

← Adınızı soyadınızı giriniz

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



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

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI İMPLANT DESTEKLERİNDE DEĞİŞİK TEKNİK
VE MATERYALLERLE HAZIRLANAN ALT YAPILARIN
KENAR UYUMUNUN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İNCELENMESİ**

ESRA KOÇ

**DANIŞMAN
PROF.DR. BÜLENT ŞERMET**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON- KÖPRÜ PROTEZİ PROGRAMI**

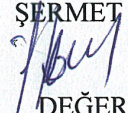
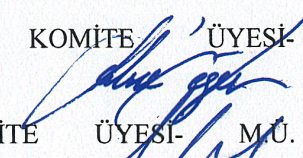
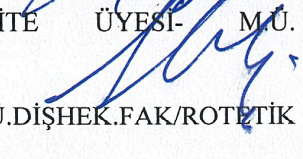
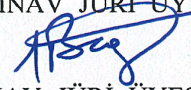
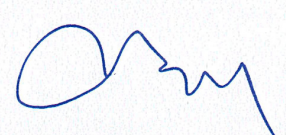
İSTANBUL-2013

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. ESRA KOÇ tarafından hazırlanan FARKI İMPLANT DESTEKLERİNDE DEĞİŞİK TEKNİK VE MATERYALLERLE HAZIRLANAN ALT YAPILARIN KENAR UYUMUNUN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ. başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

29 / 07 / 2013

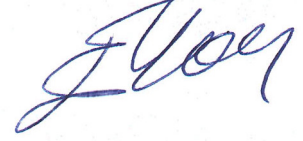
Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)	İmzası
1.PROF.DR.BÜLENT ŞERMET (DANIŞMAN-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)	
2..PROF.DR.SABİRE DEĞER (TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ- İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)	
3.PROF.DR.ATİLLA SERTGÖZ(TEZ İZLEME KOMİTE ÜYESİ- M.Ü. DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ A.B.D.)	
4..PROF.DR.BEGÜM KESMEZACAR (SINAV JÜRİ ÜYESİ-İ.Ü.DİŞHEK.FAK/ROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI)/	
5.DOÇ.DR.MEHMET C. BALKAYA(SINAV JÜRİ ÜYESİ-İ.Ü.DİŞHEK.FAK./PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI)	

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.

ESRA KOÇ



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince engin bilgi, tecrübe ve deneyimlerini esirgemeyen, her konuda destek olan, yol gösteren çok değerli hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Bülent Şermet'e**,

Araştırmam sırasında her zaman bilgisine başvurduğum ve çalışmamdaki değerli katkılarından dolayı Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. Atilla Sertgöz'e** ve İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Doç. Dr. Mehmet Cudi Balkaya'ya**,

Tez çalışmamın başlamasında bana yardımcı olan ve çalışmam boyunca beni yüreklendiren **Dr.Değer Öngül'e**

Doktora eğitimimin her aşamasında deneyim ve birikimlerinden faydalanma fırsatı veren, kürsümüz tüm değerli öğretim üyelerine,

Stereomikroskopla ölçümlerin yapılmasında yardımcı olan Yıldız Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü **Arş. Gör. Zekeriya Yaşar Cömert'e**,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında bana yardımcı olan tüm **Yaren Dental Laboratuvarı** çalışanlarına,

Doktora çalışmamın istatistiksel değerlendirmesini yapan İstanbul Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı **Msc.Kamber Kaşali' ye**,

Doktora eğitimim boyunca sevgisini, anlayışını ve desteğini esirgemeyen **Dr.Levent Uslucan'a**,

Doktora eğitimim boyunca bana destek olan sevgili arkadaşlarım **Dt. Feyza Nur Görken, Dt. Sema Özgen ve Dt. Cengiz Külekçi' ye**,

Hayatım boyunca yanımda olup sabırlarını ve desteklerini benden esirgemeyen canım **aileme** tüm emekleri, bana gösterdikleri sonsuz anlayış ve sevgi için teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 23477

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	Xİ
SEMBOLLER /KISALTMALAR LİSTESİ.....	XİV
ÖZET.....	XV
ABSTRACT.....	XVI
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Protetik Tedavi.....	3
2.2. Kenar Uyumu.....	4
2.2.1. Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler.....	7
2.2.1.1. Direkt Yöntem.....	7
2.2.1.2. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler.....	8
2.2.1.3. Siman Aralığı-Silikon Replika Yöntemi.....	9
2.2.1.4. Reçine Replika Yöntemi.....	10
2.2.1.5. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi.....	11
2.2.2. Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler.....	11
2.2.2.1. Diş Hazırlığı.....	11
2.2.2.2. Restorasyonun Yapımında Kullanılan Materyaller.....	16
2.2.2.3. Simantasyon.....	18
2.2.2.4. Ölçü.....	20
2.2.2.5. Laboratuvar İşlemleri.....	20
2.3. Dental İmplantlar.....	21
2.3.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	22
2.3.2. Dental İmplantların Endikasyonları.....	23
2.3.3. Dental implantların kontrendikasyonları.....	23
2.4. İmplant Destekli Protezler.....	24

2.4.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları.....	24
2.4.2. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması.....	25
2.4.3. Dental İmplantların Parçaları.....	26
2.4.3.1. Dental İmplant Abutmenti.....	27
2.4.3.1.2. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri.....	28
2.4.3.1.3. İmplant Abutmentı Seçiminde Dikkat Edilmesi Gerekenler.....	32
2.5. Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller.....	34
2.5.1. Metal Desteksiz Seramikler.....	34
2.5.1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	35
2.5.1.1.1. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler).....	37
2.5.1.1.2. Refractor Day (Slip Cast) Tekniği İle Hazırlanan Seramikler.....	39
2.5.1.1.3. Preslenebilir Tam Seramikler.....	43
2.5.1.1.4. Kopya Freze (Pantograf) Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler....	48
2.5.1.1.5. CAD-CAM sistemleriyle Hazırlanan Tam seramikler.....	50
2.5.2. Zirkonyum.....	61
2.5.2.1. Stabilize Edilmiş Zirkonya Seramikleri.....	62
2.5.2.2. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	64
2.5.2.3. Üretim Şekline Göre Y_2O_3 İçeren Zirkonya Bloklar.....	68
2.5.2.3.1. Dry-Pressed Zirkonya Seramikler (Green).....	68
2.5.2.3.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered).....	69
2.5.2.3.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (HIP).....	69
2.5.2.4. Zirkonya Alt Yapılarının Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	70
2.5.3. Metal Destekli Seramikler.....	71
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	74
3.1. Çalışmada Kullanılan Alt Yapı Materyalleri.....	74
3.2. Çalışmada Kullanılan İmplant Abutmentları.....	75
3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	76
3.4. Akrilik Modellerin Hazırlanması.....	77
3.5. Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	78
3.5.1. Metal Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	78
3.5.2. Zirkonzahn Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	81
3.5.3. Cercon Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	83

3.5.4. In-Ceram Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	86
3.5.5. IPS e.max Press Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması.....	89
3.6. Alt Yapı Örneklerinin Simantasyonu.....	93
3.7. Alt yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması.....	94
3.8. İstatistiksel Değerlendirme.....	96
4. BULGULAR.....	97
4.1. Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Bulguları.....	97
4.1.1. İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derecelik Basamağa Sahip Abutment Grubundaki Alt Yapıların Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Değerleri.....	97
4.1.2. 135 Derecelik Basamağa Sahip Abutment Grubundaki Alt Yapıların Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Değerleri.....	100
4.2. Her İki Abutment Grubu Kenar Aralığı Bulguları.....	103
4.2.1. Simantasyon Öncesi Her İki Abutment Grubunun Kenar Aralığı Değerleri.....	103
4.2.2. Simantasyon Sonrası Her İki Abutment Grubunun Kenar Aralığı Değerleri.....	105
4.3. Alt Yapıların Kenar Aralığı Bulguları.....	108
4.3.1. Simantasyon Öncesi İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri.....	108
4.3.2. Simantasyon Sonrası İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri.....	110
4.3.3. Simantasyon Öncesi 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri.....	112
4.3.4. Simantasyon Sonrası 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri.....	114
4.4. Alt Yapıların Kenar Aralığı Görüntüleri.....	116
4.4.1. İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Birer Örnekle Kenar Aralığı Görüntüleri.....	116
4.4.2. 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Birer Örnekle Kenar Aralığı Görüntüleri.....	117
5. TARTIŞMA.....	118
KAYNAKLAR.....	136
ÖZGEÇMİŞ.....	158

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Zirkonya esaslı seramiklerin zirkon içeriği ve firma adları.....	71
Tablo 2-2: Metal-Seramik Restorasyonlar İçin Kullanılan Alaşımlar.....	72
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan alt yapı materyalleri ve üretici firmaları.....	74
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan implant abutmentleri, tipi ve basamak şekli.....	76
Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyal sayısı ve toplamı.....	76
Tablo 4-1: İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası istatistiksel değerlendirmesi.....	99
Tablo 4-2: 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası istatistiksel değerlendirmesi.....	102
Tablo 4-3: Her iki abutment grubundaki alt yapıların simantasyon öncesi birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	104
Tablo 4-4: Her iki abutment grubundaki alt yapıların simantasyon sonrası birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	107
Tablo 4-5: Simantasyon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı değerlerinin kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	108
Tablo 4-6: Simantayon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları.....	109
Tablo 4-7: Simantasyon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	110
Tablo 4-8: Simantayon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları.....	111
Tablo 4-9: Simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	112
Tablo 4-10: Simantayon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları.....	113
Tablo 4-11: Simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi.....	114

Tablo 4-12: Simantayon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları.....	115
--	-----

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Kenar uyumunda kullanılan terimler.....	5
Şekil 2-2: Mandibulada taş implant.....	21
Şekil 2-3: Transformasyon sertleşmesi.....	64
Şekil 3-1: 3inOne Abutment kuron adaptasyonu.....	75
Şekil 3-2: 3inOne Abutment.....	75
Şekil 3-3: Simple Solutions Abutment kuron adaptasyonu.....	75
Şekil 3-4: Simple Solutions Abutment.....	75
Şekil 3-5: Sekizgen kalıp.....	77
Şekil 3-6: Akrilik modeller.....	77
Şekil 3-7: Modelajın uyumlanması.....	78
Şekil 3-8: Tijleme işlemi.....	78
Şekil 3-9: Manşetin hazırlanması.....	79
Şekil 3-10: Revetmanın dökülmesi.....	79
Şekil 3-11:Manşetin açılması.....	79
Şekil 3-12: Ön ısıtma fırını.....	79
Şekil 3-13: Santrifüjlü döküm fırını.....	80
Şekil 3-14: Metal döküm.....	80
Şekil 3-15: Metal alt yapıların tesviye işlemi.....	80
Şekil 3-16: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan metal alt yapılar.....	81
Şekil 3-17: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan metal alt yapılar.....	81
Şekil 3-18: Kompozit maketin tesviyesi.....	82
Şekil 3-19: Zirkonzahn manuel freze makinesi.....	82
Şekil 3-20: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan zirkonzahn alt yapılar..	83
Şekil 3-21: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan zirkonzahn alt yapılar.	83
Şekil 3-22: Cercon Eye.....	84
Şekil 3-23: Cercon Brain.....	84
Şekil 3-24: Cercon Base.....	84
Şekil 3-25: Cercon Heat.....	85
Şekil 3-26: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan Cercon alt yapılar.....	85
Şekil 3-27: 135 derecebasamaklı abutment için hazırlanan Cercon alt yapılar.....	85
Şekil 3-28: Dublikat ölçü.....	86

Şekil 3-29: Revetman model.....	86
Şekil 3-30: In-Ceram toz, likit ve additive.....	87
Şekil 3-31: In-Ceram hamurunun hazırlanması.....	87
Şekil 3-32: Revetman model üzerine modelajın yapılması.....	87
Şekil 3-33: Cam infiltrasyonu.....	88
Şekil 3-34: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan In-Ceram alt yapılar...	89
Şekil 3-35: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan In-Ceram alt yapılar..	89
Şekil 3-36: Modelajın uyumlanması.....	89
Şekil 3-37: Tijleme işlemi.....	89
Şekil 3-38: Manşetin hazırlanması.....	90
Şekil 3-39: Hazırlanmış manşet.....	90
Şekil 3-40: Revetmanın dökülmesi.....	90
Şekil 3-41: Manşetin kapatılması.....	90
Şekil 3-42: Manşetin açılması.....	91
Şekil 3-43: Preslemeye hazır revetman.....	91
Şekil 3-44: Ön ısıtma fırını.....	91
Şekil 3-45: Ips e.max seramik ingot.....	91
Şekil 3-46: Seramik ingotların yerleştirilmesi.....	91
Şekil 3-47: Piston yerleştirilmiş preslenmeye hazır revetman.....	91
Şekil 3-48: Revetmanın press fırınına alınması.....	91
Şekil 3-49: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan IPS e.max Press alt yapılar.....	92
Şekil 3-50: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan IPS e.max Press alt yapılar.....	92
Şekil 3-51: İmplacem polymeric implant Cement.....	93
Şekil 3-52: Basınç göstergeli düzeneğe yerleştirilmiş simante edilmiş örnek.....	93
Şekil 3-53: Kenar aralığı ölçümlerinin yapıldığı stereomikroskop.....	94
Şekil 3-54: Basınç göstergeli düzenek ve alt yapıların sabitlenmesi.....	94
Şekil 3-55: Basınç göstergeli düzeneğin stereomikroskopa sabitlenmesi.....	95
Şekil 4-1: İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerinin karşılaştırması.....	100
Şekil 4-2: 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerinin karşılaştırması.....	102

Şekil 4-3: Simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri.....	105
Şekil 4-4: Simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri.....	107
Şekil 4-5: Simantasyon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması.....	108
Şekil 4-6: Simantasyon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması.....	110
Şekil 4-7: Simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması.....	112
Şekil 4-8: Simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması.....	114
Şekil 4-9: Metal alt yapı kenar aralığı görünümü.....	116
Şekil 4-10: Zirkonzahn alt yapı kenar aralığı görünümü.....	116
Şekil 4-11: Cercon alt yapı kenar aralığı görünümü.....	116
Şekil 4-12: In-Ceram alt yapı kenar aralığı görünümü.....	116
Şekil 4-13: IPS e.max Press alt yapı kenar aralığı görünümü.....	116
Şekil 4-14: Metal alt yapı kenar aralığı görünümü.....	117
Şekil 4-15: Zirkonzahn alt yapı kenar aralığı görünümü.....	117
Şekil 4-16: Cercon alt yapı kenar aralığı görünümü.....	117
Şekil 4-17: In-Ceram alt yapı kenar aralığı görünümü.....	117
Şekil 4-18: IPS e.max Press alt yapı kenar aralığı görünümü.....	117

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

μm : Mikrometre
 mm : Milimetre
 Al_2O_3 : Aliminyum oksit
 MgAl_2O_4 : Spinel
 ZrO_2 : Zirkonya, Zirkonyum dioksit
 MgF_2 : Magnezyum Florid
 MgO : Magnezyum oksit
 $^\circ\text{C}$: Derece Celsius
 Mpa : Megapaskal
 KAlSi_2O_6 : Lössit
 SiO_2 : Silisyum dioksit
SEM: Scanning Elektron Microscope
CAD-CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
 P_2O_5 : Fosfor
 Li_2O : Lityum oksit
 La_2O_3 : Lantan oksit
 ZnO : Çinko oksit
 K_2O : Potasyum oksit
 $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$: Lityum disilikat
 Li_3PO_4 : Lityum ortofosfat
 $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$: Florapatit
Y-TZP: İttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Non-HIP: Yarı sinterize
HIP: Hot Isostatic Pressing
Zr: Zirkonyum
TZP: Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri
C: Kübik
T: Tetragonal
M: Monoklinik
PSZ: Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya
ZTC: Zirkonya ile güçlendirilmiş seramik
ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 CaO : Kalsiyum oksit
 Y_2O_3 : İttriyum oksit
LTD: Low temperature degradation
Ti: Titanyum
GD: Grade (derece)
Co – Cr: Kobalt krom
N: Newton
N: örnek sayısı
 $\text{ss}\pm$: Standart sapma
p: Anlamlılık

ÖZET

Koç, E. Farklı implant desteklerinde değişik teknik ve materyallerle hazırlanan alt yapıların kenar uyumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2013.

Araştırmamızda iki farklı implant desteğinde tam seramik alt yapılarla birlikte metal alt yapıların yapım tekniğinin kenar uyum açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda farklı kenar bitim şekillerine sahip iki tür simante implant abutment ve döküm yoluyla elde edilen krom-kobalt metal alt yapı, kopya freze tekniğiyle hazırlanan Zirkonzahn, CAD/CAM tekniğiyle hazırlanan Cercon, refraktör day tekniğiyle hazırlanan In-Ceram Alumina, ısı ve basınç altında presslenerek elde edilen IPS e.max Press olmak üzere 5 farklı alt yapı materyali kullanılmıştır. Sekizgen akrilik modele gömülü olan her iki tür implant abutment için her bir alt yapı grubundan 10'ar tane olmak üzere toplam 100 adet alt yapı örneği hazırlanmış ve örnekler basınç göstergeli bir düzenekle stereomikroskoba sabitlenmişlerdir. Sekizgen modelin her yüzeyinde rastgele seçilmiş 3 noktadan x50 büyütmede, stereomikroskop yardımı ile toplam 24 adet (8x3) kenar aralığı ölçümü gerçekleştirilmiştir. Alt yapıların ölçümleri tamamlandıktan sonra alt yapılar, implant dayanaklarına sabit basınç altında simante edilmiş ve her bir örneğin kenar aralığı ölçümü yine çepeçevre 24 noktadan stereomikroskop altında gerçekleştirilmiştir. Her bir örneğin kenar aralığı değeri 24 noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak elde edilmiştir. Alt yapı sistemlerinin birbirleriyle, abutment gruplarının birbirleriyle ve kendi aralarında karşılaştırılması ve simantasyonun kenar uyumuna etkisinin istatistiksel değerlendirmesi yapılmıştır.

Çalışmamızın sonunda, kenar uyumu açısından en iyi değerler Cercon alt yapılarda görülmüştür. Metal alt yapılar en yüksek değerler ile diğer alt yapıların gerisinde kalmıştır. Alt yapılar bulgularımıza göre kenar aralığı en az olandan en fazlaya doğru aşağıdaki gibi sıralanmıştır;

Simantasyon öncesi;

90 derece basamaklı abutment için hazırlanan alt yapılar: Cercon (52,02µm), IPS e.max Press (66,01µm), Zirkonzahn (88,52µm), İn-Ceram (89µm), Metal (109,5µm)

135 derece basamaklı abutment için hazırlanan alt yapılar: Cercon (46,5µm), IPS e.max Press (58,01µm), İn-Ceram (80µm), Zirkonzahn (94,5µm), Metal (115µm)

Simantasyon sonrası;

90 derece basamaklı abutment için hazırlanan alt yapılar: Cercon (62,51µm), IPS e.max Press (74,01µm), İn-Ceram (97µm), Zirkonzahn (100µm), Metal (116µm)

135 derece basamaklı abutment için hazırlanan alt yapılar: Cercon (47,5µm), IPS e.max Press (67,53µm), İn-Ceram (91µm), Zirkonzahn (100,5µm), Metal (123µm)

135 derece basamaklı abutment grubuna ait metal alt yapıların simantasyon sonrası kenar aralığı değeri (123µm) hariç çalışmada incelenen tüm kuron alt yapılardan elde edilen kenar aralığı değerleri klinik kabul edilebilir sınırlardadır (< 120 µm). Alt yapıların simantasyon sonrasındaki kenar aralığındaki artış da yine klinik kabul edilebilir sınırlarda bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Kenar uyumu, implant destekli kuron, tam seramik, zirkonya, metal alt yapı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 23477

ABSTRACT

Koç, E. A comparative study of marginal fit of copings which was prepared with various techniques and materials' on different abutments. Istanbul University, The Institute of Health Sciences, Department of prosthodontics, PhD. Thesis. Istanbul. 2013.

