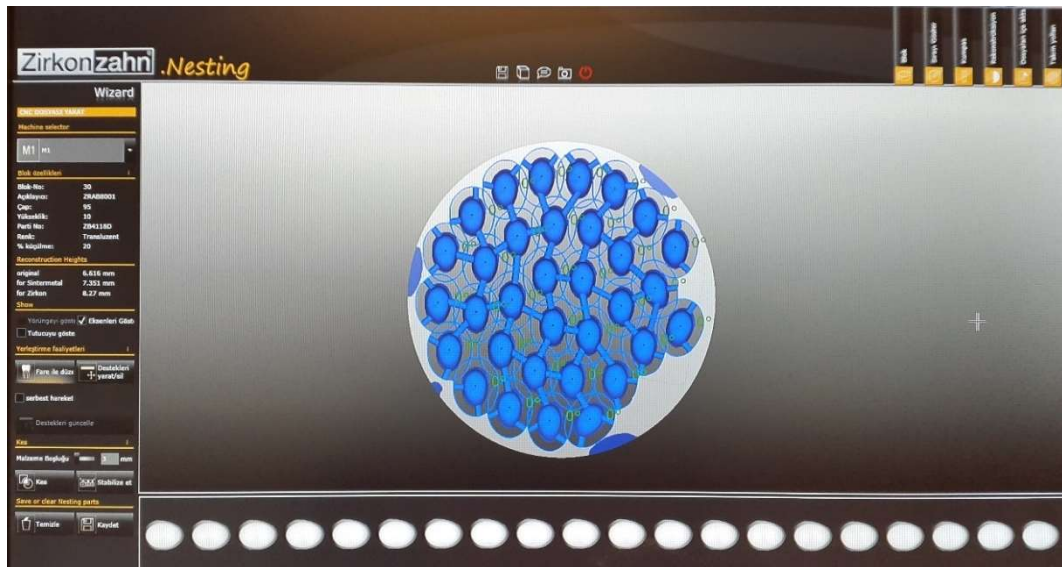


Şekil 3-30: Zirkonya alt yapı tasarımının 3 boyutlu model üzerine yerleştirilmesi

Bu aşamadan sonra yazılım (Zirkonzahn Nesting, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) üzerinde alt yapılar için uygun boyutlarda standart Y-TZP blok (ICE Zirconia Translucent blank size 95H10, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-31) seçilerek elde edilen veriler sistemin aşındırma ünitesine (Milling Unit M1, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) transfer edildi (Şekil 3-32).



Şekil 3-31: Zirkonzahn ICE Zirconia translucent blok

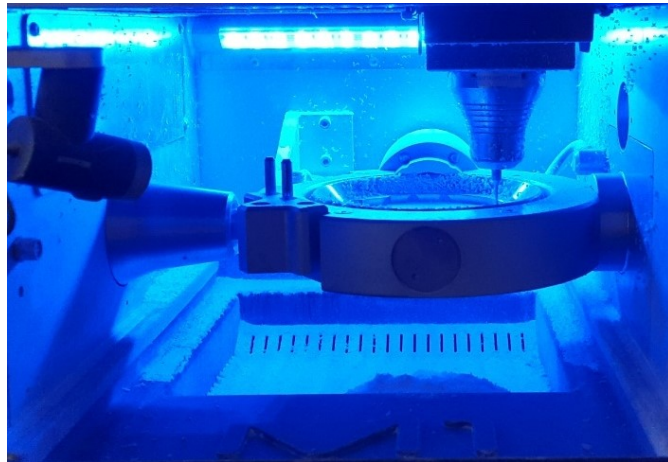


Şekil 3-32: Özel yazılım üzerinde alt yapılar için uygun Y-TZP blok seçilmesi

Aşındırma ünitesine (Milling Unit M1, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-33) uygun bloğun yerleştirilmesinin ardından aşındırma işlemi 48 adet zirkonya alt yapı için iki defa gerçekleştirildi ve yaklaşık olarak 8 saat sürdü (Şekil 3-34).

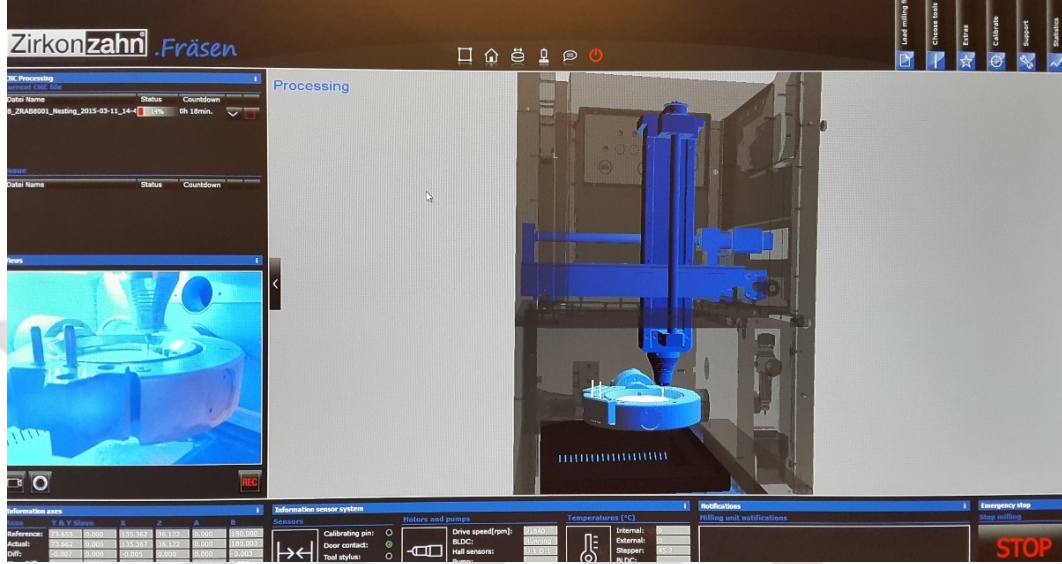


Şekil 3-33: Zirkozahn sistemine ait aşındırma ünitesi



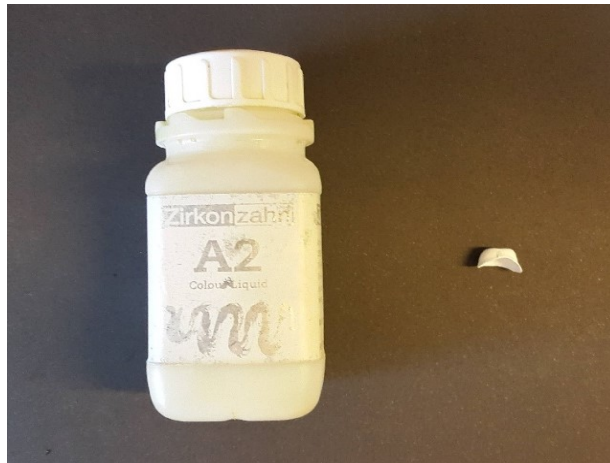
Şekil 3-34: Standart Y-TZP bloktan zirkonya alt yapıların aşındırılması

Sistemin aşındırma ünitesi içerisinde yer alan video kamerası ve özel yazılımı (Zirkonzahn Fräsen, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) sayesinde aşındırma işlemi bilgisayar ekranı üzerinden izlenerek takip edildi (Şekil 3-35).

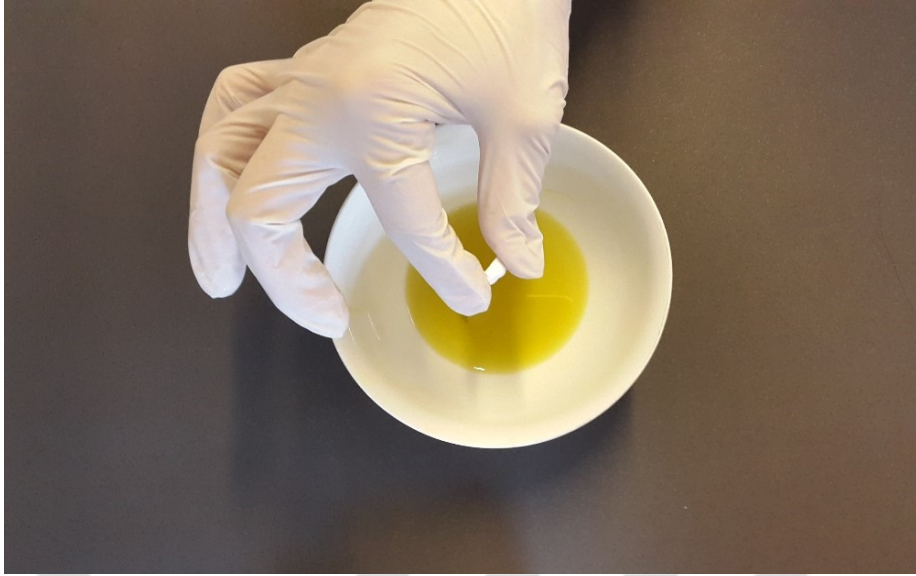


Şekil 3-35: Özel yazılım üzerinde aşındırma işleminin görüntüsü

Aşındırma işlemi tamamlanan zirkonya alt yapılar; gerekli tesviye işlemlerinin yapılmasının ardından, Zirkonzahn firmasının ürettiği uygun renklendirici solüsyonlara (Colour Liquid A2, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-36) 3'er saniye süre ile daldırılıp çıkarıldı (Şekil 3-37).

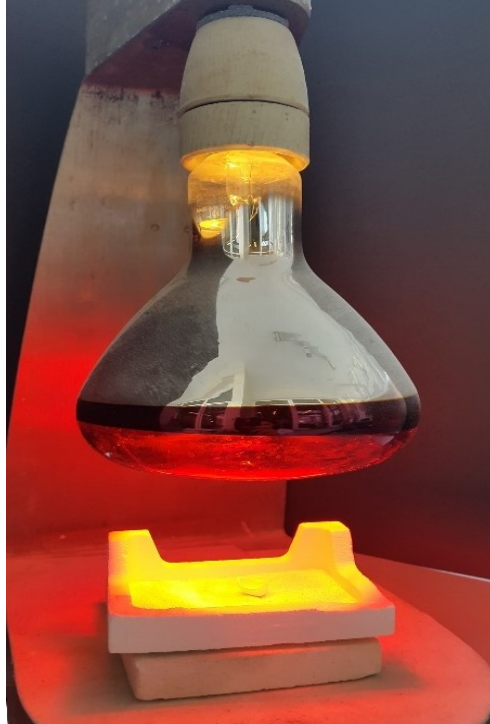


Şekil 3-36: Zirkonzahn firmasına ait renklendirici solüsyon



Şekil 3-37: Zirkonya alt yapılara renklendirici solüsyon uygulaması

Renklendirici solüsyon uygulanan tüm zirkonya alt yapılar; firmanın üretmiş olduğu kızıl ötesi kurutucu lamba (Zirkonlampe 250, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) altında ön kurutma işlemi için 5 dakika bekletildi (Şekil 3-38).



Şekil 3-38: Zirkonya alt yapılara ön kurutma işlemi uygulanması

Ön kurutma işlemi tamamlanan zirkonya alt yapılar, üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun program kullanılarak zirkonya sinterleme fırınında (Zirkonofen 600, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) 1500 °C 'de 8 saat sinterlendi (Şekil 3-39).



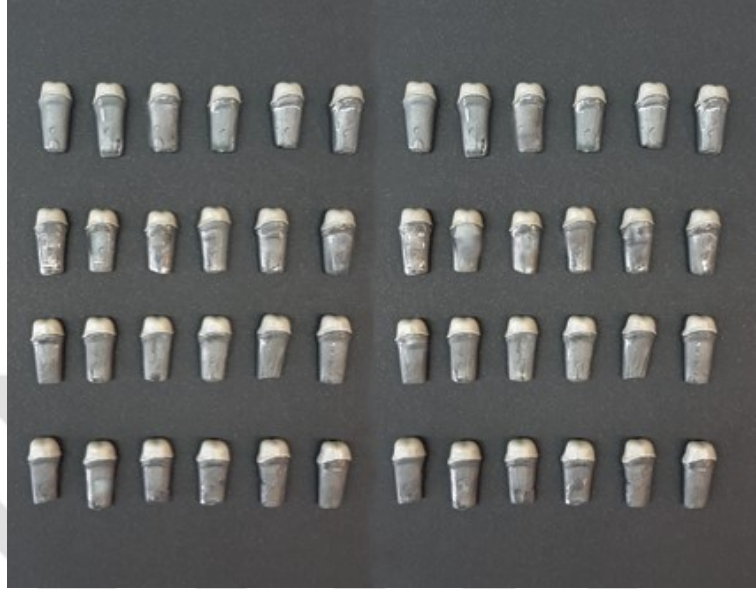
Şekil 3-39: Zirkonya sinterleme fırını

Sinterleme sonrası % 20 oranında hacimsel büzülme gösteren alt yapılar istenilen boyutlara ulaştı (Şekil 3-40).



Şekil 3-40: Zirkonya alt yapının sinterleme öncesi ve sonrası görünümü

Zirkonya alt yapılara sinterleme işlemi yapılmasının ardından tüm örnekler üst yapı seramiği uygulanmak üzere hazır hale geldi (Şekil 3-41).



Şekil 3-41: Hazırlanan zirkonya alt yapılar

3.2.3. Zirkonya Alt Yapılar Üzerine Üst Yapı Seramiği Uygulanması

Hazırlanan zirkonya alt yapılar üzerine üst yapı seramiği “tabakalama” ve “pressleme” olmak üzere iki farklı teknikle uygulandı.

3.2.3.1. Üst Yapı Seramiğinin Tabakalama Tekniği ile Uygulanması

Üst yapı seramiği uygulanmadan önce örnekler, sıcak basınçlı buhar cihazında (Steamy Mini, Reitel, Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen, Germany) 15 saniye süreyle temizlendi. Üst yapı seramikleri (ICE Zirconia Ceramic, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygun oranlarda seramik tozu (ICE Zirconia Ceramic Dentine A1, ICE Zirconia Ceramic Enamel S1, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) ve likitin (ICE Build Up Liquid, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) karıştırılmasıyla hazırlandı (Şekil 3-42).



Şekil 3-42: Firmaya ait seramik tozu ve likit

Hazırlanan kremi karışım, zirkonya alt yapıların üzerine tabakalama tekniği ile uygulandı (Şekil 3-43 ve Şekil 3-44). Seramik hamurundaki fazla likit; emici kağıtlar kullanılarak uzaklaştırıldı.



Şekil 3-43: Üst yapı seramiği için hazırlanan toz ve likit karışımı



Şekil 3-44: Tabakalama tekniği ile üst yapı seramiğinin uygulanması

Mine ve dentin tabakaları işlenen üst yapı seramiği Tablo 3-3 'de gösterilen üretici firma talimatlarına uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 300 °C başlangıç sıcaklığından dakikada 25 - 55 °C artış ile 830 °C 'ye ulaşarak toplam 15 dakika süre ile vakum altında pişirildi (Şekil 3-45).

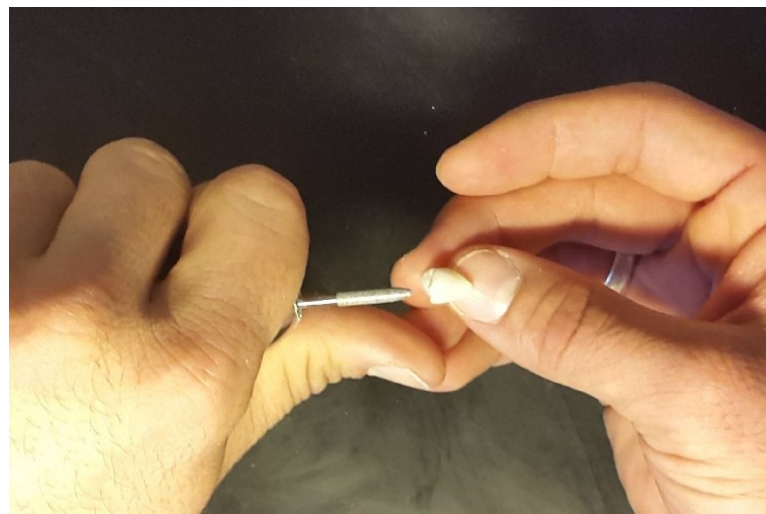


Şekil 3-45: Porselen fırınında üst yapı seramiğinin pişirilmesi

Tablo 3-3: Üst yapı seramiğinin pişim sıcaklıkları ve süresi

	ICE Zirconia Ceramic
Başlangıç Sıcaklığı	300 °C
Kurutma Süresi	2 dak
Isıtma Süresi	6 dak
Sıcaklık Artışı	25 °C – 55 °C/dak
İlk Pişim	820 °C (+/- 10°C)
İkinci ve Sonraki Pişimler	0 °C – 15 °C aşağısı
Glaze Pişimi	780 °C – 800 °C (1 dak bekleme)
Bekleme Süresi	2 – 3 dak
Vakum Başlangıcı	400 °C – 500 °C
Vakum Bitişi	820 °C (+/- 10°C)
Vakum Seviyesi	max
Soğutma	Kütleyle bağlı olarak 3 – 10 dak

Pişim işlemi tamamlanan zirkonya alt yapıli kuron protezinin istenilen son ölçülere sahip olabilmesi için kalınlığı bir kumpas yardımı ile ölçülerek laboratuvar mikromotoru (Perfecta 900, W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Austria) ve elmas frezler aracılığı ile düşük devirde küçük tesviye işlemleri uygulandı (Şekil 3-46).



Şekil 3-46: Zirkonya alt yapıli kuron protezine uygulanan tesviye işlemleri

Tesviye işlemleri; planlanan zirkonya alt yapılı kuron protezinin bukkal ve lingual tüberkül yüksekliği 2 mm olacak şekilde kumpas yardımıyla kontrol edildi (Şekil 3-47).



Şekil 3-47: Kumpas yardımı ile tüberkül yüksekliklerinin ölçülmesi

Tesviye işlemleri tamamlanan zirkonya alt yapılı kuron protezinin glazür işlemi için glazür tozu ve likiti (ICE Zirconia Stains, ICE Build Up Liquid ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-48) üretici firma talimatlarına uygun şekilde karıştırıldı.



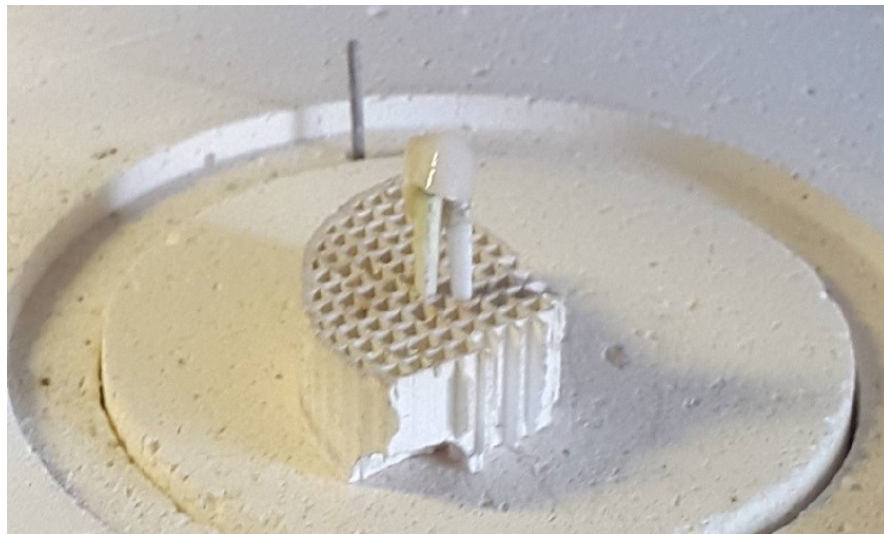
Şekil 3-48: Kullanılan glazür tozları ve likiti

Hazırlanan glazür seramiği fırça yardımıyla seramik yüzeyinin tüm bölgelerine uygulandı (Şekil 3-49).



Şekil 3-49: Glazür seramiğinin uygulanması

Glazür seramiğinin uygulanma işlemi bitirildikten sonra fırın tablasına yerleştirilen zirkonya alt yapıli kuron protezi, üretici firma talimatlarına uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 790 °C 'de yaklaşık 15 dakika süre ile pişim işlemine tabi tutuldu (Şekil 3-50).



Şekil 3-50: Glazür işlemi için fırına yerleştirilen kuron protezi

Glazür işlemleri tamamlanan zirkonya alt yapı krun protezleri oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra ilave tipi silikon ölçü materyali ile iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak krun protezi üzerinden ölçü alındı. Elde edilen ölçü, silikon anahtar olarak kullanılarak tüm deney örneklerinin standardize olması sağlandı (Şekil 3-51 ve Şekil 3-52).



Şekil 3-51: Örneklerin standardizasyonunu sağlamak için kullanılan silikon anahtar



Şekil 3-52: Üst yapı seramiği tabakalama yöntemi ile hazırlanan deney örnekleri

3.2.3.2. Üst Yapı Seramiğinin Pressleme Tekniği ile Uygulanması

Üst yapı seramiğinin zirkonya alt yapı üzerine pressleme tekniği ile uygulanması amacıyla üretilmiş hazır seramik ingotlar (IPS e.max ZirPress Low Translucence A2, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı (Şekil 3-53).



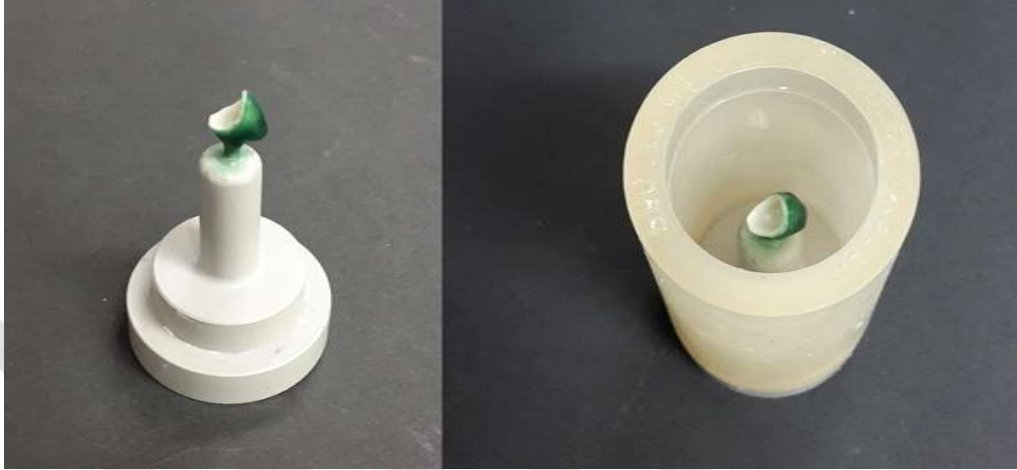
Şekil 3-53: Pressleme tekniği için kullanılan seramik ingot

CAD/CAM sistemi ile üretilmiş olan zirkonya alt yapılar, silikon anahtar içerisine yerleştirilerek mum modelaj yapıldı (Şekil 3-54).



Şekil 3-54: Zirkonya alt yapı üzerine uygulanan mum modelaj

Silikon anahtar yöntemiyle standardize edilmiş olan mum modelajlar, döküm kanalları vasıtasıyla aynı üretici firma tarafından pressleme yöntemi için özel olarak üretilmiş olan manşete bağlandı (Şekil 3-55).



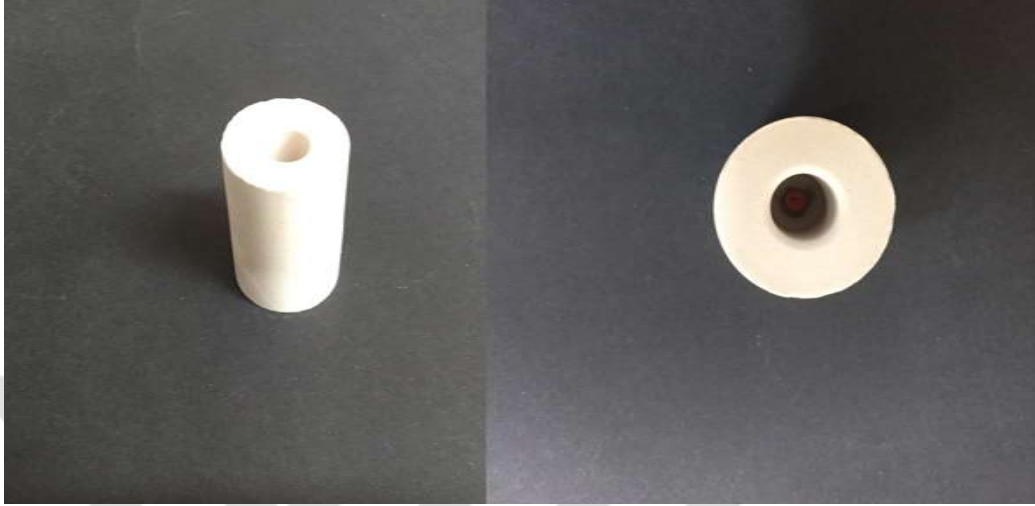
Şekil 3-55: Özel manşete bağlanan mum modelaj

Üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlanan revetman tozu ve likiti (Silavest Press Powder - Expansionliquid, SILADENT, Dr.Böhme&Schöps GmbH, Goslar, Germany) (Şekil 3-56) vakumlu karıştırma cihazında 45 saniye süreyle vakum altında karıştırılmasının ardından içinde mum modelajların bulunduğu manşet kalıbının içerisine vibratör kullanılarak döküldü.



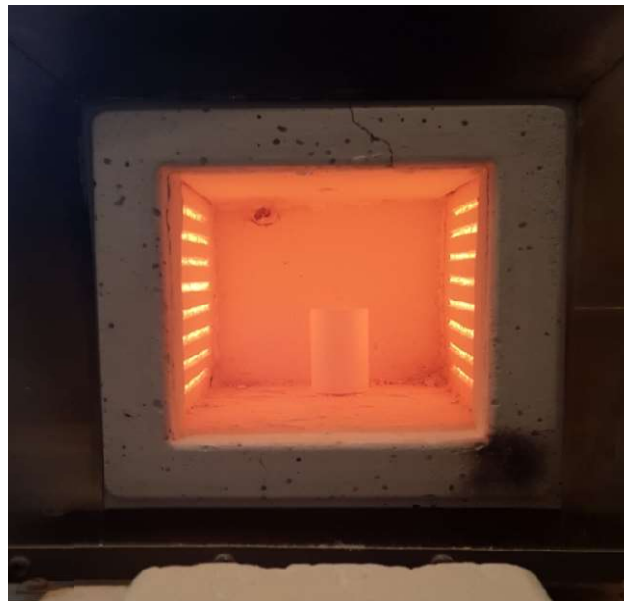
Şekil 3-56: Kullanılan revetman tozu ve likiti

Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken 15 dakika beklendikten sonra manşet kalıbı revetmanın üzerinden çıkarıldı. (Şekil 3-57).



Şekil 3-57: Manşetten çıkarılmış revetman kalıp

Revetman kalıplar ısı ve basınçla pressleme işlemi öncesinde mum eliminasyon işlemine tabi tutuldu. Bunun için revetman kalıplar, press kanalları aşağı bakacak şekilde fırına yerleştirildi (Şekil 3-58).



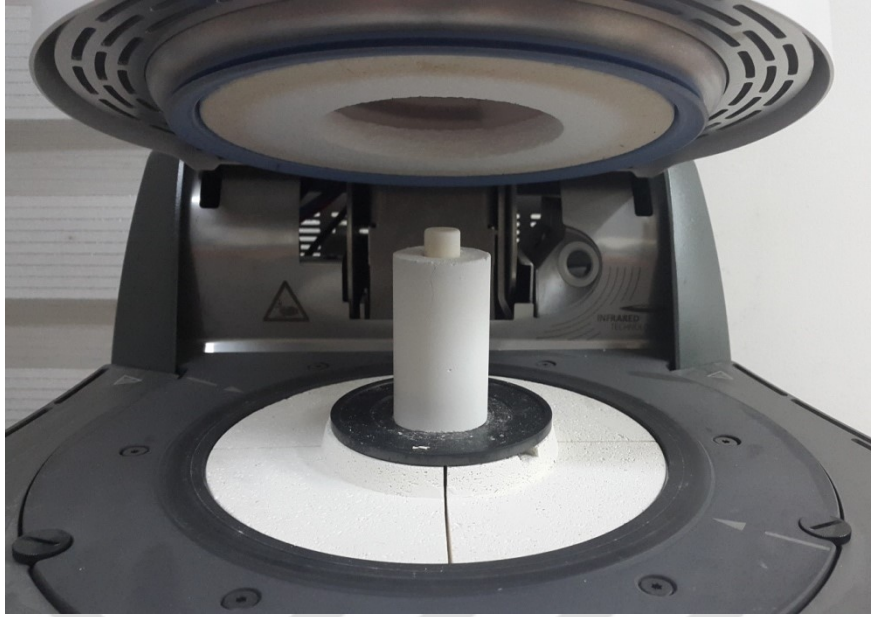
Şekil 3-58: Ön ısıtma fırınına yerleştirilen manşet

Fırın, hazır program kullanılarak önce 15 dakikada 300° C'ye kadar ısıtıldı, bu sıcaklıkta 15 dakika bekletildikten sonra, devamında yine 15 dakikada 850 °C'ye kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta da 15 dakika bekletilerek mum eliminasyonu işlemi tamamlandı. Ön ısıtma fırınından maşa yardımıyla çıkarılan revetmanların press kanallarına hazır seramik ingotlar yerleştirildi ve ingotların üzerine ön ısıtma yapılmamış itici piston yerleştirildi (Şekil 3-59).