Our aim is to evaluate fabrication techniques of recently introduced all-ceramic copings, together with metal copings in terms of marginal adaptation on two different abutments in our study.

We used two cementable implant abutments with different marginal designs and five different copings which are casted chrome-cobalt metal coping, Zirkonzahn with copy milling technique, Cercon with CAD/CAM technique, In Ceram Alumina with slip cast technique, IPS e.max Press which was prepared under pressure with heat. For both types implant abutments which are embedded in an octagonal acrylic model, we prepared 10 samples for each coping group and total of 100 samples. Samples are secured to stereomicroscope with pressure gauge apparatus. A total 24 marginal gap measurements was done from randomly selected 3 points octagonal model under x50 magnification with stereomicroscope. After completing the measurements coping materials are cemented to implant abutments under constant pressure and samples' marginal gap measurements once again are done from 24 points with stereomicroscope. Each samples marginal gap values are obtained by calculating 24 points average. The statistical analysis of the groups on the coping systems, implant groups and the effect of cementation on marginal fit were made.

At the end of the study we observed the best marginal fit scores from the Cercon and the highest scores from metal copings. According to our data copings are listed from the respectively as follows;

Before cementation;

Copings prepared for abutment with 90 degree shoulder: Cercon (52,02µm), IPS e.max Press (66,01µm), Zirkonzahn (88,52µm), In-Ceram (89µm), Metal (109,5µm)

Copings prepared for abutment with 135 degree shoulder: Cercon (46,5µm), IPS e.max Press (58,01µm), In-Ceram (80µm), Zirkonzahn (94,5µm), Metal (115µm)

After cementation;

Copings prepared for abutment with 90 degree shoulder: Cercon (62,51µm), IPS e.max Press (74,01µm), İnceram (97µm), Zirkonzahn (100µm), Metal (116µm)

Copings prepared for abutment with 135 degree shoulder: Cercon (47,5µm), IPS e.max Press (67,53µm), In-Ceram (91µm), Zirkonzahn (100,5µm), Metal (123µm)

All marginal gap values obtained from crown copings can be considered in clinically acceptable limits (< 120 µm) except metal copings after cementation on abutment with 135 degree shoulder group (123µm). Increased marginal gap values after cementation are still clinically acceptable limits.

Keywords: Marginal fit, implant-supported crown, all ceramic, zirconia, metal coping

The present work was supported by the Reserch Fund of Istanbul University. Project No. 23477

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, hastaların diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavi edilmesi giderek artmaktadır. Aynı zamanda diş hekimliğinde çok önemli bir yer kazanan estetik kavramıyla birlikte; diş eksikleri doğal görünümlü, implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile restore edilmektedir (107, 282).

Sabit protetik restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörler; kenar uyumu, kuron seviyesi ve servikal konturun belirlenmesi, restorasyon materyalinin özellikleridir (88). Başarılı bir implant operasyonu sonrası, implant destekli bir protez yaparken en önemli amaç, implant ile uyumlu bir üst yapı elde etmektir (128, 272).

Kenar uyumu, sabit protetik tedavinin klinik başarısının değerlendirilmesinde rol oynayan en önemli faktörlerden biridir (77, 230).

Kenar uyumunun sağlanamadığı durumlarda ağız içinde simanın çözülmesi ve protez kenarı geçirgenliğinin artması sonucu plak oluşumunda artış olur. İmplant üstü protezlerde oluşan bu olumsuzluklar; implant uygulanan bölgelerde periodontal problemler ve kemik kaybı olarak gözlenirken, implant uygulanan bölgeye komşu dişlerde ise çürük oluşumunda artış olarak karşımıza çıkmaktadır (135, 270).

İmplant üstü protezlerde kullanılan dayanağın kenar bitim şekli, restorasyonun yapımında kullanılan farklı teknikler ve materyaller, laboratuvar işlemleri, ve simantasyon kenar uymunu etkileyen faktörlerdendir.

Gelişen teknolojiye paralel olarak diş hekimliğinde yer alan tam seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ekipman ve malzemeler giderek artan bir ivme ile gelişmekte ve çeşitlenmektedir. Kenar uyumunun, diş hekimliğinde kullanılan farklı tekniklere ve malzemelere göre değişkenlik göstermesi, geliştirilen her yeni sistemin

kendi içinde ve benzerleri ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve araştırılması gereğini ortaya çıkarmaktadır. Çalışmamızda bu gereksinimden yola çıkarak farklı yöntemlerle hazırlanan 5 farklı alt yapının, farklı kenar bitim şekline sahip iki implant desteği üzerinde kenar uyumu açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve buna simantasyonun etkisinin araştırılması hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protetik Tedavi

Modern diş hekimliğinin ideal amacı; hastanın normal kontur, fonksiyon, estetik, konuşma ve sağlığını kazandırmaktır (246). Diş hekimliğinde; estetik, fonetik ve fonksiyon gibi gereksinimleri karşılamak için protetik tedavi seçeneğine sıklıkla başvurulmaktadır. Yapılacak tedavinin başarısı, uygulanan tekniğe, kullanılan malzemenin biyolojik uyumuna, mekanik ve estetik özelliklerine, kenar uyumunun iyi olması gibi kriterlere bağlıdır (8).

Son yıllarda gelişen diş hekimliği sayesinde; ağızda destek olarak alınabilecek hiçbir diş olmamasına rağmen dental implantlar kullanılıp, kemik desteği alınarak sabit ya da hareketli protezler yapılabilir. Bu noktada dental implant; stomatognatik sisteme zarar vermeden, atrofiye uğratmadan ya da herhangi bir hastalığa neden olmadan tedaviye olanak sağlayan dental materyallerdir (246).

Bilindiği gibi sabit protetik restorasyonlarda metal seramik sistemleri yaygın kullanıma sahiptir. Ancak bunlar, metal alt yapıdan kaynaklanan bir takım estetik dezavantajlara sahiptirler. Bu dezavantajları giderebilmek için son yıllarda yapılan çalışmalar, metal alt yapıya alternatif olabilecek, daha iyi estetik sağlayabilecek seramik alt yapı malzemeleri üzerinde yoğunlaşmıştır. İdeal bir estetik restorasyon; doğal diş benzer optik özelliklere sahip olmalı ve zaman içinde renk değişikliğine uğramamalıdır. Bununla birlikte aşınmaya karşı dirençli, kenar uyumu iyi, ağız içindeki çeşitli kuvvetleri karşılayabilecek mekanik özelliklere sahip, yapım tekniği ise kolay ve ekonomik olmalıdır (8). Tam seramik restorasyonlar üzerinde yapılan çalışmalarla, renk ve seffalık açısından doğal dişlerle mükemmel uyumlu ve dayanıklılık açısından da yeterli olan materyaller ve teknikler geliştirilmiştir (35). Diş hekimliği pratiğinde,

teknolojinin de hızla gelişmesi ile her geçen gün yeni gelişmeler kaydedilmektedir (133).

2.2. Kenar Uyumu

Yapılan araştırmalara göre, diş hekimliğinde ve laboratuvar tekniğindeki ilerlemelere rağmen, protetik restorasyonların kenar uyumu her zaman istenildiği gibi olamamaktadır. Bu da önemli ölçüde periodontal sorunları ortaya çıkarmaktadır (2). Protetik yapılar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Ancak bunun için iyi bir kenar uyumu gerekir. Kenar uyumu, restorasyonun bitimi ile preparasyonun bitim çizgisi arasındaki morfolojik uyumdur (141).

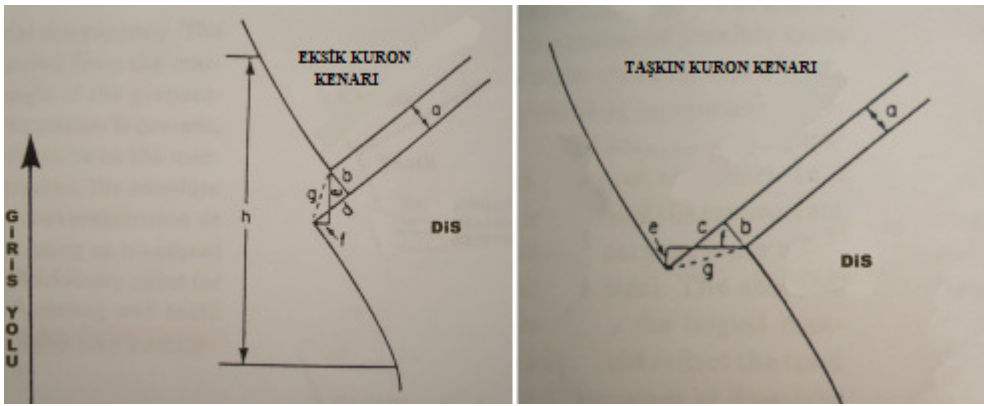
Kenar uyumu, restorasyonun uzun dönem klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Kenar uyumsuzluğunun artması sonucunda daha fazla miktarda siman ağız ortamı ile ilişkiye girecektir (151). Diş hekimliği simanlarının ağız içindeki çözünabilirliği nedeniyle bakteriler bu çözünme sonrası oluşan potansiyel boşluğa birikerek plak retansiyonuna, periodontal rahatsızlıklara, sekonder çürüklere ve pulpa hastalıklarına neden olabilmektedir (160).

Kenar aralığı ölçümlerinin yapıldığı referans noktaları ve “uyum” un tanımı, farklı araştırmacılar tarafından farklı şekillerde tanımlanmıştır. Holmes ve ark. (111), 1989 yılında, kenar uyumuyla ilgili terminolojiye açıklık getirebilmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, bir dökümün “uyumunun” (fit), en iyi olarak, döküm ile diş arasındaki “uyumsuzluğun” (misfit) farklı noktalardan ölçülmesiyle tanımlanabileceğini bildirmişlerdir.

Kenar uyumunu değerlendirmek için, uyumsuzluk miktarını ölçmek en çok tercih edilen metoddur. Sorensen (229), uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak

ölçülen uyumsuzluğu “dikey kenar uyumsuzluğu” veya “oturma uyumsuzluğu”, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen yatay kenar uyumsuzluğuna da “yatay kenar uyumsuzluğu” veya “kapanma uyumsuzluğu” adı verilir.

Sıklıkla farklı alanlardan yapılan farklı ölçümler aynı terimle tanımlanmaktadır. Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve ark. (111), terminolojide sık kullanılan terimleri daha detaylı olarak açıklamışlardır (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Kenar uyumunda kullanılan terimler

- a.* internal Aralık (*Internal Gap*)
- b.* Kenar Aralığı (*Marginal Gap*)
- c.* Taşkın Kuron Kenarı (*Overextended Margin*)
- d.* Eksik Kuron Kenarı (*Underextended Margin*)
- e.* Dikey Kenar Uyumsuzluğu (*Vertical Marginal Discrepancy*)
- f.* Yatay Kenar Uyumsuzluğu (*Horizontal Marginal Discrepancy*)
- g.* Mutlak Kenar Uyumsuzluğu (*Absolute Marginal Discrepancy*)

Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçüm **internal aralık** olarak belirtilmektedir. Aynı ölçümün marjinalde uygulanması ise **kenar aralığı** olarak tanımlanmaktadır. Giriş yoluna paralel ölçülen mesafe **dikey kenar uyumsuzluğu** olarak tanımlanmaktadır. Bu değerlendirme için

ölçüm, kuronun uç köşesinden başlamakta, giriş yoluna paralel çizilen dikmenin horizontal kenar uyumsuzluğuyla kesişmesi ile oluşan iki nokta arası mesafe olduğu belirtilmektedir.

Giriş yoluna dik çizilen çizginin, dişin uç köşesinden çıkan ve dikey kenar uyumsuzluğu ile kesiştiği nokta arası mesafe *yatay kenar uyumsuzluğu* olarak tanımlanmıştır. Kenar aralığı ile taşkın yada eksik kuron kenarının hipotenüsünü oluşturan mesafe *mutlak kenar uyumsuzluğu* olarak belirtilmektedir. Eğer kuron taşkın veya eksik değilse bu mesafe kenar aralığına eşit olmaktadır. Kuron ve restorasyon arasında kenar aralığı yok ise kurondaki taşkınlık veya eksiklik miktarına eşit olduğu belirtilmektedir (111).

Kenar uyumu ile ilgili yapılmış araştırmalar incelendiğinde 120 μm üzerindeki kenar aralığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (2, 17, 20, 111, 236).

Hung ve ark. (119), çalışmalarında, kabul edilebilir kenar aralığı değerlerinin ortalama olarak 50-75 μm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Holmes ve ark. (112), 1992 yılında yayınladıkları çalışmalarında, klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerlerinin ortalama 50-100 μm arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Fransson ve ark. (81), 1985 yılında yayınlanan çalışmalarında, metal destekli porselen kuronların ortalama kenar aralığı değerinin 100 μm olduğunu belirtmişlerdir.

McLean ve Von Fraunhofer'e göre kuronlar için klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değeri 120 μm 'yi geçmemelidir (162).

2.2.1. Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Kenar uyumu konusundaki değerlendirmeler niteliksel veya niceliksel olabilir. Niceliksel değerlendirmeler sonucunda sayısal bir değer elde edilebilmektedir ve ölçümler genellikle bir mikrometre yardımı ile yapılır (261). Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene ise niteliksel metotlardır ve herhangi bir sayısal değer ortaya konamaz. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 μm ile sınırlıdır (59). Kenar uyumunun ölçülmesi ve değerlendirilmesi amacı ile çeşitli yöntemler uygulanabilir.

2.2.1.1. Direkt Yöntem

Direkt yöntem, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen metottur (87, 89). Bu yöntemde hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilen restorasyonda stereomikroskop veya elektron mikroskobuyla kenar aralığının fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler yapılabilir hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılması mümkündür. Bu yöntemin en önemli avantajı, direkt ölçüm yapılan restorasyon zarar görmez ve değişik aşamalar arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası ölçümlerde kullanılması uygundur. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, dublikasyon veya ara madde gerekmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece kenar aralığı miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir (260).

Bununla birlikte ışık mikroskobunda yapılan ölçümlerin sağlıklı olabilmesi için ölçüm yapılacak noktaları aynı düzlem üzerinde olmaları gerekmektedir. Elektron mikroskobunda ise odaklama derinliğinin ışık mikroskobuna göre çok daha iyi olmasından dolayı aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümünü yapmak mümkün olmaktadır (258). Ayrıca kuronların model üzerine her zaman tam oturmaması

standart sapmayı değiştirerek istatistiksel değerlendirmenin önemini azaltabilmektedir (23).

Mikroskopların yüksek güçteki görüntü büyütmesi oldukça hassas ölçümlere izin vermektedir. Mikroskopun kullanımı için gerekli temel gereksinim onun mekanizmasının anlaşılmasıdır. Bir mikroskop ile incelenen görüntüler, mikroskop objektifine dik veya onun menziline paralel spesifik odak planı içindeki yapılardır. Bu şu anlama gelir; örnekler yeterli bir şekilde hazırlanmalı ve pozisyonlandırılmalıdır (261). Kesilmemiş örneklerin kenar uyumunu mikroskopik görüntü ile incelemede standardizasyon zordur.

Kenar uyumunun ölçümü için bazı şartlar gereklidir:

- ✓ Restorasyonların servikal kenarları ve diş preparasyonlarının bitiş çizgileri net olmalı ve aynı merkezde pozisyonlandırılmalıdır,
- ✓ Kenar uyumu ölçümleri güvenilirliği arttırmak için tekrarlanmalıdır,
- ✓ Restorasyonların dişe oturtma kuvveti standardize edilmelidir,
- ✓ Restorasyonlar diş preparasyonlarının üzerinde özel konumlandırılmaya sahip olmalıdır,
- ✓ Ölçüm noktaları hassas olmalı ve iyi belirlenmelidir (261).

2.2.1.2. Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç

boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak kenar uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır (152).

Elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki simantasyon aralığının ve kenar uyumunun incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı sonuçlara direkt olarak yansımaktadır (260).

2.2.1.3. Siman Aralığı-Silikon Replika Yöntemi

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Ölçü replica tekniğinde örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez ve kesit alma metodu gibi diğer metodlardan daha az maliyetlidir (78). Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akışkan silikon ölçü malzemesi konur ve kuron, dış ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Silikon sertleştikten sonra parçalar birbirlerinden ayrılır. Sertleşmiş silikon ölçü malzemesi kalınlığı siman aralığı yada iç uyumunu gösterir. Bu silikon yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Yöntemin dezavantajları, silikon materyalindeki boyutsal değişikliğin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (34, 169, 199).

Silikon ölçü tekniğinin bazı avantajları:

- ✓ Bu teknik, restorasyonların uyumunun simantasyondan hemen önce in vivo olarak belirlenmesini sağlar. Bu önemlidir çünkü pek çok klinik durum (subgingival kenarlar, posterior dişler) çalışma şartlarını güçleştirir ve son restorasyonun kalitesini etkiler. Çekilen dişlerin deneysel preparasyonu iyi bir kenar uyumu elde

etmeyi sağlayabilir ama klinik durumu tam olarak yansıtamaz. Restorasyonların modelleri üzerinden alınan ölçümler, in vivo sonuçlardan daha iyi kenar uyumu göstermektedirler.

- ✓ Bu teknik klinik modifikasyonları takiben tekrarlanabilmektedir. Örneğin; kuron içerisinde fazla miktarda temas eden yerlerin tabakalama seramiğinin yüklenmesinden önce veya sonra aşındırılması yapılabilir.
- ✓ Bu teknik sadece servikal kenarı değil; tüm siman kalınlığını üç boyutlu olarak elde etmeyi sağlar.
- ✓ Hastaya herhangi bir zararı olmadan, direkt olarak klinik veri toplamayı sağlayan ve etik olarak da kabul edilebilir bir yöntemdir.
- ✓ Uygulaması kolay, fazla zaman kaybı olmayan ve göreceli olarak daha ucuz bir yöntemdir (148).

2.2.1.4. Reçine Replika Yöntemi

Reçine replika yönteminde hazırlanmış restorasyonun karbonize olabilen akrilikten duplikatı elde edilir. Ölçümler bu duplikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemin avantajı, replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazlara bağlandığında rotasyonel hareketlerle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilmektedir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan karbonize olabilen akrilikte meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimaline sebep olmasıdır (232).

2.2.1.5. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi

Kesit alarak ölçüm yönteminde, restorasyon dişin üzerine simante edildikten önce veya sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır. (10, 52, 61, 119). Daha sonra kuron-diş yapısının reçineye gömülerek bu yapıdan istenilen miktarda kesit alınması ya da kademeli olarak aşındırma yapılması suretiyle ölçüm yapılır. Eğer kesit alındığında kenar aralığı veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeceği düşünülüyorsa, kuron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da reçineye gömülüp kesitler alınabilir (17, 52, 61). Kesit alma yönteminde kuronlar reçine içine gömüldüğünden bu metod çok zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler bir daha kullanılamaz (258).

2.2.2. Kenar Uyumunu Etkileyen Faktörler

Kenar uyumu sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Restorasyonların oturacağı, kuron protezi için hazırlanmış diş yüzeyinin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, simantasyonda kullanılan yapıştırıcı simanın akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, “die spacer” uygulanması, kenar bitim şekli, restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler olarak adlandırılmaktadır (17, 111, 236).

2.2.2.1. Diş Hazırlığı

Sabit protetik restorasyonlarda diş hazırlığı yapılırken bazı prensiplere uyulmalıdır. Optimum diş hazırlığı genellikle, estetik, mekanik ve biyolojik faktörlerin uyum içerisinde bir arada göz önünde bulundurulmasıyla gerçekleştirilir (224).

Diş hazırlığı aşamasında dişin koniklik açısı, kenar bitim şekli, bitim çizgisinin yerleşimi, kenar genişliği gibi faktörler kenar uyumunu etkilemektedir. Shillingburg ideal koniklik açısını 6 derece olarak bildirmiştir. Prothero ise diş kesiminde yan yüzeylerde 2-5 derecelik koniklik açısının ideal olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte diğer çalışmalarda bu değer 2-6 derece olarak bildirilirken Wilson ve Chan en ideal tutuculuk için diş hazırlığı sırasında yan yüzeylerde 6-12 derece açı oluşturulmasını önermiştir (275). Ancak pratikte bu değeri gerçekleştirmek zordur. Restorasyon ile diş arasındaki siman stresini azaltmak için 2,5-6,5 derece arasındaki koniklik açısı optimum değer olarak kabul edilmektedir (224).

Ağız boşluğunun biyolojik ortamında restorasyonun fonksiyonunu tam olarak sürdürebilmesi için, restorasyonun bitim sınırları ile preparasyonun bitim sınırlarının uyumlu olması gerekmektedir. Preparasyonun bitim sınırının şekli, restorasyonun bitim sınırındaki materyal miktarı, kenar uyumu üzerinde etkili olmaktadır (224).

Optimum kenar bitim şekli, kolede iyi bir kapanma sağlamalı, bakteri plağı birikimine neden olmamalı ve estetiğe katkıda bulunmalıdır (69). Kenar bitim şekilleri aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (224);

- Dik açılı basamak
- İç açılı yuvarlatılmış dik açılı basamak
- Bizotajlı dik açılı basamak
- Şev
- Derin şev
- Bıçak ağzı
- Kuş tüyü

Dik açılı basamak: Uzun zamandır tam seramik kuronlar için kullanılan bitim çizgisidir. Geniş basamak okluzal kuvvetlere karşı direnç sağlar ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Restorasyon konturlarının sağlıklı olabildiğini sağlar ve estetik için yer kazandırır. Diğer kenar bitim şekilleriyle

karşılaştırıldığında diş yapısının daha fazla prepasyonunu gerektirir ve keskin 90 derecelik iç açısı bu bitim çizgisinin klasik yapısını oluşturur ve dişteki gerilimlerin yoğunlaşmasına yol açarak kuron kırığına yol açabilir (225).

İç açıları yuvarlatılmış dik açılı basamak: Dik açılı basamak tarzı preparasyonun bir modifikasyonudur. Basamak açısı 90 derecedir ve basamak genişliği de iç açısının yuvarlatılması nedeniyle biraz daralmıştır. Bu tasarımda gerilim yoğunlaşması klasik basamağa göre daha azdır (225).

Bizotajlı dik açılı basamak: İnley ve onleylerin proksimal konturlarında bitim çizgisi olarak, onleyler ve kuronların okluzal basamaklarında kullanılır. Bu tasarım ayrıca dişeti estetiğinin önemli olmadığı durumlarda metal seramik kuronların vestibul bitim çizgisi olarak da kullanılabilir (225).

Şev: Vener restorasyonlar için tercih edilen kenar bitim şeklidir. Şev bitim çizgisinin en az gerilim yarattığı ve bu nedenle de altındaki siman tabakasının başarısızlığa uğrama ihtimali düşük olduğu bulunmuştur. Yuvarlak uçlu elmas frezin uç kısmı ile bu tarz kenar bitim şekli oluşturulurken, aletin gövdesiyle de aksiyal aşındırma yapılır (225).

Derin şev: Geniş yarıçaplı bir açıyla beraber 90 derecelik bir yüzey açısı oluşturmak için kullanılır. Yuvarlak uçlu konik elmas frezle oluşturulur. Metal desteksiz restorasyonlar için derin şev daha doğru bir preparasyon şeklidir (225).

Bıçak ağzı: Basamaksız bitim şekli olan bıçak ağzı bitim şeklinde restorasyonun ince bitim çizgisine uyacak kenarı mumlama ve döküm sırasında hassas olarak oluşturulamaz. Ayrıca okluzal kuvvetler altında, ince kenarların deforme olma ihtimali vardır. Bıçak sırtı kenar bitim şekli kullanıldığında yeterli kütlenin oluşturulabilmesi için, dış aksiyal konturlar kalınlaştırılabilir buda aşırı konturlu restorasyonların ortaya çıkmasına neden olabilir Bu olumsuzluklara rağmen, mandibular posterior dişlerin

lingual yüzeyinde, aşırı dış bükey aksiyal yüzeyi olan dişlerde ve dişin devrildiği taraftaki yüzeyinde uygulanması gerekebilir (225).

Kuş tüyü: Günümüzde kullanılmamaktadır. Çalışma sırasında materyale yeterli yer sağlayamadığından, tavsiye edilmemektedir.

Bevel: Basamaklı bitimin modifiye edilmiş bir formudur dişin aksiyel duvarı ve kavite yüzeyi ile diş hazırlığı sonrası oluşturulan yüzey arasındaki açı 90 derece yerine geniş açıdır. Buna bağlı olarakta restorasyon kenarının kavite yüzeyi ile yaptığı açı dar açıdır. Bu açı ideal dar açıdan daha dardır. Bevel'a basamak veya şev ile birlikte, bitim çizgisinin bizotajlı şekli veya *bizotajlı basamakta* denilebilir.

Pardo 1982' de yaptığı çalışmasında bu sınıflamaya ek olarak kenar bitim şekillerini 2 büyük gruba ayırmıştır (184);

- Yatay bitiş çizgisine sahip olanlar (şev, dik açılı basamak)
- Eğimli dikey bitiş çizgisine sahip olanlar (bıçak ağzı, bizotajlı şev).

Kuron protezi için yapılan diş hazırlığında; minimum yatay kenar genişliği için kullanılan materyalin direnci, maksimum yatay kenar genişliği için dişin canlılığı dikkate alınmalıdır. Buna göre kenar genişlikleri: 0.3 mm'den büyük yatay kenar genişlikleri; çoğunlukla basamak olarak adlandırılmaktadır. Kenar genişliğinin artması ile kenar bitimi daha iyi kontrol edilmektedir. Ayrıca estetik ve alt yapı direnci arttırılır. 0,3 mm'den küçük yatay kenar genişlikleri; bıçak ağzı gibi ince kenar bitim şekillerini içermektedir. Bu tür kenar genişlikleri diştten daha az madde kaldırılmasını ve geometrik şeklinden dolayı kenar uyumunun arttırılmasını sağlamaktadır (121).

Tam seramik restorasyonlar için yapılan diş hazırlığında kole bölgesinde, seramik kuron protezine yeterince destek sağlamak amacıyla, kenar bitim şekli olarak çepeçevre iç açısı yuvarlatılmış dik açılı basamak veya uygun genişlikteki şev tercih

edilmelidir. Kullanılan çepeçevre şevin genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tam seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağladığı belirtilmektedir. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu protetik restorasyonların yapılmasına neden olmaktadır. Ayrıca bıçak ağzı bitim şekli dıştan daha az madde kaldırılması dolayısıyla daha konservatif olması gibi bir avantaja sahip olsa da tam seramik restorasyonlar için kontrendikedir (224).

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanacak kuron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların hazırlığına benzer ancak sistemlerin optimum çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerekmektedir. Optik okuyucu veya tarayıcı hazırlanmış diş yüzeyini tam ve doğru olarak okuyabilmesi için preparasyon sınırı net ve kolay ayırt edilebilir olmalıdır. Preparasyonun kenar bitim şekli belirgin şevli veya iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamak şeklinde olmalıdır. Koniklik açısı her sistemde farklı olmakla birlikte bu değer minimum, Zeno için 4 derece, Cercon 6 derece, Everest için 3-5 derece, Cerec için 6-8 derece olarak bildirilmektedir. (46, 287). Ayrıca aşındırıcı ünitelerdeki frezlerin çalışabilmesi için keskin ve ince kenarların bırakılmaması gerekmektedir.

Theunires ve Clercq, (250) yaptıkları araştırmada en iyi kenar uyumunun bıçak ağzı ve basamak, en iyi estetik sonucun da basamak ve şev bitiminde gerçekleştiğini belirtmiştir.

Syu ve ark. (243), değişik kenar bitim şekillerinin döküm kuronların kenar uyumuna etkisini incelerken, 110 derece basamak, 45 derece bizotajlı basamak ve 45 derece basamak kullanmışlardır. Kenar uyumunun bu kenar bitim şekillerinden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Shearer ve ark. (223), In-Ceram kuronlarda 120 derece şev'in, basamak şeklindeki kenar bitimine göre daha iyi sonuç verdiğini öne sürmüşlerdir.

Weaver ve ark. (271), döküm seramik kuronların ve metal seramik kuronların kenar uyumlarını incelemek için iki farklı kenar bitim şekli kullanmışlardır. Metal seramik kuronlar için bizotajlı bitim, döküm seramik kuronlar için basamak bitim şekli tercih edilmiştir. En iyi sonucu 90 derece basamak kullandıkları restorasyonlarda elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Syu ve ark. (243), 1993 yılında yayınladıkları çalışmalarında, basamak, bizotajlı basamak ve şev kenar bitim şekillerinin kenar uyumuna etkisini araştırmışlardır. Sonuçta, 3 grubun kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir

Akbar ve ark. (5), yaptıkları çalışmada, Cerec 3 CAD/CAM kompozit kuronlarda şev ve basamak tipi kenar bitim şekillerinin kenar aralığı miktarı üzerine etkisi olup olmadığını araştırmışlardır. Şev ve basamak tipi kenar bitim şekillerinin ortalama kenar aralığı miktarları arasında (65.9 μ m, 46 μ m) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Sonuç olarak kenar bitim şekillerini seçerken estetik faktörler, uygulama kolaylığı, prepare edilen dişlerin şekli, yapılacak restorasyonun türü ve kişisel tercihler gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (94).

2.2.2.2. Restorasyonun Yapımında Kullanılan Materyaller

Protetik restorasyonun yapımında kullanılan materyallerin ısısal genleşme katsayılarının uyumlu olması ve aşınma direnci elde edilen restorasyonun ağız içindeki başarısında önemli etkenlerdendir. Ayrıca üretim aşamasında materyalin uğradığı boyutsal değişiklik restorasyonun kenar uyumunda önemli rol oynamaktadır (87).

Sulaiman ve ark. (238), 1997 yılında yaptıkları bir çalışmada, In-Ceram sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı değerinin 161 μm , IPS Empress sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı değerinin 63 μm , Procera sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı değerinin ise 83 μm olduğunu bildirmişlerdir.

Beschnidt ve Strub (28), 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada, Celay In-Ceram sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı miktarının 78 μm , IPS Empress 2 sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı miktarının ise 62 μm olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, kabul edilebilir azami kenar aralığı miktarının 300 μm olduğu bildirilmiştir.

Grey ve ark. (96), 1993 yılında yayınladıkları çalışmalarında, alumina porselen jaket kuronların ortalama kenar aralığı miktarının 154 μm , metal destekli porselen kuronların ortalama kenar aralığı miktarının 95 μm , In-Ceram sistemiyle üretilen kuronların ortalama kenar aralığı miktarının ise 123 μm olduğunu bildirmişlerdir.

Goldin ve ark. (92), 2005 yılında yayınlanan çalışmalarında metal destekli feldspatik porselen, metal destekli lösit-cam seramik ve lösit-cam tam seramik porselen sistemlerinin kenar aralığı değerlerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, üzerinde kenar aralığı ölçüm çalışması yapılacak örneğin midfasiyal, midmesial, midlingual ve middistal kısımlarını sabit kalemle işaretlemişler ve kuron ile diş arasında görsel kontrast yaratmak amacıyla basamağa bir pat sürerek kuronu diş üzerine oturtmuşlardır. Birbirlerine 90 derecede mesafede olan 4 işaretli bölgedeki kenar aralığı değerleri, mikroskop yardımıyla, X45 büyütme altında, bilgisayar programı vasıtasıyla ölçülmüştür. Sonuçta, tam seramik porselen (81 μm), metal destekli lösit-cam seramik (88 μm) ve metal destekli feldspatik porselen (94 μm) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır.

2.2.2.3. Simantasyon

Diş hekimliğinde metal destekli protetik restorasyonlarda döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenmektedir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Ancak simanların ağız içi sıvılarında çözünme göstermesinden dolayı diş preparasyonu ile restorasyon sınırında erimesi çürük riski yaratmaktadır. Bu nedenle, diş ile kuron protezi arasındaki kenar aralığını en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmektedir (243).

Diş hazırlığının kenar bitim şekli ne olursa olsun, restorasyonla diş arasında siman tarafından doldurulacak bir boşluğun bulunması kaçınılmazdır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği spesifikasyonlarına göre (ADA Specification No:8), bu aralık 25 µm civarında olmalıdır (50). Ancak in-vivo ve in-vitro yapılan birçok çalışma, siman kalınlığının çok daha fazla olabildiğini göstermiştir (17, 50, 111).

Simanın viskozitesi, doldurucu partiküllerinin yapı içindeki oranı ve boyutu, çözülme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve bağlantı kuvveti adaptasyonda önem taşır (215). Kompozit reçine simanların viskozitesi doldurucu oranını düşürerek, doldurucu tiplerini değiştirerek veya monomer yapısını değiştirerek azaltılabilir. Bununla birlikte doldurucu içeriği değişikçe simanın mekanik özellikleri ve aşınma direnci de değişmektedir. Simantasyonda ultrasonik aktivasyonun kullanılması, yüksek doldurucu içeren ve yüksek viskoziteli simanlarda tiksotropik etki göstererek, siman film kalınlığının azalmasını sağlamaktadır. Bu nedenle reçine simanlar kullanılarak yapılacak simantasyonda ultrasonik yerleştirme metodu önerilmektedir (213, 214, 228).

Kuron protezlerinin simantasyon sonrasında kenar uyumunun incelendiği bir çalışmada, bizotajlı bitimlerin kenar açıklıklarını azalttığını ancak kuronların tam oturmasına izin vermediği bildirilmiştir (185).

Siman film kalınlığındaki artış krunun tam oturmasını engelleyebilmekte, kenar uyum bozukluklarına ve oklüzyonda yükselmeye yol açabilmektedir (261). Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (84).

Geleneksel olarak bilinen 50-100 μm 'lik simantasyon aralığı kabul edilebilir miktarlardır. Bilimsel bulgular olmasa da, 200-300 μm aralıklarda da adeziv simantasyondan bahsedilir. Ancak bir seramik restorasyonun altında kalın bir adeziv siman tabakası olması dişin desteklenmesini azaltmakta ve seramiğin kırılma riskinin artmasına neden olmaktadır. Oldukça ince bir siman tabakası ise simante edilmiş restorasyonun ömrünü olumsuz yönde etkilemektedir. Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri ince reçine siman tabakalarında daha çok önem kazanmaktadır. Eğer donma, kritik stres değerine ulaşırsa adeziv bağlantıda prematür kopmalar görülebilmektedir (169).

Weaver ve ark. (271), araştırmalarında Dicor, Cerestore ve metal destekli porselen sistemlerinin kenar uyumu değerlerini karşılaştırmışlardır. Ivorine dişler üzerinde, simantasyon öncesinde ve sonrasında yapılan ölçümlerde referans noktası olarak, yalancı kökün bukkaline, lingualine, mesialine ve distaline işaretlenen 4 adet nokta kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, simantasyon öncesinde Cerestore grubunun ortalama kenar aralığı değeri 21,6 μm , metal destekli porselen grubunun ortalama kenar aralığı değeri 30,5 μm , Dicor grubunun ortalama kenar aralığı değeri ise 44,4 μm olarak bildirilmiştir. Simantasyon sonrasında yapılan ölçümlerde ise Cerestore, metal destekli porselen ve Dicor gruplarının ortalama kenar aralığı değerleri, sırasıyla 31,7, 59 ve 57 μm 'ye çıkmış ve kenar aralığı değerlerinde simantasyon sonrası ölçümlerde görülen artışların istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir.

2.2.2.4. Ölçü

Alınan ölçünün restorasyonun kenar uyumuna etkisi, ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyetine veya kullanılan materyalin boyutsal stabilitesine bağlı olarak değişmektedir. Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık, restorasyon ile diş arasında uyumsuzluklara neden olmaktadır (159). Bu nedenle model elde etmek amacıyla, ilave tipi silikon (polivinil siloksan) ölçü maddelerinin kullanımı önerilmektedir.

2.2.2.5. Laboratuvar İşlemleri

Laboratuvar çalışmalarındaki hassasiyet restorasyonun başarısı ile ilgilidir. Laboratuvar işlemleri esnasındaki model elde etme, döküm, modelaj, seramiğin işlenmesi kenar uyumunu etkileyen faktörlerdir (9).

Rinke ve ark. (202), 1995 yılında yayınlanan çalışmalarında, iki farklı teknikle üretilen In-Ceram tam seramik kuronların kenar aralığı değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada, In-Ceram kuronlar, kobalt-krom-molibden alaşımdan yapılmış yalancı kökler üzerine simante edilmeksizin yerleştirilmiş, ölçüm esnasında kuronların üzerine 30 N'luk sabit kuvvet uygulanmıştır. Ölçümler, kuron kenarları boyunca geliş güzel belirlenmiş 54 noktadan, kuronun en dış kısmının basamağın bitim çizgisine uzaklığı dikkate alınarak, ışık mikroskopi yardımıyla X180 büyütme altında yapılmıştır. Sonuçta, geleneksel yöntemlerle üretilen In-Ceram kuronların ortalama kenar aralığı değerinin (32,5 μm), kopya freze tekniğiyle üretilen In-Ceram kuronların ortalama kenar aralığı değerinden (38 μm) daha az olduğu bildirilmiştir.

2.3. Dental İmplantlar

İmplant sözcüğü Latince “in = içerisine, içerisinde” ve “planto = ekme, dikme, yerleştirme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen isimdir. İmplantasyon ise yerleştirme işlemini tarif eder. Tıpta, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir (257).

Kaybedilen bir organın fonksiyonel olarak tekrar kazanılma çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Fonksiyonun ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı, çağlar boyunca bilimle ilgilenen insanların aklını her zaman meşgul etmiştir. Ring eski çağlarda, taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla ve mandibulada destek yapı olarak kullanıldığı bildirmiştir (201). Diş hekimliğinde implantlara ait ilk bulgu ise, ilk çağ dönemine ait bir Honduron iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış taş implant olarak tarihe geçmiştir (27, 165) (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Mandibulada taş implant

Dental implantlar; sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, çene kemiklerinin içine yerleştirilen alloplastik maddelerden oluşan protetik apaceylere denir (249, 280). Dental implant uygulamalarının ana hedefi implant üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir (181).