Şekil 3-59: Seramik ingot ve itici pistonun yerleştirilmesi

Pressleme işlemi için revetman kalıp pressleme fırınına (IPS e.max Press Programat EP 5070, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi (Şekil 3-60). Pressleme işlemi için seramik üreticisinin pressleme tekniği için verdiği değerlere (Tablo 3-4) uygun şekilde fırının hazır programları kullanıldı. Pressleme fırınında 1075 °C'de 23 dakika ısınma süresinin ardından, 10 dakikada pressleme gerçekleştirildi.

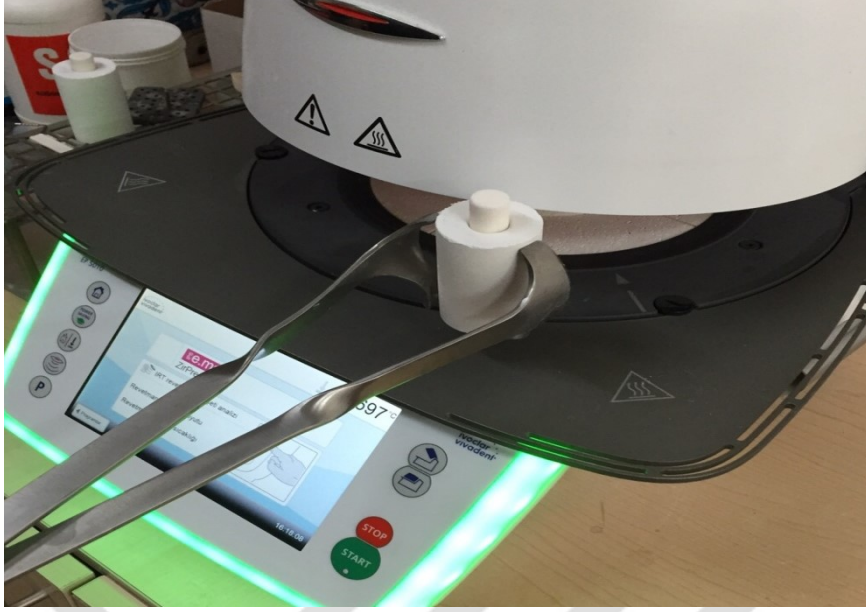


Şekil 3-60: Revetman kalıbın pressleme fırınına yerleştirilmesi

Tablo 3-4: IPS e.max ZirPress seramik ingotların pressleme sıcaklığı ve süresi

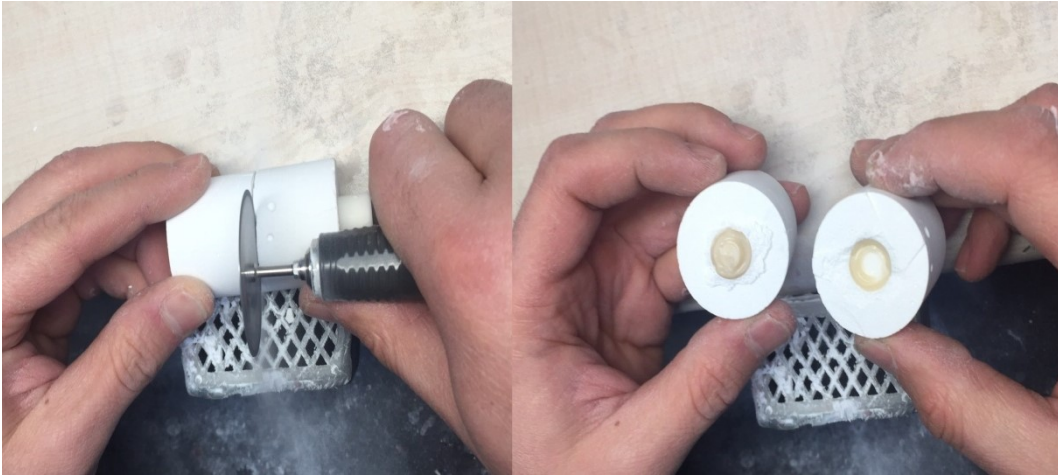
IPS e.max ZirPress	
En Yüksek Sıcaklık	1075 °C
Başlangıç Sıcaklığı	700 °C
Sıcaklık Artışı	60 °C
Vakum Süresi	20 dak
Vakum Başlangıcı	500 °C
Vakum Bitişi	1075 °C
Press Süresi	10 dak
Basınç	5 bar

Pressleme işlemi bitince fırının kapağı açılarak bir maşa yardımıyla tutulan revetman kalıp dışarı çıkarıldıktan sonra oda ısısında 60 dakika süreyle soğumaya bırakıldı (Şekil 3-61).



Şekil 3-61: Seramik fırınından çıkarılan revetman kalıp

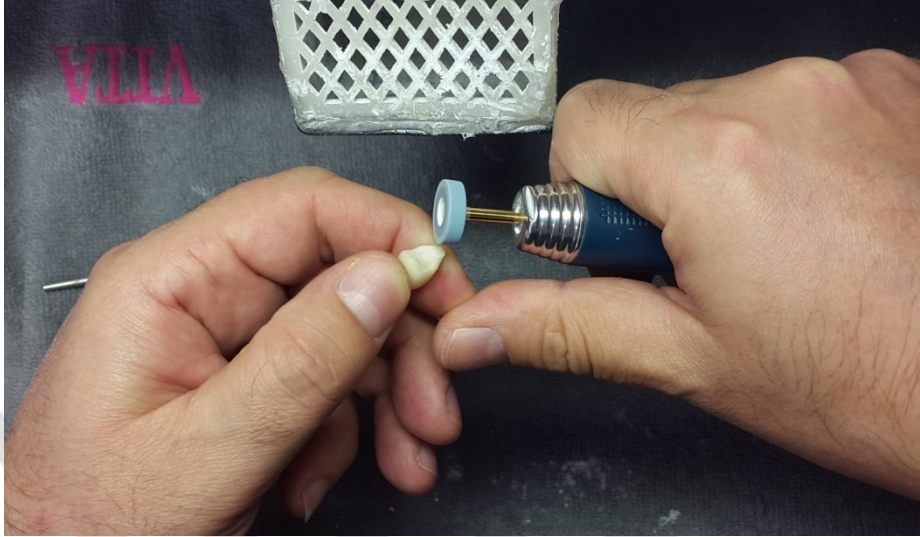
Revetman kalıbın etrafında mikromotor ve karbon separe kullanılarak çepçevre oluk açıldı ve revetman, oluk üzerinden alçı bıçağı ile ikiye ayrıldı (Şekil 3-62).



Şekil 3-62: Revetmanın açılması

Örneklerin üzerinden revetmanın uzaklaştırılması için 2 bar basınç altında 50µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemi yapıldı. Seramiğe ulaşıncaya örneklere zarar vermemek amacıyla 1 bar basınçla kumlama işlemine devam edildi.

Revetman artıkları temizlendikten sonra döküm kanalları elmas separe frez ile kesildi ve glazür uygulaması öncesinde gerekli tesviye işlemleri yapıldı. (Şekil 3-63).



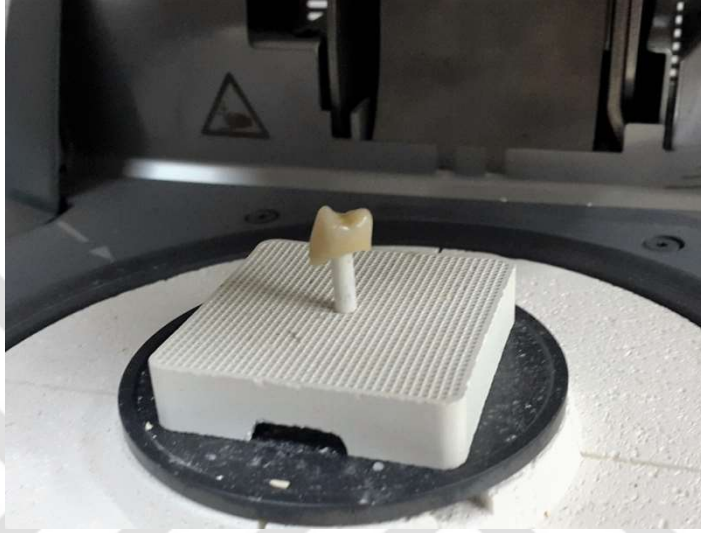
Şekil 3-63: Uygulanan tesviye işlemleri

Tüm kuronlara tesviye işlemleri uygulanmasının ardından örneklere glazür seramiği (IPS e.max Ceram Glaze Powder and liquid, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı (Şekil 3-64).



Şekil 3-64: Glazür Uygulaması

Glazür seramiği uygulandıktan sonra fırın tablasına yerleştirilen zirkonya alt yapılı tam seramik kuron protezi, üretici firma talimatları doğrultusunda seramik fırınında (IPS e.max Press Programat EP 5070, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 790 °C 'de yaklaşık 15 dakika süre ile pişirildi (Şekil 3-65).



Şekil 3-65: Glazür seramiği uygulanan ve fırına yerleştirilen kuron protezi

Glazür pişimi tamamlanan kuron protezleri oda ısısında soğumaya bırakıldı ve örnekler simantasyon işlemi için hazır hale geldi (Şekil 3-66).



Şekil 3-66: Üst yapı seramiği pressleme yöntemi ile hazırlanan deney örnekleri

3.2.4. Monolitik Zirkonya Bloklardan Tam Kuron Protezlerinin Hazırlanması

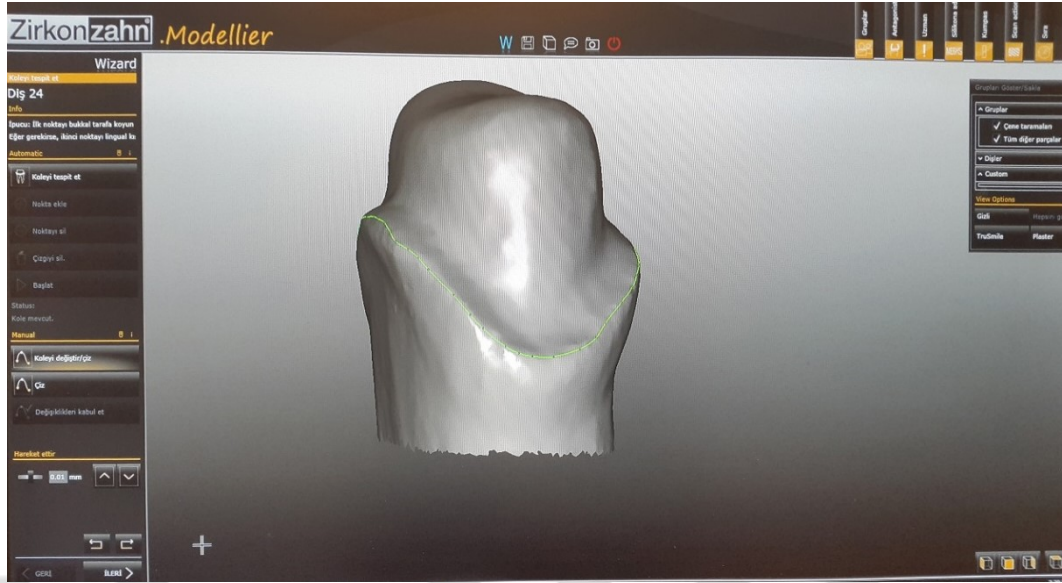
Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinin hazırlık aşamasında; Zirkozahn CAD/CAM Sistemine ait özel yazılım (Zirkozahn Archiv, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) üzerinde taranacak olan model ile ilgili diş numarasının (#24) seçilmesinin ardından planlanan tasarım için “tam anatomik kuron” ve materyal olarak “monolitik zirkonya” seçenekleri işaretlendi. Monolitik zirkonya kuron protezlerinin tasarımı için 0.004 mm siman aralığı belirlendi ve yazılım üzerinde kaydedildi (Şekil 3-67).



Şekil 3-67: Sisteme ait özel yazılımda tasarım öncesi hazırlık

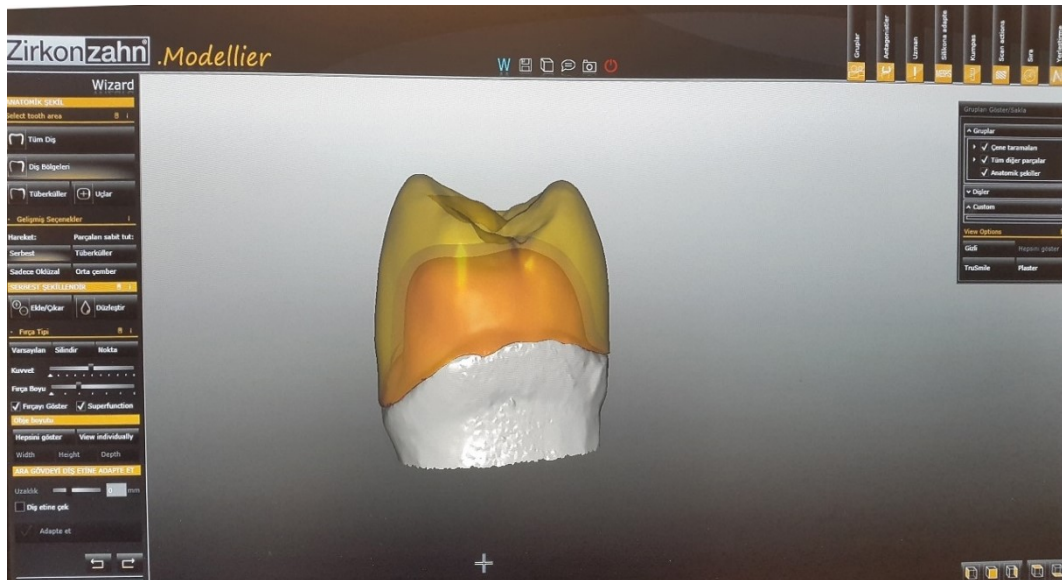
Önceden sistemin tarama ünitesi (Scanner Unit S600 ART1, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) tarafından taranmış olan Co - Cr metal dayanak diş modeli özel yazılımda (Zirkozahn Scan, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) kayıtlı olduğu için direkt olarak monolitik zirkonya tam kuron protezinin tasarım aşamasına geçildi.

Planlanan monolitik zirkonya tam kuron protezi tasarımı için 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırları belirlendi. Bitim sınırı öncelikle özel yazılım (Zirkozahn Modeller, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) tarafından otomatik olarak çizildi ve daha sonra gerekli düzeltmeler manuel olarak elle yapıldı (Şekil 3-68).



Şekil 3-68: 3 boyutlu model üzerinde bitim sınırının belirlenmesi

Sistemin özel yazılımı (Zirkozahn Modeller, Zirkozahn, Steger, Ahrntal, Italy) tarafından tasarlanan monolitik zirkonya tam kuron protezi, bitim sınırları belirlenen 3 boyutlu model üzerine manuel olarak yerleştirildi (Şekil 3-69 ve Şekil 3-70).



Şekil 3-69: Anatomik kuron tasarımının 3 boyutlu model üzerine yerleştirilmesi

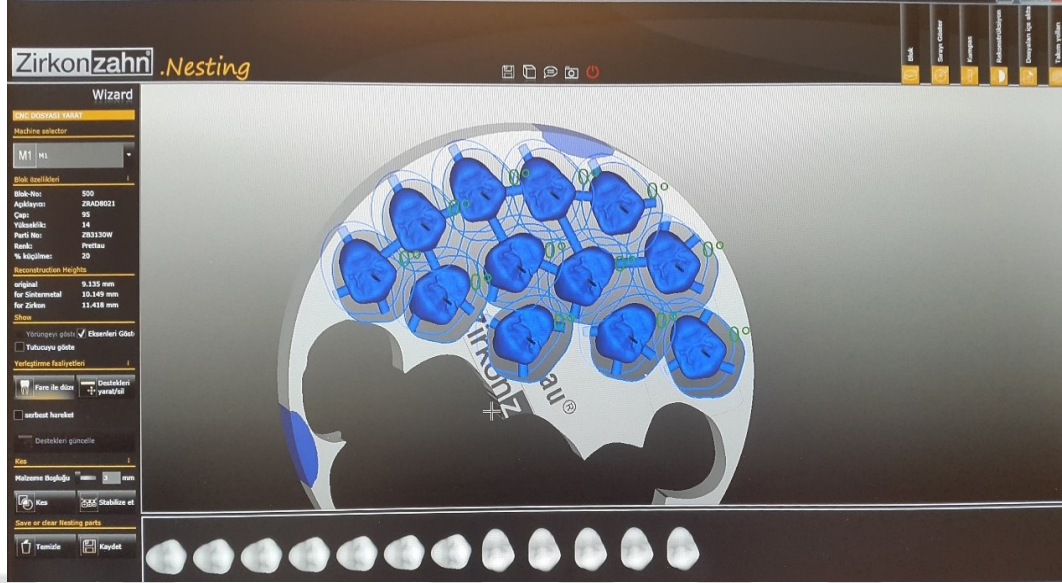


Şekil 3-70: Monolitik zirkonya tam kuron protezinin 3 boyutlu görüntüsü

Bu aşamadan sonra sistemin özel yazılımı (Zirkonzahn Nesting, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) üzerinde anatomik kuron tasarımı için uygun boyutlarda monolitik zirkonya blok (Prettau® Zirconia blank size 95H14, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-71) seçilerek elde edilen veriler sistemin aşındırma ünitesine (Milling Unit M1, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) transfer edildi (Şekil 3-72).

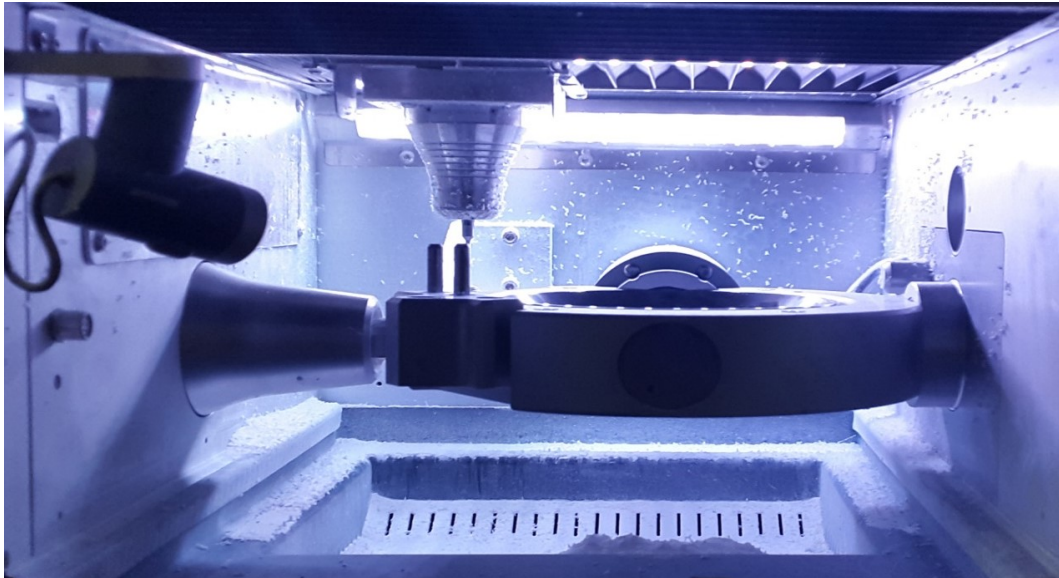


Şekil 3-71: Zirkonzahn Prettau® zirconia blok



Şekil 3-72: Özel yazılım üzerinde anatomik kuronlar için uygun blok seçilmesi

Aşındırma ünitesine (Milling Unit M1, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) uygun bloğun yerleştirilmesinin ardından 48 adet monolitik zirkonya anatomik formda tam kuron protezi için aşındırma işlemi iki defa gerçekleştirildi ve yaklaşık olarak 10 saat sürdü (Şekil 3-73).



Şekil 3-73: Monolitik zirkonya bloktan tam kuron protezlerinin aşındırılması

Aşındırma işlemi tamamlanan monolitik zirkonya tam kuron protezlerine (Şekil 3-74); gerekli tesviye işlemlerinin yapılmasının ardından veneerleme yapılmayacağı için direkt olarak renklendirme aşamasına geçildi.



Şekil 3-74: Aşındırma işlemi tamamlanan monolitik zirkonya kuron protezleri

Firmaya ait su bazlı renklendirici solüsyonlar (Colour Liquid Prettau® Aquarell, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) (Şekil 3-75) üretici firma talimatları doğrultusunda kullanım öncesi çalkalandı ve seramik yüzeyine uygulama aşamasında metal içermeyen bir fırça kullanıldı.



Şekil 3-75: Firmaya ait monolitik zirkonya renklendirici solüsyonlar

Renklendirici solüsyonlar; monolitik zirkonya kuron protezinin kole bölgesine A3 renk, bukkal ve lingual yüzeylerine A2 renk, oklüzal yüzey sınırlarına derinlik katması amacıyla Violet rengi ve oklüzal yüzeyine Orange 1 rengi olmak üzere sırasıyla uygulandı (Şekil 3-76 ve Şekil 3-77).



Şekil 3-76: Bukkal yüzeye renklendirici solüsyon uygulaması

Her aşamada renklerin birbirine karışmaması için fırçanın su yardımıyla temizlenmesine özen gösterildi.



Şekil 3-77: Oklüzal yüzey sınırlarına renklendirici solüsyon uygulaması

Renk efektleri verilen monolitik zirkonya kuron protezleri; firmanın üretmiş olduğu kızıl ötesi kurutucu lamba (Zirkonlampe 250, Zirkonzahn, Steger, Ahrntal, Italy) altında ön kurutma işlemi için 5 dakika bekletildi ve ardından üretici firmanın talimatları doğrultusunda zirkonya sinterleme fırınında (Zirkonofen 600, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) uygun program seçilerek 1600 °C 'de 8 saat süre ile sinterlendi (Şekil 3-78).



Şekil 3-78: Monolitik zirkonya kuron protezinin sinterleme işlemi

Sinterleme sonrası % 20 oranında hacimsel büzülme gösteren monolitik zirkonya kuron protezleri istenilen boyutlara ulaştı (Şekil 3-79).



Şekil 3-79: Sinterleme işlemi tamamlanan monolitik zirkonya kuron protezi

Sinterlenmesi tamamlanan monolitik zirkonya kuronlar, kalemlı kumlama cihazında (Dune İklı Kalem Kumlama Cihazı, Star Dental, Türkiye) 50 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işleml gerçekleştirildi (Şekil 3-80).



Şekil 3-80: Monolitik zirkonya kuron protezlerine uygulanan kumlama işleml

Kumlama işleml tamamlanan monolitik zirkonya kuron protezleri glazür seramiği (Şekil 3-81) uygulanması için hazır hale geldi. Firmaya ait glazür tozu (ICE Zirconia Stains Prettau®, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) ve likit (ICE Build Up Liquid, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) üretici firma talimatları doğrultusunda fırça yardımıyla tüm yüzeylere uygulandı (Şekil 3-82).

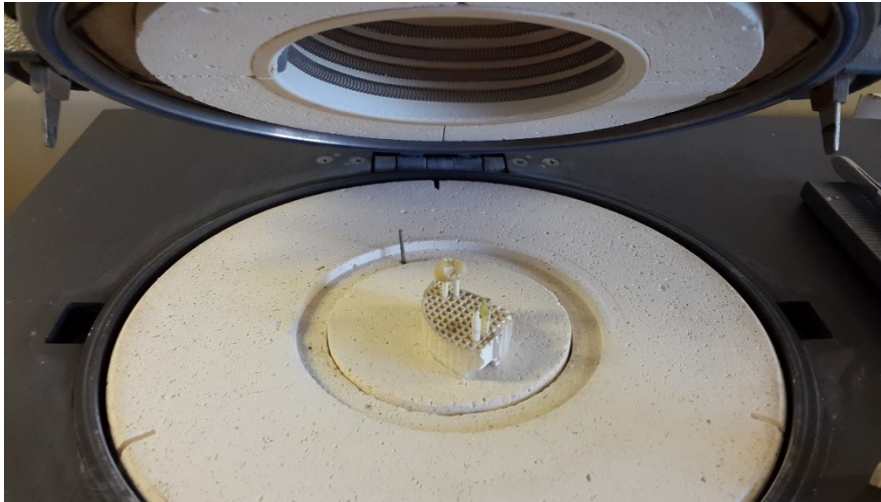


Şekil 3-81: Monolitik zirkonya için kullanılan glazür tozları ve likit



Şekil 3-82: Monolitik zirkonya kuron protezine glazür seramiği uygulaması

Glazür seramiğinin uygulandıktan sonra fırın tablasına yerleştirilen monolitik zirkonya kuron protezi, üretici firma talimatlarına uygun şekilde vakumlu porselen fırınında (Programat P95, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 840 °C 'de yaklaşık 15 dakika süre ile pişim işlemine tabi tutuldu (Şekil 3-83).



Şekil 3-83: Glazür işlemi tamamlanan monolitik zirkonya tam kuron protezi

Glazür işlemi tamamlanan monolitik zirkonya tam kuron protezleri oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra örnekler hazır hale geldi (Şekil 3-84).



Şekil 3-84: Hazırlanan monolitik zirkonya deney örnekleri

3.3. Örneklerin Simantasyonu

Simantasyon aşamasından önce tüm örneklerin iç yüzeyi; kumlama cihazında (Dune İkili Kalem Kumlama Cihazı, Star Dental, Türkiye) 50 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında 3'er saniye kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlama sonrası örnekler, basınçlı sıcak buhar veren bir cihazla (Steamy Mini, Reitel, Feinwerktechnik GmbH, Bad Essen, Germany) 15 saniye süreyle temizlendi. Temizleme işleminin ardından kuronların iç yüzeyi basınçlı hava ile kurutularak simantasyon işlemi için hazır hale getirildi.

3.3.1. Örneklerin Cam İyonomer Siman ile Simantasyon İşlemi

Örneklerin geleneksel simantasyon yöntemi kullanılarak yapıştırılmasında cam iyonomer siman olarak Fuji I (GC Corporation, Tokyo, Japan) kullanıldı (Şekil 3-85).



Şekil 3-85: Örneklerin simantasyon işleminde kullanılan cam iyonomer siman

Üretici firma talimatları doğrultusunda ağırlıkça 2 / 1 oranında olacak şekilde 1 ölçek siman tozu ve 2 damla likit karıştırma kağıdı üzerine alındı (Şekil 3-86). Toz ve likit, homojen bir kıvam alınca dek spatül yardımıyla 20 saniye boyunca karıştırıldı.

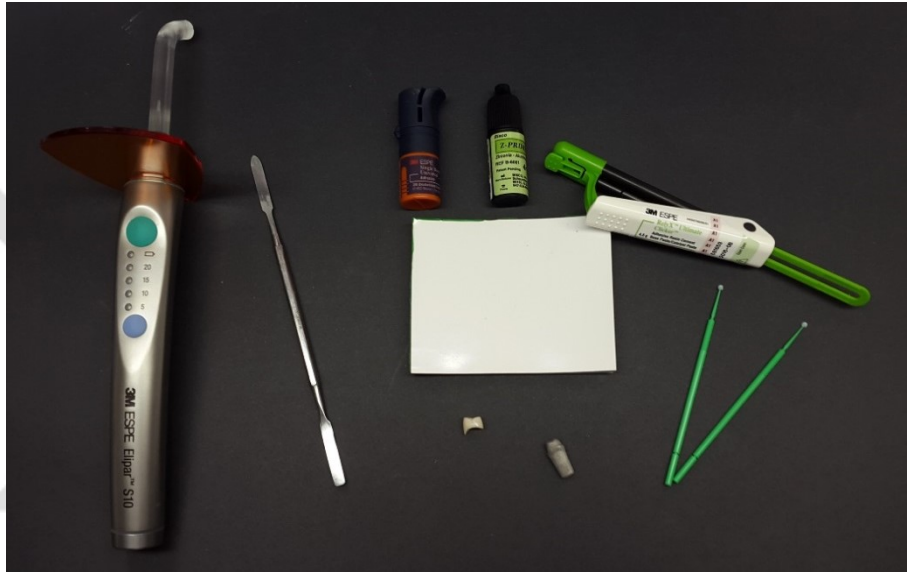


Şekil 3-86: Cam iyonomer siman ile simantasyon işlemi

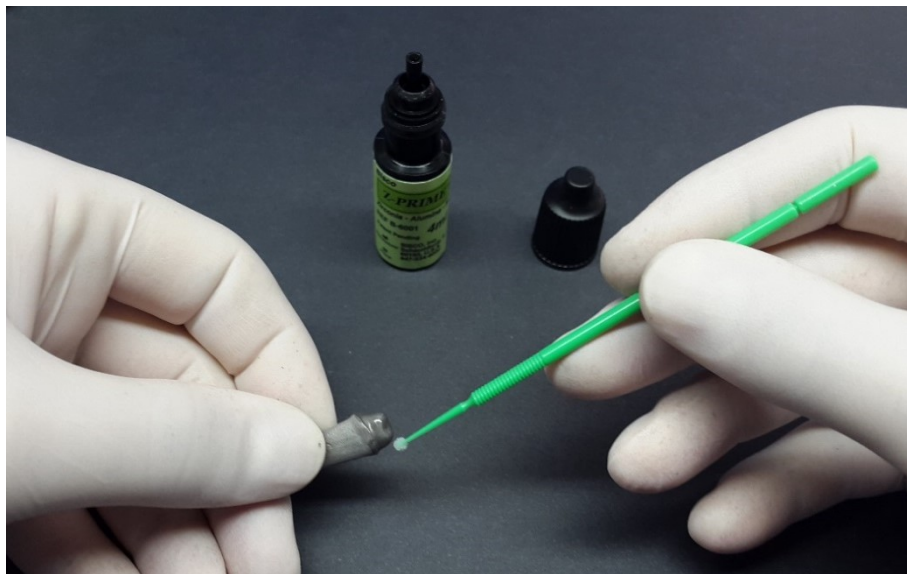
Elde edilen siman karışımı, kuronların iç yüzeyine uygulandıktan sonra kuronlar metal statif içerisinde sabitlendi (Şekil 3-87).