2.3.1. Dental İmplantların Sınıflandırılması:

I. Kemikle olan ilişkilerine göre

II. Kullanılan materyale göre

III. Proteze verdiği desteğe göre

I. Kemikle Olan ilişkilerine Göre implantlar:

- Subperiostal implantlar
- Endosseoz (kemik içi) implantlar
- Transmandibuler (transossöz) implantlar
- İntramukosal implantlar
- Endodontal implantlar

II. Kullanılan Materyale Göre implantlar:

- Cerrahi vityum
- Titanyum
- Hidroksilapatit
- TPS (titanyum plazma spreylı)

III. Proteze Verdiği Desteğe Göre implantlar:

- P-1 sınıfı implant üstü protez; implantın uygulanacağı bölgedeki kemik dokusu yeterli yükseklik ve kalınlıkta ise, ve implant üzerine uygulanacak sabit protez normal diş boyutlarında ise implant üstü sabit protez P-1 olarak adlandırılır.
- P-2 sınıfı implant üstü protez; implant üzerine uygulanacak sabit protez normalden çok az farklılık gösterecek şekilde aşırı konturlu olarak işlenmişse bu tür implant üstü sabit protez P-2 olarak adlandırılır.
- P-3 sınıfı implant üstü protez; dikey yönde kemik kaybı olan ve sabit protezin diş ve dişeti restorasyonu şeklinde olması isteniyorsa, bu tür implant üzerindeki sabit protez P-3 olarak adlandırılır.

- P-4 sınıfı implant üstü protez; eğer implant hareketli proteze hem ön bölgede hem de arka bölgede destek veriyorsa bu tür protezler P-4 olarak adlandırılır.
- P-5 sınıfı implant üstü protezler; implant proteze yalnızca ön bölgede destek veriyorsa bu tür protez P-5 olarak adlandırılır (74).

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır (6).

2.3.2. Dental İmplantların Endikasyonları:

- Hareketli protezlerin tutuculuğunun yetersiz olması,
- Hareketli protezlerin stabilitesinin olmaması,
- Hareketli protezlerin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık olması,
- Hareketli protez kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıkların bulunması,
- Mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması,
- Sabit protezlerde kullanılacak dayanak diş bulunmaması,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
- Diş agenezi,
- Konservatif tedavi isteği durumlarında kullanılmaktadırlar (60).

2.3.3. Dental implantların kontrendikasyonları :

Bunlar mutlak ve göreceli kontrendikasyonlar olarak ayrı ayrı sınıflandırılmaktadır (60).

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Majör psikolojik bozukluklar

- Riskli kalp patolojileri
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı
- Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar)

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
- Yetersiz interoklüzal (çeneler arası) mesafe
- Risk taşıyan hastalar (radyasyon almış hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara, vb.)

2.4. İmplant Destekli Protezler

Bir implantı tamamlayan, onu fonksiyonel kılan ve başarıya ulaştıran o implantın üzerine yapılan protezdir (257). İnsan yaşam süresinin uzaması ve yaşamındaki sosyal etkenlerin artışı ile birlikte, daha estetik ve koruyucu tedavi seçenekleri hastalar tarafından tercih edilmektedir (165). Çene kemiğine yerleştirilen bir implant, protetik apareye destek sağlamasının yanı sıra, geride kalan dokuların devamlılığını ve sağlığını da korumaktadır (257).

2.4.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

- Alveol kemiğinin korunması,
- Oklüzal dikey boyutun restore edilmesi ve korunması,
- Yüz estetiğinin korunması,
- Estetiğin geliştirilmesi,
- Fonasyonun geliştirilmesi,
- Oklüzyonun geliştirilmesi,
- Oral propriosepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
- Protetik başarının artması,

- Geliştirilmiş çiğneme etkinliği ve çiğneme kasları ile fasiyal görünümün korunması,
- Protez boyutunun azaltılması,
- Hareketli protezin yerine sabit protezin yapılabilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi,
- Komşu dişlerde preparasyon yapma gereksinimini ortadan kaldırması,
- Psikolojik sağlığın korunması (165, 166).

2.4.2. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

İmplant uygulamalarının günümüzde artık rutin bir işlem olarak yapılmaktadır. İmplant firmaları, protez uygulamalarında ortaya çıkan güçlükleri gidermek amacıyla çeşitli protetik parçalar üretmektedirler. Ancak değişik adlarla benzer protezlerin yapılması, implant üstü protezlerde bir sınıflama yapılması gerekliliğini doğurmuştur (181, 208).

Hobo ve ark.'nın yapmış olduğu sınıflandırmaya göre (110);

- ✓ Total dişsiz hastalarda,
- ✓ Hareketli protez kullanma zorluğu olan kısmi dişsiz hastalarda,
- ✓ Sabit protez yapılamayacak kadar destek dişler arasında mesafenin olduğu kısmi dişsiz hastalarda,
- ✓ Tek diş eksikliği olan hastalarda,
- ✓ Hareketli protez kullanmayı reddeden Kennedy I ve Kennedy II sınıf hastalarda, dental implantlar kullanılmaktadır.

İmplant destekli protezlerde, total ve kısmi dişsiz arklara göre bir sınıflama geliştirilmiştir (181, 208):

1. Total diş eksikliğinde protetik tedavi

- İmplant destekli basit overdenture protezler
- İmplant destekli karmaşık overdenture protezler
- Hibrit protezler
- Kupon ve köprü restorasyonları

2. Bölümlü dişsiz hastalarda protetik tedavi

- İmplant üstü tek kupon restorasyonlar
- İmplant doğal diş destekli köprüler
- Serbest sonlanan bölgelerde çok üyeli köprüler

2.4.3. Dental İmplantların Parçaları

Dental implantlar, kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parça veya implant gövdesi ve ağız dışında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki ana bölümden oluşur (167). Hunt ve ark. (120), dental implantları 2 yerine 4 parçaya ayırmışlardır.

1. İmplant gövdesi: Bu bölüm implantın tamamen kemik içerisinde kalan kısmıdır.

2. İmplant boynu (collar): Boyun kısmı (collar), implantın kemik içerisindeki kısmının bittiği, yumuşak dokuyla teması geçtiği kısımdır.

3. Birleşim yeri: Gövde ile abutmentin birleştiği kısımdır. Dental implantlarda 2 çeşit birleşim şekli vardır. Bunlar:

Dış (eksternal) bağlantı: En yaygın dış bağlantı altıgen bağlantıdır. Ayrıca sekizgen dış bağlantılar da implant dizaynında kullanılmıştır. Dış bağlantıların 3 büyük dezavantajı bulunmaktadır. Birincisi, altıgenlerin arasındaki mesafe az olduğu için abutmentin tam olarak oturup oturmadığının mutlaka kontrol edilmesi gerekliliğidir. ikincisi, üst yapıyı yerleştirebilmek için primer ve sekonder komponentler arasında mutlaka bir mesafeye ihtiyaç olmasıdır. Bu mesafe, restoratif komponentte hafif bir rotasyona sebep verebilir. Üçüncüsü ise bağlantı vidasına gelen aşırı gerilim kuvvetleridir.

İç (internal) bağlantı: Morse tipi, iç altıgen (internal hexagon) ve iç sekizgen (internal octagon) iç bağlantıların çeşitleridir. Günümüzde, dış bağlantılar artık yerlerini yavaş yavaş iç bağlantılara bırakmaktadır. Çünkü, iç bağlantılarda restoratif işlemler daha kolay olmakta, abutmentların seçimleri ve modifikasyonları daha rahat yapılabilmektedir (242).

4. Restoratif kısım: Abutment olarak adlandırılan, 3 çeşitte piyasada mevcut olan kısım (86):

1. Vidalı abutmentlar
2. Simante abutmentlar
3. Ataşmanlı abutmentlar

2.4.3.1. Dental İmplant Abutmenti

Dental implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesine ve tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir. 1992 yılında yayınlanan bir makalede 16 farklı implant tasarımı, 64 den fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir (75). 2000’li yıllarda, ABD implant pazarındaki artış diğer firmaların ortadan kalkmasına veya isim değişikliğine yol açmıştır. Şirketler aynı kalsa bile implant serilerindeki ve komponentlerdeki değişiklikler de konuyu daha da zorlaştırmıştır (166). 2000 yılında yayınlanan bir makalede, meslekte değişik materyallerden hazırlanmış değişik boyutlara, çaplara, uzunluklara, yüzeylere ve bağlantılara sahip 1300 implant ve 1500 abutment olduğu ortaya çıkarılmıştır (31). Bu nedenle daha yaygın bir dilin kullanımı gerekmiştir. Farmakolojide çok çeşitli farmasötik komponenti özel isimleriyle listelemenin neredeyse imkânsız olması, ancak belli kategoriler altında sıralanabilmesi gibi, implant komponentleri de geniş uygulama ve endikasyon kategorileri altında sınıflanabilmektedir. Hekim de belli bir komponent kategorisini tanıyabilmeli, endikasyon ve sınırlarını bilmelidir (166).

2.4.3.1.2. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Abutment Çeşitleri

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır. İmplant abutmentleri üç ana grupta toplanır (60, 168):

- I. Siman bağlantılı implant abutmentleri
- II. Vida tutuculu implant abutmentleri
- III. Ataşman tutuculu implant abutmentleri

I. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentleri

Bu tip abutmentler estetiğin ön planda olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm. den daha az derinlikte ise simante tip abutment tercih edilir (124).

Siman Bağlantılı İmplant Abutmentlerinin Avantajları:

- Estetik açıdan daha avantajlıdır,
- Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Oklüzal uyum daha kolay elde edilir,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerin yapımına benzer,
- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyonlar çok kolay yapılır (60,183).

Siman Bağlantılı İmplant Abutmentlerinin Dezavantajları:

- Simantasyondan sonra çıkarılması çok zordur,
- Dişetinin altına siman fazlasının kaçma riski vardır (60, 183).

Siman Bağlantılı İmplant Abutmentlerinin Sınıflandırılması;

- Standart abutmentlar,
- Uyumlandırılmış abutmentlar,
- Tamamen kişisel abutmentlar,
- Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentlar,
- Seramik abutmentlar (183).

- **Standart Abutmentlar:** Önceden hazırlanmış abutmenta sahip implant tiplerinin çoğu titanyumdan yapılır. Standart abutmentlar genelde iki parçadan oluşur. Bu iki parça implantın baş kısmına yerleşen abutment ve abutmenttan ayrı olarak titanyum veya altın alaşımından yapılmış bir vidadan oluşur (183).

Standart abutmentların avantajları:

- Uygulanması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri çok zaman almaz,
- Kuron için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlanır (183).

Standart abutmentların dezavantajları:

- Kuron kenarları ile dişeti uyumu iyi değildir,
- Bilhassa labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında komşu dişlerle kontur uyumu yapılamayabilir (183).

- **Uyumlandırılmış Abutmentlar:** Standart abutmentlara benzer bir implant bağlantısına sahiptirler. Çeşitli çap ve büyüklükte abutmentlar mevcuttur. Bu abutmentlar diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından yüksek hızda dönen aletler ile klasik kuron preparasyonuna benzer bir şekilde hazırlanırlar (183).

Uyumlandırılmış abutmentların avantajları:

- Bu teknik açısal değişikliklerden kaynaklanan problemlerle başa çıkabilmektedir,
- Estetik bir şekilde yumuşak doku şekillenmesine izin verir (183).

Uyumlandırılmış abutmentların dezavantajları:

- Laboratuvar işlemleri daha uzundur,
- İkinci bir ölçü alma işlemi gerektirebilir,
- Kuronun abutmenta tutunması kullanılan simanla sınırlıdır (183).

- **Tamamen Kişisel Abutmentlar:** Bu abutmentlar uyumlandırılmış abutmentlar ile aynı özellikleri paylaşmalarına karşın implant pozisyonlanmasına daha fazla izin verirler. Tamamen kişisel abutmentlar, model üzerinde mumdun biçimlendirilmesi yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşımı ile döküm yapılarak elde edilirler (183).

- **Bilgisayar Desteği İle Üretilen Abutmentlar:** Çalışma modeli tarayıcıdan geçirilir. Özel bilgisayar programlarına istenilen restorasyonun açısı ve implant pozisyonunun bilgileri girilir. İdeal abutment şekli ve görüntüsü üç boyutlu olarak elde edilir. Bu bilgiler titanyumdan abutmentın üretildiği özel bir merkeze gönderilir ve abutment elde edilir. Üretilen abutment uyumlandırılmış abutmenta benzer özellikler gösterir. Maliyeti çok yüksektir (183).

- **Seramik Abutmentlar:** Esas olarak uyumlandırılmış abutmentlara benzerler. Dental seramikten elde edilirler. Estetik restorasyonlar oldukları için üzerlerine tam seramik kuron yapılmalıdır (183).

II. Vida Tutuculu İmplant Abutmentları

Bu tip abutmentlar daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu abutment tercih edilir (124).

Vida Tutuculu İmplant Abutmentlarının Avantajları:

- Protez çok kolay çıkarılır,
- Protez prefabrike bir abutmenta vidalanır,
- Simana gerek yoktur (60).

Vida Tutuculu İmplant Abutmentlarının Dezavantajları:

- Oklüzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- Oklüzal morfoloji değişir,
- Oklüzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- Küçük oklüzal tablalı porselen kuronlarda veya vida oklüzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- Vida kaybolabilir (60, 183).

III. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentları

Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen abutment çeşididir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (168). Son zamanlarda locator abutmentların kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır ve topuz başlı abutmentların yerine kullanılan popüler bir alternatiftir (39).

İmplant abutmentları implant gövdesi ve abutment arasındaki aksiyal ilişkiye göre düz ve açılı olarak da sınıflandırılabilir (165).

2.4.3.1.3. İmplant Abutmentı Seçiminde Dikkat Edilmesi Gerekenler

- ✓ İmplant sadece uzun eksen yönünde yüklenmelidir,
- ✓ İmplantın en üst noktası ile dişetinin tepe noktası arasındaki mesafe dişeti kalınlığını gösterir. Abutment buna uygun olarak seçilir,
- ✓ Standart düz abutmentın uzunluğu antagonist diş ile implantın arasındaki dikey boyuta göre belirlenir,

Açılı abutmentların açısı derecesi ve abutmentların hangi yönde implanta vidalanacağı konusundaki karar, implantların ve doğal diş dizisinin uzun eksenlerinin yönlerine göre tayin edilir (209).

İmplantın yerleştiriliken destek dokuların korunması, implantın doğru pozisyonda yerleştirilmesi, implant estetiğinin ana koşulları arasında yer almaktadır. Ancak implant abutmentı seçimi ve şeklide estetik bölgede belirleyici bir rol oynamaktadır. Abutmentın fonksiyon sırasında gevşememesi için hermetik bir birleşme olmalı, stabilizasyonu, biyokompatibilitesi ve estetiği iyi olmalıdır (40).

İyi bir implant operasyonu sonrası, protetik açıdan başarı pasif uyum konusunu ortaya çıkarmaktadır. İmplant destekli bir protez yaparken en önemli amaç, implant ile iyi uyum sağlayan bir üst yapı elde etmektir (247, 272). Hazırlanan implant üstü protezin en az strese maruz kalarak ağız içinde yer alması, uzun dönem implant başarısında çok önemlidir (18, 49).

Başarılı bir kenar uyumu, restorasyonun başarısı için zorunludur (64, 150). Çünkü; ağız içindeki simanın bozulması ile protez kenarı geçirgenliğinde ve plak oluşumunda artış olur. İmplant üstü protezlerde oluşan olumsuzluklar; implant uygulanan bölgelerde periodontal problemler ve kemik kaybı olarak gözlenirken, implant uygulanan bölgeye komşu dişlerde ise çürük oluşumunda artış olarak karşımıza çıkmaktadır (135, 216, 270).

Hazırlanan restorasyon ile abutmentin basamağı arasında mikron (μm) düzeyinde bir kenar aralığı mevcuttur. Bjorn ve ark. (32), zayıf kenar uyumu olan bir restorasyonun alveolar kemiğe zarar verdiğini bildirmiştir. Uyumsuzluk ve marjinal kemik kaybı arasındaki istatistiksel ilişki araştırılmış; fakat bu araştırmasında kullandığı protezde pasif uyum olmamasına karşın, 5 yıl sonra bile kemik kaybı gözlenmemiştir. Bu sonuç minimal uyumsuzlukların; implant ve kemik tarafından belli bir dereceye kadar tolere edilebildiği düşüncesini doğurmuştur (37).

Uyumsuz protezlerin kesin bir problem çıkaracağına dair bir kanıt bulunmamasına rağmen, uyumsuz protezlerin implantların mekanik parçalarında gevşeme ve kırılmalara neden olduğunu gösteren çalışmalar mevcut (130). Başarısızlık ve implant kaybı birçok nedenden kaynaklanabilir fakat uyum bozukluğu önemli bir rol oynar (105). Uyumun elde edilememesi sonucu stres dağılımı bozulmakta implantlara üst yapılar bağlanınca komplikasyonlara ve mekanik bozukluklara neden olmaktadır (36, 127, 131, 188).

İmplant üstü protez hazırlarken uyum kaybına neden olabilecek noktalar şöyle sıralanabilir (246):

- ✓ Kullanılan ölçü maddesine bağlı ortaya çıkan sorunlar
- ✓ Uygulanan ölçü tekniğine bağlı ortaya çıkan sorunlar
- ✓ Sabit restorasyonlarda kullanılan materyale bağlı ortaya çıkan sorunlar

2.5. Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller

Sabit protetik tedavide kullanılan materyaller kısaca metal destekli ve metal desteksiz olarak 2 sınıfa ayrılırlar.

1. Metal desteksiz porselenler
2. Metal destekli porselenler

2.5.1. Metal Desteksiz Porselenler

Diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerinin yıllar içinde artmasıyla birlikte sabit restorasyonlarda metal alt yapıların kullanımının azaltılmasına yönelik çalışmalar da hızlanmıştır. İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında McLean tarafından seramiğe %40-50 Al_2O_3 ilave edilmesiyle elde edilmiştir. Burada amaç dayanıksız olan cam fazın, dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesidir. Bu sayede yapı içinde çatlak ilerlemesini engelleyici etki oluşturulmaktadır. Daha sonra yapılan çalışmalarda farklı kristaller de tam seramik sistemlerde kullanılmıştır. Bunların en sıklıkla kullanılanları Al_2O_3 , $MgAl_2O_4$, Li_2O , SiO_2 ve ZrO_2 'tir (207).

Tam seramik restorasyonların avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Estetik özelliği mükemmeldir.
- Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler.
- Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler .
- Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar.
- Üst yapı seramiği ile alt yapı arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu yoktur.

- Radyolusent olup, radyografik teşhiste engel teşkil etmezler (113, 220).
- Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar (269).
- Metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme ve alerjik kontakt stomatit tam seramik restorasyonlarda görülmez (51).
- Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler (90).