3.3.2. Örneklerin Adeziv Reçine Siman ile Simantasyon İşlemi

Örneklerin adeziv simantasyon yöntemi ile yapıştırılmasında dual polimerize olan adeziv reçine siman (RelyX™ Ultimate Clicker™ , 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) kullanıldı (Şekil 3-89). Örneklerin adeziv simantasyonundan önce metal dayanakların prepare edilmiş yüzeylerine bir tabaka metal primeri (Z-Prime PLUS, Bisco, Schaumburg, IL, USA) tatbik edildi ve 3 saniye hava ile kurutuldu (Şekil 3-90).

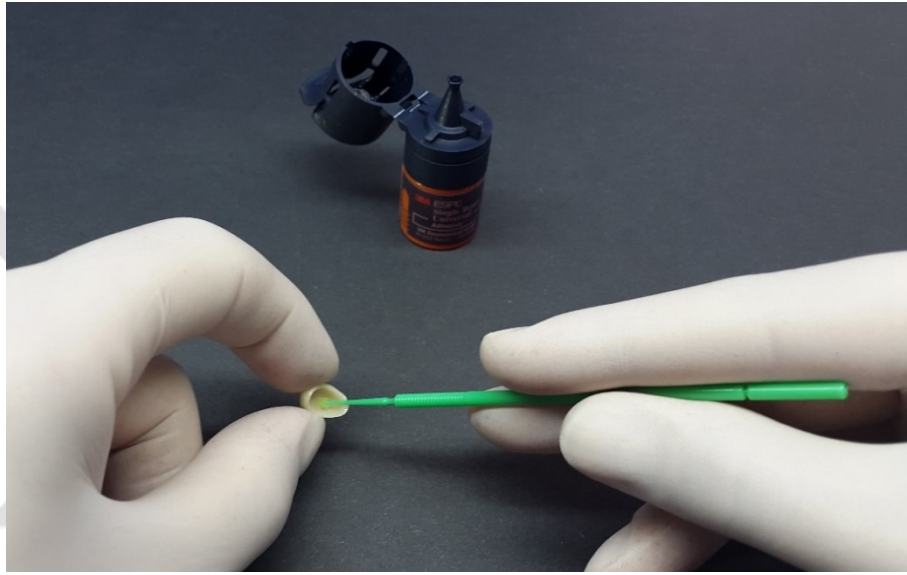


Şekil 3-89: Adeziv simantasyon işleminde kullanılan materyaller

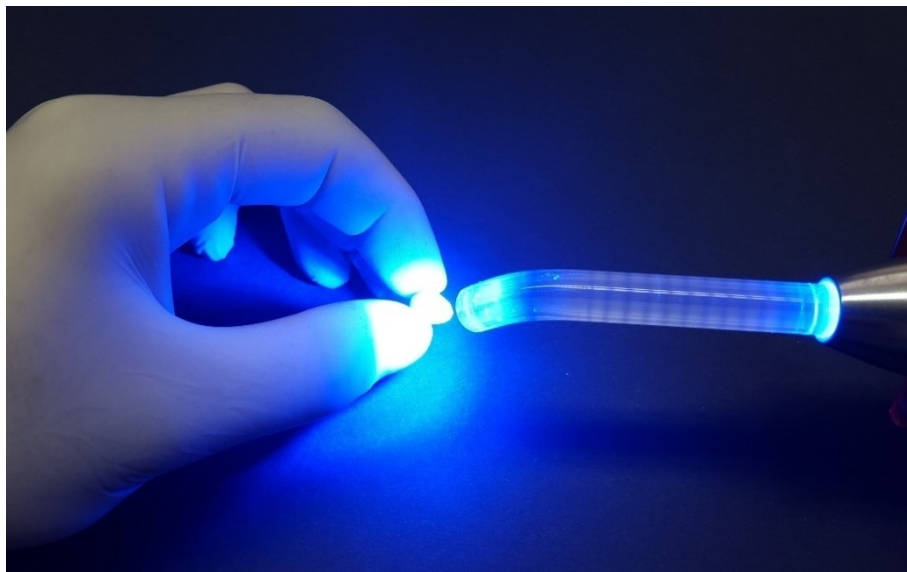


Şekil 3-90: Metal dayanak üzerine metal primeri uygulanması

Kuron protezinin iç yüzeyine; MDP içeren adeziv (Single Bond Universal Adhesive, 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) uygulandı (Şekil 3-91). Uygulanan adeziv, üretici firma talimatları doğrultusunda çözücü tamamen buharlaşana kadar yaklaşık 5 saniye boyunca hava ile inceltildi ve 430 - 480 nm dalga boyunda ve 1200 mW/cm² yoğunluğunda ışık veren LED ışık cihazı (Elipar™ S10, 3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany) kullanılarak 10 saniye boyunca polimerize edildi (Şekil 3-92).

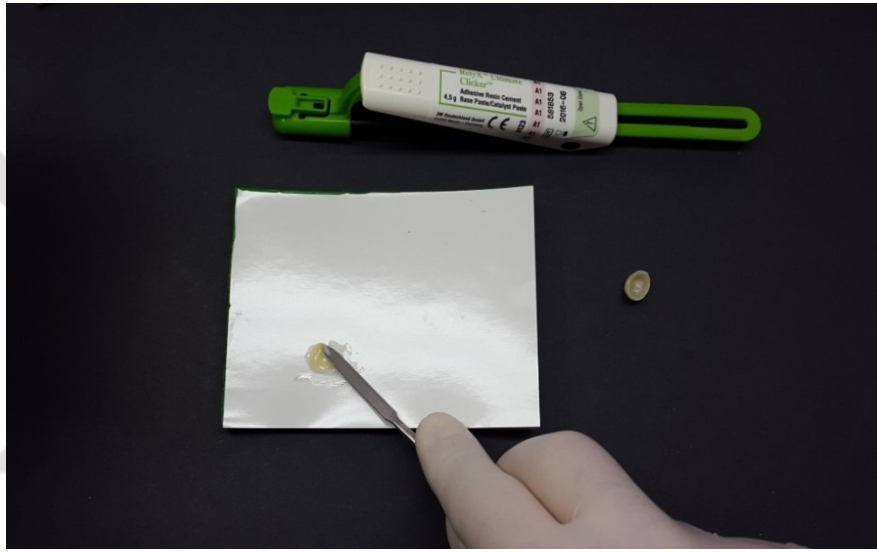


Şekil 3-91: Kuron protezinin iç yüzeyine mdp içerikli adeziv uygulanması

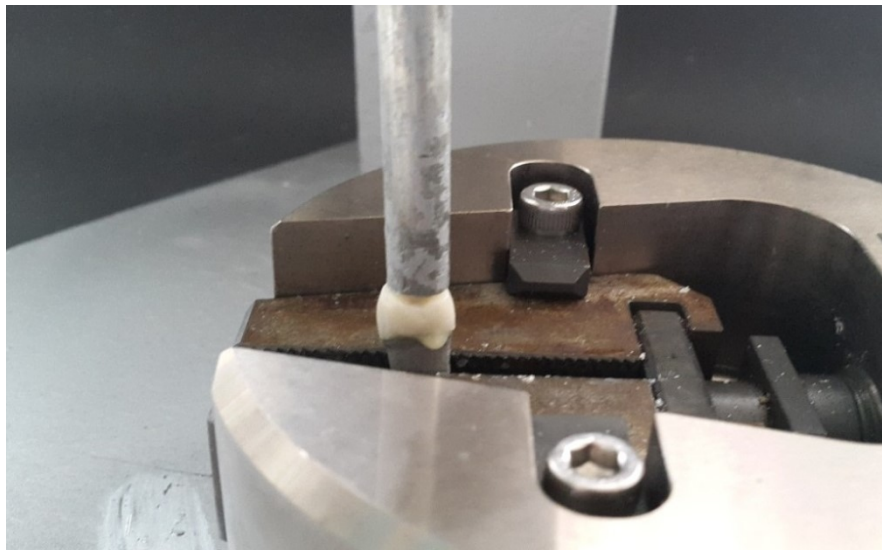


Şekil 3-92: Adezivin LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi

Dual polimerize olan adeziv reçine siman (RelyX™ Ultimate Clicker™ , 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırma kağıdı üzerine baz ve katalizörü eşit miktarda sıkılarak bir spatül yardımı ile homojen bir kıvam alıncaya dek 20 saniye boyunca karıştırıldı (Şekil 3-93) ve kuron protezinin tüm iç yüzeylerine gelecek şekilde uygulandı. Kuron protezi, metal statif içerisinde sabitlendi ve düzenekte 50 N statik kuvvet uygulanarak fazla simanın tahliye olması sağlandı (Şekil 3-94).

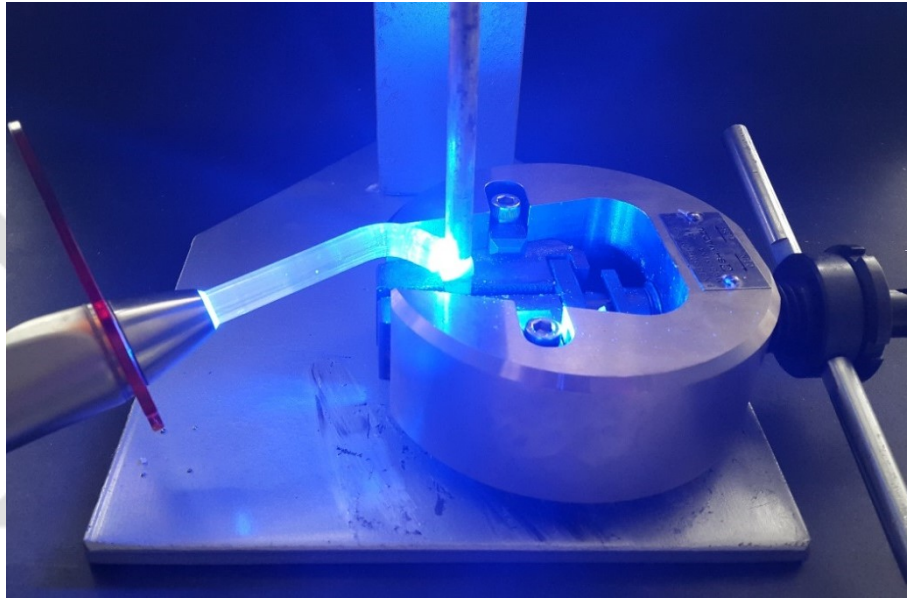


Şekil 3-93: Dual polimerize adeziv reçine simanın karıştırılması



Şekil 3-94: Simante edilen kuron protezinin düzenek içerisindeki görüntüsü

Kısa süreli ışık polimerizasyonu ($\approx 1 - 2$ saniye) ardından taşan simanlar dikkatlice temizlendi. Polimerizasyon için simante edilen kuron protezinin tüm yüzeylerine LED ışık cihazı (Elipar™ S10, 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) ile 40'ar saniye ışık uygulandı (Şekil 3-95). Örnekler üretici firma talimatları doğrultusunda 6 dakika boyunca düzenekte bekletilerek polimerizasyon süreci tamamlandı.

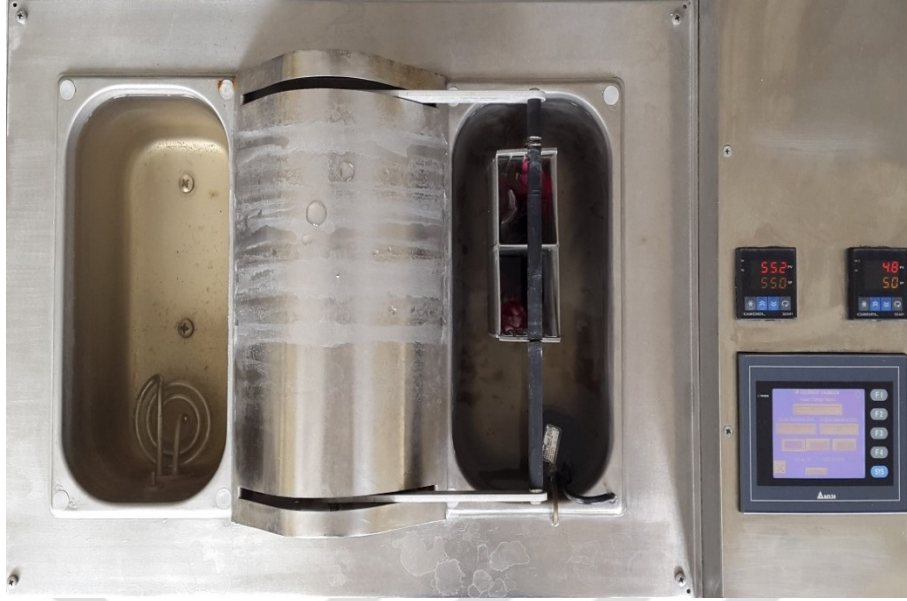


Şekil 3-95: Simante edilen kuron protezinin polimerizasyonu

3.4. Termal Siklüs Uygulaması

Termal siklüs uygulaması Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Simantasyon işleminden sonra 72 adet örnek; 37 °C 'deki distile suda 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra tüm örnekler, ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmek amacıyla; termal siklüs cihazında (SALUBRIS-technica, SALUBRIS GROUP, Massachusetts, USA) 5 - 55 °C (± 2) sıcaklık değişimleri arasında banyoda kalma süresi 30 saniye ve transfer süresi 2 saniye olmak üzere toplam 5000 devir yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3-96).



Şekil 3-96: Termal siklus işlemine tabi tutulan örnekler

3.5. Kırılma Testi ve Kırılma Direncinin Ölçülmesi

Örneklerin kırılma direnci değerlerini ölçmek amacıyla Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan Universal test cihazı (Instron, 3345, Instron Corp. Norwood, MA, USA) kullanıldı (Şekil 3-97).



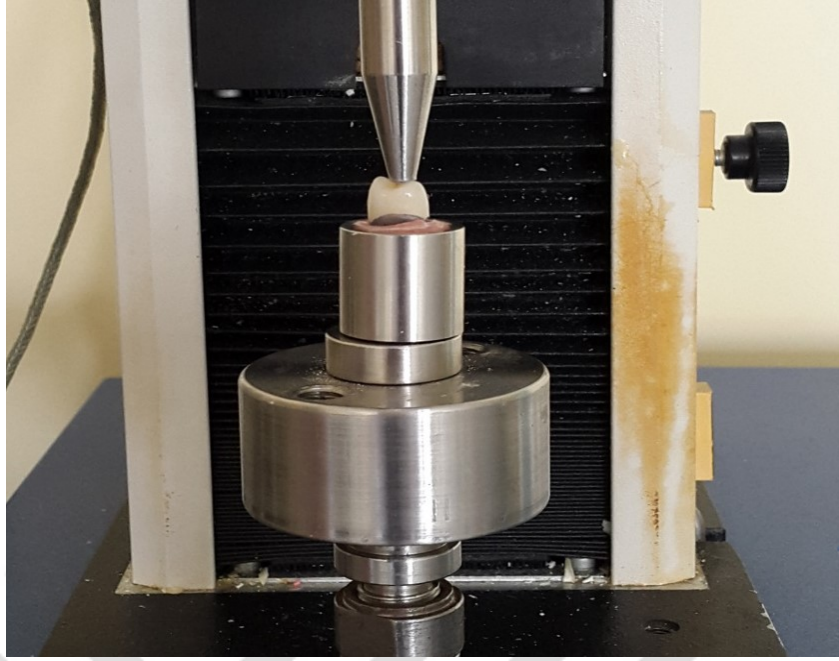
Şekil 3-97: Çalışmamızda kullanılan universal test cihazı

Universal test cihazında kırılma testi uygulanmadan önce tüm örnekler; standart kalıplara dökülen otopolimerizan akrilik reçine (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Germany) içerisinde sabitlendi (Şekil 3-98).



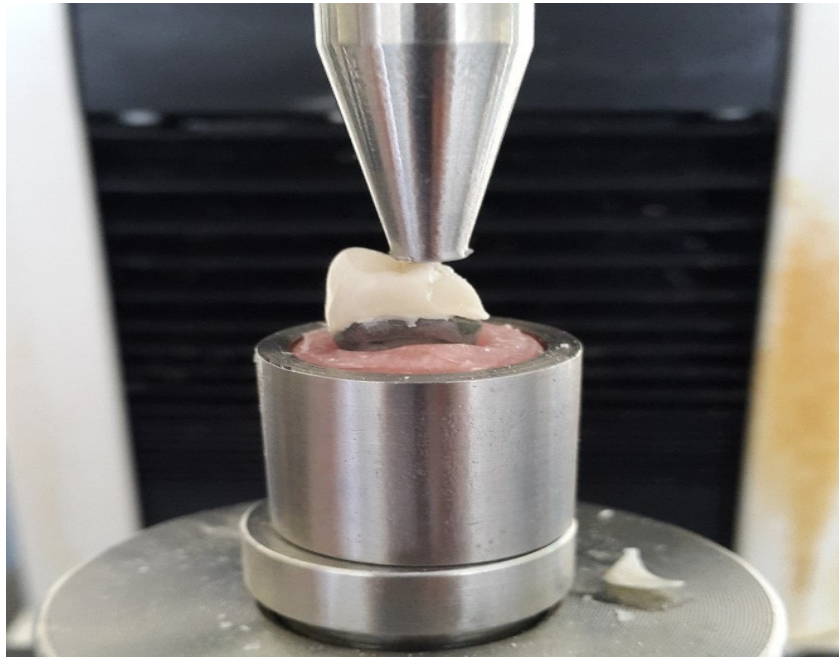
Şekil 3-98: Otopolimerizan akrilik reçine içerisinde sabitlenen örnekler

İlk olarak örnekler Universal test cihazına akrilik reçine bloklar aracılığıyla taşındı ve uygulanan kuvvetin krun protezinin uzun eksenine paralel gelmesini sağlayacak biçimde konumlandırıldı. Hareket etmemesi için vida ile sabitlendi. Bu ayarlama bir kez yapıldıktan sonra tüm örnekler bu konumda yerleştirilip kaide üzerinde bulunan vidaların sıkıştırılmasıyla sabitlendi (Şekil 3-99). Test cihazının üst bölümüne sabitlenmiş 4 mm çaplı uç, deney örneklerinin oklüzal yüzeyine dik açıyla gelecek şekilde düzenlendi. Cihazın kuvvet uygulama hızı dakikada 0,5 mm'ye ayarlandı. Cihazın kuvvet uygulayan ucu, sisteme bağlı bilgisayar yazılımındaki program üzerinden, krun protezinde kırılma olduğunu tespit ettiği anda kuvveti kesecek şekilde ayarlandı.



Şekil 3-99: Universal test cihazına yerleştirilen örnek

Kırılmanın gerçekleştiği (Şekil 3-100) andaki kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi. Kırılma sonrası kuron protezinin görüntüsü Şekil 3-101’de gösterilmektedir.



Şekil 3-100: Deney örneklerine kırılma testi uygulanması



Şekil 3-101: Kırılma testi sonrası örneğin kırık görüntüsü

3.6. SEM Analizi

Kırılma testi uygulanan örneklerdeki ayrılma yüzeylerinin tarayıcı elektron mikroskobu ile incelenmesi ve değerlendirilmesi amacıyla İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Kimya Mühendisliği bölümünde Proses ve Reaktör Tasarımı Araştırma Laboratuvarı II 'de bulunan tarayıcı elektron mikroskobu (JEOL JSM-5600 Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd, Tokyo, Japan) (Şekil 3-102) kullanıldı.

SEM analizi için termal siklus işlemine tabi tutulmuş her gruptan birer örnek olmak üzere toplam 6 örnek rastgele seçildi. Örnekler 24 saat oda sıcaklığında bekletilip kurutulduktan sonra örnek yüzeyleri vakum altında altın kaplama cihazında (Polaron SC 7610 Sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere) 200 Å kalınlığında altın film tabakasıyla kaplandı. Yüzey kaplama işleminden sonra örneklere ait tarayıcı elektron mikroskobu görüntülerinin alınmasında x70, x300 ve x1000'lik büyütme kullanıldı.



Şekil 3-102: Çalışmamızda kullanılan tarayıcı elektron mikroskobu (SEM)

4. BULGULAR

Standart zirkonya alt yapılar üzerine tabakalama ve pressleme yöntemleri kullanılarak üst yapı seramiği uygulanan kuron protezleri ve monolitik zirkonyanın tam kuron protezi olarak kullanıldığı deney gruplarında farklı siman materyallerinin restorasyonların kırılma direnci üzerine olan etkisini karşılaştırmalı olarak incelediğimiz çalışmada, kırılma deneyi sonucu elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmeleri yapıldı. İki farklı simanın kullanıldığı seramik grupları öncelikle kendi aralarında değerlendirildi ardından birbirleri ile kıyaslandı.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, verilerin istatistiksel analizleri için “SPSS for Windows 19.0” istatistik paket programı (Statistical Package for Social Sciences: SPSS Inc. Chicago, USA) kullanıldı.

Çalışmadaki parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro – Wilk normality testi ile değerlendirildi ve sonuçlar normal dağılıma uygun bulundu. Tüm deney gruplarının kırılma dirençlerinin karşılaştırılması için “One-way ANOVA” varyans analiz testi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için farklılığa neden olan grupların tespitinde “post-hoc Tukey HSD” çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4.1. Deney Gruplarına Ait Kırılma Direnci Sonuçları

4.1.1. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Cam İyonomer Siman Kullanılan G1-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Standart zirkonya alt yapı üzerine üst yapı seramiği tabakalama yöntemiyle hazırlanan kuron protezlerinde cam iyonomer siman kullanılan gruptaki (G1-C) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-1 ‘de gösterilmektedir.

Tablo 4-1: G1-C grubuna ait kırılma direnci değerleri

Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm ²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	1315,42	109,61
2	4	12	1905,10	190,51
3	4	12	1559,50	155,95
4	4	12	1726,94	172,69
5	4	12	1248,15	124,81
6	4	12	1371,79	137,17
7	4	12	1542,22	128,51
8	4	12	1700,61	170,06
9	4	12	1716,16	171,61
10	4	12	1443,57	144,35
11	4	12	1703,11	170,31
12	4	12	1569,53	156,95

4.1.2. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Adeziv Reçine Siman Kullanılan G1-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Standart zirkonya alt yapılar üzerine üst yapı seramiği tabakalama yöntemiyle hazırlanan kuron protezlerinde adeziv reçine siman kullanılan gruptaki (G1-A) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-2' de gösterilmektedir.

Tablo 4-2: G1-A grubuna ait kırılma direnci değerleri

Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm ²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	2135,24	177,93
2	4	12	2015,89	167,99
3	4	12	1673,91	167,39
4	4	12	1868,59	186,85
5	4	12	2167,62	180,63
6	4	12	1851,68	185,16
7	4	12	1807,44	180,74
8	4	12	1774,36	177,43
9	4	12	1738,37	173,83
10	4	12	1645,25	137,10
11	4	12	1630,33	163,03
12	4	12	1843,24	184,32

4.1.3. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Cam İyonomer Siman Kullanılan G2-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Standart zirkonya alt yapılar üzerine üst yapı seramiği pressleme yöntemiyle hazırlanan kuron protezlerinde cam iyonomer siman kullanılan gruptaki (G2-C) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-3' te gösterilmektedir.

Tablo 4-3: G2-C grubuna ait kırılma direnci değerleri

Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm ²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	1114,73	92,89
2	4	12	1739,09	144,92
3	4	12	1262,11	105,17
4	4	12	1551,97	129,33
5	4	12	1172,15	97,67
6	4	12	1832,38	152,69
7	4	12	1761,14	146,76
8	4	12	1652,68	165,26
9	4	12	1665,54	138,79
10	4	12	1912,12	159,34
11	4	12	1872,04	187,20
12	4	12	1500,86	125,07

4.1.4. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan ve Adeziv Reçine Siman Kullanılan G2-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Standart zirkonya alt yapılar üzerine üst yapı seramiği pressleme yöntemiyle hazırlanan kuron protezlerinde adeziv reçine siman kullanılan gruptaki (G2-A) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-4' te gösterilmektedir.

Tablo 4-4: G2-A grubuna ait kırılma direnci değerleri

Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	1602,42	133,53
2	4	12	1784,28	148,69
3	4	12	2046,20	170,51
4	4	12	2128,99	177,41
5	4	12	1962,51	163,54
6	4	12	1748,27	145,68
7	4	12	1715,38	142,94
8	4	12	1614,24	134,52
9	4	12	1577,85	131,48
10	4	12	1857,60	154,80
11	4	12	1890,72	157,56
12	4	12	2009,61	167,46

4.1.5. Monolitik Zirkonya Tam Kuron Protezlerinde Cam İyonomer Siman Kullanılan G3-C Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinde cam iyonomer siman kullanılan gruptaki (G3-C) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-5' te gösterilmektedir.

Tablo 4-5: G3-C Grubuna ait kırılma direnci değerleri

Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	2788,65	232,38
2	4	12	2477,03	206,41
3	4	12	2225,15	185,42
4	4	12	2601,28	216,77
5	4	12	2223,56	185,29
6	4	12	2703,58	225,29
7	4	12	2655,09	221,25
8	4	12	2615,95	217,99
9	4	12	2893,79	241,14
10	4	12	2555,92	212,99
11	4	12	2854,99	237,91
12	4	12	2527,84	210,65

4.1.6. Monolitik Zirkonya Tam Kuron Protezlerinde Adeziv Reçine Siman Kullanılan G3-A Grubunda Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinde adeziv reçine siman kullanılan gruptaki (G3-A) örneklere ait kırılma direnci değerleri Tablo 4-6' da gösterilmektedir.

Tablo 4-6: G3-A grubuna ait kırılma direnci değerleri

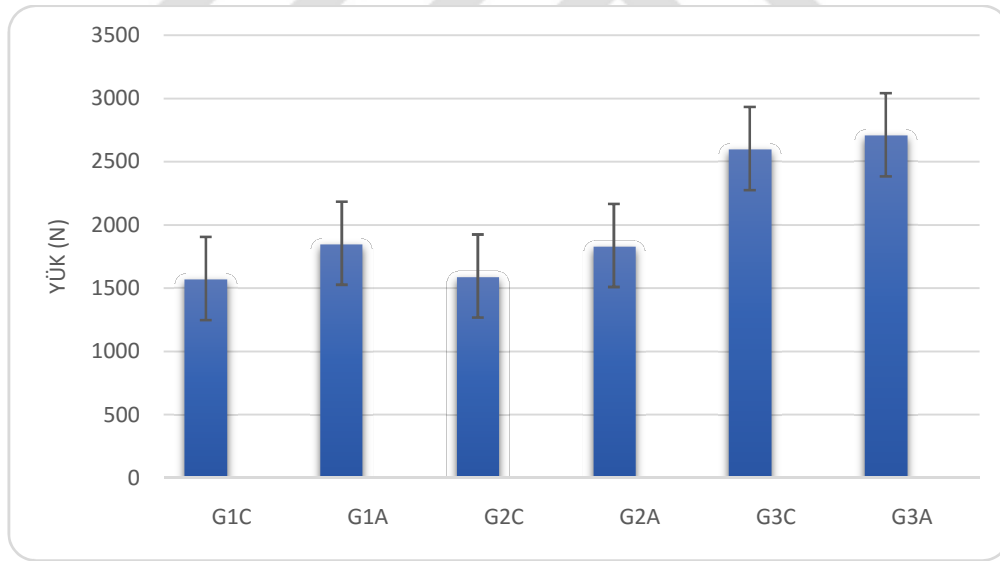
Örnek No	Çap (mm)	Alan (mm²)	Kırılma Anındaki Yük (N)	Basma Gerilmesi (MPa)
1	4	12	2914,75	242,89
2	4	12	2926,71	243,89
3	4	12	2436,09	213,00
4	4	12	2921,89	243,49
5	4	12	2935,48	244,62
6	4	12	2553,91	255,39
7	4	12	3225,97	268,83
8	4	12	2851,81	237,65
9	4	12	2469,77	246,97
10	4	12	2633,05	263,30
11	4	12	2520,44	212,04
12	4	12	2446,96	244,69

4.2. Deney Gruplarına Ait Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi

Tüm deney gruplarının kırılma testi sonuçlarına ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler Tablo 4-7' de ve ortalama kırılma direnci değerlerine ait dağılım Şekil 4-1' de gösterilmektedir.

Tablo 4-7: Deney gruplarının kırılma direnci değerlerine ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler

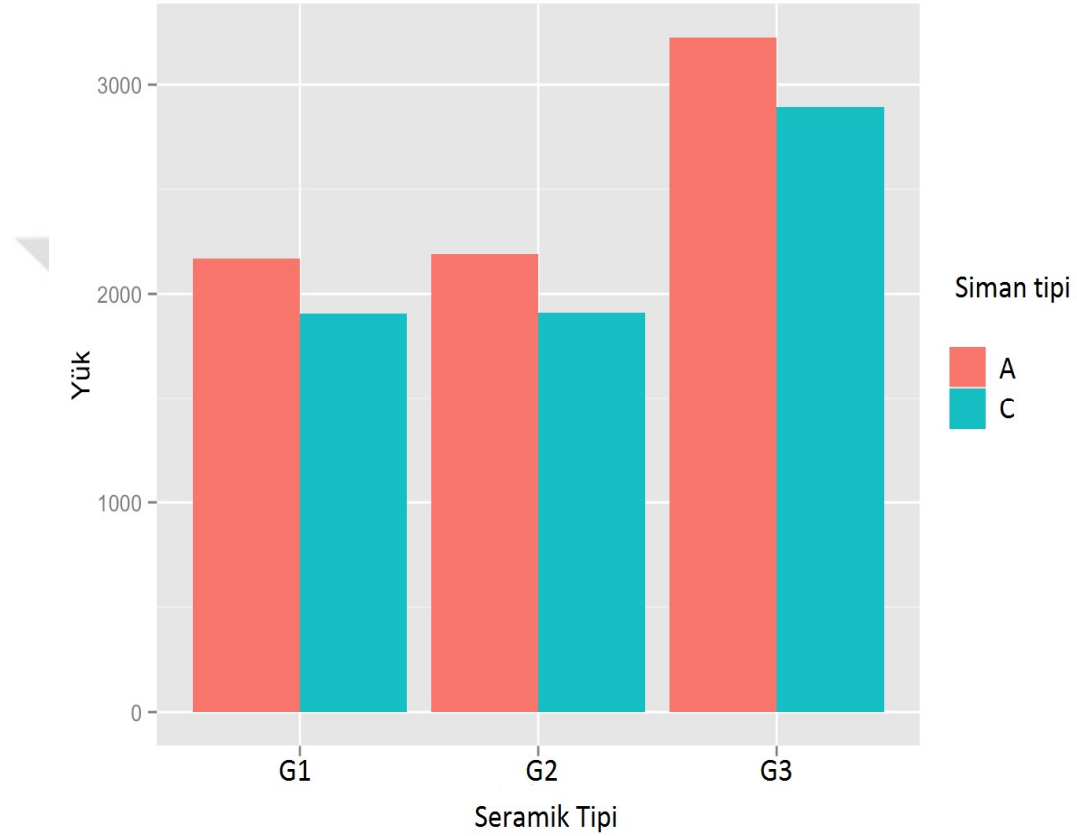
Grup	Ortalama (Mean)	Standart Sapma (SD)	Min (N)	Max (N)
G1-C	1566,84	194,81	1248,15	1905,10
G1-A	1845,99	178,66	1630,33	2167,62
G2-C	1586,40	273,10	1114,73	1912,12
G2-A	1828,17	184,44	1577,85	2128,99
G3-C	2593,57	214,25	2223,56	2893,79
G3-A	2703,07	308,98	2436,09	3225,97



Şekil 4-1: Grupların ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

4.3. Kullanılan Zirkonya Seramik Materyallerine Göre Elde Edilen Bulgular

Çalışmamızda zirkonya esaslı seramiklerin kullanıldığı G1 ve G2 grupları ve monolitik zirkonya esaslı seramiklerin kullanıldığı G3 grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-2 'de gösterilmektedir.



Şekil 4-2: Gruplarda kullanılan seramik tipine göre ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin kullanıldığı gruplar (G3-A ve G3-C) diğer tüm zirkonya esaslı seramik grupları (G1-A, G1-C, G2-A, G2-C) ile karşılaştırıldığında ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

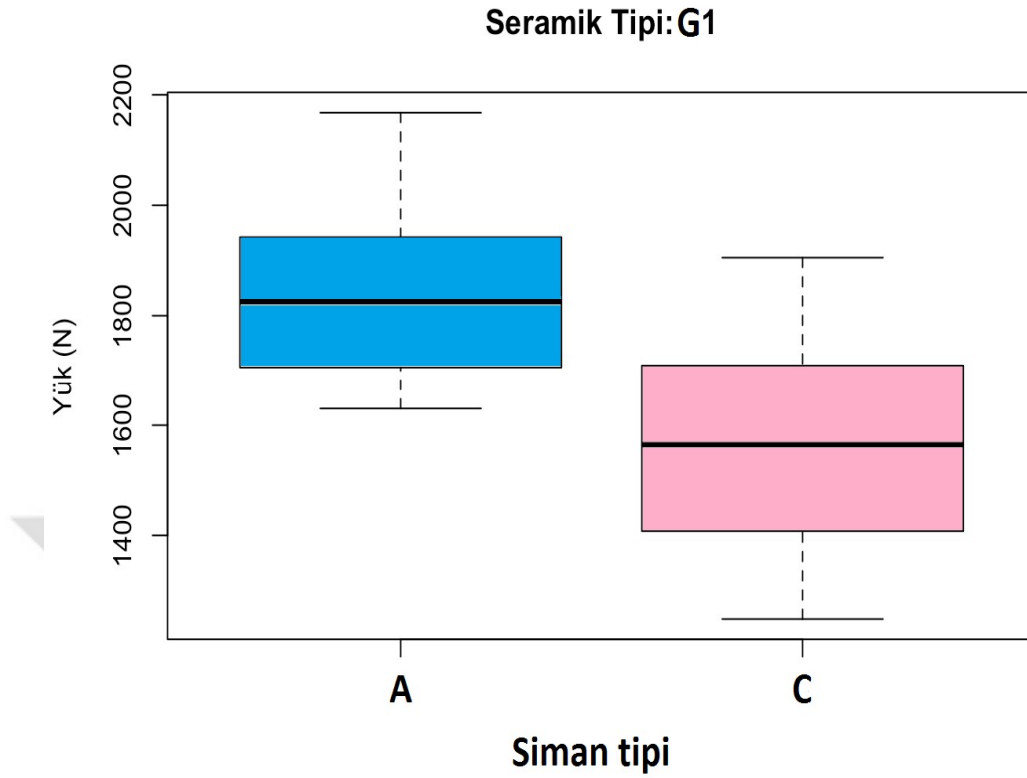
4.3.1. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Tabakalama Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan G1 Grubuna Ait Bulgular

Standart zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemi ile üst yapı seramiği uygulanan G1 grubu ile ilgili olarak yapılan One-way ANOVA varyans analizi Tablo 4-8’ de ve ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-3 ‘te gösterilmektedir.

Tablo 4-8: G1 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	P
Siman	1	467556	467556	13,38	0,00138 **
Residuals	22	768641	34938		
Signif. codes	0 ‘****’	0,001 ‘***’	0,01 ‘**’	0,05 ‘*’	0,1 ‘ ‘

Zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemi kullanılarak üst yapı seramiği uygulanan G1 grubunda kullanılan farklı siman materyalleri, seramiklerin kırılma direnci sonuçlarını etkilemiştir. Adeziv reçine siman kullanılması ile seramiklere ait ortalama kırılma direnci sonuçlarında etkin bir artış gözlenmiştir. G1-A ($1845,99 \pm 178,6$ N) ve G1-C ($1566,84 \pm 194,8$ N) grupları kendi aralarında grupları karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,01$).



Şekil 4-3: G1 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

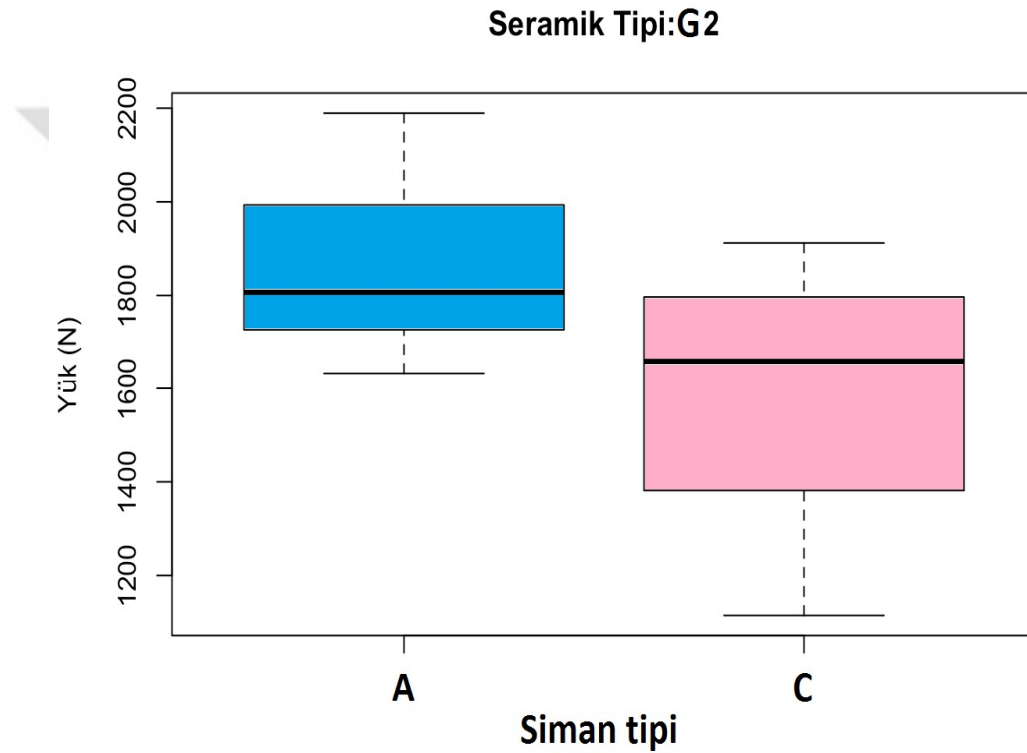
4.3.2. Standart Zirkonya Alt Yapı Üzerine Pressleme Yöntemi ile Üst Yapı Seramiği Uygulanan G2 Grubuna Ait Bulgular

Standart zirkonya alt yapı üzerine pressleme yöntemi ile üst yapı seramiği uygulanan G2 grubu ile ilgili olarak yapılan One-way ANOVA varyans analizi Tablo 4-9’ da ve ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-4 ‘te gösterilmektedir.

Tablo 4-9: G2 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	P
Siman	1	428261	428261	8,05	0,00959 **
Residuals	22	1170455	53203		
Signif. codes	0 ‘***’	0,001 ‘**’	0,01 ‘***’	0,05 ‘**’	0,1 ‘ ‘

Zirkonya alt yapı üzerine pressleme yöntemi kullanılarak üst yapı seramiği uygulanan G2 grubunda kullanılan farklı siman materyalleri, seramiklerin kırılma direnci sonuçlarını etkilemiştir. Adeziv reçine siman kullanılan G2-A grubu ($1828,17 \pm 184,4$ N) ve cam iyonomer siman kullanılan G2-C ($1586,40 \pm 273,1$ N) grubu kendi aralarında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,01$).



Şekil 4-4: G2 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

4.3.3. Monolitik Zirkonyanın Tam Kuron Protezi Olarak Kullanıldığı G3 Grubuna Ait Bulgular

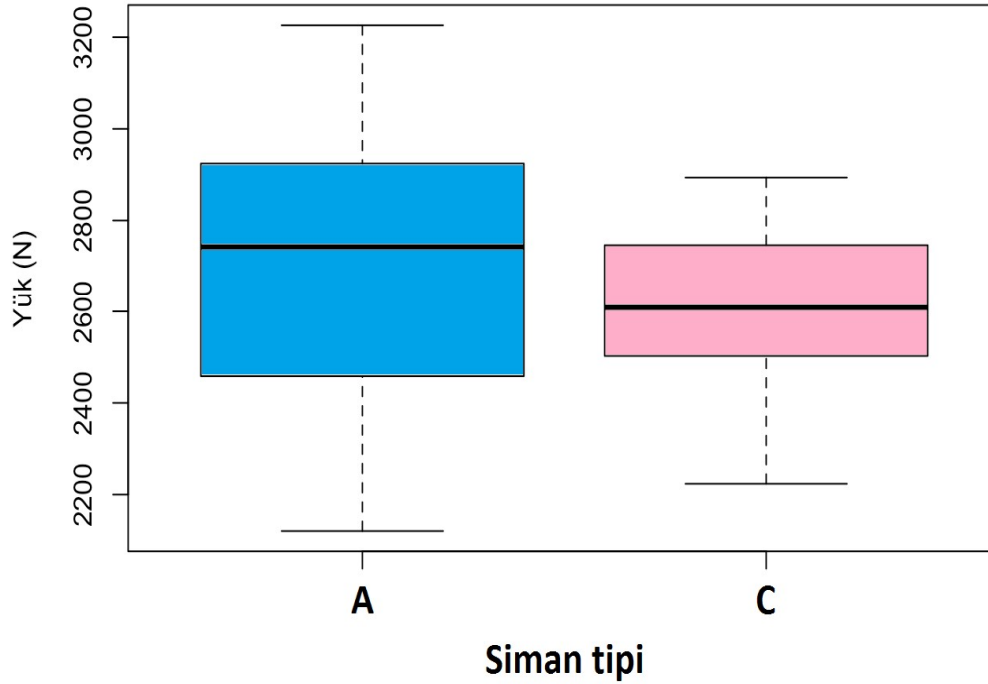
Monolitik zirkonyanın tam kuron protezi olarak kullanıldığı G3 grubu ile ilgili olarak yapılan One-way ANOVA varyans analizi Tablo 4-10' da ve ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımını Şekil 4-5 'te gösterilmektedir.

Tablo 4-10: G3 seramik grubuna ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	P
Siman	1	71940	71940	1,018	0,324
Residuals	22	1555114	70687		
Signif. codes	0 ‘***’	0,001 ‘**’	0,01 ‘**’	0,05 ‘*’	0,1 ‘.’

Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinde kullanılan simanların kırılma direnci sonuçları üzerindeki etkisi önemsizdir. Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinin adeziv reçine siman ile birlikte kullanıldığı G3-A ($2703,03 \pm 308,98$ N) ve cam iyonomer siman ile birlikte kullanıldığı G3-C ($2593,57 \pm 214,25$ N) grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

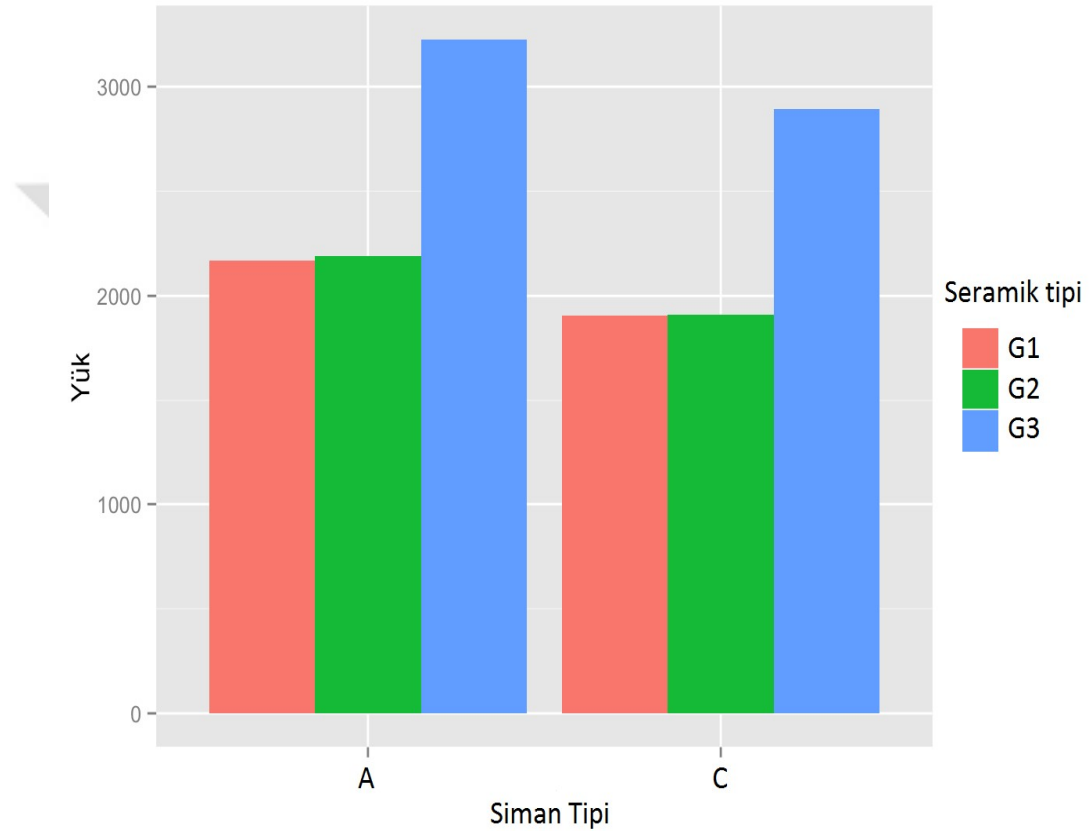
Seramik Tipi:G3



Şekil 4-5: G3 seramik grubuna ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

4.4. Kullanılan Siman Materyallerine Göre Elde Edilen Bulgular

Çalışmamızda zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramiklerle birlikte kullanılan 'A' adeziv reçine siman grupları (G1-A, G2-A, G3-A) ve 'C' cam iyonomer siman gruplarına (G1-C, G2-C, G3-C) ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-6 'da gösterilmektedir.



Şekil 4-6: Gruplarda kullanılan siman tipine göre ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

4.4.1. Cam İyonomer Siman Kullanılan G1-C, G2-C ve G3-C Gruplarına ait Bulgular

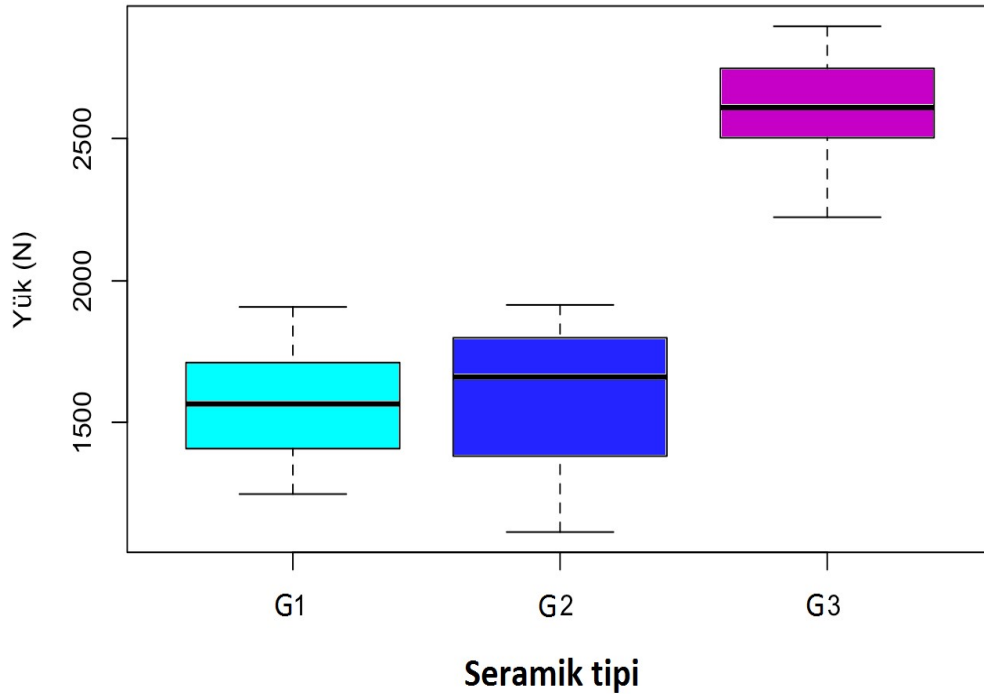
Çalışmamızda, cam iyonomer siman kullanılan G1-C, G2-C ve G3-C zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik grupları ile ilgili olarak yapılan One-way ANOVA varyans analizi Tablo 4-11' de ve ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-7 'de gösterilmektedir.

Tablo 4-11: 'C' gruplarına ait "One-way ANOVA" varyans analizi tablosu

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	P
Seramik	2	8275748	4137874	78,35	2,93e-13 ***
Residuals	33	1555114	70687		
Signif. codes	0 '***'	0,001 '**'	0,01 '**'	0,05 '*'	0,1 '.'

Cam iyonomer siman materyalinin kullanılması; G1, G2 ve G3 zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik grupları arasında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

Siman Tipi: C



Şekil 4-7: 'C' gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

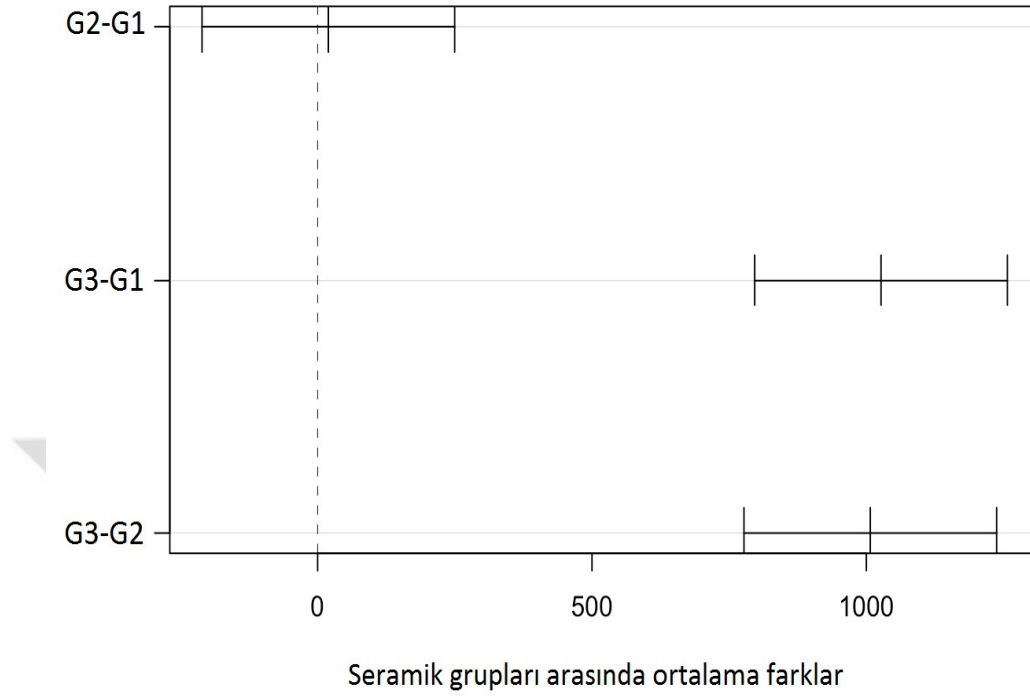
Cam iyonomer siman kullanılan gruplar ile ilgili olarak yapılan post-hoc TukeyHSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4-12’ de ve % 95 güven aralığı analizi (% 95 family-wise confidence level) Şekil 4-8 ‘de gösterilmektedir.

Tablo 4-12: ‘C’ gruplarına ait “post-hoc Tukey HSD” çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Seramik	diff	lwr	upr	P adj	
G2C - G1C	19,56095	-210,6563	249,7782	0,9763384	
G3C – G1C	1026,72766	796,5104	1256,9449	0,0000000 ***	
G3C – G2C	1007,16672	776,9495	1237,3839	0,0000000 ***	
Signif. codes	0 ‘***’	0,001 ‘**’	0,01 ‘**’	0,05 ‘*’	0,1 ‘ ‘
Fit : aov (formula = Yük ~ Seramik , data = C.data)					

Cam iyonomer siman kullanılan tüm zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; üst yapı seramiği farklı yöntemlerle uygulanan G1-C ve G2-C zirkonya esaslı seramik grupları arasında ortalama kırılma direnci değerleri sonuçları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). G3-C ve G1-C grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$). G3-C ve G2-C grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında ise; ortalama kırılma direnci değerleri arasında yine istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

95% family-wise confidence level



Şekil 4-8: Cam iyonomer simanın seramik grupları üzerine olan etkisini gösteren % 95 güven aralığı analizi

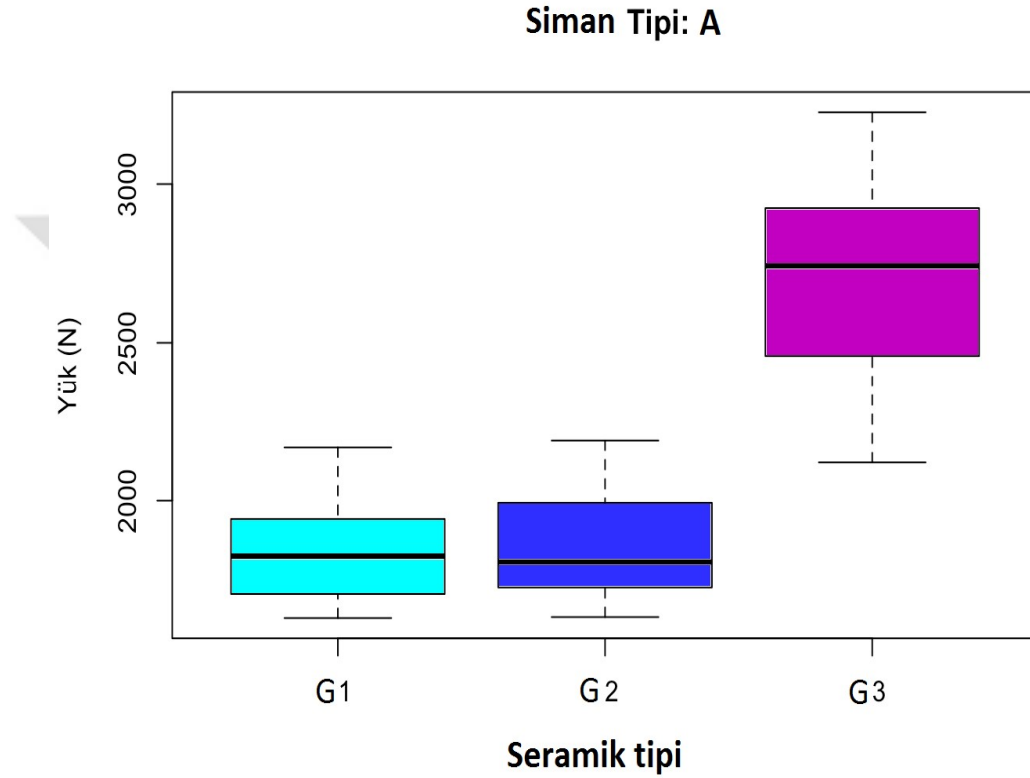
4.4.2. Adeziv Reçine Siman Kullanılan G1-A, G2-A ve G3-A Gruplarına ait Bulgular

Çalışmamızda; adeziv reçine siman kullanılan seramik grupları (G1-A, G2-A, G3-A) ile ilgili olarak yapılan One-way ANOVA varyans analizi Tablo 4-13’ te ve ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı Şekil 4-9 ‘da gösterilmektedir.

Tablo 4-13: ‘A’ gruplarına ait “One-way ANOVA” varyans analizi tablosu

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	P
Seramik	2	5825149	2912575	54,88	3,19e-11 ***
Residuals	33	1751342	53071		
Signif. codes	0 ‘***’	0,001 ‘**’	0,01 ‘***’	0,05 ‘*’	0,1 ‘ ‘

Adeziv reçine siman materyalinin kullanılması; G1, G2 ve G3 zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik grupları arasında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).



Şekil 4-9: 'A' gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerlerinin dağılımı

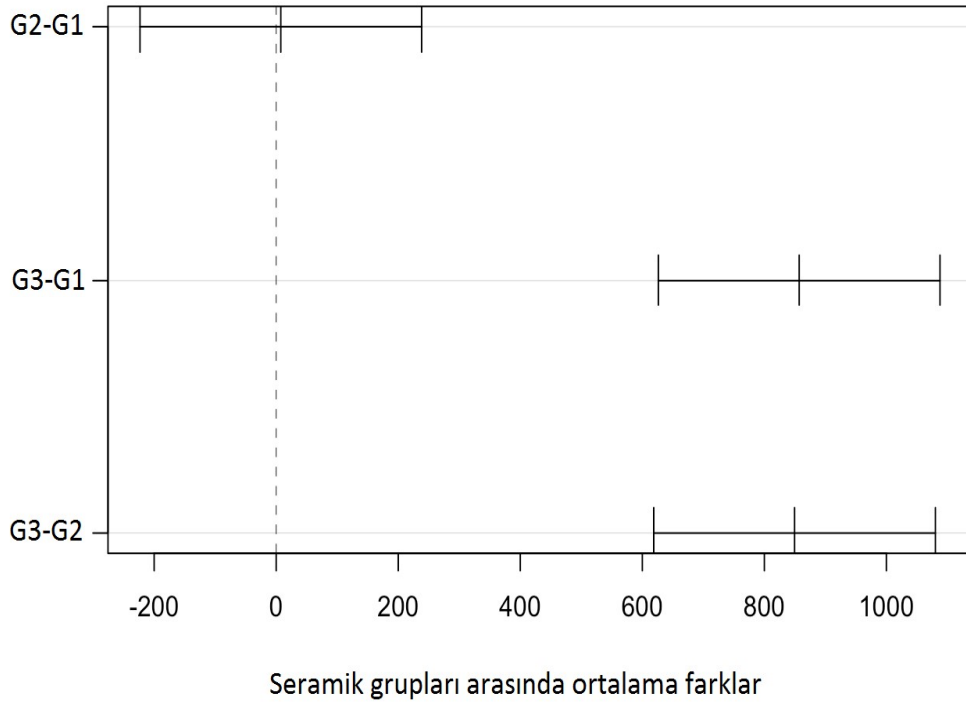
Adeziv reçine siman kullanılan gruplar ile ilgili olarak yapılan post-hoc TukeyHSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4-14' de ve % 95 güven aralığı analizi (% 95 family-wise confidence level) Şekil 4-10 'da gösterilmektedir.