2.5.1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemlerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması;

Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

- Dicor (Dentsply, A.B.D)
- Ceraparl (Kyocera, A.B.D)

Refractor Day (Slip Cast) Tekniği İle Hazırlanan Seramikler

- Cerestore\Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D)
- Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- Mirage (Chameleon Dental, A.B.D)

Preslenebilir Tam Seramikler:

- Carrara Press-Full ceramic system (Elephant/Degussa, Hollanda)
- Authentic system (Ceramay, Almanya)
- Finnese all-ceramic system (Ceramco/Dentsply, Philadelphia, ABD)
- Cergogold:Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa Dental, Hollanda)
- KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Almanya)
- Optec OPC (Jenereic Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- PALTİNA press system ceramic (Heimerle, Almanya)
- StylePress (Metalor, İsviçre)

- IPS e.max press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Kopya Freze (Pantograf) Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler

- Celay Plus (Vita Zahnfabrik,Bad Sackingen, Almanya)
- Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH,Mannheim, Almanya)
- Ceramill (AmannGirrbach GmbH,Pforzheim, Almanya)

CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam seramikler

- 3 Shape (3 Shape Dental Desinger, Kopenhag, Danimarka)
- ADG-SW (ADS Automatic Dental Solutions GmbH, Frankfurt, Almanya)
- BellaDent (Belladent, Almanya)
- CADIM (Advence Comp., Japonya)
- Ceradent (Universitien, Japonya)
- Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Pforzheim, Almanya)
- Cercon (Degudent GmbH, Hanau, Almanya)
- CEREC (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya)
- Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)
- Cynovad Neo (Cynovad, Saint-Laurent, Kanada)
- Cyrtina Oration B.V (Zwaaag, Hollanda)
- DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- Decim (Decim AB, Ivoclar, Lichtenstein)
- Decsy (Dipro, Kanagawa, Japonya)
- DentaCAD (Hint-Els, Griesheim, Almanya)
- DentiCAD (Bego Medical, Bremen, Almanya)
- Diadem Alkom Digital (Alkom Digital CAD-CAM technologie, Lüksemburg)
- Digident (DigiDent GmbH, Pforzheim, Almanya)
- DST Swiss AG (Diener Scan Tec AG, Eglisau, İsviçre)
- Duret system (Hennson, Fransa)
- GNI (Gc Europe N.V., Interleuvenlaan, Leuven, Belçika)
- Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Bieberach, Almanya)
- Imes-icore (Imes-icore, Eiterfeld, Almanya)
- InfiniDent (Sirona Dental Systems, Beinsheim, Almanya)
- Inlac system (Ritter, Almanya)

- Lava (3M ESPE Dental AG, Minnesota, ABD)
- Licora-CAD/CAM allceramic (Girrbach Dental GmbH, Almanya)
- Noritake (Noritake GmbH, Aichi Japonya)
- Perfectory System (EnvisionTEC, Gladbeck, Almanya)
- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Renishaw & 3i incise (Renishaw PLC, Gloucestershire, İngiltere)
- Triclone 90 (Renishaw PLC, Gloucestershire, İngiltere)
- Tizian CAD-CAM (Schütz Dental, Rosbach, Almanya)
- Xawex (Ebmingen, İsviçre)
- Wol-ceram (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya)
- Zeno Tec (Wieland Dental teknik GmbH, Phorzheim, Almanya)
- Zon tec (Cincinnati, ABD) (246, 212).

2.5.1.1.1. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

Bu grup seramiklerde erimiş seramik döküm usulü merkezkaç ile manşete gönderilir. Özel bir ısıtma işlemi uygulanır (33). Böylelikle kontrollü kristalizasyon sağlanır. Kontrollü kristalizasyon ile dayanım artırılmaya çalışılmıştır. Ancak, kırılma direnci düşüktür. Maliyeti yüksektir (4). Dökülebilir seramiklere örnek olarak, Dicor ve Cera Pearl gösterilebilir (15,16).

Dicor (Dentsply, A.B.D)

1980' lerin başında diş hekimliğine kazandırılmış olan bir sistemdir. Sisteme adını veren Dicor, teknik olarak bir tetrasilik fluormika ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$) cam porselen maddesi olarak tanımlanır. % 45 bölümünü cam oluşturur. Mika kristalleri yaklaşık 1µm kalınlıkta ve 5-6 µm boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken, kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır. Dicor cam porselen 1370 °C'de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifuj tekniği ile dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulamasına tabi tutulur.

Porselenin renklendirilmesi ve yüzey cilası, ince veneer porselen uygulaması klasik yöntemlerle yapılır (161, 186).

Dicor sisteminde mine ve seramik şeffaflığının birbirine yakın olması doğal görünüm sağlar. Yine bu sistemde metal yapı olmadığı için metal yansıması yoktur, siman renkleri istenildiği gibi kullanılır. Dicor kuronların en önemli özelliklerinden birisi de radyografik olarak izlenebilmeleridir.

Yapısında bulunan MgF_2 sayesinde sürekli olarak gerçekleşen flor salınımı plak oluşumunu inhibe ederken, yüzeyin pürüzsüzlüğü ve yüzeydeki elektrostatik itme, plaklara alt yapı teşkil eden protein tabakasının tutunmasını engeller. Dolayısıyla bu sistem periodontal sağlığın korunmasında da önemlidir. Yine Dicor sistemlerde sertliğin uygun olması okluzal uyumlama kolaylığı sağlarken, mineye yakın ısı geçirgenliği ve ısısal genleşme katsayısı da sistemin ayrı bir üstünlüğüdür. Mineye yakın sertlikte olması ve içerdiği aşındırıcı madde miktarının minimum düzeyde olması sayesinde aşındırıcılık yönünden de avantajlara sahiptir. Anterior ve posterior tek üniteli kuronlarda, estetik seramik kaplamalar ve ayrıca inleylerde rahatlıkla kullanılabilen bu tam seramik sisteminin en önemli dezavantajı yeteri kadar dirençli olmadığından sabit bölümlü protezlerde kullanılamamasıdır (137, 221).

Cerapearl (Kyocera, A.B.D)

Döküm yöntemiyle elde edilen apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Cerapearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatide çevrilir. Işık kırma indeksi, yoğunluğu ve ısı iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (224, 269).

2.5.1.1.2. Refractor Day (Slip Cast) Tekniği İle Hazırlanan Seramikler:

Toz şeklinde bulunurlar. Toza su eklenerek elde edilen karışım yalancı kök materyali üzerine tabakalar halinde sürölerek restorasyon alt yapısı oluşturulur. Tozlar değişik renk ve translusenside bulunur (146).

Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Almanya)

% 70 Al_2O_3 içeren bir alt yapı materyalidir. Alt yapı seramiği, seramiğin platin yaprağı ıslatmasındaki zorluklardan dolayı direkt olarak ısıya dayanıklı yalancı kök üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine seramiği ise daha sonra bilinen yöntemlerle alt yapı üzerinde şekillendirilmektedir (269).

Geleneksel seramiklere göre % 25 daha serttir. Yalancı kök materyali, alt yapı seramiği ve bunun üzerinde pişirilen seramik ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi- Ceram alt yapı seramiğinin fırınlanmasına olanak verir. Hi-Ceram sistemi, üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Tekniği diğer metal desteksiz seramik sistemlerine göre daha ucuzdur. Röntgende translüsent görüntü vererek radyografik teşhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geçirgenliğine sahiptir. Bunun yanında, diğer tam seramik sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması gerektirir. Son fırınlamadan sonra aşındırıcılarla yalancı kök materyali kurondan uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir.

Kenar uyumu bozulduğu takdirde seramik mum tekniği ile basamak seramiği kullanılarak kenar uyumunun düzeltilmesi gerekir. Partiküller arasında homojenite sağlanamaması sonucu pörözite olabilir.

Endikasyonları;

- Tam seramik endikasyonu konulan tüm ön ve yan diş gruplarında kullanılabilir. Metal seramik kuronlardan çok daha iyi estetik sağlarlar ancak onlar kadar gerilme kuvvetlerine karşı dirençli değildirler
- Inley ve onley yapımında
- Laminate veneer yapımında kullanılabilirler (35).

Mirage (Chameleon Dental, A.B.D)

Refraktör day üzerinde fırınlanarak hazırlanan Mirage, zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş alt yapı seramiğidir (102).

Cerestore (Innotek Dental Corp., A.B.D)

Büzülmesiz seramikler olarak da adlandırılan bu sistemde, enjeksiyon sistemi ile şekillendirilen kristalize olmuş magnezyum alüminyum oksit kullanılır. Bu maddenin önemli özelliği, alüminus seramik gibi fırınlama sırasında büzülme yapmamasıdır. Bu nedenle *non-shrink ceramic* olarak da adlandırılır (233). % 65- 70 Al_2O_3 , % 8- 10 MgO içermektedir. Yüksek alümina kristallerine sahip seramik materyali eritilir, alt yapı oluşturulur. Bu amaçla, 12 saat süreyle fırınlanması gerekmektedir. Daha sonra, alt yapının üzeri yüzey seramiği ile kaplanarak, restorasyon son haline getirilir (269, 277). Diğer sistemlerde fırınlama sırasında bağlayıcı elimine edilirken, bu sistemde organik bağlayıcı 160-800 °C’ de silikata dönüşerek, cam yapı içinde yerini alır. Böylece büzülme engellenir (114, 274).

In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Almanya)

- **In-Ceram Spinel**

Spinel ($MgAl_2O_4$), doğal bir mineraldir. Spinel kristalleri, kübik geometride renkli ya da renksiz, camı, transparant veya opak kristallerdir. Çok fazla ve farklı çeşitte spinel bulunmasına bağlı olarak, doğal spinelin kompozisyonu da farklıdır. Bu nedenle, endüstriyel alanda sentetik olarak üretilmektedir. Magnezyum ve alüminyum oksit, 1:1 oranında karıştırılır ve 1600 °C üzerindeki bir ısıda spinele dönüştürülür. Ancak bu yöntem riskli olduğundan, spinelin sentezi için, toz karışımların termal dekompozisyonu veya nitritlerin buharlaştırılması ya da dekompozisyon yöntemleri uygulanmaktadır. Buharlaşma derecesi son derece yüksek (2135 °C) ve ısı iletkenliği oldukça düşüktür. Asitlere karşı yüksek dirençlidir. Günümüze kadar, In-Ceram tekniğinde alt yapı materyali olarak spinel tozu uygulamaları ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Spinel tozu ile hazırlanan alt yapının, Vitadur Alpha ile veneerlenmesi yöntemi ile seramik restorasyonlar yapılmaktadır. İnley, onley ve anterior tek kuronlarda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (266).

- **In-Ceram Alumina**

Alüminyum oksit ya da bilinen diğer ismi ile korondum, doğada birkaç farklı çeşitte bulunmaktadır. Korondumun en yaygın tipi, safir ve yakuttur. Safir, kırmızının dışında her renkte mevcuttur. Mohn' un sertlik derecesi 9 olan korondum, elmasdan sonra, bilinen en sert doğal mineraldir. Doğal korondum, 3 boyutlu kristalize olur, sıklıkla bunlar silindirik kristallerdir. Doğal korondumun aynısı, *Verneuil* yöntemi ile sentetik olarak da oluşturulabilmektedir. Erime derecesi 2054 °C' dir. Isıya cevabı ve aşınmaya direnci son derece iyi olan korondum, farklı endüstrilerde, biyolojik uyumluluğuna bağlı olarak da medikal ve dental alanlarda kullanılmaktadır.

Bu sistemde, ortalama boyutu yaklaşık olarak 3 µm olan tanecik dağılımı kullanılmaktadır. 1120 °C' de Al_2O_3 partiküllerinin temas noktalarından bir bağ oluşturdıkları, sinterleme yöntemi uygulanır. Bundan sonraki aşamada yani cam infiltrasyonu aşamasında, yüksek dayanıklılığa sahip, diş renginde ve translusentliğinde

Vita In-Ceram Alumina elde edilir. Cam infiltrasyonu için, korondumu ıslatabilirliği çok yüksek olan özel bir cam kullanılır. Bu özel cam, Al_2O_3 partikülleri arasındaki serbest poröziteleri tamamen doldurabilmesi amacıyla, infiltrasyon için gerekli ısı olan 1100 °C’ de, çok düşük bir viskoziteye sahiptir. İnfiltrasyonun ardından elde edilen alt yapıya, Vitadur Alpha ya da VM7 ile üst yapı porseleni işlenir. Özellikle, anterior ve posterior tek kuronlar ve anterior 3 üyeli köprülerde endikedir (265).

- **In-Ceram Zirkonya**

Uzun yıllar süren araştırmaların ardından, Vita In-Ceram sistemi tarafından geliştirilen bu tam seramik restorasyonlarda, alt yapı olarak, zirkonyum ve alüminyum oksit karışımı kullanılmaktadır. Bu sayede kırılma direnci ve kırılma sertliklerinde belirgin bir artış elde edilmektedir. Yeni bir seramik olan In-Ceram Zirkonya, posterior kuron ve 3 üyeli köprüler için endike olup, Vita tarafından, kırılma kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olabilmesi amacıyla geliştirilmiştir. % 33 oranında stabilize zirkonyum oksitin, orjinal bileşime ilave edilmesiyle seramik kuvvetlendirilmiştir (267).

Yapısı şu şekilde açıklanır: Zirkonya 3 fazdan oluşur; kübik faz, intermediate tetragonal faz ve monoklinik faz. Kübik faz, saf zirkonya için sadece çok yüksek sıcaklıklarda stabil olabilen fazdır. Intermediate tetragonal faz, seramiğin tanecik boyutuna ve ilave edilen konsantrasyona bağlı olarak oda ısısında stabilize olabilir. Monoklinik faz ise düşük ısıda stabilize olabilmektedir (191). İşlem alumina sistemi ile aynıdır. Yeni Vita In-Ceram Zirkonya’ da, infiltrasyon seramiklerin bilinen avantajları bulunmaktadır. Cam infiltrasyonu sırasında büzülme meydana gelmez, infiltrasyon ile güçlendirildikten sonra, oldukça iyi bir kenar uyumu elde edilir. Zirkonyum oksit, seramik materyal grupları içerisinde, kırılma rezistansı en yüksek olan materyaldir. Blok halinde de mevcuttur. In-Ceram Zirkonya blokları ile infiltrasyon sonrası mükemmel uyum sağlanır. Blok ve slip materyallerine Vitadur Alpha ile üst yapı porseleni işlenir. Posterior da çok üyeli köprülerin yapımı için uygundur. Esneme direnci 700 MPa ve kırılma sertliği ise 7 MPa’dır (267).

2.5.1.1.3. Preslenebilir Tam Seramikler

Bu sistem, metal döküm tekniğine benzer şekilde uygulanmaktadır. Önceden seramikleştirilmiş cam porselen tabletlerin yüksek sıcaklık ve vakum altında, mufladaki döküm boşluğuna basınçla gönderilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik için geliştirilen seramik materyali esas olarak felspatik seramik olup lösit kristalleri veya lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiştir. Tablet seramik ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra tabakalama veya boyama tekniği kullanılarak restorasyona son hali verilmektedir (56).

Diğer tam seramik sistemlerle karşılaştırıldığında; üretim kolaylığının yanı sıra, cam matrisi içerisinde kristal fazın dağılımının daha iyi olması, daha az porozite içermesi ve daha iyi kenar uyuma sahip olması bu sistemin avantajları olarak sayılabilir (11). Preslenebilir materyaller olan IPS Empress Esthetic (löstit ile güçlendirilmiş cam seramik) ve IPS e.max Press (lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik), kayıp mum tekniğini kullanan, geliştirilmiş optik özellikleri ve yapım kolaylıkları sebebiyle tercih edilen sistemlerdir (12). IPS Empress Esthetic ve IPS e.max Press sistemleri; kimyasal içerik, kristal yapı, direnç ve optik özellikler açısından farklı iki tam seramik materyalidir (182).

IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS Empress Esthetic sistemi lösit kristalleriyle ($\text{KA}_1\text{Si}_2\text{O}_6$) güçlendirilmiş preslenebilir cam seramik olup, sistem ile inley, onley, laminate vener ve kuron protezi yapımı mümkündür (73, 118). Materyalin translusentlik, renk, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Ancak materyalin mekanik direncinin düşük olması, köprü yapımında kullanımını olanaksız kılmaktadır (19, 118).

Sistemin yapım prensibi; restorasyonun mum modelajının yapılması, manşete alınıp mum eliminasyonu yapıldıktan sonra boşluğa seramiğin ısı ve basınç altında preslenmesidir (73, 118, 205). Konvansiyonel seramik materyalindeki en büyük problem, sinterleme sırasında yüzeyde oluşan mikroporozitelerdir. Oluşan bu mikroporoziteler, çatlak başlangıcına ve ilerlemesine neden olarak seramiğin direncini düşürmektedir. IPS Empress Esthetic sisteminde presleme yöntemi kullanıldığından homojen ve daha az mikroporozite içeren mikro yapı elde edilebilmektedir. Bu mikro yapı içinde bulunan lösit kristalleri gerilim kuvvetlerine karşı koyarak, mikro çatlaklara karşı bariyer görevi görmektedir (73). Cesar ve ark. (47), yaptıkları çalışmada seramiğin direncinin yapı içinde bulunan lösit oranı ile doğru orantılı olarak arttığını saptamışlardır. Lösit kristallerinin ilavesi ile üretici firmanın verileri doğrultusunda IPS Empress Esthetic sisteminin bükülme direnci yaklaşık olarak 160 MPa'ya kadar çıkmaktadır. Ayrıca sistemde ısı ve basıncın kullanılmasıyla, seramikteki büzülme miktarı da önemli ölçüde azalmaktadır (73).

Seramik içinde bulunan lösit kristalleri preslenebilir blokların fabrikasyon sürecinde üretilmektedir. $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_{20}$ yapısındaki cam tozları 900-1200 °C arasında ısıtılıp soğutulurken gren sınırlarında kristal odaklarının oluşumu sağlanır. Kristal odaklarının gren merkezine doğru büyümesi sonucu yapı içerisinde yaklaşık %40 oranında lösit kristali meydana gelir. Oluşan lösit kristallerinin çapları 2-5 µm arasındadır (117). Lösit kristallerinin materyalin direnci üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma sonucunda ortaya çıkmaktadır. Bunlardan birincisi; lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır (12). Diğer mekanizma ise seramiğin soğuması sırasında cam matriks içerisinde artık baskı gerilimlerinin oluşmasıdır. Yapı içinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksten daha fazladır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru çeker. Böylece yapı içinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur (19, 145). Presleme işleminin lösit esaslı preslenebilir seramiklerin kırılma direncine ve mikroyapısına etkisi çok sayıda araştırmacı tarafından incelenmiştir. Dong ve ark. (68), lösit kristallerinin cam matriks içinde homojen olarak dağılması nedeniyle direncin arttığını saptamışlardır. Buna karşılık, Albakry ve ark. (11, 12), yaptıkları iki farklı çalışmada presleme işleminin

seramiğin direncini etkilemediği sonucuna varmışlardır. Aynı çalışmalarda yapılan SEM incelemelerinde presleme sonrası lösit kristallerinin oranının ve boyutlarının değişmediğini, ancak kristallerin cam matriks içerisinde homojen olarak dağıldığını saptamışlardır. Gorman ve ark. (95), presleme işleminin cam matriks içindeki lösit oranını değiştirmedini saptamışlardır. Chung ve ark.'nın (53), yaptığı araştırma da bu sonuçları destekler niteliktedir. Dentin seramiğinin pişirilmesi sırasındaki ısıl işlemin seramiğin direncine etkisi Dong ve ark. (68), tarafından incelenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucunda lösit kristalleri ile cam matriks arasındaki ısı genleşme katsayısı farkına bağlı olarak direncin arttığı saptanmıştır.