Tablo 4-14: ‘A’ gruplarına ait “post-hoc Tukey HSD” çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Seramik	diff	lwr	upr	P adj	
G2A - G1A	7,573008	-223,2033	238,3493	0,9964321	
G3A – G1A	857,074638	626,2984	1087,8509	0,0000000 ***	
G3A – G2A	849,501629	618,7254	1080,2779	0,0000000 ***	
Signif. codes	0 ‘***’	0,001 ‘**’	0,01 ‘**’	0,05 ‘*’	0,1 ‘ ‘
Fit : aov (formula = Yük ~ Seramik , data = A.data)					

Adeziv reçine siman kullanılan tüm zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; üst yapı seramiği farklı yöntemlerle uygulanan G1-A ve G2-A zirkonya esaslı seramik grupları arasında ortalama kırılma direnci değerleri sonuçları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). G3-A ve G1-A grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$). G3-A ve G2-A grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında ise; ortalama kırılma direnci değerleri arasında yine istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

95% family-wise confidence level



Şekil 4-10: Adeziv reçine simanın seramik grupları üzerine olan etkisini gösteren % 95 güven aralığı analizi

4.5. Kırık Tipleri

Çalışmamızda; uygulanan kırılma testi sonrası deney gruplarındaki örneklerde oluşan kırık tipleri değerlendirilmiştir. Üst yapı seramiği içerisinde oluşan kırıklar koheziv tip, zirkonya alt yapıdan ayrılarak kopan üst yapı seramiği kırıkları adeziv tip, hem üst yapı seramiği hem zirkonya alt yapının beraber kırılması ise miks tip olarak değerlendirilmiştir. Deney gruplarına ait kırık tiplerinin dağılımı Tablo 4-15'te gösterilmektedir.

Tablo 4-15: Deney gruplarına ait kırık tiplerinin dağılımı

	Koheziv Tip	Adeziv Tip	Miks Tip
G1-C	1 (% 8)	8 (%67)	3 (% 25)
G1-A	1 (% 8)	8 (%67)	3 (% 25)
G2-C	-	10 (%83)	2 (% 17)
G2-A	-	10 (%83)	2 (% 17)
G3-C	12 (%100)	-	-
G3-A	12 (%100)	-	-

Standart zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan G1-C ve G1-A gruplarında; % 8 oranında koheziv tip, % 67 oranında adeziv tip, % 25 oranında miks tip olmak üzere tüm kırık tipleri gözlenmiştir.

Standart zirkonya alt yapı üzerine pressleme yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan G2-C ve G2-A gruplarında; % 83 oranında adeziv tip kırık, % 17 oranında miks tip kırık gözlenmiştir. Bu gruplarda üst yapı seramiğinin kendi içerisinde görülen koheziv kırık tipine rastlanmamıştır.

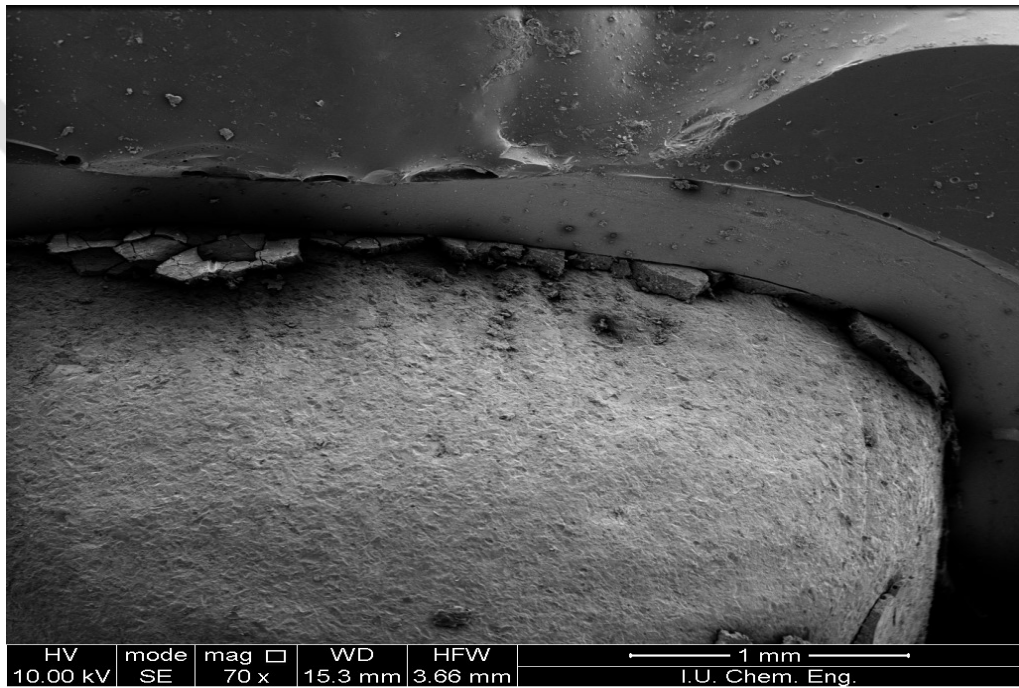
Monolitik zirkonyanın tam kuron protezi olarak kullanıldığı G3-C ve G3-A gruplarında; üst yapı seramiği mevcut olmadığı için oluşan kırık tipi; yapının kendi bütünlüğünde oluşması sebebiyle koheziv tip kırık olarak değerlendirilmiştir.

4.6. SEM Bulguları

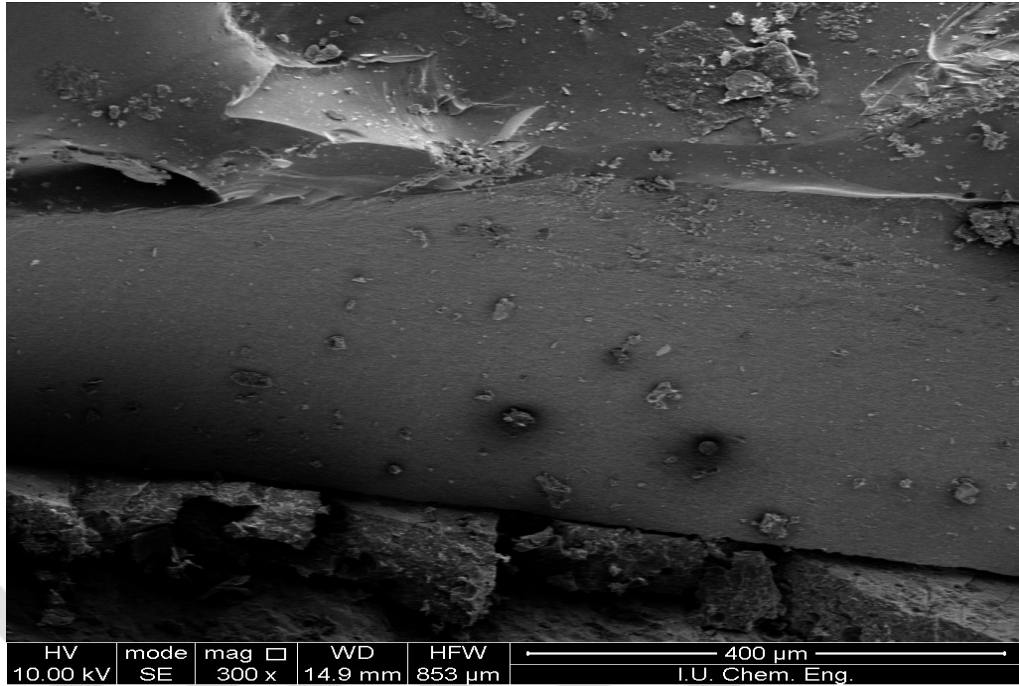
Kırılma testi uygulanan örneklerdeki ayrılma yüzeylerinin tarayıcı elektron mikroskobu ile incelenmesi ve değerlendirilmesi amacıyla her gruptan rastgele seçilen 6 deney örneği; vakum altında 200 A° kalınlığında altın film tabakasıyla kaplandı. Yüzey kaplama işleminden sonra örneklerin kırık yüzeylerine ait görüntüler tarayıcı elektron mikroskobu kullanılarak x70, x300 ve x1000'lik büyütmelemlerle alındı.

SEM görüntüleri; standart zirkonya alt yapı üzerine üst yapı seramiği uygulanan G1-C, G1-A, G2-C, G2-A gruplarında oluşan miks tip kırık gözlenen deney örneklerinden, monolitik zirkonya kullanılan G3-C ve G3-A gruplarında koheziv tip kırık gözlenen deney örneklerinden alınmıştır.

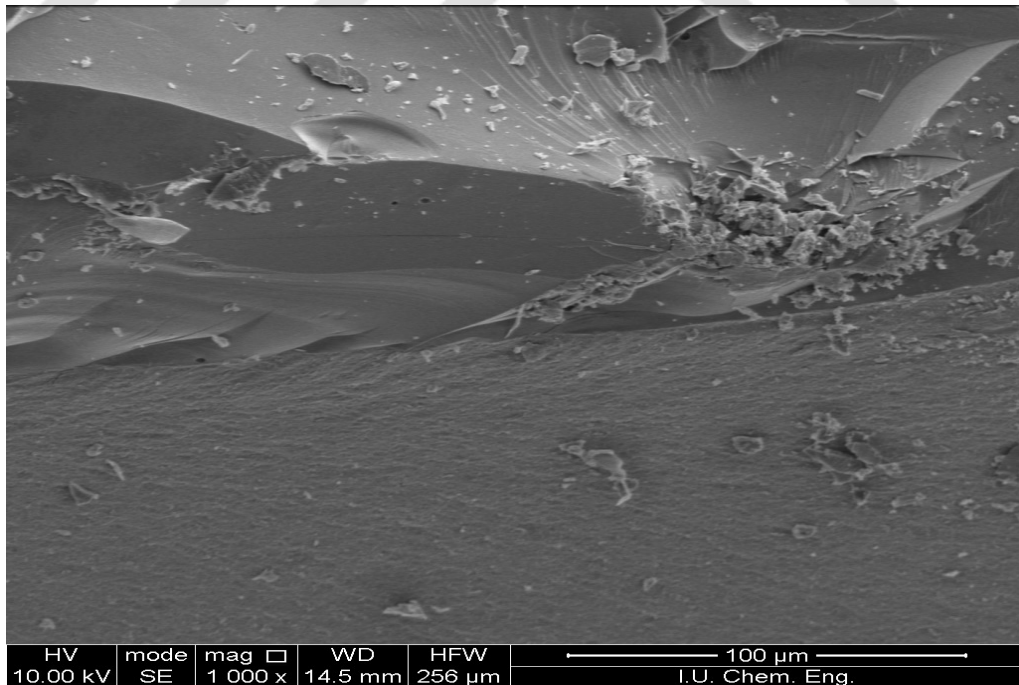
En düşük kırılma direnci sonuçlarını veren standart zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan ve cam iyonmer siman kullanılan G1-C grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-11, 4-12, 4-13 'te gösterilmektedir.



Şekil 4-11: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x70

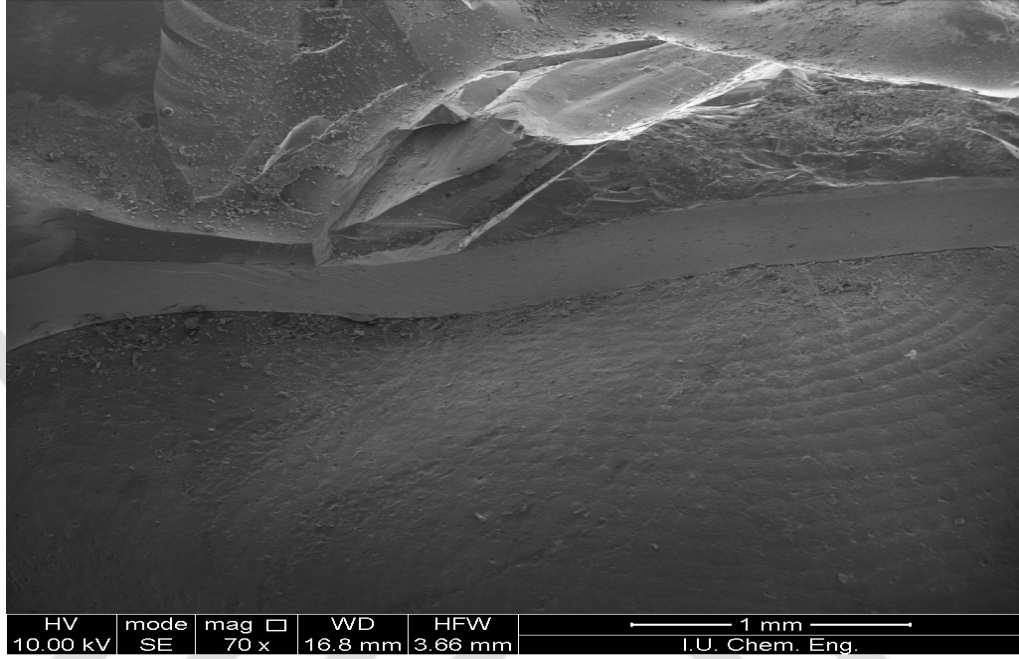


Şekil 4-12: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x300

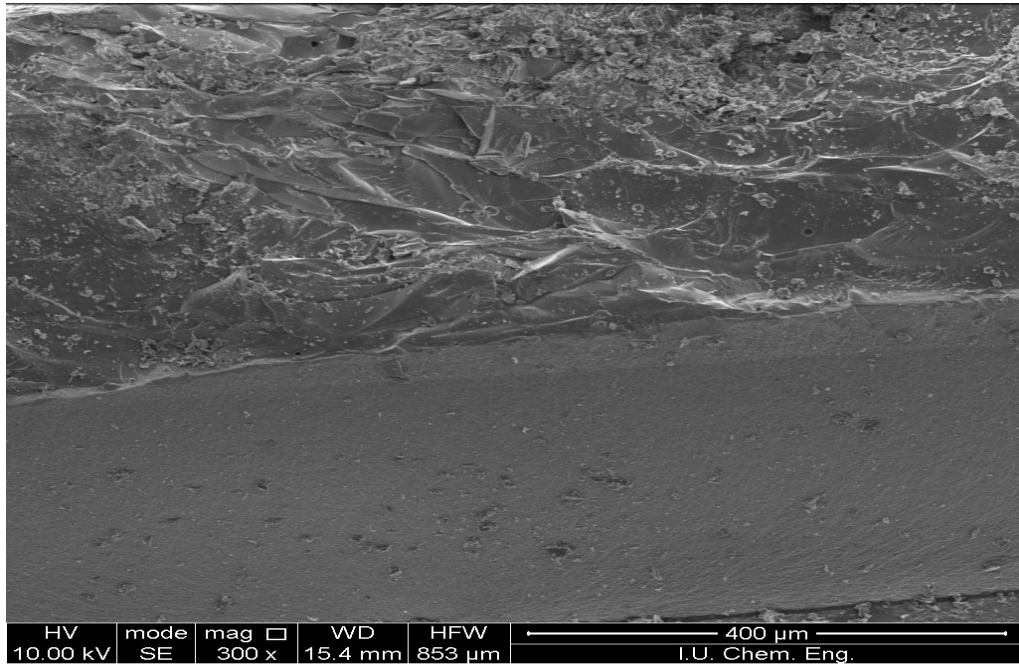


Şekil 4-13: G1-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000

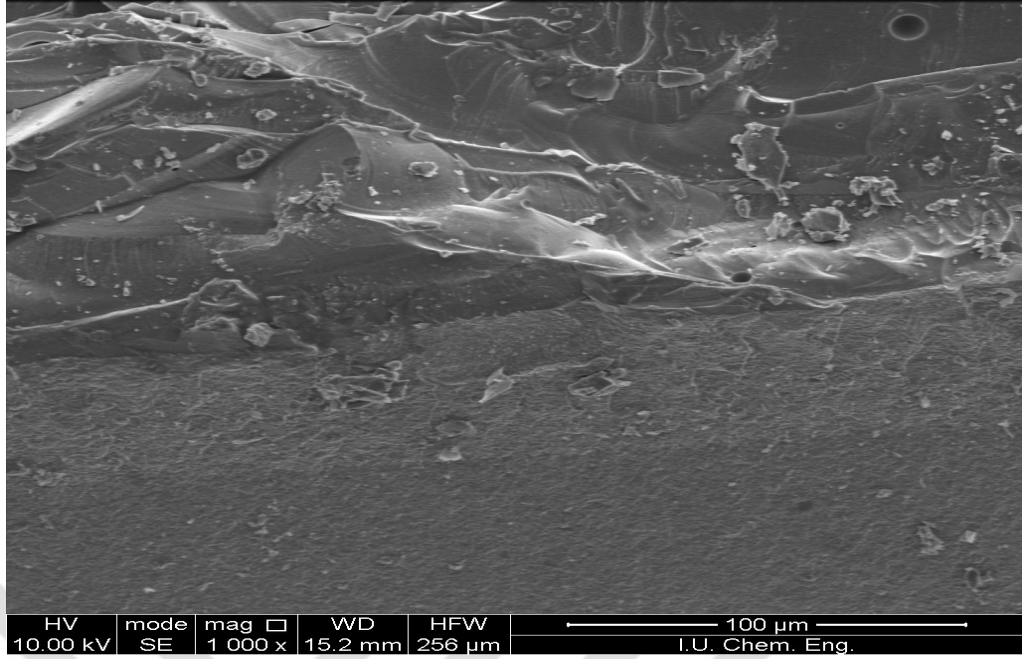
Standart zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan ve adeziv reçine siman kullanılan G1-A grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-14, 4-15, 4-16 'da gösterilmektedir.



Şekil 4-14: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x70

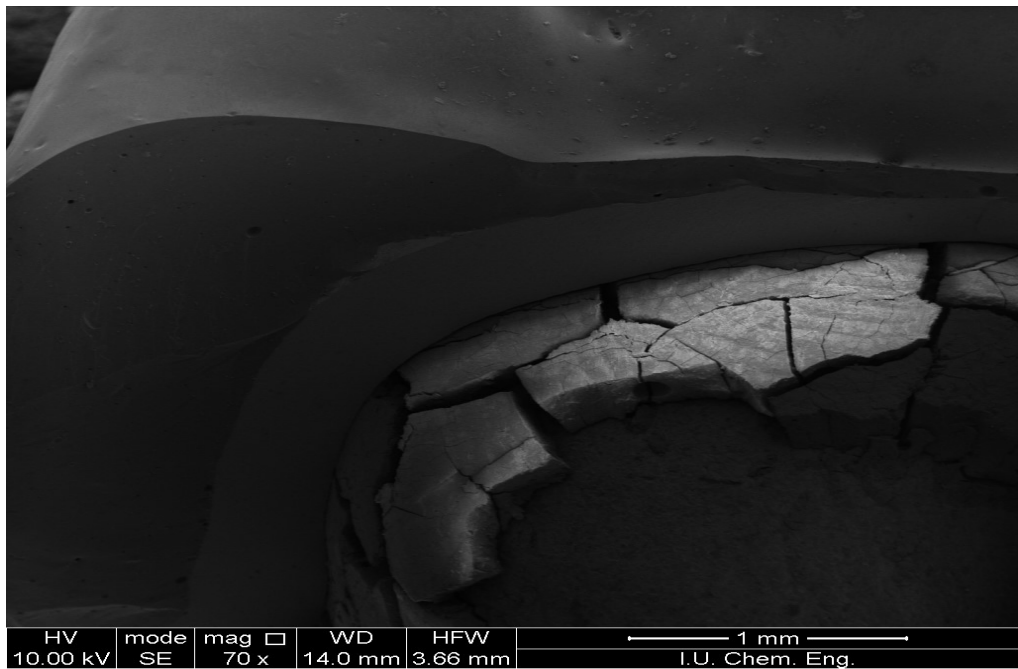


Şekil 4-15: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x300

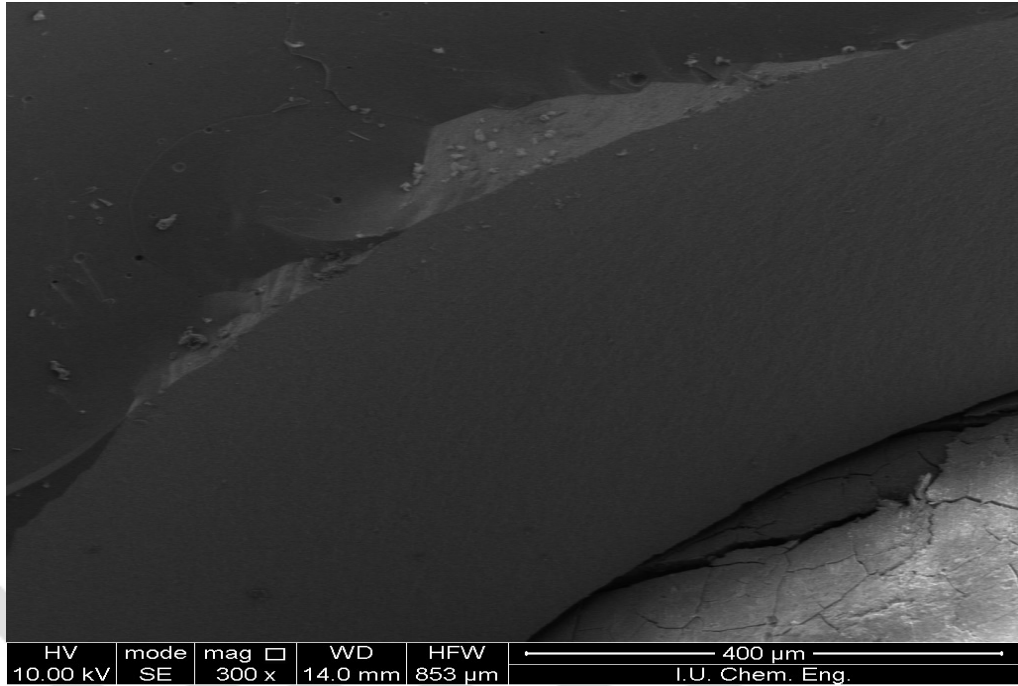


Şekil 4-16: G1-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000

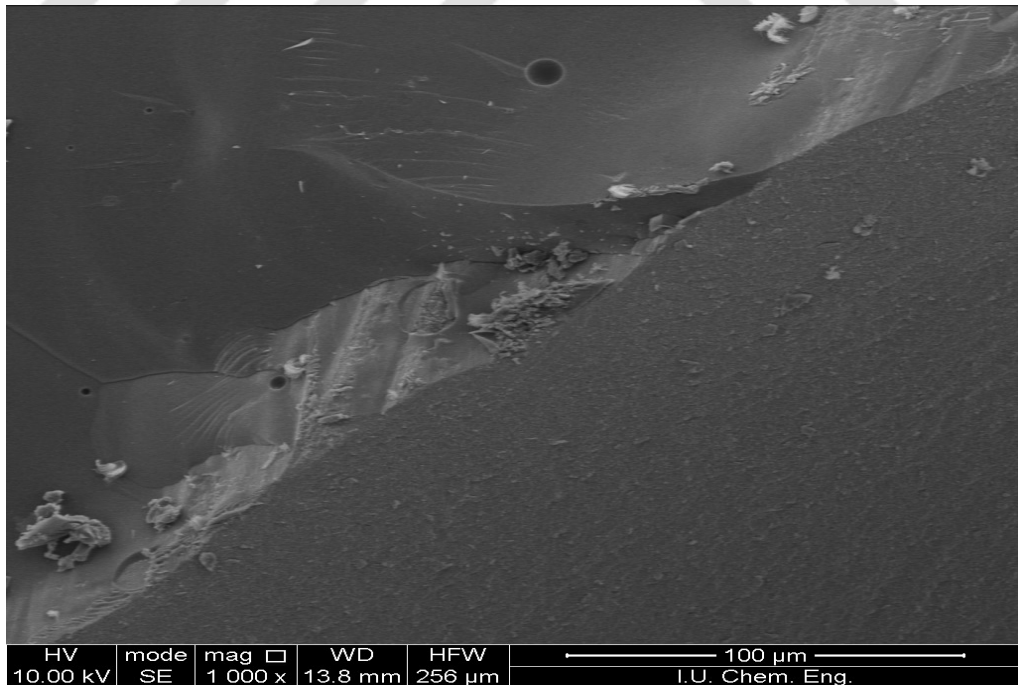
Standart zirkonya alt yapı üzerine pressleme yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan ve cam iyonomer siman kullanılan G2-C grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-17, 4-18, 4-19 'da gösterilmektedir.



Şekil 4-17: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x70

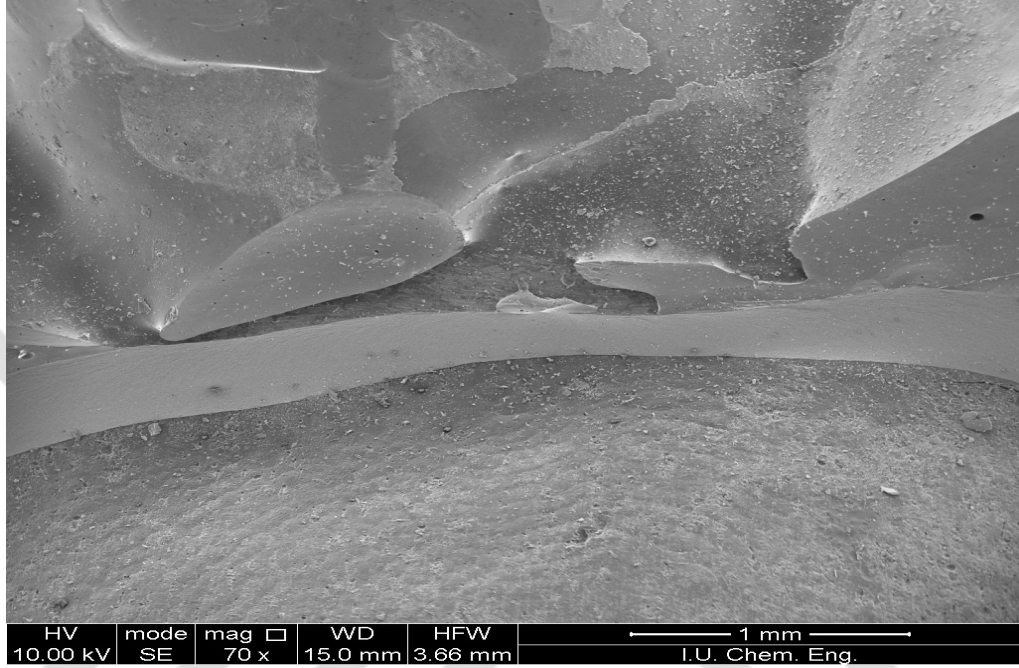


Şekil 4-18: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x300

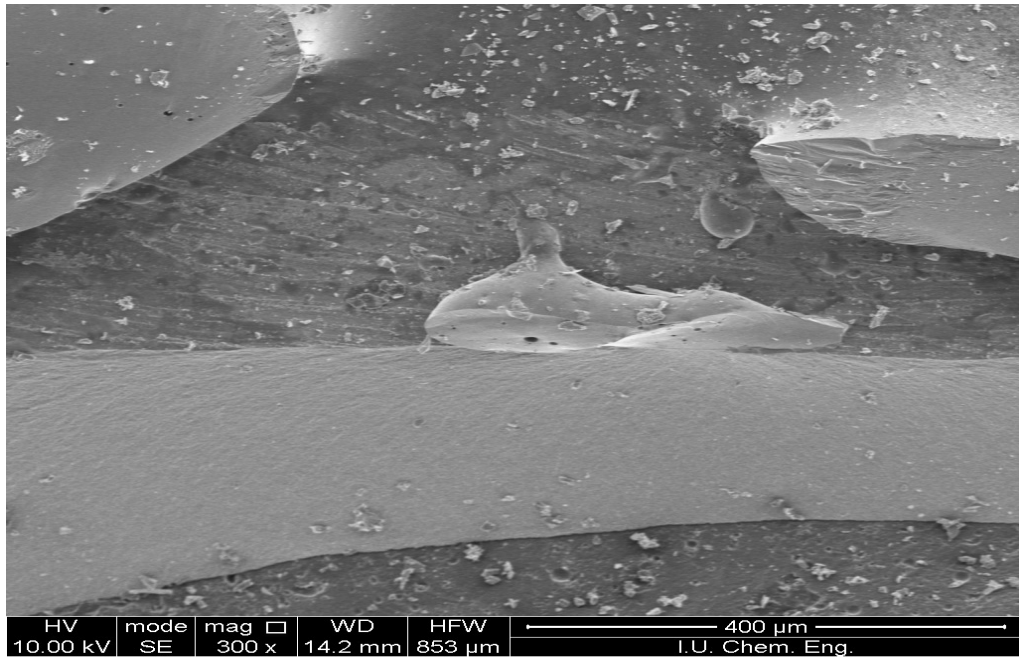


Şekil 4-19: G2-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000

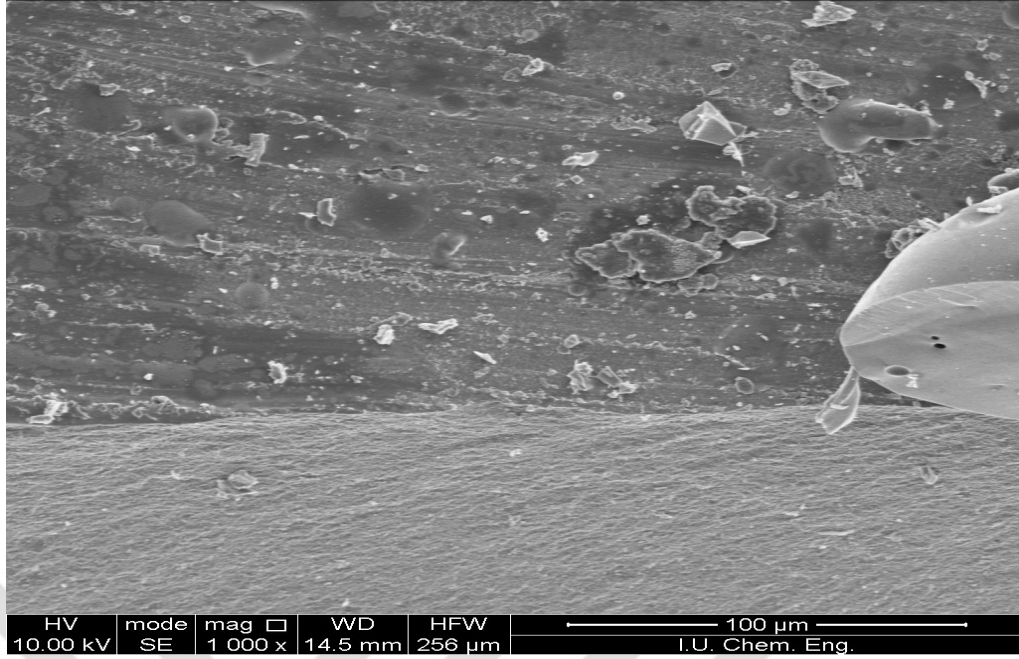
Standart zirkonya alt yapı üzerine pressleme yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan ve adeziv reçine siman kullanılan G2-A grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-20, 4-21, 4-22 'de gösterilmektedir.



Şekil 4-20: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x70

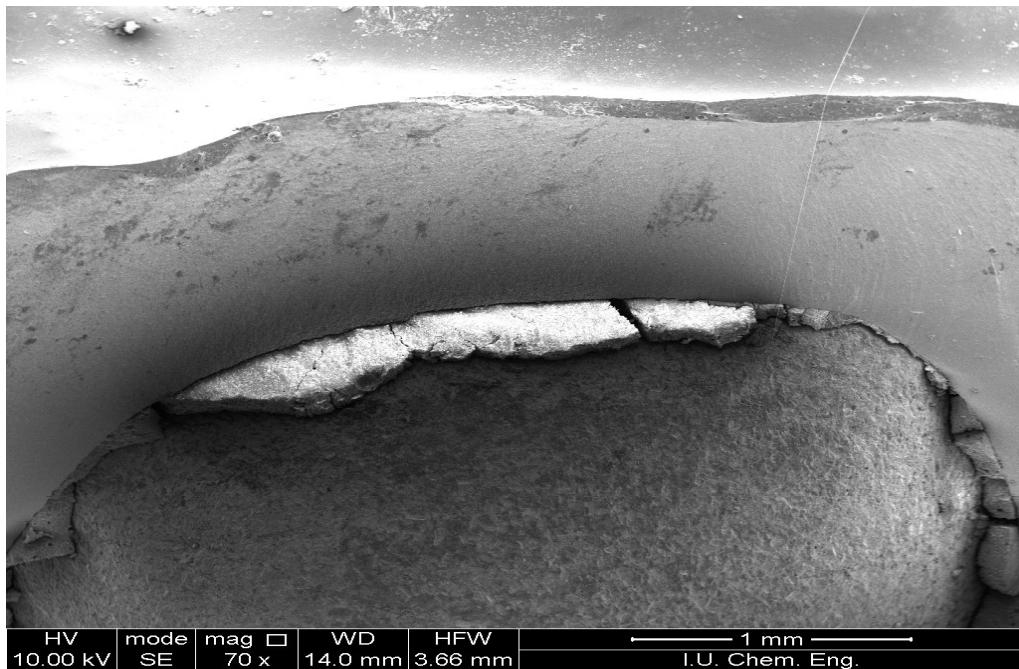


Şekil 4-21: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x300

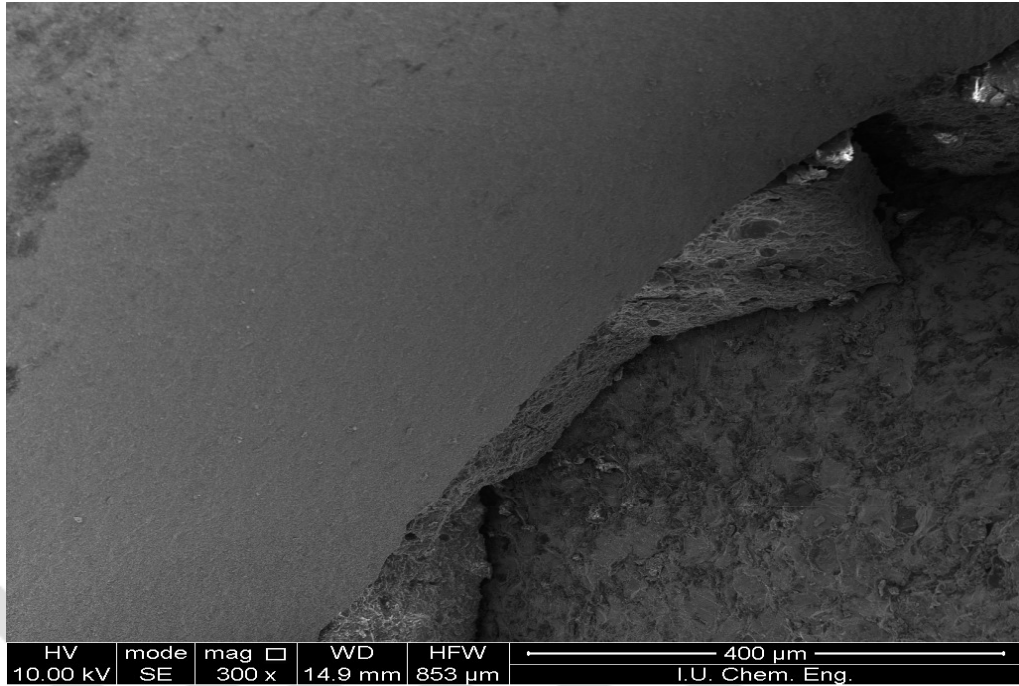


Şekil 4-22: G2-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000

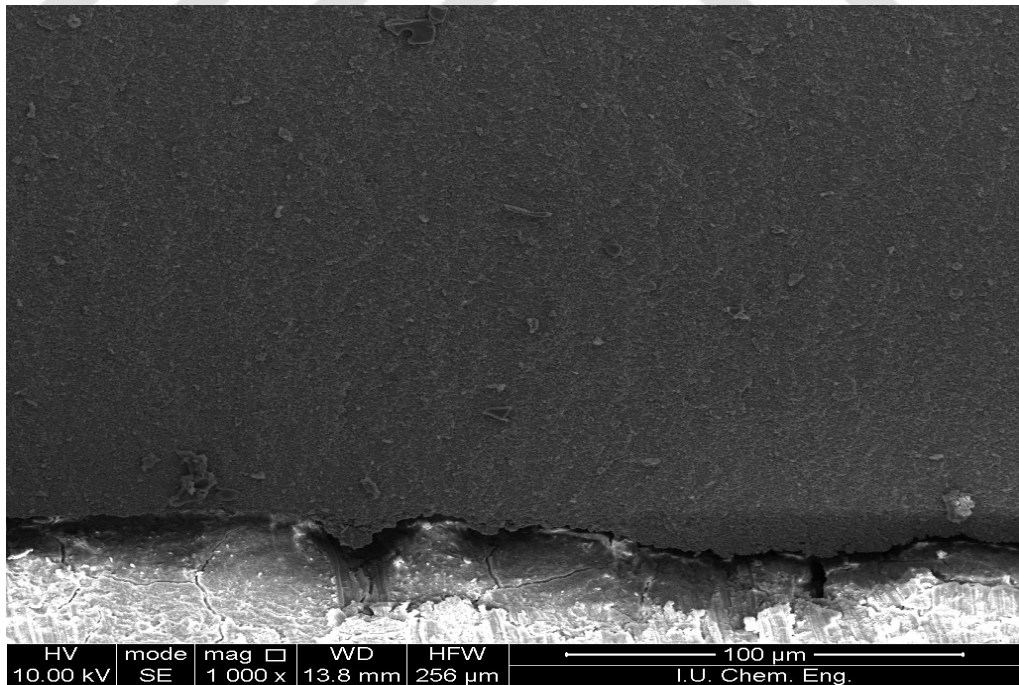
Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinin cam iyonomer siman ile beraber kullanıldığı G3-C grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-23, 4-24, 4-25 'te gösterilmektedir.



Şekil 4-23: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x70

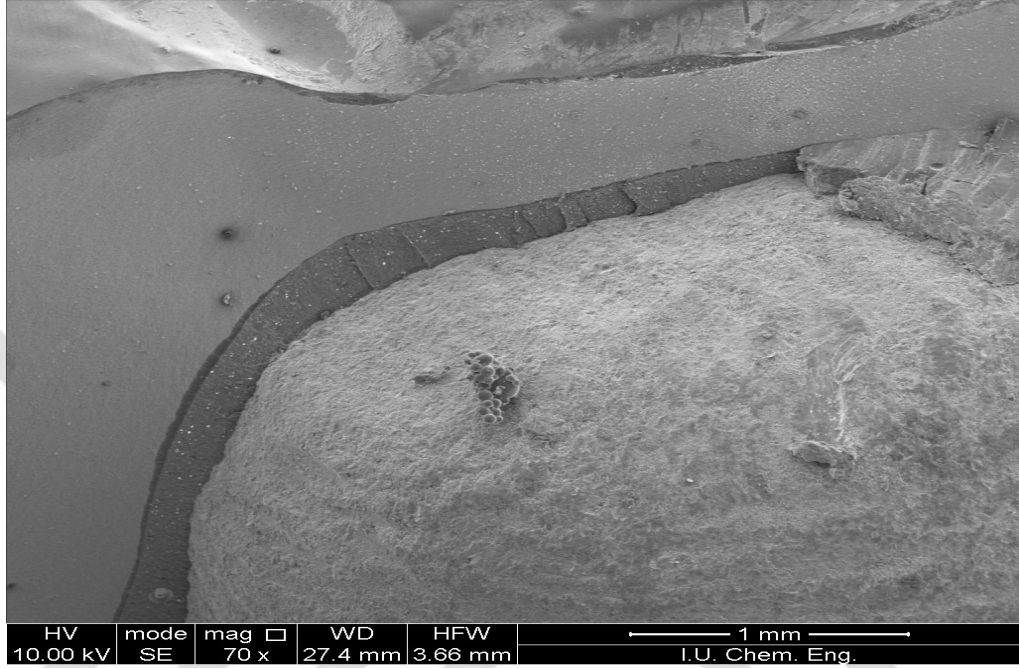


Şekil 4-24: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x300

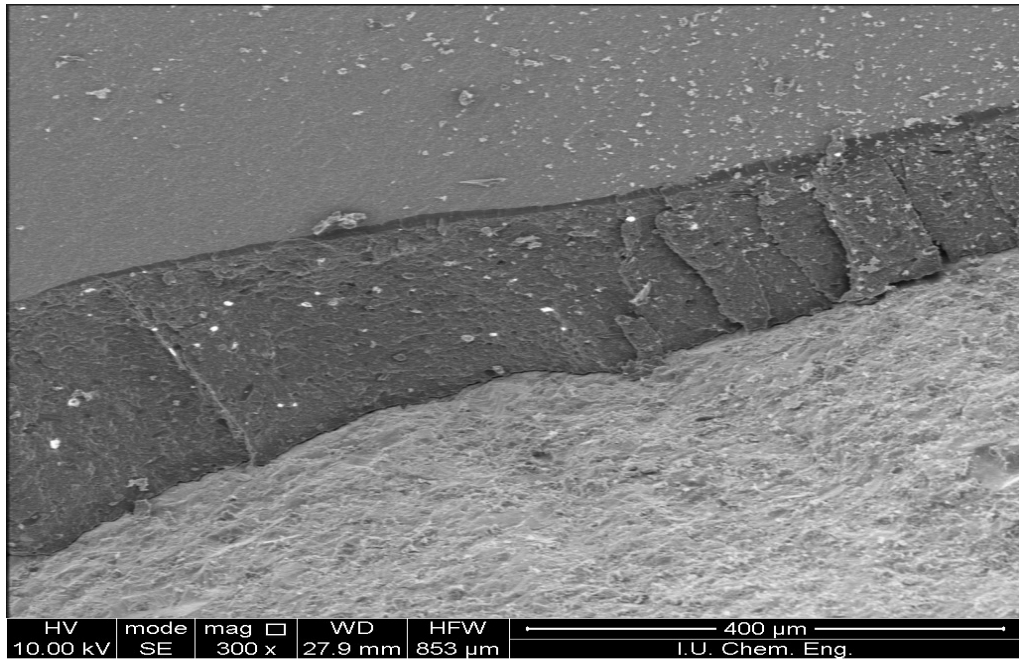


Şekil 4-25: G3-C grubuna ait SEM görüntüsü x1000

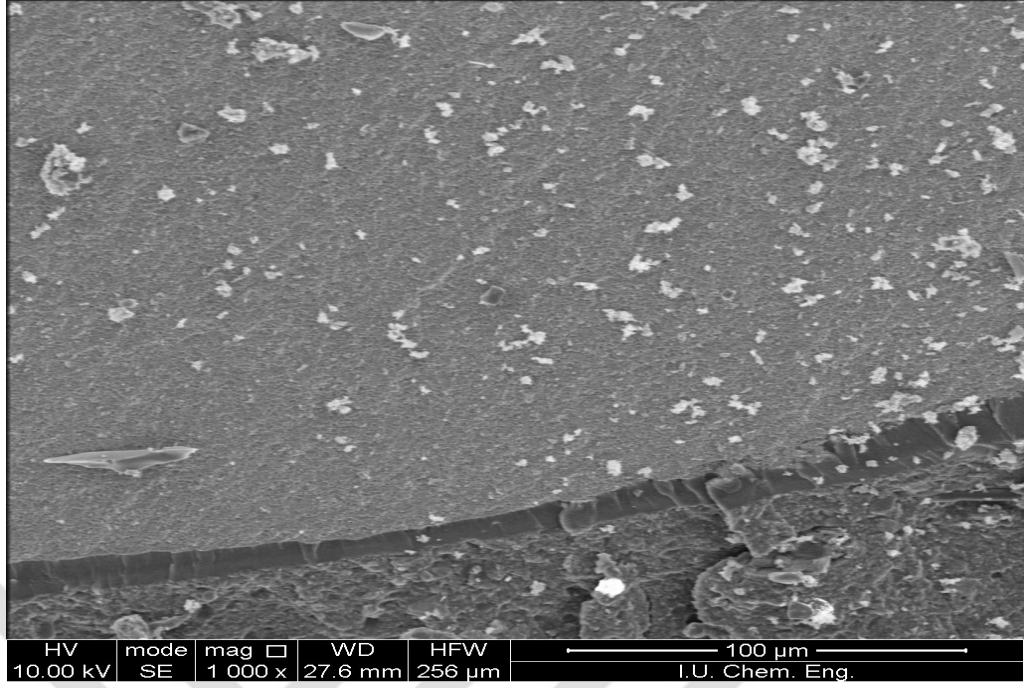
Monolitik zirkonya tam kuron protezlerinin adeziv reçine siman ile beraber kullanıldığı ve gruplar arasında en yüksek kırılma direnci değerlerine sahip G3-A grubuna ait SEM görüntüleri Şekil 4-26, 4-27, 4-28 'de gösterilmektedir.



Şekil 4-26: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x70



Şekil 4-27: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x300



Şekil 4-28: G3-A grubuna ait SEM görüntüsü x1000

5. TARTIŞMA

Günümüz protetik dişhekimliğinde kaydedilen teknolojik ilerlemeler ve kullanılan materyallerdeki gelişmeler ışığında estetik restorasyonlara duyulan gereksinim tam seramik sistemlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır. Seramik materyalinin üstün estetik ve biyouyumluluk gibi özelliklerinin yanında kırılma bir yapıya sahip olması ve gerilme kuvvetlerine karşı yeterli direnci gösterememesi klinik kullanım alanlarını kısıtlayan ana faktörlerdir. Yakın zamana kadar, tam seramik sistemler sadece ön bölge dişlere uygulanan restorasyonlar ile sınırlıyken, güçlendirilmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle günümüzde posterior dişlerde de güvenilir bir şekilde uygulanmaktadır (46, 63, 134).

Tam seramik sistemler içerisinde “Yitrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri” (Y-TZP) yüksek dayanıma sahip bir materyal olması ve gösterdiği biyouyumluluk sayesinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (53, 65, 228). Zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerin polikristalin mikroyapısı nedeniyle materyalin opak beyaz renkte olması, restorasyonun estetik özelliği açısından bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Zirkonya esaslı seramiklerin estetik özelliklerini arttırmak amacıyla alt yapı üzerine çeşitli üst yapı seramikleri uygulanmaktadır (2, 251, 252). Standart zirkonya alt yapıların opak görünümünden kaynaklanan olumsuzlukları gidermek amacıyla monolitik zirkonya seramikler geliştirilmiştir (26, 216). Monolitik zirkonya seramikler yüksek translüsentlik özelliğine sahip olmakla beraber üst yapı seramiği kullanılmadan da uygulanabilmektedir. Üst yapı seramiği ile beraber kullanıldığı durumlarda, monolitik zirkonya alt yapılar 0,5 mm ye kadar inceltilebilir kullanılabilmektedir (294).

Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik restorasyonların, geleneksel siman materyalleri yerine adeziv reçine siman ile simantasyonlarının ağız ortamında uzun dönem kırılma ve yorgunluk direncini artırarak yüksek kimyasal adezyon ve retansiyon sağladığı bildirilmektedir (37). Siman tabakası; alt yapı üzerinde oluşan stres dağılımını değiştirebileceğinden ve seramik materyalinin internal yüzey kusurları nedeniyle oluşabilecek stres konsantrasyonlarını düşürebileceğinden, seramik materyalinin kırılma direncini ve kırılma tipini etkileyebilmektedir (125). Çiğneme kuvvetleri, simanın elastik limitlerinden daha düşük stresler oluşturduğu zaman siman yapısal olarak

kırılmaya karşı direnç göstermektedir. Tam seramik restorasyonlar söz konusu olduğunda, orta seviyede Young modülüsüne sahip cam iyonomer ve adeziv reçine simanlar stres dağılımı ve seramik materyalini desteklemek açısından daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmektedir (121). Diş preparasyonu ve daha yumuşak olan dentin dokusunun kombinasyonu ile birlikte siman tabakası tam seramik sistemlerin elastiklik modülünü etkilemektedir. Alt yapının elastiklik modülünün düşmesi ile seramikte daha büyük stresler ortaya çıkmaktadır. Seramik, siman ve dentin ara yüzlerindeki gerilim farklılıklarından dolayı oluşan stresler, daha sert ve kırılğan yapıdaki seramik materyalinin kırılmasıyla sonuçlanmaktadır (125). Literatürde; siman tabakasının, zirkonya alt yapılı tam seramik kuron ve köprü protezlerinin kırılma direnci üzerine etkisini araştıran çok az çalışma bulunmaktadır.

Bu amaç doğrultusunda, standart ve monolitik zirkonya bloklardan hazırlanan kuron protezlerinin hem geleneksel cam iyonomer siman hem adeziv reçine siman kullanılarak; siman tipinin ve simantasyon işleminin kırılma direnci üzerine olan etkisi karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş tam seramik sistemler üstün mekanik özelliklere sahip olsa da, üst yapı seramiğinin zirkonya alt yapıdan ayrılması en sık görülen klinik başarısızlık nedeni olarak gösterilmektedir (2, 131). Bu sebeple tam seramik sistemlerin kullanıldığı protetik restorasyonların yorulmalarına ilişkin özellikle klinik ortamın simüle edilerek araştırıldığı uzun dönemli *in-vitro* çalışmalara olan ilgi de artmıştır (137, 138, 251, 252, 259).

Bu bilgilerin ışığı altında çalışmamızda; Zirkozahn firmasına ait standart zirkonya blokların üst yapı seramiği uygulanması ile beraber monolitik zirkonya bloklar kullanılarak hazırlanan tam seramik kuron protezleri ile kullanılan siman materyallerinin restorasyonların kırılma dirençlerine olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yapılan *in-vitro* çalışmalarda; tam seramik materyallerin kırılma direncinin değerlendirilmesi amacıyla hazırlanan deney örnekleri çeşitlilik göstermektedir. Bazı araştırmacılar (96, 97, 251) bar, disk, küp gibi geometrik formlara sahip şekillerde hazırlanan seramik örneklerini tercih ederken, bazı araştırmacılar (26, 85, 222, 259) ise diş formundaki seramik örnekleri kullanmıştır.

Dickinson (1989), Koutayas ve ark. (2000), Strub ve Beschmidt (1998), Tischert ve ark. (2000); kırılma direnci ile ilgili yaptıkları çalışmalarda; oklüzal kuvvetleri taklit eden kuvvetler karşısında seramik materyaline ait kırılma dayanımının değerlendirilmesi için klinik olarak diş formuna benzer örneklerin hazırlanmasının daha doğru sonuçlar vereceğini bildirmiştir (67, 137, 246, 258). Çalışmamızda bu amaçla standart zirkonya ve monolitik zirkonya bloklarından CAD /CAM sistemi kullanılarak standardize edilmiş kuron formunda örnekler kullanılmıştır.

Seramiklerin kırılma direnci üzerine yapılan çalışmalarda; araştırmacılar arasında kullanılan dayanak materyali için bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar (246) doğal dişleri, bazıları (116) reçine esaslı materyalleri, bazıları ise metal alaşımlarını (24, 26) tam seramik kuronların test işlemlerinde dayanak materyali olarak kullanmışlardır. Kullanılan dayanak materyalinin yapısına bağlı olarak değişen elastik modülüs farklılıkları seramiklerin kırılma direncini etkilemektedir (142, 233). Rosentritt ve ark. (2000), tam seramik kuronların kırılma dirençlerini karşılaştırmalı olarak inceledikleri bir çalışmada, dayanak materyali olarak akrilik reçine esaslı yapay dişler ve doğal dişleri kullanmışlardır. Bu çalışmada test edilen tam seramik kuron örneklerinin kırılma direnci, akrilik reçine esaslı dayanak dişler üzerinde daha yüksek, doğal dişler üzerinde ise daha düşük bulunmuştur (221). Ancak doğal dişlerdeki yapısal, boyutsal ve çekim zamanı gibi faktörlere bağlı olarak ortaya çıkan varyasyonlar sonucu standardizasyonun sağlanamadığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır (142, 221, 246, 293).

Zesewitz ve ark. (2014), tam seramik kuronların kırılma direnci üzerine yaptıkları bir çalışmada; dayanak materyali olarak kobalt-krom metal alaşımı kullanmışlardır. Dayanak materyali seçiminde; tam seramik kuron materyaline destek sağlaması ve standardizasyonu olumsuz yönde etkilememesi gibi faktörleri göz önünde bulundurarak kobalt - krom metal alaşımı kullandıklarını bildirmişlerdir (293).

Beuer ve ark. (2009), üç farklı yöntem kullanarak hazırladıkları tam seramik kuronların kırılma dirençlerini inceledikleri bir çalışmada; yüksek elastik modülusa sahip olması, deformasyona uğramaması ve standardizasyonun sağlanabilmesi açısından dayanak materyali olarak kobalt - krom metal alaşımı kullandıklarını bildirmiştir (25).

Bu avantajlardan dolayı çalışmamızda standardizasyonun temini için, hazır prepare edilmiş üst sol birinci küçük azı dişi temsil edecek şekilde döküm yoluyla hazırlanan kobalt -krom metal alaşımı dayanak materyali olarak kullanılmıştır.

Çalışmalarda restorasyonu desteklemesi için seçilen materyalin doğal dişlerin periodontal ligament dolayısıyla gösterdikleri mobiliteye benzer reziliense sahip olması gerekliliği ile ilgili farklı görüşler vardır. Bu çalışmada kobalt – krom metal alaşımından elde edilen dayanak dişleri destekleyecek akrilik reçine blokların hazırlanmasında periodontal ligamenti taklit edecek rezilient bir materyal kullanılmamıştır. Bunun nedeni Castelnovo ve ark. (2000) 'nın da belirttiği gibi; dayanak dişin kural kısmına artan bir şekilde uygulanan kuvvetin, dişin kök kısmı ile destekleyen akrilik reçine materyal arasına yerleştirilecek yumuşak ve esnek bir ara yapı ile azaltılamayacak olmasıdır (40).

Rosentritt ve ark. (2009) zirkonya esaslı tam seramik sistemler üzerine yaptıkları bir çalışmada; anatomik diş preparasyonuna uygun yapılan alt yapı ve üst yapı tasarımların restorasyonlarda alt yapıların ve alt yapı üzerine uygulanan üst yapı seramiğinin çok daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduklarını bildirmiştir (222).

CAD/CAM sistemlerinin temel prensibi olan aşındırma tekniğinde, kullanılan materyalin fabrikada üretilmiş hazır bloklar halinde bulunması, yapım aşamasında materyalin özelliklerini etkileyebilecek hataların elimine edilmesini sağlamaktadır (149). Tam sinterlenmiş zirkonya esaslı seramiklerin CAD/CAM sistemlerinde aşındırılması zor ve zaman alıcı olduğu bilinmektedir. Yarı sinterlenmiş zirkonya esaslı seramik blokların aşındırılması ise; tam sinterlenmiş olan bloklara kıyasla daha kolay ve hızlı gerçekleştirilmektedir. Yarı sinterlenmiş zirkonya esaslı seramik blokların aşındırma işlemi süresince frezlerin uyguladığı kuvvetlerin daha az olduğu ve aşındırma işleminin daha hassas olacağı bildirilmektedir (147, 210, 211). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda; yarı sinterlenmiş standart zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik bloklar kullanılmıştır.

Strub ve ark. (2006) CAD/CAM sistemleri geliştirilirken planlanan temel hedeflerin; fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak yüksek kalite standartlarına sahip materyallerden protetik restorasyonların üretilmesi, restorasyonların şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi şeklinde belirtmiştir (247). Çalışmamızda Zirkonzahn CAD/CAM sisteminin kendi

ürettiği hazır standart zirkonya ve monolitik zirkonya bloklar kullanılarak materyal standardizasyonu sağlanmıştır.

Luthardt ve ark. (2004) CAD/CAM ile üretilen tam seramik restorasyonlarda tasarım kalitesinin yüksek olabilmesi için diş preparasyonunun andırkatsız olması, belirgin kenar bitim sınırına sahip olması ve keskin açılar bulundurmaması gerektiğini bildirmiştir. Ayrıca tüm kenarlar yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla restorasyon uyumun artırılmasını önermiştir (149). Çalışmamızda da; aynı nedenle dayanak diş modeli üzerinde anatomik formda ve iç açısı 90 °C yuvarlatılmış basamak şekline sahip diş preparasyonu tercih edilmiştir.

Zirkonya esaslı tam seramik kuron restorasyonlarının kırılma direnci üzerine yapılan araştırmalarda, kuronların ağız içerisindeki basınçları karşılayabilmesi için gerekli olan en az kalınlık değeri hakkında kesin bir değer bulunmadığı görülmüştür. Beuer ve ark. (2008) zirkonya esaslı tam seramik tek kuron restorasyonların kırılma direnci üzerine yaptıkları bir çalışmada, üst büyük azı dişi temsil eden kobalt-krom metal alaşımı dayanak materyalinde beş farklı kenar bitim şekli kullanmışlar ve zirkonya alt yapı kalınlığını 0,4 mm olarak belirlenmiştir. Ancak alt yapı kalınlık değerinin hangi araştırmalara dayanarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (24).

Reich ve ark. (2008) kenar bitim şekli ve alt yapı kalınlığının zirkonya esaslı tam seramik tek kuron restorasyonların kırılma direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında; 0,3 mm ve 0,5 mm zirkonya alt yapı kalınlığı kullanmışlardır. Sonuç olarak zirkonya alt yapı kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Ancak alt yapı kalınlık değerinin hangi araştırmalara dayanarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (214). Çalışmamızda, tam seramik kuron restorasyonları için zirkonya alt yapı hazırlanan gruplarda (G1-A, G1-C, G2-A, G2-C) üretici firmanın tavsiye ettiği minimum 0,5 mm kalınlık göz önünde bulundurularak hazırlanmıştır. Zirkonya alt yapılar CAD/CAM ünitesinde standart bloklardan şekillendirilerek standardize edilmiştir.