IPS Empress Esthetic sistemi mekanik özelliklerinden çok estetik özelliklerinin ve ışık geçirgenliğinin yüksek olmasından dolayı tercih edilmektedir (103, 104). IPS Empress Esthetic sisteminde inley, onley, laminate ve kuron restorasyonlarında kullanılmak üzere üretilen bloklar renk ve translusentlik derecelerine göre gruplandırılmışlardır. Sistemde, 7 farklı translusentlik seviyesinde toplam 12 adet blok bulunmaktadır. Sistemin avantajlarından biri de beyazlatma sonrası veya daha açık renkler istenildiğinde kullanılmak üzere 2 blok seçeneğinin sunulmasıdır. CAD-CAM sistemlerinin yaygınlaşmasıyla birlikte IPS Empress Esthetic sistemi de freze edilebilir cam seramik bloklar üretmiştir. Bu sayede estetik özellikleri çok yüksek olan IPS Empress Esthetic blokların hem CAD-CAM, hem de presleme yöntemlerinde kullanılması mümkün olmuştur. IPS Empress CAD bloklar, IPS Empress Esthetic bloklar ile aynı içeriğe sahiptir (219).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS e.max Press sisteminde altyapı seramiği %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerirken, üst yapı seramiği florapatit kristallerinden oluşmaktadır (19, 82). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı sayesinde kırılma direnci 400 ± 40 MPa'ya kadar arttırılmıştır (218). Bu sayede kuron protezlerinin yanı sıra, IPS Empress Esthetic sistemiyle yapılamayan 3 üyeli köprü protezlerinin

yapımı da mümkün olmuştur. Köprü protezlerinin endikasyon alanı 2. premolar dişlerden itibaren ön bölge ile sınırlıdır (11, 19, 192, 198).

IPS e.max Press seramiğinin mikro yapısı, IPS Empress Esthetic sisteminden oldukça farklılık göstermektedir. IPS Empress Esthetic sisteminde lösit kristalleri yüzey kristalizasyonu ile elde edilirken, IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma sonucu oluşur. Hacimsel kristalizasyonda cam yapı içerisine çekirdek oluşumunu sağlayan maddeler katılarak homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşturulması amaçlanır. Sistemin gelişimi 1984 yılında Headley ve Loehmen isimli araştırmacılar tarafından SiO_2 - Li_2O yapısındaki cam faza P_2O_5 ilavesi sonucu lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristallerinin oluşumunun sağlanmasına dayanır (117). Günümüzde kullanılan lityum disilikat esaslı seramik sisteminin temel kimyasal yapısı Schweiger ve ark. (217) tarafından 1998 yılında geliştirilmiş olup kimyasal içeriği şu şekilde açıklanmıştır: %57-80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0,1-6 La_2O_3 , %0-5 MgO , %0-8 ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 Li_2O , %0,5-11 P_2O_5 , %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleridir. Cam tozları belirtilen oranlarda karıştırıldıktan sonra 500-800 °C arasında ısıtılma tabi tutulur ve silindirik bloklar haline getirilir. Yapıda bulunan P_2O_5 ısıtılma işlemi sırasında cam matriks içerisinde $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ve Li_3PO_4 kristallerinin oluşumuna neden olur (117). Schweiger ve ark. (217) ve Höland ve ark. (115) yaptıkları araştırmalarda, kimyasal içeriğin $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristal odaklarının oluşumu ve kristal büyümesi sürecindeki etkisini tespit etmişlerdir. Bu araştırmaların sonucunda ideal kristal yapının oluşması için Al_2O_3 içermeyen cam seramiğin 500-650 °C arasında, Al_2O_3 içeren cam seramiğin ise 580-760 °C arasında ısıtılma tabi tutulması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Aynı üretici firma tarafından CAD-CAM sistemler için geliştirilen lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD bloklar aynı kimyasal yapıya sahip olmalarına karşın, üretim sürecinde farklı ısıtılma işlemi tabi tutularak parsiyel olarak kristalize edilirler (206). Parsiyel kristalizasyonun amacı blokların hem kolay ve hızlı bir şekilde freze edilebilmesini sağlamak, hem de frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnci kazandırmaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır

(Li_2SiO_3). Uzunlukları 0,2 ile 1 μm arasında değişen %40 oranındaki Li_2SiO_3 kristalleri seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa direnç kazandırır. Restorasyonun frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra 850 °C’de ısıtılma tabi tutularak Li_2SiO_3 kristallerinin $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerine dönüşmesi sağlanır. Isıl işlem sonucu IPS e.max Press sistemine benzer kristal yapı ve mekanik özellikler elde edilir (116, 218).

Yapılan SEM çalışmaları 0,5-4 μm uzunluğunda iğne şeklindeki $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinin birbiri içine geçmiş bir mikro yapı gösterdiğini ortaya koymaktadır. Daha düşük oranda 0,1-0,3 μm çapındaki Li_3PO_4 kristalleri de yapı içerisinde yer almaktadır (118). Guazzato ve ark. (99), iğne şeklindeki lityum disilikat kristallerinin çatlağın yönünün değişmesine neden olarak kırılma direncinin arttırdıklarını saptamıştır. Seghi ve Sorensen (222), çatlağın yön değiştirmesinin çatlağın ilerlemesine neden olan kuvvetleri azaltarak ilerlemesini durdurduğunu ifade etmektedir. Yapılan çalışmalar $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinin uzunluğundan çok doğrultularının bu mekanizma üzerinde etkili olduğunu göstermektedir (99, 100). Albakry ve ark. (14), presleme işleminin $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinin cam matriks içerisinde homojen olarak dağılmasına ve çatlak ilerlemesini durduracak doğrultuda sıralanmasına neden olduğunu ileri sürmüşlerdir. Albakry ve ark. (13), başka bir çalışmada $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinin presleme yönüne paralel doğrultuda diziliş gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada kristal çapının, şeklinin ve oranının kristallerin presleme sonrasındaki doğrultuları üzerinde etkili olduğu ve bu nedenle lösit kristallerinde böyle bir diziliş düzeni saptanmadığı da ifade edilmiştir. Della Bona ve ark. (63), farklı kristal içerikli 4 cam seramik materyalini inceledikleri araştırmalarında, lityum disilikat esaslı seramiklerin yüksek kırılma direncinin sadece kristal içeriğinin yüksek olmasıyla açıklanamayacağını, $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristallerinin cam matriks içerisinde düzenli dağılım göstermesinin de etkili olduğunu ifade etmişlerdir.

Sistemde üstyapı seramiği olarak $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-P}_2\text{O}_5\text{-F}$ yapısında florapatit cam seramik kullanılmaktadır. Üst yapı seramiği bir cam matriks içerisinde nano boyutlarda (yaklaşık 300 nm uzunluğunda ve 100 nm çapında) iğne şeklindeki florapatit kristallerinden ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$) oluşmaktadır (117).

Adeziv simantasyonun lityum disilikat esaslı seramiklerin direnci üzerine etkisi farklı araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Pagniano ve ark. (182), adeziv simantasyonun kırılma direncini %47,6 oranında arttırdığını, Clelland ve ark.'da (55), reçine simanı-seramik arasındaki bağlantının reçine simanı-dentin arasındaki bağlantıya oranla kırılma direnci üzerinde daha etkili bir faktör olduğunu saptamışlardır.

Lityum disilikat esaslı seramiklerin mikro yapısı; lösit içerikli preslenebilir seramiklere oranla mekanik özelliklerini önemli ölçüde artırırken, aynı zamanda doğal dişlere benzer optik özellikler de kazandırmaktadır. Yapılan çalışmalarda seramik materyalinin translusentliği kontrast oranı olarak adlandırılan sayısal değerlerle ifade edilmektedir. Bu değer 1'e yaklaşması seramiğin opak olduğunu, 0'a yaklaşması ise translusent olduğunu ifade etmektedir. Literatürde lityum disilikat alt yapıların kontrast oranı ölçümleri 0,55 ile 0,74 arasında değişmektedir (103, 118). Höland ve ark. (118), üstyapı seramiğinde bulunan $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ kristallerinin restorasyonun opalesentlik ve translusentlik gibi optik özelliklerinin doğal dişlere benzemesinde önemli rolü olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada florapatit üst yapının kontrast oranının 0,46 olduğu ifade edilmiştir. IPS e.max Press sisteminde doğal dişlerin translusentlik özelliğinin taklit edilebilmesi amacıyla üç farklı translusentlik derecesine göre gruplandırılmış 19 adet blok bulunmaktadır. Düşük translusentlikteki bloklara boyama ve tabakalama tekniği uygulanabilirken, orta ve yüksek translusentlikteki bloklar tabakalama tekniğiyle uygulanmaktadır (218).

2.5.1.1.4. Kopya Freze (Pantograf) Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler

Bu teknikle çalışan sistemlerin ana prensibi, anahtarcı tornalarının prensibine çok benzemektedir. Sistemin okuma odasına yerleştirilen modelajın kopyası sistemin diğer bir bölgesinde aşındırılarak çıkarılmaktadır. Kopyalama bölümünde, aşındırma özelliği olmayan özel tarayıcı uçlar modelajın yüzeyinde dolaştırıldığında aşındırma bölümünde özel frezler ve diskler senkronik olarak seramik bloğu şekillendirir (8).

Celay (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Celay sistemi, İsviçre Z r h Üniversitesi Protez Kliniğinde, 1988 yılında mikroteknoloji kullanılarak geliştirilmiştir. Amaç, dayanıklı ve yüksek estetiğ e sahip seramik restorasyonların daha hızlı üretimini sağlamaktır (234). Celay-kopya freze cihazının ana prensibi, kapı anahtarı yapma  zeneklerindeki prensibe çok benzemektedir (123).

Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteğ i olmaksızın frezeleme tekniğ i ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (vita Celay Blanks), alüminyum oksit bloklar (Vita celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar(Vita Celay zirconia Blanks) kullanılabilmektedir (264).

Celay cihazında iki oda vardır. Cihazın sol tarafındaki bölüme tarama veya kopyalama odası, sağ tarafındaki bölüme aşındırma veya freze odası denir. Freze işlemi özel bir turbin sistemi ile gerçekleştirilir. Kullanıcı, yapılacak olan restorasyonun maketini tarama odasında manuel olarak tararken, aşındırma odasındaki türbin sistemi, tarayıcı uçlarla senkronize olarak seramik blok üzerinde aşındırma işlemi yapar (71, 234).

Celay-kopya freze sistemiyle tam seramik restorasyon elde etmek için; kompozit esaslı bir malzemeyle restorasyonun alt yapı modelajı yapılp, ışıkla sertleştirilir. Kompozit esaslı model, aletin kopyalama odası denilen bölümüne bağlanır. Kopyalama odasında, aşındırma  zelliğ i olmayan özel tarayıcı uçlar, kompozit maketin yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasında özel frezler senkronik olarak porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Kopyalama odasındaki frezler en inceden kalına doğru yerleştirilerek kullanılır (71, 292).

Celay sisteminin elektronikten bağımsız tamamen mekanik bir sistem olması, restorasyonun üretim süresinin oldukça kısa olması önemli avantajlarıdır. Dental teknisyenin laboratuvarında yaptığı seramikte, daha homojen olan seramik materyalini karşılaştırdığımızda, homojen olan celay sistemin fiziksel özellikler bakımından daha avantajlı olduğu görülür (123).

Zirkonzahn Sistemi (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya)

Zirkonzahn sistemi bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle tasarım yapılır. Frezleme işlemi teknisyen tarafından pantograf vasıtasıyla manüel olarak gerçekleştirilir. Alt yapı ışıkla polimerize olan kompozitten üretilir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit maket, pantografin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa sabitlenir. Makinenin okuyucu ucu kompozit maket üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Bu sistem ile her tür preparasyon; paralel olmayan kesimler de dahil olmak üzere, cihazın 5 aks üzerindeki hareket kabiliyetinden dolayı kolaylıkla frezlenebilirler (174,175).

Green zirkonya olarak bilinen sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Hacim olarak % 25 daha büyük frezlenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ de 16 saat sinterlenir ve orijinal kompozit maket boyutlarına ulaşır. Zirkonya sinterleme öncesinde daldırma yöntemiyle Vita renk skalasının 16 rengine boyanabilir (291).

2.5.1.1.5. CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam seramikler

Diş hekimliğinde estetik ihtiyaçların karşılanması amacıyla geliştirilen tam seramik restorasyonların yapımında farklı yöntemler kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesi ile birlikte diş hekimliğinde restorasyon yapım teknikleri değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında

yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi tedavide yeni olasılıklar getirmiştir. Böylece analog ya da kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD/CAM sistemler gelişmiştir (163).

CAD (Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar sistemlerinin kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Bu şekilde üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (126).

CAM (Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim); ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılması anlamına gelir (126). Sistemin temelini; bilgisayarda verilerin toplanması, bu verilerle tasarımların gerçekleştirilmesi ve tasarımlar doğrultusunda da seramik blokların aşındırılmasıyla üretimin gerçekleştirilmesi oluşturmaktadır.

CAD-CAM Komponentleri

CAD-CAM sistemleri 3 farklı komponentten oluşmaktadır;

- Tarayıcı (Scanner):

Hazırlanmış diş preparasyonu, oklüzyondaki dişler ve komşu dişler ağız dışı ya da ağız içi olarak taranır. Tek kuronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir (70, 252). Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak yalancı kök üzerinden mekanik tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda ağız içinden kesik diş ve etrafındaki yapıların görünümleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Optik

tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak yalancı köklü model üzerinden optik tarama yapılır (276).

- Yazılım (Software):

Restorasyonun 3 boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında gerçekleştirilir. Kişiye özgü restorasyonlar kolaylıkla yapılır (276).

- Donanım (Hardware):

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makineleridir. Restorasyonu oluşturmak için bloklar kullanılır. İşlem, materyal bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur.

CAM üretiminden sonra, manuel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılmalıdır (70, 252).

Günümüz CAD-CAM teknolojilerine yön veren standart, Amerikan Dental Birliği'nin (ADA) “diş restorasyonlarının destek dişe 50 µm siman aralığı hassasiyetinde uyum göstermesi” kuralıdır (26, 76). Bu standart sebebi ile üretici firmalar çok hassas veri toplama ve freze teknikleri geliştirmek zorunda kalmışlardır. Yapılan araştırmalar bir çok CAD-CAM sistemi için yüksek hassasiyet ile 100 µm'den az kenar aralığı saptamışlardır (72, 253).

CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları:

- Yüksek kalitede materyal kullanımı,
- Zaman tasarrufu (maksimum 2 seansta bitiyor),

- Maliyetten tasarruf (laboratuvar işlemi kalkıyor),
- Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (prepare edilen kavite şekli, tabaka kalınlığı, tabaka çapı , vs...),
- Yüksek kalitede restorasyon üretiminde devamlılık (163).

Dezavantajları:

- Preforme blok kullanımı nedeniyle bazı sistemlerde sınırlı renk seçeneği,
- Bazı sistemlerde uzman kullanıcı gerekliliği,
- Kullanılan cihazların ucuz olmaması (163).

CAD-CAM İçin Materyaller

CAD/CAM sisteminde kullanılan materyal grupları şunlardır (82):

- Cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikleri
- Silikat seramikleri
- Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramikleri
- Dayanıklılığı artmış dökülebilir akrilikler
- Cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikleri
- Titanyum

Cerec sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)

Cerec sistemi (CEramic REConstruction System) Bilgisayar yardımı ile tasarım/bilgisayar yardımı ile üretimde ilk sistem olup inley/onley yapımı için tasarlanmıştır.

Avantajı; indirekt fabrikasyon tekniğinin eliminasyonudur.

Dezavantajları; pahalı bir teknik olması, kenar uyumunda yetersizlik (285).

Cerec sisteminde tarama, bilgisayara aktarma ve torna tek bir taşınabilir üniteye toplanmıştır (245). Bu yöntem 1985 yılında uygulanmaya başlanmıştır ve 1994'te 2. jenerasyonun tanıtılmasına ve 2000 yılında Cerec 3'ün sunumuna kadar kullanılmıştır (195). Bilgisayar yardımı ile tasarım ve bilgisayar yardımı ile üretimde ilk sistemlerden birisi olup; başlangıçta inley, onley yapımı için tasarlanmıştır. Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD/CAM sistemi CEREC'tir. Elektrik mühendisi Dr. Brandestini ile birlikte Dr. Moermann 1983 yılında feldspatik seramik bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) aşındırıcı bir disk ile tasarlamadan, inleyleri mesiodistal aksları boyunca aşındıran ilk prototipi yapmayı başarmışlardır. Aynı yıl bu prensiple çalışan Cerec 1 ünitesi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) piyasaya çıkarılmıştır. Daha sonra 1994 yılında Siemens'teki (Munich, Germany) bir Cerec ekibi ilave bir elmas silindir ile parsiyel ve tam kuronların üretimini de sağlayan Cerec 2'yi geliştirmişlerdir (170). Bu yeni versiyon; geliştirilmiş aşındırma tekniği ile sert dokuların korunmasına, inleyn duvar ve tabandaki defektlere daha iyi adaptasyonunun sağlanmasına ve daha verimli çalışan yazılımı sayesinde de okluzal yüzeyin anatomik fonksiyonel düzenlemesinin yapılmasına imkan sağlamıştır.

Böylelikle posterior tam seramik kuronların yapımı mümkün olmuştur (171). Cerec 2 her üç aşamada da (kamera, yazılım, aşındırma işlemi) gelişme göstermiştir. CCD-chip'in çözünürlüğü Cerec 1'de 65.000 iken Cerec 2'de 340.000 piksele çıkarılmıştır. Piksel büyüklüğü ise yaklaşık dörtte bir oranında küçültülmüştür. Cerec 1 kamerasının vertikal çözünürlüğü 50 µm kadardır. Cerec 2 kamerasının vertikal çözünürlüğü ise önceki modele göre daha geliştirilmiştir (108). Ancak; tüm bu fonksiyonlar yine de bilgisayarın verimliliğiyle sınırlı kalmıştır (171).

Cerec 3, yapım ve kontrol yazılımları Windows NT platformu (Microsoft) için hazırlanmış ve günümüzde ünit içerisine entegre edilmiş bir kişisel bilgisayar (PC) ile çalıştırılabilmektedir. Böylelikle Cerec 3 bilgisayar teknolojilerindeki hızlı ilerlemelere de hemen ayak uydurabilir hale gelmiştir. Bu da görüntülerin ayarlanması, verilerin saklanması ve özellikle okluzal yüzeyin tasarımında görüntülerin superpoze edilmesi için beklenen uzun sürelerin eliminasyonunu sağlamıştır. Böylelikle tek seansta parsiyel ya da tam kuronların yapımı sağlanmıştır. Tüm üretim aşamaları oldukça basitleştirilmiş ve otomasyon arttırılmıştır.

Ayrı olan aşındırma ünitesi kontrol ünitesi ile radyo kontrol dalgaları aracılığıyla bağlantı kurar, böylelikle bu iki cihazın konumu pratikte birbirinden bağımsızdır. Bu sayede aşındırma ünitesinde bir restorasyonun yapımı sürerken, aynı zamanda diğer restorasyonun dizaynı yapılabilir. Aşındırma ünitesinin uyumlu olduğu bir de tarayıcı (Cerec inEos Scanner) vardır. Böylece indirekt uygulamalar için standart bir kişisel bilgisayar kullanılması yeterli olabilir (171).

Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sinterleme ve CAM esaslarına dayanmaktadır ve restorasyonlar maksimum statik ve dinamik okluzal ilişkilere göre üretilmektedir. Bu sistem de Procera sistem gibi merkez laboratuvarında üretilir. Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterizasyon, sentrik okluzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir (244).

DCS- Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

DCS-Precident Sistem (Digitizing Computer System), hem bilgisayar destekli tasarım, hem de bilgisayar destekli üretimden yararlanır. İlk olarak 1990 yılında

kullanılmaya başlanmış olup, restorasyon alt yapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) şekillendirilmektedir. PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile dişe temas etmeden destek dişin kendisine, komşu dişlere ve çevre dokulara ait koordinat bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır. Otomatik ölçümde cihaz her iki çenenin de modelini elde edebilmekte ve 14 prepare dişi tarayıp, 30 üyeye kadar alt yapıyı simultane olarak PreciMill frezeleme ünitesinde yapabilmektedir. DCS DentForm yazılımı ile bağlantı alanlarının büyüklüğünü ve gövde formlarını tasarlayabilmektedir. Molar bölgedeki bağlantıların kesitleri minimum 3 mm olmalıdır. DCS-Precident sistemde kullanılan materyaller cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler olabilir. Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genleşmeye sahip üst yapı seramiği (Vita D ceramics) ile yapılır (132).