Seramik üst yapıların standardizasyonu konusunda farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar akrilik reçine kalıp kullanarak eşit boyutlarda üst yapı seramiği hazırlamaya çalışmışlardır (51, 143). Bazı araştırmacılar ise yine aynı

amaçla pirinç kalıplar kullanmışlardır (242, 277). Dickinson ve ark. (1989) ve Sundh ve ark. (2004) ise silikon kalıpları tercih etmişlerdir (67, 251). Tinschert ve ark. (2001) yaptıkları bir çalışmada; üst yapı seramiğinin hazırlanmasında dijital mikrometre ile ölçümler yaparak standardizasyonu sağlamaya çalışmışlardır (259). Bu çalışmada da aynı amaçla üst yapı seramiği hazırlanan gruplarda (G1-A, G1-C, G2-A, G2-C) standardizasyonun temini için silikon kalıplar kullanılmıştır. Ayrıca üst yapı seramikleri tamamlanan kuron örneklerinin tüm yüzeylerinde kumpas yardımıyla ölçüm yapılarak eşit kalınlık elde edilmeye çalışılmıştır.

Üst yapı seramiğinin zirkonya alt yapı ile bağlantısı, materyallerin yapısal ve mekanik özellikleri göz önünde bulundurulduğunda oldukça önem taşımaktadır (11). Zirkonya yüzeyine üst yapı seramiğinin bağlantısının temel olarak mikromekanik etkileşim yoluyla olduğu söylenmektedir (31, 100). Üst yapı seramiği uygulanırken tekrar yüksek ısılara ve neme maruz kalan zirkonya alt yapıda faz dönüşümü meydana gelebileceği düşünülürse; materyal yüzeyinde frezeleme esnasında oluşan baskı tabakası uzaklaşacak ve mekanik özellikler olumsuz yönde etkilenecektir (100). Bu doğrultuda, dental restorasyonlar, üretici firmanın önerileri takip edilerek hazırlandığı takdirde yapılan çalışmalardan daha anlamlı veriler elde edilebileceği bildirilmiştir (76, 77).

Üst yapı seramiklerinin uygulama yöntemlerinden biri olan pressleme tekniği, tabakalama tekniğine alternatif bir yöntem olduğu bildirilmiştir (111, 186). Guess (2009), pressleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının bir araya getirildiğini bildirmiştir (102). Pressleme tekniği, daha eski bir sistem olan tabakalama tekniği ile karşılaştırıldığında; zirkonya alt yapılara daha iyi bir bağlanma ve daha üstün performansın sağlanması iddiasıyla son zamanlarda tanıtılmıştır (2). Ancak yeni gelişmeye başlayan bu tekniğin klinik davranışı hakkında literatürde çok geniş bilgi bulunmamaktadır (102).

Abu Alnasar ve ark. (2008), pressleme ve tabakalama tekniğinin zirkonya alt yapı- üst yapı seramiği arasındaki bağlanmaya olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında, zirkonya alt yapı (Vita YZ) üzerine pressleme tekniği (Vita PM9, Noritake CZR Press) ve tabakalama tekniği (Vita VM9, Noritake CZR) ile veneer seramikleri uygulamışlardır. Çalışmaları sonucunda, tabakalama tekniği ile uygulanan üst yapı seramiğinin bağlanma dayanımını pressleme tekniği ile uygulanan üst yapı seramiğinin bağlanma dayanımından önemli derecede yüksek bulmuşlardır (3).

Farklı uygulama yöntemlerinin üst yapı seramiklerinin başarısızlık şekline olan etkisini inceleyen Guess (2009) , zirkonya alt yapı (IPS-e-max ZirCAD) üzerine pressleme ve tabakalama tekniği (IPS-e-max ZirPress, IPS-e-max Ceram) ile veneer seramikleri uygulamış ve ardından örnekleri 7 gün boyunca suda yaşlandırıp 30 derecelik açıyla kuvvet uygulayarak teste tabi tutmuştur. Çalışması sonucunda, pressleme ve tabakalama tekniklerinin uygulandığı örneklerde benzer yorgunluk ve başarısızlık şekli ortaya çıktığını bildirmiştir (102).

Çalışmamızda; sonuçların karşılaştırılması amacıyla, zirkonya alt yapılar üzerine pressleme ve tabakalama yöntemleri kullanılarak üst yapı seramikleri uygulanmıştır. Tabakalama yöntemi için Zirkozahn firmasının kendi ürettiği seramik tozu (ICE Zirconia Ceramic Dentine A1, ICE Zirconia Ceramic Enamel S1, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) ve likiti (ICE Build Up Liquid, ZirkonZahn Steger, Ahrntal, Italy) kullanılmıştır. Pressleme yöntemi için firmaya ait bir ürün bulunmamasından dolayı; piyasada bu uygulama tekniği için üretilmiş olan IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) çalışma kapsamına alınmıştır. Pressleme yöntemi için geliştirilmiş olan bu üst yapı seramiği, zirkonya materyali için özel olarak üretilmiş, piyasada her tip zirkonya alt yapı üzerinde yaygın olarak kullanılan ve ısı genleşme katsayıları zirkonya materyaline uygun olan seramiklerdir (113).

Çalışmamızda kullanılan tüm seramiklerin sinterlenmesi, glazür işlemleri, başlangıç sıcaklığı, dakikadaki sıcaklık artışı, en yüksek sıcaklık, en yüksek sıcaklıkta bekleme süresi, başlangıç fırınlaması için vakumun hangi sıcaklıkta devreye gireceğinin ayrıntıları, üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapılmıştır.

Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar yüksek kırılma dayanımlarına sahip olmaları nedeniyle hem geleneksel simanlar hem adeziv reçine simanlar ile simante edilebilmektedir (35, 64, 166, 211, 281). Adeziv reçine simanların; daha iyi retansiyon ve kenar uyumu sağlaması, düşük çözünürlük göstermesi, daha iyi mekanik ve estetik özelliklere sahip olması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedirler. Ayrıca adeziv reçine simanlar ile seramik arasındaki bağlantı; restorasyonun oklüzal kuvvetlere karşı olan direncini de arttırmaktadır (64, 202).

Klinik açıdan bakıldığında tam seramik restorasyonların başarısızlıklarının temelinde; seramik materyalinde kırılma ve seramik - siman materyali arasında bağlantı problemleri bulunmaktadır. Libby ve ark. (1997) zirkonya esaslı seramik

restorasyonların kırılma direnci üzerine yaptıkları bir çalışmada simantasyona bağlı başarısızlık oranının % 2,3 – 8 arasında olduğunu, bu nedenle kullanılan simanın seramik yüzeyi ile tam bir bağlantı oluşturmasının restorasyonun başarısını önemli derecede etkilediğini bildirmişlerdir (145).

Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonların adeziv reçine simanlar ile bağlanma dayanımlarını arttırmak amacıyla yapılan çalışmalarda; geleneksel siman yerine adeziv reçine siman ile simantasyonlarının ağız ortamında uzun dönem kırılma ve yorgunluk direncini artırarak yüksek kimyasal adezyon, marjinal sızdırmazlık ve retansiyon sağladığı bildirilmiştir (73, 219, 257, 278).

Ernst ve ark. (2009) kimyasal polimerize olan adeziv reçine simanların ışıkla sertleşen adeziv reçine simanlara göre optik ve mekanik özelliklerinin daha düşük ve çalışma sürelerinin daha kısa olduğunu bildirmiştir (73). Işıkla polimerize olan simanlarda restorasyon kalınlığı ve seramiğin ışık geçirgenliği polimerizasyon derecesini belirlemektedir. Restorasyon kalınlığının artması veya opak restoratif materyal kullanılması; ışık geçirgenliğinin azalmasına dolayısıyla polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesine neden olmaktadır. Klinik olarak ; tam seramik restorasyon kalınlığı 2 mm 'den daha fazla olan protezlerde hem ışıkla hem kimyasal yolla (dual) polimerize olan adeziv reçine simanların kullanımı önerilmektedir (27). Yüksek kristal içerikleri nedeniyle opak bir yapıya sahip olan zirkonya esaslı seramiklerde 0,5 - 0,7 mm kalınlıklar da bile ışık geçirgenliği, dolayısıyla polimerizasyonun tamamlanması engellenmektedir (104, 105). Bu sebepten dolayı; simantasyon aşamasında adeziv bir sistem kullanılması planlanıyorsa dual polimerize olan adeziv reçine simanların tercih edilmesi önerilmektedir (27, 110). Ayrıca dual polimerize olan adeziv reçine simanlarda ışığın yeterince ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için bekleme süresinin yaklaşık 24 saat olduğu bildirilmektedir (29). Çalışmamızda; literatürde yapılan benzer çalışmalar (30, 70) referans alınarak; simantasyon sonrası örnekler test süresine kadar 37 C° derecedeki distile suda 24 saat bekletilmiştir. Çalışmamızda kullanılan zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı seramik kuron protezi farklı yüzeylerindeki kalınlıklarının yaklaşık 2 mm olmasından dolayı simantasyon sürecinde dual polimerize olan bir adeziv reçine siman tercih edilmiştir.

Zirkonya esaslı seramikler, yapısında cam fazı bulundurmadığı için; tam seramik restorasyonların adezyonu için önerilen yöntem olan hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve pürüzlendirilen yüzeye silan uygulaması, zirkonya esaslı seramiklerin adeziv reçine siman ile bağlantısında yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle zirkonya esaslı tam seramiklerde; restorasyonların iç yüzeylerine kumlama işlemi uygulanması ve MDP (Adeziv Fosfat Monomeri) içerikli adezivlerin veya adeziv reçine simanların kullanılarak simantasyon işleminin yapılması tavsiye edilmektedir (131).

Kern ve Wegner (1998); zirkonya esaslı seramiklerin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, Bis-GMA içeren ve MDP içeren adeziv reçine simanları karşılaştırmışlardır. Simantasyon işlemi öncesinde örnekler; kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda; yüzeyin kumlanmasının ardından uygulanan adeziv fosfat monomeri MDP 'nin en başarılı sonucu verdiğini belirtmişlerdir (131). Blatz ve ark. (2003); kumlanmış zirkonya ve alumina alt yapılı tam seramik restorasyonların, MDP içeren adeziv / silan karışımları ve yine MDP içeren adeziv reçine siman materyalleriyle simante edilmesinin güçlü bir bağlantı kurduğunu belirtmişlerdir (29).

Kim ve ark. (2015); adeziv reçine simanlar ile zirkonya alt yapı arasındaki bağlantıyı inceledikleri çalışmalarında kullanılan adezivleri karşılaştırmışlardır. Single Bond 2, Alloy Primer, All-Bond Universal ve Single Bond Universal Adhesive olmak üzere 4 gruba ayrılan adeziv gruplarına ait bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla; $8,5 \pm 4,6$ MPa, $26,9 \pm 5,1$ MPa, $31,3 \pm 5,6$ MPa, $37,7 \pm 5,1$ MPa bulunmuştur. En yüksek bağlanma dayanımı değerinin Single Bond Universal adeziv grubuna ait olduğu bildirilmiştir (133).

Çalışmamızın simantasyon aşamasında; G1-C, G2-C, G3-C grupları, geleneksel cam iyonomer siman (Fuji I®, GC Corporation, Tokyo, Japan) G1-A, G2-A, G3-A grupları ise MDP içerikli adeziv (Single Bond Universal Adhesive, 3M ESPE GmbH, Seefeld Germany) ve dual polimerize olan adeziv reçine siman (RelyX™ Ultimate Clicker™, 3M ESPE GmbH, Seefeld, Germany) kullanılarak simante edilmiş ve sonuçların karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Zirkonya seramik yüzeyine Al₂O₃ partikülleri ile kumlama uygulanması ile ilgili yapılmış çok sayıda çalışma mevcuttur (6, 31, 33, 41). Blatz ve ark. (2004), kumlanmanın hassas bir yüzey işlemi olduğunu, kumlama ile yüzeyden az miktarda

materyal kaldırıldığını, ısı artışı ve yüzeyde oluşan gerilimin yüksek boyutlara ulaşmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca kumlama ile oluşan çatlakların yüzeyde meydana gelen tabakayı geçemediklerinden bu uygulamanın materyalin bükme dayanımını arttırdığı sonucuna da varmışlardır (30).

Guazzato ve ark. (2005) zirkonyum oksit örnekler üzerine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları bir çalışmada kumlama işlemi ile monoklinik faz içeriğinin önemli derecede (% 9,5) arttığını, dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlama ile oluşan çatlakların yapının dayanımını bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir (99).

Kumlama işlemi yüzey pürüzlülüğünü ve bağ dayanımını arttırmasına karşın grenler arası seviyede mikro çatlak oluşumunu tetikleyerek seramik restorasyonun ömrünü azaltabilmektedir (152, 198). Kumlama işleminin zararlı etkilerini ortadan kaldırmak ya da azaltmak amacı ile işlem protokolü ile ilgili yapılan çalışmalarda; partikül büyüklüğü, kumlama basıncı, partikül şekli, partiküllerin yüzeye geliş açısı gibi etkenlerin, kumlama işleminin sonuçlarını etkilediği belirtilmektedir (193). Bu değişkenlerden kumlama basıncının ve tanecik büyüklüğünün azaltılmasının zirkonya yüzeyinde oluşacak hasarı azaltabileceği bildirilmiştir (202). Wang ve ark. (2008) CAD/CAM sistemi ile üretilmiş zirkonya esaslı seramik alt yapılara farklı büyüklükteki Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulayarak kırılma direncine etkisini incelemişler ve partikül büyüklüğü azaldıkça kırılma direncini olumlu yönde etkilediği sonucuna varılmıştır (275).

Zirkonya esaslı seramiklerde restorasyonların iç yüzeyinin kumlanması ile elde edilen pürüzlendirilmiş yüzey siman ile güçlü bir mekanik bağ oluşturmaktadır (136). Birçok çalışmada Al_2O_3 le kumlama yöntemi; hem yüzey alanını pürüzlendirmek hem de seramik yüzeyini temizleyip aktifleştirmek amacıyla kullanılmaktadır (131). Zirkonya esaslı seramiklerin kumlanması ile oluşan mikroskobik görüntülerin karşılaştırıldığı çalışmalarda sıklıkla 50 μm ve 110 μm olmak üzere, 50 μm ile 125 μm aralığındaki tanecik boyutu kullanılmaktadır (83). Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda; zirkonya alt yapıları tam seramik restorasyonların simantasyon başarısını arttırmak amacı ile hazırlanan standart ve monolitik zirkonya esaslı kuron protezlerinin iç yüzeylerine 50 μm çapında Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınçla kumlama işlemi uygulanmıştır.

Ağız içerisindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler; siman-seramik arayüzündeki adezyonu etkileyebilmektedir (20). Ağız ortamının fiziksel özelliklerini taklit etmek ve seramik - siman arasındaki bağlantının sürekliliğini test etmek amacıyla oldukça sık kullanılan uzun süre suda bekletme ve termal siklus uygulamaları; seramik ve yapıştırıcı siman materyali arasındaki bağlantının bütünlüğünü etkileyebilmektedir (20, 29, 71, 130).

Kern ve Wegner (1998); termal siklus işleminin, çeşitli yüzey işlemi uygulanmış zirkonya esaslı seramiklerle Bis-GMA içeren reçine simanlar arasındaki bağlantıda başarısızlıklara neden olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada uzun dönemde en başarılı bağlantının Al₂O₃'le kumlanan ve MDP içerikli adeziv reçine simanla simante edilen zirkonya esaslı seramiklerle elde edildiğini bulmuşlardır (131).

Çalışmamızda; ağız ortamını taklit etmek amacıyla tüm gruplara ait örnekler 24 saat süreyle 37 °C' de bekletildikten sonra, 5 – 55 °C (±2 °C)'de 5000 devir termal siklus uygulanmıştır. Örneklerin termal siklus cihazının banyosunda bekleme süresi 30 saniye, banyolar arasındaki geçiş süresi ise 2 saniye olarak ayarlanmıştır.

Dental materyallerin özellikleri ve performanslarının değerlendirilmesi amacıyla klinik ve laboratuvar çalışmaları yapılmaktadır. Benzer koşullar altında incelenen materyaller ve restorasyonlardan elde edilen sonuçlar; klinik kullanım için öngörü teşkil etmektedir. *In-vivo* ve *in-vitro* tekniklerdeki değerlendirme farklılıklarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, teknikler arasında paralellik görülmüştür. Klinik çalışmaların en önemli dezavantajları; maliyetinin yüksek ve sonuçların alınması için geçen takip süresinin uzun olmasıdır. Ayrıca hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklara bağlı olarak değerlendirme aşamasında başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi sözkonusudur. Bu nedenle laboratuvar testleri daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak laboratuvar testlerinde de ağız ortamının dinamik olmasından dolayı birebir biyolojik ortamın taklit edilebilmesi mümkün olmamaktadır (59).

Ağız ortamında ısırma ve çiğneme fonksiyonları sırasında restorasyon ve diş dokusu arasında komplike yapıda bir stres oluşmaktadır. Bu streslerin; alınan gıdaların oluşturduğu kimyasal ve ısıl gerilimlerle birlikte diş dokusuna daha çok dikey ya da paralel yönde gelen basma, gerilme ve makaslama kuvvetleriyle meydana geldiği belirtilmektedir. Kuron protezleri; çeşitli hareketleriyle ağız içerisinde çekme (tensile),

makaslama (shear), basma (compressive) ve tüm bunların kombinasyonu şeklinde gelen kuvvetlere maruz kalırlar (38).

Laboratuvar ortamında dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan test yöntemlerinden biri kırılma testidir. Tam seramik sistemlerin kırılma dirençlerinin test edilmesinde araştırmacılar farklı yöntemler kullanmışlardır. Bazı çalışmalarda, bar-disk şeklinde hazırlanan seramik örnekler kullanılmış, 3 ve 4 nokta bükülme gibi uniaksiyel bükülme testleri ve biaksiyel bükülme testleri kullanılarak kırılma dirençleri incelenmiştir (96, 97, 251, 283). Bazı çalışmalarda ise, gerçeği taklit eden protetik restorasyonlar üzerinde kırılma testleri uygulanmıştır (26, 85, 222, 259).

Tam seramik sistemler çok tabakalı bir yapıya sahiptir. Dentinle desteklenen bir siman tabakası (yaklaşık 30 - 120 μ) ve en üstte bir seramik tabakasından (yaklaşık 1-2 mm) oluşmaktadır. Bu yapı ve anatomik konfigürasyon, 3 ve 4 nokta bükülme testlerinde kullanılan bar ve disk şekilli örneklerde yoktur. Ayrıca kuron formlu örneklerle yapılan çalışmalardaki stres yoğunlaşmaları bar veya disk şeklindeki örneklerden oldukça farklıdır. Bu yüzden test örneği ve yükleme yönteminin olabildiğince klinik durumu taklit etmesi önerilmektedir (127).

Oram ve ark. (1984) yaptıkları bir çalışmada; bar çubuk ve diskler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, seramik venter kuronların morfolojisine çok yakın örnekler kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (190). Bu nedenle, bazı araştırmacılar, farklı tam seramik sistemlerin kırılma dirençlerini araştırmak için kuron biçiminde hazırlanmış örnekleri tercih etmişlerdir (51, 246). Bizim çalışmamızda da, kırılma testi kuron şeklinde hazırlanan zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar üzerinde uygulanmıştır.

Kırılma materyallerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde; örneklerin hazırlanması, boyutları ve koşulların standardizasyonunun yanı sıra seçilen test yöntemindeki yükleme hızı da önem arz etmektedir. Yükleme hızı arttıkça seramiğin yapısındaki mikroçatlakların büyümesine zaman tanınmasından dolayı hatalı veriler elde edilebilmektedir (116, 246, 252, 291). ISO yükleme hızını $1 \pm 0,5$ mm/dakika olarak belirlemiştir. Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada Universal test cihazında gerçekleştirilen kırılma testi boyunca yükleme hızı 0,5 mm/dakika olarak uygulanmıştır.

Örneklerin kırılma direnci sonuçları istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir. En yüksek ortalama kırılma direnci; adeziv reçine siman ile birlikte kullanılan monolitik

zirkonya tam kuron protezi grubundaki örneklerde (G3-A) bulunmuştur (2703 ± 308 N). En yüksek ikinci ortalama kırılma direncini veren grup, cam iyonomer siman ile birlikte kullanılan monolitik zirkonya tam kuron protezi grubunda bulunan örnekler (G3-C) vermiştir (2593 ± 214 N). Bu grupları sırasıyla; adeziv reçine siman ile birlikte kullanılan tabakalama yöntemi ile seramik uygulanan zirkonya kuron protezi grubu (G1-A) (1845 ± 178 N), adeziv reçine siman ile birlikte kullanılan pressleme yöntemi ile seramik uygulanan zirkonya kuron protezi grubu (G2-A) (1828 ± 184 N), cam iyonomer siman ile birlikte kullanılan pressleme yöntemi ile seramik uygulanan zirkonya kuron protezi grubu (G2-C) (1586 ± 273 N), cam iyonomer siman ile birlikte kullanılan tabakalama yöntemi ile seramik uygulanan zirkonya kuron protezi grubu (G1-C) (1566 ± 194 N) takip etmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; monolitik zirkonya esaslı blok kullanılarak üretilen tam anatomik kuron protezleri diğer dört gruba göre daha yüksek kırılma direnci değerleri vermiştir. Standart zirkonya bloklardan elde edilen alt yapı ve üst yapı seramiğinin birlikte kullanıldığı gruplarda (G1-A, G1-C, G2-A, G2-C) iki tabakalı yapıdan dolayı kırılma direncinin daha düşük çıkmış olması beklediğimiz bir sonuçtur.

Okutan ve ark. (2006), alt büyük azı doğal dişler üzerinde hazırladıkları Everest Y-TZP bloklardan hazırlanan kuronların kırılma direncini incelemişlerdir. Hazırlanan 32 örnek rastgele 2 gruba (n=16) ayrılarak cam iyonomer siman (Grup A) ve adeziv reçine simanlarla (Grup B) simante edilmiştir. Tüm zirkonya alt yapı seramik kuronlar, çiğneme simülatöründe 1.200.000 kez termomekanik yorulma işlemine tabi tutulmuş ve ardından kırılma testi uygulanmıştır. Cam iyonomer simanla yapılandırılan A grubunda ortalama kırılma direnci $1622 \text{ N} \pm 433$, adeziv reçine siman ile yapılandırılan B grubunda ortalama kırılma direnci ise 1957 ± 806 N olarak tespit edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiş ($p > 0.05$), sonuçların klinik açıdan kabul edilebilir aralıkta olduğu bildirilmiştir (188). Yapılan bu çalışma; bizim çalışmamızda standart zirkonya alt yapı üzerine tabakalama seramik yöntemi uygulanan ve cam iyonomer siman ile simante edilen G1-C grubu ve adeziv reçine siman ile simante edilen G1-A grubunun ortalama kırılma direncine benzer bulgular göstererek sonuçlarımızı desteklemektedir. Ancak bizim çalışmamızda G1-A ve G1-C gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmuştur ($p < 0.01$).

Sundh ve ark. (2004) 0,5 mm kalınlığında hazırladıkları Denzir zirkonya alt yapılar üzerine Empress 2 ve aynı firmanın Eris üst yapı seramiğini uygulayarak kırılma direncini değerlendirmişlerdir. Kuron şekilli örnekleri çinko fosfat siman ile metal daylara simante etmişler ve örnekleri 37 °C suda 24 saat boyunca beklettikten sonra 0,5 mm/dakika yükleme hızıyla, 5 mm çapında çelik bilye ile restorasyonlar kırılıncaya dek kuvvet uygulamışlardır. Kırılma direnci değerleri; Empress 2 üst yapı seramiği uygulanan grup için ortalama 2226 N ve Eris üst yapı seramiği uygulanan grup için ortalama 2740 N olarak bulunmuştur. Sonuç olarak; aynı zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle uyguladıkları farklı üst yapı seramikleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığını ve bu sistemin klinik açıdan değerlendirilebilmesi için uzun dönemli çalışmalar yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (251). Çalışmamızda standart zirkonya bloklardan elde edilen alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan gruplarda (G1-A - 1845,99 N) , (G1-C - 1566,84 N) kırılma dirençlerinin bu değerlerden daha düşük çıkmasının; örneklere uyguladığımız termal siklus işlemi veya kullanılan sistemler arasında zirkonya blokların üretim aşamalarında olabilecek farklılıklarından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tsalouchou ve ark. (2008), zirkonya alt yapıları tabakalama ve pressleme yöntemleriyle üst yapı seramiği ile birlikte kullandıkları tam seramik restorasyonlar üzerinde yorgunluk ve kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında; tabakalama yöntemi uygulanan gruba ait kırılma dayanımı değerlerini ortalama $2135,6 \pm 330,1$ N ve pressleme yöntemi uygulanan grupta ise $2189,9 \pm 317,6$ N olarak bulmuşlar ve gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığını ($p > 0.05$) bildirmişlerdir (261). Çalışmamızda, tabakalama ve pressleme yöntemleri kullanılan ve cam iyonomer siman kullanılan gruplarda (G1-C ve G2-C) kırılma dayanımı değerleri sırasıyla; $1566,84 \pm 194,8$ N ve $1586,40 \pm 273,1$ N , adeziv reçine siman kullanılan gruplarda (G1-A ve G2-A) ise sırasıyla; $1845,99 \pm 178,6$ N ve $1828,17 \pm 184,4$ N bulunmuştur. Grupların kendi aralarında kırılma dayanımı değerleri benzerlik göstermiş olup istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır ($p > 0.05$). Yapılan bu çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak Zirconia Everest® marka bloklar kullanılmıştır ancak elde edilen sonuçlar çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Choi ve ark. (2012) zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda, farklı üst yapı seramiklerini farklı tekniklerle uygulayarak kırılma direncini değerlendirmişlerdir.

Birinci alt büyük azı dişi temsil eden 45 adet titanyum metal dayanak diş modelleri için Lava firmasına ait yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan 0,5 mm kalınlığında zirkonya alt yapılar hazırlanmıştır. Zirkonya alt yapılar; feldspatik seramiğin tabakalama yöntemiyle uygulanması (LT), cam seramiğin yüksek ısıda pressleme yöntemiyle uygulanması (HT) ve anatomik tasarıma sahip üst yapı seramiğinin CAD/CAM sistemi ile hazırlanarak alt yapı üzerine sinterlenmesi (ST) olmak üzere her grupta 15 örnek olacak şekilde 3 gruba ayrılmıştır. Tüm kuron protezleri titanyum metalinden elde edilmiş dayanak diş modelleri üzerine RelyX Unicem™ (3M ESPE) reçine siman kullanılarak simante edildikten sonra Universal test cihazında kırılma testine tabi tutulmuştur. ST grubu, $6242,0 \pm 1759,5$ N ile en yüksek kırılma direnci değerlerini vermiştir, Bu grubu sırasıyla $5070,8 \pm 1016,4$ N değeri ile HT grubu, $4263,8 \pm 1110,8$ N değeri ile LT grubu izlemiştir. Zirkonya alt yapı üzerine tabakalama veya pressleme yöntemleri kullanılarak üst yapı seramiğinin uygulanmasının kırık tipi açısından fark oluşturabileceği ancak seramiklerin kırılma direnci değerleri üzerindeki etkisinin önemli olmadığı, LT ve HT gruplarına ait ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir ($p > 0.05$) (47). Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermekle beraber, çalışmamızda; zirkonya alt yapı üzerine tabakalama (G1-A) ve pressleme (G2-A) yöntemleriyle üst yapı seramiği uygulanan ve adeziv reçine siman kullanılan gruplara ait ortalama kırılma direnci değerleri bu çalışmayla kıyaslandığında çok daha düşük sonuçlar vermiştir. Çalışmamızda, kullanılan zirkonya blokların ve üst yapı seramiklerinin yapılan çalışmadakilerden farklı firmalara ait olması, termal siklus işlemi uygulanması, daha küçük çapta kuvvet uygulayıcı ucun kullanılması ve kuvvetin dik açıyla verilmiş olması gibi sebeplerden dolayı sonuçlarımızın daha düşük çıktığını düşünmekteyiz.