Lava (3M Espe Dental AG, Minnesota, ABD)

Tam seramik krun ve köprülerin anterior ve posterior uygulamaları için geliştirilmiştir. Cercon sisteminden farklı olarak görsel yalancı kök'lerin ve alt yapıların tasarlanmasıyla mumlama aşamasını elimine edilir (235). Presinterlenmiş zirkonya bloklarından; tarama, bilgisayar destekli alt yapı dizaynı ve frezeleme işlemini takiben alt yapı üretimi yapılır. Daha sonra yüksek ısıda fırınlama işlemi yapılır. Bu esnada meydana gelen büzülmeyi kompanze etmek için restorasyon geniş hazırlanmalıdır. Yoğun zirkonya içerikli bu alt yapı porseleni tabakalama porseleni ile kaplanır (1). Ortamda bulunması gereken zirkonyum dioksit, yttria (YTZP: yttria-tetrahedral zirkonya polikristalleri) ile kısmen stabilize edilen bir tetrahedral polikristalin zirkonyum dioksittir (1). Zirkonya tıpkı alumina gibi alt yapı materyali olarak kullanılabilir 2 polikristalin seramikten biridir. Bu yüksek kırılma dayanımından ötürü posterior 3 üniteli köprü restorasyonlarında kullanılabilir (1, 197).

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Procera tam seramik sistemi, Andersson ve Oden tarafından Nobel Biocare firmasında geliştirilmiştir. Bu sistem, üstün estetik ve dayanıklılığı birleştirmektedir. Procera AllCeram ve Procera AllZircon olarak iki ayrı kompozisyonda mevcuttur (194).

Procera AllCeram, yoğun olarak sinterize, yüksek saflıktaki alüminyum oksit alt yapıya üst yapı seramiği işlenmesiyle oluşmuştur. Sinterlenmesi sırasında meydana gelen % 20 lik büzülme, alt yapının, bilgisayar yardımı ile tasarımı sırasında kontrol edilebilmektedir. Bu alt yapıların alüminyum oksit içeriği % 99, 9' dur (173).

Procera AllZircon da, Procera AllCeram ile aynı yöntem ile hazırlanmaktadır. Ancak, modele edilen bloğun içeriği, alt yapının dayanıklılığını arttırmak amacıyla yoğun olarak sinterize edilmiş zirkonyum oksittir. Doğal dişin görünümünü yansıtacak şekilde, translusent yapıdadır. Bildirilen kenar uyumu, 50- 60 μ m'dur. Zirkonya materyalinin dayanıklılığı 1200 MPa seviyesindedir. Firma tarafından önerilen zirkonyum alt yapı kalınlığı 0.6 mm'dir. Okluzalde 1.5-2 mm, aksiyelde ise 0.8- 1.5 mm' lik preperasyon gerektirir (194).

Procera sisteminde, yalancı köklü model optik okuyucu ile tarandıktan sonra, bilgisayar ortamında, alt yapının üç boyutlu olarak tasarımı yapılır ve alt yapı, alumina ya da zirkonya bloklardan, bilgisayar ortamında möllenerek hazırlanır. CAD-CAM yani bilgisayar yardımıyla tasarım ve bilgisayar yardımıyla üretim sistemi olan teknikte, alt yapının her yerde standart kalınlıkta hazırlanması mümkün olabilmektedir. Alt yapı, arzu edilen şekilde hazırlandıktan sonra üst yapı seramiği ile kaplanır (173, 194).

Cercon (Degussa Dental, Hanau, Almanya)

Cercon, Degussa tarafından Cercon Smart Ceramics ismi ile üretilen zirkonya esaslı bir tam seramiktir. Bu teknikte kullanılan *Computer Aided Manufacturing* (CAM) yöntemi, teknisyenin, alt yapı dizayn ve tasarımını kontrol etmesine olanak sağlamaktadır. Cercon sisteminde, zirkonya bloklar sistemin temelini oluşturur. Bu materyalin dayanıklılığı, yüksek oranda altın içeren dental alaşımlara benzerdir. Cercon blokların içeriğinde, zirkonyum oksit, yitrium oksit, hafniyum oksit, alüminyum oksit ve silikon oksit bulunmaktadır. Eğilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 900 MPa' dır ve elastikiyet katsayısı 210 GPa' dır. Kuronlar ve 38 mm' ye kadar olan 3 veya 4 üniteli köprüler, bu tam seramik sisteminin endikasyonlarıdır (45).

İlk üretilen Cercon sistemi, Ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır (268). Bu sistem zirkonya alt yapılı tam seramik sistemlerinin üretilmesi için geliştirilmiş bir CAM sistemidir. Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı bölümü içeren ana makinedir. Diş teknisyeninin yalancı köklü model üzerinde hazırlamış olduğu modelaj esas alınarak sadece CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Tamamlanan modelaj, uygun boyutlu taşıyıcı çerçeveye yerleştirildikten sonra optik okuyucunun daha iyi çalışabilmesi için özel bir tozla kaplanır. Ana makinenin sol tarafına yerleştirilen modelaj lazer ile mikron hassasiyetinde taranır ve modelaja ait bilgiler otomatik olarak freze ünitesine aktarılır. Aşındırma ünitesinde yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok üzerinde önce kaba sonra hassas aşındırma işlemi yapılmaktadır. En uzun boydaki modelaja ait tarama ve şekillendirme işlemi yaklaşık olarak 65 dakikada tamamlanmaktadır. Aşındırılması tamamlanan bloklar 1350 °C' lik sinterleme ısısında 6 saatte sinterlenerek ideal boyut ve dayanıklılıklarına ulaşmaktadırlar. Sinterleme işlemi sonrasında malzemede %30 oranında bir büzülme görülür. Bu büzülmeyi karşılayabilmek için ana makine ilk aşındırmayı % 30 oranında büyük yapar. Bu hesaplama Cercon Brain tarafından yapılır (62).

2005 Haziran ayında piyasaya sürülen Cercon Art CAD Design adı altında Computer Aided Design sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi kullanılmaya

başlanmıştır. Bu sistem: Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı, Cercon Heat sinterleme fırını, Cercon Clean ve Cercon Art CAD bölümlerini içerir. Tek kuron ve kısa köprülerin yapımında kullanılır. Önceki modelde de olduğu gibi y-TZP alt yapı blokları (Cercon Base) ve üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır. Buradaki tek fark teknisyenin hazırladığı mum modelaj değil yalancı kökün kendisi taranır ve bilgisayar ekranına yansıtılır, ardından özel yazılım kullanılarak (Cercon Art 1.1) modelaj monitör üzerinde sanal olarak işlenir (CAD) ve ana makineye gönderilen komutla alt yapının aşındırılması gerçekleştirilir. Diş hazırlığı, yalancı köklü model hazırlığı bilinen yöntemlerle yapıldıktan sonra mum modelaj yapılmadan ve die-spacer sürülmeden taranacak olan yalancı kök bir taşıyıcı içine yerleştirilir. Bir kuronun taranması ortalama 3 dakikada tamamlanır. Modelaj safhasına geçildiğinde alt yapı kalınlığı, die-spacer kalınlığı, die spacerin kaplayacağı alan belirlenir. Bu aşamada sistem otomatik olarak her yere eşit kalınlıkta modelaj yapar. Modelaj tamamlandıktan sonra ana makinenin sağ tarafına alt yapı bloğu bağlanır ve aşındırma komutu verilir. Aşındırma safhası bittikten sonra sinterleme işlemine geçilir. 2006 yılında sisteme katılan Cercon Eye tarayıcı ünite sayesinde modeller taranabilir hale gelmiştir. İki kamera ve lazer ışınları ile model taraması yapılabilmektedir (44).

Everest sistemi (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya)

Anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısını oluşturmak için kullanılan bir CAD-CAM sistemidir. Temel olarak tarama ünitesi (Everest scan), aşındırma ünitesi (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır.

Sistemde 6 farklı blok kullanılabilmektedir:

- 1.ZS Blokları: Y-TZP non-HIP yarı sinterlenmiş bloklardır.
- 2.ZH Bloklar: Y-TZP tam sinterlenmiş HIP bloklardır.
- 3.T Blokları: Titanyum bloklardır.
- 4.G Blokları: Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardır.

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

6.C-Temp: 6 üyeye kadar olan geçici köprülerin yapılması için üretilmiş kompozit bloklardır (136).

Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Almanya)

Bu sistemde hem yarı sintrenmiş (non-HIP), hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabılır. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları da işleyebilir. Hint-Els sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint -Els hitherm) olmak üzere 3 farklı ünitelerden oluşur (109).

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

GC Aadva Sistemi, 3 boyutlu tarayıcısı (GC Aadva Scan) ve Bilgisayar yazılımı, 5 aksta aşındırma yapan frezeleme ünitesi (GM-1000) ve sinterleme fırını olmak üzere 3 farklı ünitelerden oluşur. Bu sistem yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya blokları, titanyum, Co-Cr kıymetsiz metal alaşımları işleyebilir. Bu sistem ile tam ark bir köprü restorasyonu yapılamaz, sadece 3-4 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir (85).

Noritake Katana Sistemi (Noritake GmbH, Aichi, Japonya)

Noritake Katana Sistemi, 3 boyutlu tarayıcı (Scanner SC-2) ve bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesinden (Milling Machine H-18) oluşur. Tek kuron restorasyonlarının frezelenmesi 20 dakika, 6 üyeli alt yapının frezelenmesi ise 60-90 dakika sürmektedir. Üst yapısı tabakalama tekniğiyle Noritake CZR veya presleme

tekniki ile CZR Press ile hazırlanabilir. Sinterlenmemiş ve 9 farklı renk seçeneği bulunan zirkonya blokları ile 6 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir (172).

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

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Zirkonya, Alümina ve Plastik bloklar kullanılmaktadır (288).

2.5.2. Zirkonyum

Zirkonyum periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum kelimesi Arapça'da altın renginde anlamına gelen zargon kelimesinden gelmektedir. Zargon kelimesindeki zar altın, gun ise renk anlamındadır. İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşların ısıtılması sonucu oluşan reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur Zirkonyum doğada serbest metal olarak değil sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur. Bilinen mineralleri ise zirkon ya da diğer ismiyle zirkonyumsilikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)' tir. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit'tir (191).

Zirkonyum oksit seramikler, gelişimlerinin ilk yıllarında zirkonyum oksit-kalsiyum oksit, zirkonyum oksit- magnezyum oksit (ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO) gibi katı çözeltiler halinde biyomedikal kullanımlar için test edilmiştir. Bunu takip eden yıllarda çalışmalar daha çok 'Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri' (TZP) olarak bilinen ince grenli yapı ile karakterize zirkonyum-yitrium seramiklerin üzerinde yoğunlaşmıştır (191).

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (197, 54).

Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden ($<0,5-0,6 \mu\text{m}$) oluşan bir materyaldir. Zirkonya kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) olmak üzere 3 ana fazda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır (191). 1170°C ye kadar stabil olan bu yapı, bu sıcaklığın üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte ve yaklaşık % 5 lik bir hacim azalması göstermektedir. 2370°C nin üzerinde ise kübik faza geçmektedir.

Soğuma işlemi sırasında tetragonal–monoklinik faz (T-M) değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise %3-4 hacim artışı gözlenmektedir (191, 144). Hacim artışı sonucunda oluşan kompresif stresler dayanıklılığı artırır. Ancak bu hacim artışı kontrol edilmezse ileri derecede kırıklara neden olabilir. Hacim artışını kontrol etmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize etmek gerekir. Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek için yapıya kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum ve yttrium gibi metal oksitler ilave edilir (191).

2.5.2.1. Stabilize Edilmiş Zirkonya Seramikleri

Zirkonyumun kullanılabilir bir formda olması için ısıt işlemler sonucu oluşan kübik yapının oda sıcaklığında da stabil olarak kalması gerekir. Bunu için yapı içine çeşitli oksitlerin ilave edilmesi fikri ortaya atılmıştır. Bu amaçla Ruff ve ark. 1929 yılında stabilizatör olarak CaO kullanmışlardır. Daha sonra zirkonyum içine CaO'in yanı sıra MgO ve Y_2O_3 gibi bazı oksitler de ilavesi edilerek ısıt işlemler sırasında faz değişimine uğramayan kübik yapıdaki zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Saf zirkonyuma CaO, MgO ve Y_2O_3 gibi oksitlerin ilavesi ile yapının ısıt işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonyum, bu

stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'un üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı olan bir yapıya dönüşür.

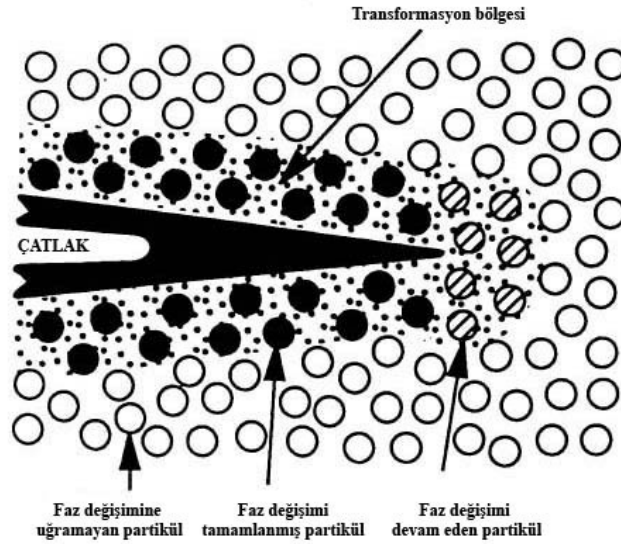
Zirkonya seramikler yapılarına göre üç kategoride sınıflandırılabilirler; tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramiklerdir (ZTC) Parsiyel stabilize zirkonyada çok ince taneli olan tetragonal faz çökeltileri, büyük kübik faz içinde yerleşmişlerdir. Tetragonal zirkonya polikristalleri ile kıyaslandığında, parsiyel stabilize zirkonya genel olarak daha kaba taneli mikroyapıya sahiptir. MgO ve CaO ticari olarak elverişli PSZ seramiklerini stabilize etmekte kullanılırken Mg-PSZ ve Ca-PSZ olarak isimlendirilir (22).

TZP sisteminde; neredeyse %100 tetragonal ZrO_2 fazı, yitriya ve seryum oksit ilaveleriyle stabilize edilir. En yaygın TZP seramikleri yitriya ve seryum oksitle stabilize edilmiş zirkonyalardır. Zirkonyanın yapısına % 3-6 oranında Y_2O_3 ilavesi ile dış hekimliğinde de kullanılan tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP seramiklerin bükülme direnci ortalama 1000 MPa'dır. Y-TZP seramikleri günümüzde tam seramik restorasyonlarında alt yapı malzemesi olarak başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (3, 58, 67, 174, 239).

Zirkonyum yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyumun içindeki tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6,5 \cdot 10^{-6}$ °C iken, kübik fazın $10,5 \cdot 10^{-6}$ °C'dir. iki faz arasında bulunan ısısal genleşme katsayısı farkı; ısıtma işlemleri sırasında yapı içinde mikroçatlakların oluşmasına neden olur. Bu mikroçatlaklar da yapı içinde bir iç basınç meydana getirerek ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici etki gösterir (191).

İç stres oluşumu: PSZ ile güçlendirilmiş, tetragonal yapıdaki ZrO_2 partiküllerine baskı kuvveti uygulandığında; kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar (191). Bu faz değişimi sırasında kristallerde oluşan %3-5 oranında hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki gösterir ve böylece ZrO_2 seramiklerinin mekanik özellikleri arttırılmış olur. Zirkonyuma dayanıklılığını veren '*transformasyon sertleşmesi*' adı verilen bu özelliğidir (138) (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Transformasyon sertleşmesi

2.5.2.2. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Zirkonyumda meydana gelen faz değişimleri yapı içinde kendiliğinden devam eder. Faz değişimlerini ve dolayısıyla seramiğin mekanik özelliklerini değiştiren çeşitli faktörler vardır ve bunların iyi bilinip göz önünde bulundurulmaları gereklidir. Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörleri şu şekilde sınıflandırabiliriz:

Stabilizatör Oksitin Miktarı

Saf zirkonyuma ilave edilen stabilizatör oksidin; gren büyüklüğünün ve oranının artması, faz değişimini hızlandıran faktörlerden biridir (191). ZrO_2 'nin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla yapıya ilave edilen CaO, MgO, Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitlerin miktarı; düşük oranda olmalı ve ZrO_2 içinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır.

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin, yapının içerisine %2 Y_2O_3 ilavesi ile elde edildiği görülmüştür. Bu oranın arttırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, gren boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Ayrıca sinterleme ısısının derecesinde düşürüldüğünden yapı içindeki porozite miktarı artar ve kırılma dayanıklılığında azalmaya sebep olur (204).

Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli; mekanik özellikleri etkileyen faktörlerden biridir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin gren boyutunun $0.3\ \mu m$ olması gerektiği bildirilmiştir (106). Stabilizatör oksit miktarının arttırılması sonucunda, gren boyutu büyür ve yapının mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur. Gren boyutunun artması durumunda, spontan olarak tetragonal monoklinik faz değişimi meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenabilir (191). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y_2O_3 ve $0.3\ \mu m$ gren boyutu idealdir (193).

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı ise, poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porozite miktarı, yapı içindeki çatlağın ilerleyişini de değiştirmektedir (139). Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse, çatlak ilerleyişi

küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. intergranuler çatlak ilerleyişi, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (157).

Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleri; çatlak ilerlemesine ve su tarafından oluşturulan korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde, tükürüğün camla reaksiyona girmesi camın yapısının bozulmasına ve çatlak oluşumuna neden olur. Y-TZP gibi cam içermeyen polikristalin yapılar; nemli ortamda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir ve buna bağlı olarak mekanik özelliklerinde de bozulmalar görülür (211).

Yaşlanma olarakta bilinen ‘düşük ısıda bozunma-LTD (low temperature degradation)’ artan bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olarak bilinir. Bu olay sonucunda, materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulur (191). Y-TZP; su ve vücut sıvıları ile temasa geçtiğinde veya buharla sterilizasyon esnasında, yavaş ilerleyen tetragonal-monoklinik faz değişimine uğrar. Bu faz değişimi; yapının yüzeyinde hasara neden olur (211).

Yaşlanma olayının aşamalarını şu şekilde özetlenmiştir (241);

- ✓ Kritik ısı aralığı 200-300°C arasında değişir,
- ✓ Yaşlanmanın sonucunda; dayanıklılık, sertlik ve yoğunluk azalır, monoklinik faz yoğunluğu artar,
- ✓ Tetragonal-monoklinik faz değişimi nedeniyle mekanik özelliklerin bozulması sonucunda; yapının içinde mikro ve makroçatlaklar oluşur,
- ✓ Düşük ısıda bozunma; yüzeyde başlar ve yapının içine doğru ilerler, Partikül boyutunun azalması ya da stabilizator oksitin konsantrasyonundaki artış sonucunda, faz değişim oranı azalır,
- ✓ Ortamda su ya da buhar varsa tetragonal-monoklinik faz değişimi artar.

Aşındırma Ve Yüzey Uygulama İşlemleri

CAD/CAM teknolojisi ile ZrO_2 bloklardan alt yapıların üretimi ve üst yapı seramiğinin uygulanarak restorasyona nihai şekli verilene kadar takip edilen işlemler esnasında; materyalin yapısında uzun dönem stabilitesini ve başarısını etkileyen değişiklikler gözlenir.