Lameira ve ark. (2015) monolitik zirkonya tam kuron protezleri (1,5 mm) ve zirkonya alt yapı (0,7 mm) üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği (0,8 mm) uygulanan kuron protezlerini yapay yaşlandırmaya tabi tutarak seramiklere ait kırılma dirençlerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Sığır dişleri üzerinde yapılan çalışmada; monolitik zirkonya kuron protezleri cilalanarak veya glazür işlemi uygulanarak iki farklı şekilde bitirilmiştir. Cilalı monolitik zirkonya kuron protezleri (PM), glazürlü monolitik zirkonya kuron protezleri (GM) ve zirkonya alt yapının üst yapı seramiği ile beraber kullanıldığı çift katmanlı kuron protezleri (BL) olmak üzere

oluşturulan 3 grupta 10'ar örnek bulunmaktadır. Hazırlanan kuron protezlerinin self-adeziv reçine siman (RelyX Unicem 2 Automix; 3M ESPE) kullanılarak simante edilmesinin ardından tüm örnekler 37 °C' de 24 saat suda bekletilmiştir. Çiğneme simülatöründe 80 N kuvvet altında 2,5 milyon kez yorulma işlemine tabi tutulan kuron protezleri üzerinde kırılma testi uygulanmıştır. Cilalı monolitik zirkonya grubu (PM = 3492,5 ± 748,2 N) ve glazürlü monolitik zirkonya grubu (GM = 3344,7 ± 1159,4 N) benzer kırılma direnci değerleri gösterirken bu iki gruba ait ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Zirkonya alt yapı üzerine tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanan BL grubu 2051,8 ± 764,7 N değeriyle diğer gruplardan daha düşük kırılma direnci sonucu vermiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$) (139). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, çalışmamızda adeziv reçine siman kullanılan monolitik zirkonya tam kuron protezleri grubu (G3-A) ve zirkonya alt yapının üst yapı seramiği ile beraber kullanıldığı kuron protezleri grubuna (G1-A) ait ortalama kırılma direnci değerlerinden daha yüksek bulunmuştur ancak karşılaştırmalı sonuçlar çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Zesewitz ve ark. (2014) farklı tam seramik sistemlerin kırılma direncini değerlendirdikleri çalışmalarında; üst birinci büyük azı dişi temsil eden Co – Cr metal alaşımından elde edilen dayanak dişler üzerine monolitik zirkonya, lityum disilikat ve feldspatik seramikleri tam kuron restorasyonu olarak kullanmışlardır. Monolitik zirkonya ve lityum disilikat tam kuron protezleri hem cam iyonomer siman (KetacCem Aplicap 3M ESPE) hem adeziv reçine siman (Panavia F 2.0 Kuraray Europe) kullanılarak simante edilirken feldspatik seramik esaslı kuronlar sadece adeziv reçine siman ile simante edilerek deney örnekleri 5 gruba (n=10) ayrılmıştır. En yüksek ortalama kırılma direnci değerini veren gruplar adeziv reçine siman kullanılan monolitik zirkonya grubu (5620 ± 757 N) ve cam iyonomer siman kullanılan monolitik zirkonya grubu (4340 ± 911 N) olmuştur. Bu grupları sırasıyla; cam iyonomer siman kullanılan lityum disilikat grubu (2710 ± 396 N), adeziv reçine siman kullanılan lityum disilikat grubu (2700 ± 344 N) ve feldspatik seramik grubu (1340 ± 163 N) takip etmektedir. Monolitik zirkonya grupları arasında kullanılan farklı siman materyallerinin, seramiklerin yük taşıma kapasitesini arttırsa dahi kırılma direnci üzerinde etkisinin olmadığını ve monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezi gruplarına ait kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir

($p > 0.05$) (293). Çalışmamızda monolitik zirkonyanın tam kuron protezi olarak kullanıldığı gruplarda (G3-A ve G3-C), kırılma direnci değerlerinin bu çalışmadan daha düşük bulunma sebebinin; farklı firmalara ait seramik ve siman materyallerinin kullanılmış olması ve bizim çalışmamızda deney örneklerine uygulanan termal siklüs işlemi olabileceğini düşünmekteyiz. Ancak çalışma sonuçlarına bakılacak olursa, monolitik zirkonya esaslı seramiklerin sahip olduğu yüksek dayanıklılık ve üstün mekanik özellikler, kullanılan siman materyallerinden etkilenmemekte ve yapılan bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarını aynı doğrultuda desteklemektedir.

Bu çalışmada elde edilen değerlerin ışığı altında test edilen protetik restorasyonların klinik başarılarının değerlendirilebilmesi için klinikte geçerli olan çiğneme kuvvetleri ile kıyaslanmaları gerekmektedir. Ağız içerisinde mevcut olan ortalama maksimum çiğneme kuvvetleri farklı bölgelerde değişiklik göstermektedir. Büyük azı dişleri bölgesinde 400 – 800 N, küçük azı dişleri bölgesinde 220 – 450 N, kanin dişlerinde 130 – 330 N, kesiciler bölgesinde 90 – 150 N maksimum çiğneme kuvvetleri bildirilmiştir (86). Kırılma direncinin değerlendirilmesi ile ilgili olarak yapılan ve mekanik testler kullanılarak gerçekleştirilen *in-vitro* çalışmalar ağız içerisindeki maksimum kuvvetleri değerlendiren klinik çalışmalar ile karşılaştırıldığında; seramiklere ait kırılma direnci sonuçları oldukça yüksek (≈ 1000 N ve üzeri) değerler vermektedir (127). *In-vitro* çalışmalarda; kırılma mekanizmasının ve kırılma anında materyallerde oluşan stresin; klinik çalışma koşullarından farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda, test edilen tüm zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı kuron protezlerinin, klinik olarak kabul edilebilir değerlerden çok daha üstün kırılma direnci değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Ancak, seramiklerin kırılma direncini değerlendiren *in-vitro* çalışmaların, uzun dönemli kontrollü klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Bu doktora tez çalışmasından elde edilen sonuçları şu şekilde özetleyebiliriz:

1. Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin adeziv reçine siman ile birlikte kullanıldığı G3-A grubu en yüksek ortalama kırılma direnci sonuçlarını ($2703,03 \pm 308,98$ N) vermiştir.

2. Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin cam iyonomer siman ile birlikte kullanıldığı G3-C grubu ikinci en yüksek kırılma direnci sonuçlarını ($2593,57 \pm 214,25$ N) vermiştir. Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinde kullanılan simanların kırılma direnci sonuçları üzerindeki etkisi önemsizdir. G3-A ve G3-C gruplar arası ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).
3. Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin cam iyonomer siman ile birlikte kullanıldığı G3-C grubu; G1-C ve G2-C grupları ile karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).
4. Monolitik zirkonya esaslı tam kuron protezlerinin adeziv reçine siman ile birlikte kullanıldığı G3-A grubu; G1-A ve G2-A grupları ile karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).
5. Zirkonya alt yapı üzerine üst yapı seramiğinin tabakalama veya pressleme yöntemleri kullanılarak uygulanan gruplar (G1 ve G2) arasında üst yapı seramiğinin farklı şekilde uygulanması kırılma direnci sonuçlarını etkilememiştir. G1-A ($1845,99 \pm 178,6$ N) ve G2-A ($1828,17 \pm 184,4$ N) grupları kendi aralarında ve G1-C ($1566,84 \pm 194,8$ N) ve G2-C ($1586,40 \pm 273,1$ N) grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında; ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).
6. Zirkonya alt yapı üzerine üst yapı seramiğinin tabakalama veya pressleme yöntemleri kullanılarak uygulanan gruplar (G1 ve G2) arasında kullanılan farklı siman materyalleri, seramiklerin kırılma direnci sonuçlarını etkilemiştir. G1-A ($1845,99 \pm 178,6$ N) ve G1-C ($1566,84 \pm 194,8$ N) grupları kendi aralarında G2-A ($1828,17 \pm 184,4$ N) ve G2-C ($1586,40 \pm 273,1$ N) grupları da kendi aralarında karşılaştırıldığında; adeziv reçine siman kullanımının ortalama kırılma direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı belirlenmiştir ($p < 0,01$).

Sonuç olarak, zirkonya ve monolitik zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar ile birlikte kullanılan farklı siman materyallerinin kırılma direnci üzerine etkisi ile ilgili olarak yapılan çalışmaların sonuçlarına göre tek bir yöntemin klinikte öncelikli tercih edilmesi konusunda ortak bir fikir birliğine varmak henüz mümkün değildir. Bu amaçla uygun endikasyonlar doğrultusunda, mevcut seramik ve siman materyalleri bir arada kullanılarak farklı seçeneklerin değerlendirileceği, kapsamlı ve uzun süreli klinik çalışmalara gerek olduğunu düşünmekteyiz.



KAYNAKLAR

1. Abate PF, Bertacchini SM, Polack MA, Macchi RL. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence Int* 1997; 28(8): 509-512.
2. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984-91.
3. Abu Alnasar H, Giordano R, Pober R. Bond Strength of Pressed and Conventional Porcelain to Zirconia. Back to the Dental Materials 3: Ceramic-based Materials and Cements Program. Back to the AADR 37th Annual Meeting and Exhibition. 2008, 4.
4. Akaltan F. Yapıştırma simanları. *TDBD* 2002; 71: 58-63.
5. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen, İnley, Jaket Kuron, Metal-Porselen Kuron ve Köprüler. 3rd ed. 1978; İstanbul: *İ.Ü. Basımevi*.
6. Akkus E. Farklı Zirkonyum Sistemlerinin Farklı Yüzey Özellikleri Varlığında Farklı Yapıştırma Ajanları ile Simantasyonu Sonucunda Meydana Gelen Bağlantı Direncinin İn Vitro Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, 2009.
7. Aktener O. Cam iyonmer simanlar: Sertleşme reaksiyonu ve özellikleri. *Ege U Dis Hek Fak Derg* 1990; 11(3): 153-162.
8. Al Wahadni A, Ajlouni R, Al Omari Q, Cobb D. ve Dawson D. Shade-match perception of porcelain fused to metal restorations: a comparison between dentist and patient. *Journal of America Dental Association* 2002; 133(9), 1220-1225.
9. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: A Systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 641-52.
10. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; 13: 141-149.

11. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349-355.
12. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 59-64.
13. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *J Dent Res* 1991; 70: 1009- 1013
14. Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J Dent Res* 1992; 71: 1134-1138.
15. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 72-84.
16. Anusavice KJ. Philips' Science of Dental Materials.10th ed. *WB. Saunders Company*, Philadelphia, 1996.
17. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. *St. Louis: W.B. Saunders* 2003. pp: 486-467, 657-704.
18. Ardlin BI. Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590- 595.
19. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dental Res* 1990; 69: 1791-1799.
20. Barclay CW, Boyle EL, Williams R and Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement, *J Oral Rehab* 2002; 29, 546-552.
21. Berit IA. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-595
22. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 243-262.

23. 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.
24. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effects of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dental Materials Journal* 2008; 27 (3); 362- 367.
25. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings- a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009 Jan; 25(1): 121-8.
26. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann. M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012; 28: 449–456
27. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 295- 300.
28. Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram Restorations. *Quintessence Int* 2003; 34: 542-547.
29. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-274.
30. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-362.
31. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38(9): 745-53.
32. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 90, 247-254.

33. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 60-65.
34. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of lightactivated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 512-18.
35. Burke FJ, Shortall ACC, Combe EC, Aitchison TC. Assessing restorative dental materials: Testing methods and assesment of results. *Dent Update* 2002; 29: 188-194.
36. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 2000; 1: 94–112.
37. Canpolat C. Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki rezin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. *Doktora Tezi* 2001; İstanbul.
38. Cardoso P, Braga R, Carrilho M. Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14: 394-398.
39. Carollo JA. All-ceramic three-unit bridges: an esthetic choice. *Compend Contin Educ Dent*. 2003; 24: 218, 221-3, 225-9.
40. Castelnuovo J, Tjan AHL, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 171-80.
41. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 2009; 37: 891–897.
42. Cercon Eye Brochure, 2006. Erişim 06.08.2007, <http://www.cerconsmartceramics.com>.
43. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of three machinable ceramic materials. *Quintessence Int*, 2008; 39: 573- 579.

44. Chen JC, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant etching period and silane priming on bond strenght to porcelain of composite resin. *Oper. Dent.* 1998; 23: 250-257.
45. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27: 535-543.
46. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1): 15-22.
47. Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2012; 4: 162-9.
48. 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.
49. Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *J Am Dent Assoc* 1998; 129, 239-241.
50. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(9): 1301-3.
51. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2(4): 376-384.
52. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a sytematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
53. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371-376.
54. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental Materials* 6. ed.1996; Mosby, Newyork.

55. Craig RG, Powers JM (2002.) Restorative Dental Materials. 11th Ed. Chapter 3,9; *Mosby Elsevier*; Missouri.
56. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques. *Quintessence Pub Co Inc* 1994; Tokyo.
57. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent Res* 2006; 34: 195-206.
58. 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. *Dental Materials* 2005; 21: 242–51.
59. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005; 30(1): 39-49
60. Della Bona A, Anusavice KJ and Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; 19, 693-699.
61. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 506-513.
62. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7: 134-43.
63. Denry IL, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
64. Derand T, Molin M, Kvam K. (2005). Bond strength of composite luting cements to zirconium oxide ceramics. *Dent Mater* 21: 1158-1162.
65. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; 27: 2186-2192.

66. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 135-41.
67. Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989; 61(3): 297-304.
68. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. *Quintessence Publishing Co* 1999; 192-197.
69. Drouin JM, Cales B, Chevalier J, Fantozzi G. Fatigue behavior of zirconia hip joint heads: experimental results and finite element analysis. *Journal of Biomedical Material Research*, 1997; 34, 149-155
70. 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.
71. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004; 20: 778-87.
72. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Bradley WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 1999; 24, 38-44.
73. Ernst CP, Aksoy E, Stender E, Willershausen B. Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns. *Am J Dent* 2009; 22(2): 122-8.
74. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23:911-916, 918, 920-924.
75. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004; 13(1), 28-35.
76. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer 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.

77. Filser FT. Direct ceramic machining of dental restorations. *Ph. D. Thesis*. 2001; Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich.
78. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009; 25: 419–23.
79. Fradeani M, Redemagni M. An 11- year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33 503-510.
80. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36: 105-113.
81. Garcia-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am* 2000; 44, 541-570.
82. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-704.
83. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001; 27: 321–324.
84. Geis-Gerstorfer J, Schille C. Influence of surface treatment on wear of solid zirconia (Lava). *J Dent Res* 2011; 90 (Spec Iss A):Abstr 3056.
85. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent* 2011; 10: 56-63.
86. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 443-449.
87. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain *J Prosthet Dent* 1995; 73: 411-418.
88. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996; 17: 779-794.

89. Giordano RA. Comparison of all-ceramic restorative systems. *J Mass Dent Soc* 2002; 50: 16-20.
90. Giordano RA. Materials for Chairside CAD/CAM produced restorations. DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*; 2005; 32:180-7.
91. Giordano RA. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137 Suppl:14-21.
92. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 2007; 3: 34-38.
93. Gladwin M, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials. Philadelphia: *Wolters Kluwer Co* 2000; pg: 41-91.
94. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; May-Jun; 17(3): 285-90.
95. Gross LC, Griffen AL and Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent* 2001; 23, 24-27.
96. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339- 346
97. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449- 456.
98. 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.
99. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.

100. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; 21: 454-63.
101. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian Dental Journal* 2010; 55: 306–10.
102. Guess PC. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4: 262-76.
103. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effects of stress-induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; 13, 1464-1470.
104. 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; 88: 4-9.
105. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-15.
106. Heuer, A.H. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of American Ceramical Society* 1982; 65, 642-650.
107. Hewlett ER. Esthetic restorative materials. In: Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals, Ed.: BJ. Crispin, Osaka: *Sun Art Printing Co* 1994; Chapter 3.
108. Heymann HO, Bayne SO, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays. *JADA* 1996; 127: 1171-81.
109. Hint-Els Products. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010, <http://www.hintel.de>: <http://www.hintel.de/en/produkte/index.php>.

110. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab* 2001; 28: 1022-8.
111. 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 Appl Biomater* 2000; 53: 297-303.
112. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 322-326.
113. IPS e.max ZirPress Scientific Documentation (2005). Ivoclar-Vivadent, Schaan-Liechtenstein.
114. Isaacson G, Isaacson D. Ceramometal Fixed Partial Dentures, *Quintessence Publishing Co. Inc.* 1981; Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo.
115. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. Schaan, Liechtenstein: *Dental Technician and Instructor* 2005: 41-43.
116. Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture Strength and Mechanism of Dental Ceramic Crown with Zirconia Thickness. *Procedia Engineering* 2011; 10; 1556-1560
117. Jang KT, Chung DH, Shin D and Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent* 2001; 26, 603-608.
118. Jones DW. The strength and strengthening mechanism of dental ceramics. Dental Ceramics. Proceedings of the first international symposium on ceramics. *Quintessence* 1983; 83-141.
119. Jones DW. Development of dental ceramics: A historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985; 29: 621-643.
120. Joynt RB, Wieckowski G, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1987; 57(4): 431-435.

121. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont* 2000; 9(4): 201-209.
122. Karataslı B. Farklı Alt Yapı Materyalleri Kullanımının Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Mekanik Testler ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi. Doktora Tezi. İstanbul. 2010.
123. Kavo-everest Instructions for use. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010. <http://www.kavo-everest.com>: <http://www.kavoeverest.com/Default.aspx?navid=554037&oid=550&lid=en&rid=554120>.
124. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 605- 614.
125. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5): 536-541.
126. Kelly JR, Nishimura I and Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective, *J Prosthet Dent* 1996; 75, 18-30.
127. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 652-661.
128. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America* 2004; 48(2), 513-530.
129. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24, 289-298.
130. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater* 1993; 9: 151-161.
131. Kern M, Wegner S. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64–71.

132. Kim HY, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 296-304
133. Kim JH, Chae SY, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. *Oper Dent* 2015; 40(1): 55-62.
134. Koçak A. Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul 2006.
135. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24: 147-153.
136. Kosmac T. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-435.
137. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 540-547.
138. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2002; 15(3): 223-229.
139. Lameira D.P, Buarque e Silva W.A, e Silva F.A, De Souza G.M. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed Research International* 2015; Volume 2015, Article ID 418641, 7 pages.
140. Lava Technical Product Profile. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010. [www.multimedia.3m.com:http://multimedia.3m.com/mws/mediawebsserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtlxf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E66666](http://multimedia.3m.com:www.multimedia.3m.com:http://multimedia.3m.com/mws/mediawebsserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtlxf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E66666).
141. 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.
142. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J* 2000; 45(2): 103-107.

143. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In-vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent* 1998; 80(6): 699-707.
144. Leinfelder K, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. *JADA* 1989; 118: 703-707.
145. Libby G, Arcuri MR, La Velle WE, Hel L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 127-131.
146. Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253- 261.
147. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29: 482, 484, 486-8.
148. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81(7): 487-91.
149. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004; 20: 655–662.
150. Mackert Jr CM, Evans AL. Effect of cooling rate in leucite volume fraction in dental porcelain. *J. Dent. Res.* 1991; 70: 137-9.
151. Mackert Jr. CM, Rueggeberg FA, Lockwood PE, Evans AL, Thompson WO. Isothermal anneal effect on microcrack density around leucite particles in dental porcelain. *J Dent Res* 1994; 73: 1221-7.
152. Mackert Jr. CM, Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heatpressed dental ceramic. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 261-5.
153. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 459-466.
154. Manicone PF, Rossi-Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007; 35(11), 819-826.

155. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu PK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 155- 64.
156. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated ti substrate, *J Dent Res* 2006; 34: 436–443.
157. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 394-404.
158. McCabe John F. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. Çev: Nayir E. 1999; 7. bsk. İstanbul.
159. McLaren EA, Sorensen JA. Fabrication of conservative ceramic restorations using copy-milling technology. *Quintessence Dent Tech* 1994; 17: 19-25.
160. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 307- 308.
161. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 985-994.
162. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial *J Prosthet Dent* 2000; 83: 216-22.
163. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23(7): 637-41.
164. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I. *Quintessence Publishing Co. Inc.* 1979; Chicago, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo.
165. McLean JW. The Strengthening of Dental Porcelain. The Science of Dental Ceramics, Chicago, *Quintessence* 1979; 55-63.
166. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of waterhardening glass-ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1984; 52(2): 175-81.

167. McLean JW. The clinical use of glass ionomer cements. *Dent Clin North Am* 1992; 36(3): 693-711.
168. McLean JW. Dentinal bonding agents versus glass ionomer cements. *Quintessence Int* 1996; 27, 659-667.
169. Meerbeek BV, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20.
170. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with or without softstart-polymerization. *J Dent* 1997; 25: 321-330.
171. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7: 73-80.
172. Momoi Y, Mc Cabe JF. Fluoride release from light-activated glass-ionomer restorative cements. *Dent. Mater* 1993, 9: 151-154.
173. Monticelli F, Toledona M, Tay FR, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod* 2006; 32 (1): 44-47.
174. Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper. Dent* 1994; 19: 82- 90.
175. Mörmann WH. State of the art of the CEREC-Method. *Quintessence Publ Co Inc* 1991; 511-524.
176. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. *Quintessence International* 1996; 27, 821-828.
177. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/ computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am* 2002; 46: 405-426.
178. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD-CAM. In: Mörmann WH State of the Art of CAD-CAM Restorations: 20 years of CEREC. *Berlin Quintessence*, 2006; 1-7.
179. Nalbant D. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar. *GÜ Diş hek Fak Derg* 2002; 19(1): 47-51.

180. Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology, *Quintessence Co. Inc.* 1992; Chicago, London, Berlin, Tokyo, Honkong.
181. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: A review. *Biomaterials*, 1998; 19: 485-494.
182. O'Brien WJ. Magnesia ceramic jacket crowns. *D.C. North AM.* 1985; 29: 719-24.
183. O'Brien WJ. Dental Materials Properties and Selection. 3rd edition. *Quintessence Publishing Co*, 2002; Illinois, Chicago, London, Berlin, Tokyo, Hon Kong.
184. O'Brien WJ. Dental Materials And Their Selection 4th edition. Chicago, *Quintessence Publishing Co, Inc*, 2007; Chapter 15, pg: 212-229.
185. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-456.
186. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 468-72.
187. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors effecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 451- 459.
188. 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.
189. Olmez A, Oztas N and Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int* 1998; 29, 725-729.
190. Oram DA, Davies EH. Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. *J Prosthet Dent* 1984; 52(2): 221-230.
191. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20(2): 61-151.

192. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 122-28.
193. Ozcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 335-339.
194. Öngül D, Şermet B, Balkaya MC. Visual and instrumental evaluation of color match ability of 2 shade guides on a ceramic system. *J Prosthet Dent* 2012; 108: 9-14.
195. Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. *TDB Dergisi* 2002; 66: 33-39.
196. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexural strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 459-66.
197. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3): 325-327.
198. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Poerber R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-164.
199. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater* 1999; 20(4): 1-25.
200. Piddock V, Brough Q. Effect of an ion-exchange paste on the strength and chemistry of some dental porcelains. *Quint Dent Tech* 1993; 79-83.
201. Pisani JP, Erhardt MCG, Valandro LF, Aceves GG, Carmona MVB. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 412-7.

202. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30: 382–388.
203. Plueddemann EP. Adhesion through silane coupling agents. *J Adhes* 1970; 2: 184–201.
204. Polansky R. The production of Cerec restorations from a plaster cast. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 37-44.
205. Probst T, Diehl J. Slip-casting Alumina Ceramics for Crown and Bridge Restorations. *Quintessence Int* 1992; 23, 25-31.
206. Probst L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Int J Prosthodont* 1997; 24: 636-645.
207. Procera AllCream Bridge Material. <http://www.nobelbiocare.com:>
<http://www.nobelbiocare.com/en/resource-library/handlinginstructions/default.aspx>.
208. Qualtrough AJE, Nicholas P Chandler, David G Purton. A comparison of the retention of tooth colored posts. *Quintessence Int* 2003; 34: 199-201.
209. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003 Nov; 19(7): 603-611.
210. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 520-525.
211. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2006; 48: 531- 544.
212. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012; 107:170–7.
213. Reich S, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M. Generation of functional CEREC 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 229- 38.

214. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent* 2008 May; 99 (5): 369-76
215. Rieger W, Köbel S, Weber W. Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications. *Spectrum Dialogue*, 2008.
216. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013; 44: 557–566.
217. Robin C, Scherrer SS, Wisortt HW, Rijk WG, Besler UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 2002; 18, 389-395.
218. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 418-43.
219. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental Luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 1998; 80: 280-301.
220. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. *Mosby Elsevier*; 2006; St. Louis, Toronto, London
221. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 387-391.
222. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009; 37: 978–83.
223. Rues S, Kroger E, Muller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry* 2010; 38: 987–94.
224. Ruse D. What is a “compomer”? *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 500-504.
225. Russell G. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 14-21.

226. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence International* 1995; 26(11), 757-63.
227. Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara A, Bottino MC. Full-contour Y-TZP surface roughness effect on wear of hydroxyapatite. *J Dent Res* 2012; 91.
228. Saldana JM, Ramirez H, Viguera DJ, et al. Mechanical properties and low temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003; 18: 10.
229. 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.
230. Sato TS, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985; 68: 356-359.
231. Savran Çakır S. Zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi. *Doktora Tezi*. 2011; İstanbul.
232. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003; 29: 8-12.
233. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 462-7.
234. Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater* 2010; 26(2): 78-93.

235. Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Disçioglu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi, *GÜ Dishek Fak Derg* 2005; 22(3), 163-168.
236. Sevük Ç, Gür H, Topalan GS. Estetik inley-onley çalışmalarında farklı bir yöntem: Celay sistemi. *Dis Hek. Klinik* 1997; 10: 169-175.
237. Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Proshet Dent* 2002; 88(6): 565-568.
238. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research* 1993; 27, 729-734.
239. Shor A, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD Class II cavity preparations. *Int J Prosthodont* 2003; 16(1): 64-69.
240. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; 2: 197-207.
241. Smales R. Longevity of a resin-modified glass ionomer cement and a polyacid modified resin composite restoring non-cariou cervical lesions in a general dental practice. *Aust Dent J* 2004; 49(4): 196-200.
242. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998 11(3): 255- 262.
243. Sorensen JA, Torres TJ. In Ceram ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; 15: 41-46.
244. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass. *Prac Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 95- 106.
245. Starling LB, Transfer Molded “All Ceramic Crowns: The Cerestore System”. *Ceramic Engineering Proceedings*. 1985; 6: 41-56.

246. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 602-609.
247. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *JADA* 2006; 137(9), 1289-1296.
248. Strutz JM, White SN, Kane CL. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. *J Prostet Dent*; 1994; 72: 128-132.
249. 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* 2007; 23(1):106-14.
250. Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry, 3rd Edition. *Quintessence Books*. 2006; Chicago.
251. 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.
252. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476-482.
253. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 1991; 26: 6706-6714.
254. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4): 345-349.
255. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; 27: 4429-38.
256. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* 2009; 25(7): 857-62.

257. Thompson J, Stoner B, Piascik J, Smith R. Adhesion/ cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71–82.
258. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535.
259. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-238.
260. Tinschert J. Natt G. Hassenpflug S. Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004; 7(1): 25-45.
261. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008; 24: 3: 308-318
262. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract). *Oper Dent* 2000; 25, 152-154.
263. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması, *Doktora Tezi*. 2001. Konya.
264. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Of Esthet Dent* 2009; 4(2): 2-23.
265. 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.
266. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003,28: 647-60.

267. Van Noort R. Introduction To Dental Materials. (2nd ed) *Mosby*, St Louis, 2002; 257-278.
268. Verslius A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater* 1996; 12, 290-294.
269. VITA all-ceramic systems VITA Celay® Zirconia Blanks Working instructions. Brochure B. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010, http://www.vita-zahnfabrik.com:http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/en/en_3052158.pdf.
270. Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM and Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Oper Dent* 2000; 25, 526-533.
271. Von Schroeter P, Jurgensen B, Zollner M. Cercon move a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent* 2004; 7, 371-377.
272. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 140-144.
273. Wall GJ, Cipra DL. Alternative Crown Systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am.* 1992; 36(3): 765-779.
274. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 416-421.
275. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008; 24(5): 633- 638.
276. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. *Cambridge University Press* UK; 1996 :452-513.
277. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in-vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 154-160.
278. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet. Dent* 1992; 67: 156-161.

279. White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic resin composite luting agents. *Int J Prosthodont* 1993; 6(4): 384-389.
280. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 413-420.
281. Wilson AD. Resin-modified glass ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 425-29.
282. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol* 2005; 28, 169-184.
283. Wohlwend A, Strup JR, Scharer P. Metal ceramic and all porcelain restorations current considerations. *Int J Prosthodont* 1989; 2(1): 13-26.
284. 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.
285. Yamamoto M. Metal-Ceramics. *Quintessence Pub Co Inc.* 1985; Chicago, Illinois.
286. 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.
287. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 2003; 255, 975-89.
288. Yin L, Huang H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol* 2004; 8, 21-37.
289. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 1993; 17, Ankara.
290. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, 2004. Ankara: *Ank. Üni. Basımevi*; Bölüm 16.
291. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996; 9: 434- 439.

292. ZENOTEC Products - instructions - information – *FAQ*. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010, <http://www.wieland-dental.de:>
<http://www.wieland-dental.de/produkte/zenotec/page.html?L=1>.
293. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP, Doz P. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2014; 27: 264-266.
294. Zhang Y, James J, Ramanathan S, Lawn B. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials* 2013; 29: 1201–1208.
295. Zhu ZW, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200C to 350C in air. *Scripta Materialia* 1999; 40(11), 1229-1233.
296. Zirkonzahn Working Manuel. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010
<http://www.zirkonzahn.com:>http://www.zirkonzahn.com/CustomerData/1/Files/Documents/EN_Arbeitsanleitungen_web.pdf.

HAM VERİLER

FORMLAR



ETİK KURUL KARARI



PATENT HAKKI İZİNİ



TELİF HAKKI İZİNİ