Aşındırma: Aşındırma işlemleri sırasında yüzeyde meydana gelen faz değişimi ile oluşan tabaka; zirkonyanın dayanıklılığını artırır. Yüzeyde oluşan baskı gerilimleri; mikroçatlakların oluşmasını ya da ilerlemesini engeller. Fakat bu tabakanın kalınlığının aşırı artması sonucunda yüzeyin alt tabakalarında çatlak oluşumu görülür (65).

Isı miktarı arttıkça, tersine M-T faz değişimi görülür. Elle aşındırma işlemi esnasında; daha az stres ve daha düşük sıcaklık değerleri gözleendiği için oluşan T-M faz değişimi daha düzenlidir. Böylece yüzeyde oluşturulan baskı tabakası arttırılmış olur (21).

Cilalama: Cilalama işlemi sonucunda meydana gelen çizikler yapının içerisinde artık streslerin oluşmasına neden olur. Aşındırma işleminden sonra uygulanan ince cila işlemi; yüzeydeki baskı tabakasının uzaklaşmasına neden olur. En son yapılan cila işlemiyle çatlakların daha küçük boyutta olması ve bükülme direncinin daha yüksek olması sağlanır (98).

Kumlama: Kumlama işlemi; yapıştırıcı simanın, hazırlanan alt yapıyla olan bağlantı direncini arttırmak amacıyla restorasyonun iç yüzeyine uygulanır. Kumlama işlemi sırasında kum partikülleri; materyalin yüzeyine zarar verir ve aşınmasına neden olur. Simantasyondan önce uygulanan bu işlem sonucunda; çatlak oluşumu artar, dayanıklılık azalır ve restorasyonun ömrü kısalmır (289).

Isı

Isı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve materyalin yarı-stabil özelliğini kaybetmesine neden olur ve dolayısıyla Y-TZP nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (25, 177, 210). Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300 °C'lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir (290). Materyalin 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu düşük ısı bozulması (LTD-low-temperature degradation) ortaya çıkar. Ortamda nemin de var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır (241).

Nem

Nem sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (189, 251). Düşük ısı bozulmasında nemin etkisi birçok araştırmacı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından $Zr(OH)_4$ oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan T-M faz değişimine yol açtığı belirtilmiştir (241).

2.5.2.3. Üretim Şekline Göre Y_2O_3 İçeren Zirkonya Bloklar

Blokların hazırlanışında kullanılan gren boyutu, porozite miktarı, mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirir.

2.5.2.3.1. Dry-Pressed Zirkonya Seramikler (Green)

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç

uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Blokların aşındırılması işleminden sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (8).

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

Literatürde ‘presintered’ veya ‘non-HIP’ zirkonyum olarak adlandırılan bloklardır. Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı pre-sinterizasyon sırasında elimine olmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında 1350-1550 °C’da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir (66).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan büzülme, non-HIP zirkonyum blokların imalatı sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350 °C – 1500 °C sıcaklıkta sinterlenir. Sinterleme sırasında poröz zirkonyum yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık % 20-30’luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (66).

2.5.2.3.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (HIP/ Hot-isostatically pressed)

HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde materyal önce 1500 °C’da sinterlenir ve materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla

1000 bar basınç altında 1400 °C – 1500 °C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır (190). Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadırlar (66). HIP zirkonyum bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlendiği için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı-sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır.

2.5.2.4. Zirkonya Alt Yapılarının Diş Hekimliğinde Kullanımı

Zirkonya, yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve dayanak materyali (91), sabit restorasyonlarda (kuron-köprü, laminate, inley-onley) alt yapı materyali (29, 79, 240, 286), post-core materyali (164, 286) ve ortodontik braket olarak kullanılmaya başlanmıştır (248).

ZrO₂ seramiklerinin kullanıma girmesi, bilgisayar-destekli dizayn (Computer-aided design; CAD) ve bilgisayar-destekli üretim (Computer-aided manufacturing; CAM) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir. Aşağıdaki tabloda da günümüzde kullanılmakta olan zirkonya esaslı seramiklerin zirkon içeriği ve firma adları verilmiştir (Tablo 2-1).

Tablo 2-1 : Zirkonya esaslı seramiklerin zirkon içeriği ve firma adları

MATERYAL ADI	(Zr) İÇERİĞİ	FİRMA ADI
Cerec, Cerec2 ve Cerec3	%33 ZrO ₂ -%67 Al ₂ O ₃	Sirona, Bensheim, Almanya
Vita In-Ceram Zirconia	%33 ZrO ₂ -%67 Al ₂ O ₃	VITA Zahnfabrik
DC- Zirkon	%95 ZrO ₂ - < %5 Y ₂ O ₃ - < %1 Al ₂ O ₃	DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre
Procera	ZrO ₂ -Al ₂ O ₃	Nobel Biocare, Göteborg, İsveç
Lava	%95 ZrO ₂ - %3 Y ₂ O ₃ - < %1 Al ₂ O ₃	3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya
KaVo Everest	Kısmi ve Tam sinterlenmiş ZrO ₂ seramikler	Kavo Dental, Biberach, Almanya
Zeno Tec	Ön sinterlenmiş ZrO ₂ blok	Wieland, Pforzheim, Almanya
Cercon	%92 ZrO ₂ - %5 Y ₂ O ₃ - < %1 Al ₂ O ₃	DeguDent, Hanau, Almanya
Zirkonzahn	%95 ZrO ₂ - %5 Y ₂ O ₃	Steger, Ahrntal, İtalya
Celay	%40 ZrO ₂ - %60 Al ₂ O ₃	Vita, Bad Sackingen, Almanya

2.5.3. Metal Destekli Seramikler

Seramiklerin metal ile desteklenmesi ilk olarak 1927 yılında gerçekleşmiştir. Metal seramik sistemin güvenilir olması, sistemi krun ve köprü protezleri için bir standart haline getirmiştir. Dünya çapında uygulanmakta olan bu teknoloji, kuvvetli bir materyal olan metali, estetik ihtiyaçları karşılayabildiği halde kırılğan bir yapıya sahip olan seramik ile birleştirerek, seramiğe mekanik dayanıklılık sağlamıştır. Bu sayede; seramiğin estetik, baskı dayanımı ve korozyona direnci gibi avantajları, metalin hassas uyum ve gerilme dayanımı gibi özellikleri ile birleşmiş ve klinikte uzun köprülerin kullanımına olanak vermiştir (57, 80).

Metal alt yapı dört farklı yöntem ile oluşturulabilir (19):

1. Altın ya da başka bir metalin duplikat yalancı kök üzerine elektrodpozisyonu

2. Yalancı kök üzerinde metal folyoların ısıya maruz bırakılması
3. Metal hazır bloklardan (ingot) CAD/CAM sistemi ile üretilmesi
4. Revetman içerisindeki mum örneğin eritilerek uzaklaştırılmasından sonra saf metal ya da bir alaşımın dökülmesi teknikleri ile oluşturulabilir.

Metal destekli seramik sistemleri yukarıda sayılan teknikler arasında genelde diş teknisyeni tarafından kayıp mum tekniği kullanılarak imal edilir. Elde edilen metal alt yapı üzerine en az iki farklı tabaka seramik pişirilir. İlk tabaka, opaklaştırıcı oksitlerden zengin opak seramiğidir ve metal alt yapıyı uygun estetik için maskelerken seramik metal bağlantısını da sağlar. Daha sonra doğal dişe benzer estetiği sağlamak için dentin ve mine seramiği tabakalama yöntemi ile eklenerek diş morfolojisi biçimlendirilir (284).

Tablo 2-2 : Metal- Seramik Restorasyonlar İçin Kullanılan Alaşımlar

Metal- Seramik Restorasyonlar İçin Kullanılan Alaşımlar	
Yüksek değerli (Soy) metal	Altın-platin-paladyum Altın-paladyum-gümüş Altın-paladyum
Değerli (Yarı-Soy) metal	Paladyum-gümüş Yüksek paladyum
Ağırlıklı olarak baz (Kıymetsiz) metal	Nikel-krom Nikel-krom-berilyum Kobalt-krom

Metal seramik restorasyonlar için kullanılan alaşımlar tablo’da verilmiştir (225). Metal alt yapıda en çok tercih edilen alaşımlar arasında altın-paladyum, gümüş-paladyum, nikel-krom ve krom-kobalt sayılabilir (284).

Metal Destekli Seramiklerin Avantajları (19, 180, 284):

1. Yüksek dayanıklılık
2. Çok üyeli sabit restorasyonların yapımına olanak sağlaması

3. Optimum uyum
4. Renk stabilitesi

Metal Destekli Seramiklerin Dezavantajları (19, 180, 284):

1. Diş preparasyonu miktarının fazla oluşu
2. Işık geçirgenliğinin çok düşük olması
3. Metal sonlanmanın dişeti cebinden yansıması
4. Metal-seramik arasındaki bağlanmanın hataya açık olması
5. Kullanılan metale ait biyouyumsuzluk

3. GEREÇ VE YÖNTEM

“Farklı İmplant Desteklerinde Değişik Teknik ve Materyallerle Hazırlanan Alt Yapıların Kenar Uyumunun Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi” konulu tez çalışmamızın amacı; iki farklı kenar bitim şekline sahip implant desteği (abutment) kullanarak, implant üstü sabit restorasyonlarda kullanılan, değişik yöntemlerle ve materyallerle oluşturulan alt yapıların kenar uyumlarının birbirleri ile karşılaştırılması, implant abutmentleri arasında karşılaştırma ve buna ek olarak geçici simantasyon sonrası kenar uyumundaki değişimin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Bu çalışmada 5 farklı alt yapı materyali kullanılmıştır (Tablo 3-1). Bunlardan Krom-Kobalt döküm yoluyla elde edilen metal alt yapı, Zirkonzahn kopya freze tekniğiyle hazırlanan zirkonya alt yapı, Cercon CAD/CAM tekniğiyle hazırlanan zirkonya alt yapı, In-Ceram Alumina refraktör day tekniğiyle hazırlanan alumina alt yapı, IPS e.max Press ise basınç altında preslenerek elde edilen lityum disilikat cam seramiktir.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan alt yapı materyalleri ve üretici firmaları

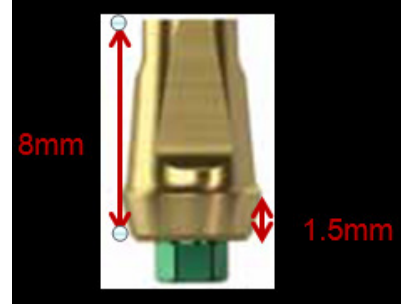
MATERYAL ADI	TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
Metal	Krom-kobalt alaşımı	Wiron NT, Bego, Almanya
Zirkonzahn	Zirkonya	Vita zahnfabrik, Gais, İtalya
Cercon	Zirkonya	DeguDent GmbH, Hanau, Almanya
In Ceram Alumina	Alüminyumoksit (Al ₂ O ₃)	Vita zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
IPS e.max press	Lityum disilikat cam seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn

3.2. Çalışmada Kullanılan İmplant Abutmentları

Çalışmamızda standart ve uyumlandırılmış iki tür simante implant abutmentı kullanılmıştır (Tablo 3-2). Uyumlandırılmış simante abutment olarak 3inOne Abutment (Biohorizons) kullanılmıştır (Şekil 3-1, Şekil 3-2); Bu çalışmada 4.5 mm Protetik Platforma sahip 3inOne Abutmentlar yüksek hızda dönen aletler ile su soğutması altında elmas frezler kullanılarak klasik kuron preparasyonuna benzer bir şekilde freze edildi. Preparasyon derinliğinin standardizasyonunu sağlamak için rehber frezler kullanılarak okluzalden 2,5 mm aşındırma yapılmış ve kenar bitimi olarak iç açısı yuvarlatılmış 90 derecelik çepeçevre 1mm genişliğinde basamak hazırlanmıştır.



Şekil 3-1: 3inOne Abutment kuron adaptasyonu



Şekil 3-2: 3inOne Abutment

Standart simante abutment olarak ise Simple Solutions Abutment (Biohorizons) kullanılmıştır (Şekil 3-3, Şekil 3-4); Simple Solutions Abutment simante standart bir implant abutmentı olup üzerinde preparasyon yapılmamaktadır. 135 derecelik bir basamağa sahiptirler. Bu çalışmada 4.5mm Protetik Platforma sahip ve 4 mm yüksekliğinde Simple Solutions Abutment kullanılmıştır.



Şekil 3-3: Simple Solutions Abutment kuron adaptasyonu



Şekil 3-4: Simple Solutions Abutment

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan implant abutmentleri, tipi ve basamak şekli

KULLANILAN ABUTMENT	TİPİ	BASAMAK ŞEKLİ	ÜRETİCİ FİRMA
3inOne Abutment (4,5mm Prosthetic platform , Regular Emergence)	Uyumlandırılmış simante abutment	İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamak	Biohorizons, Birmingham , USA
Simple Solutions Abutment (4,5mm Prosthetic platform, 4,0mm Abutment height)	Standart simante abutment	135 derece basamak	Biohorizons, Birmingham , USA

Çalışmada kullanılan her alt yapı grubu için birer adet olmak üzere 5 adet iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment (3inOne Abutment, Biohorizons) ve 5 adet 135 derece basamaklı abutment (Simple Solutions Abutment, Biohorizons) kullanılmak üzere toplam 10 adet implant abutmentı kullanılmıştır.

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Her iki basamak şekline sahip abutment grupları için 5 farklı alt yapı grubunun her birinden 10'ar tane olmak üzere toplam 100 adet alt yapı oluşturuldu (Tablo 3-3).

Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyal sayısı ve toplamı

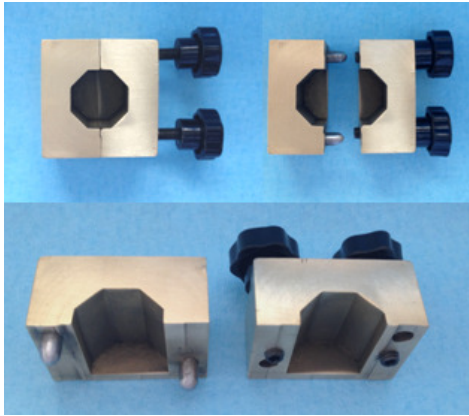
	90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)	135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)
1) Cercon	n=10	n=10
2) Zirkonzahn	n=10	n=10
3) IPS e.max press	n=10	n=10
4) In-Ceram Alumina	n=10	n=10
5) Metal (Cr-Co)	n=10	n=10
Toplam (n=100)	50	50

3.4. Akrilik Modellerin Hazırlanması

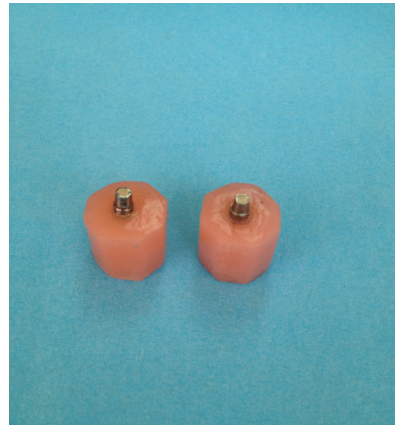
Çalışmamızda kullanmak üzere, CNC makinesinde (Jih Fong Machinery Company Limited, Fengyuan, Taiwan) paslanmaz çelikten, 8 kenarı birbiriyle aynı eşitlikte sekizgen bir kalıp üretildi. Bunu yapmaktaki amaç, teknisyenin rahat fonksiyon görebilmesi ve sonrasında bu sekizgen kalıpta kenarlara denk gelecek şekilde yapılacak ölçümlerin, rahat yapılmasıydı (Şekil 3-5).

Bu kalıp sayesinde örneklerin yapımı için kullanılan implant abutmentları kalıba dökülen soğuk akril (Meliodent, HeraeusKulzer, Germany) içine abutmentın kole kısmını açıkta bırakacak şekilde analoglarıyla gömüldü (Şekil 3-6). Akrilik sertleştikten sonra sekizgen kalıp açılarak implant abutmentları alt yapıların oluşturulması ve ölçümler için hazır hale getirildi.

Sekizgen akrilik modelin kenarları 1'den 8'e numaralandırıldı ve ölçümler sekizgen akrilik modelin her kenarına denk gelen 3 noktadan olacak şekilde 24 (8x3) noktadan yapıldı. Bunu yaparken amaç, daha fazla nokta kullanarak ölçüm sayısını arttırmak ve bu sayede çalışmamızın güvenilirliğini sağlamak ve hassasiyetini arttırmaktı.



Şekil 3-5: Sekizgen kalıp



Şekil 3-6: Akrilik modeller

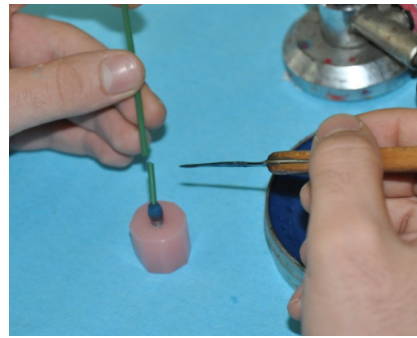
3.5. Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

3.5.1. Metal Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Krom-Kobalt alt yapılar, klasik yöntemlerle hazırlanmıştır. İmplant abutmentları üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 2 tabaka 20 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulandı ve 60 sn. kuruması için beklendi. Daha sonra abutmentlar üzerine (Bego, Bremen, Almanya) modelaj mumu ile alt yapı modelajı yapılmıştır (Şekil 3-7). Hazırlanan mum modelaja 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Waxwire, Bego, Almanya) ucu ısıtılarak hazırlanan mum modelajın orta kısmına bağlanarak tijleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-8).



Şekil 3-7: Modelajın uyumlanması



Şekil 3-8: Tijleme işlemi

Daha sonra mum maketler döküm kanallarının uç kısmından manşet kalıbına bağlantı mumu ile sabitlendi (Şekil 3-9). Fosfat bağlayıcı revetman tozu (Bellovest SH, Bego, Almanya) üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlandı. Revetman toz ve likidi karıştırıldıktan sonra hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, içinde mum modelajların bulunduğu manşet kalıbının içine dolduruldu (Şekil 3-10). Daha sonra revetman kalıp, vibratör cihazının üzerinde 1 dk süreyle tutularak hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı. Revetman sertleştikten sonra manşetten çıkarıldı (Şekil 3-11).

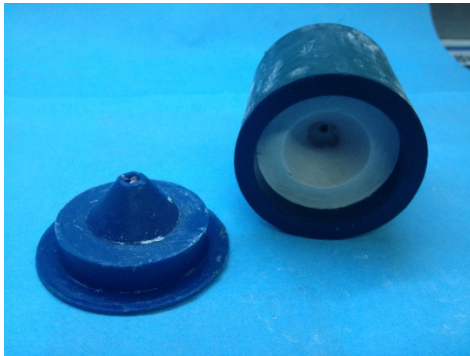


Şekil 3-9: Manşetin hazırlanması



Şekil 3-10: Revetmanın dökülmesi

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potaları ile birlikte mum eliminasyon işlemi için ön ısıtma fırına (Infratherm-II AT, GMG Elektronik, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3-12). Fırın, içindeki hazır program kullanılarak önce 25 dk'da 300°C'a kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, yine 25 dk'da 900°C'a kadar ısıtılarak bu sıcaklıkta da 15 dk bekletildikten sonra mum eliminasyonu ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı.



Şekil 3-11: Manşetin açılması



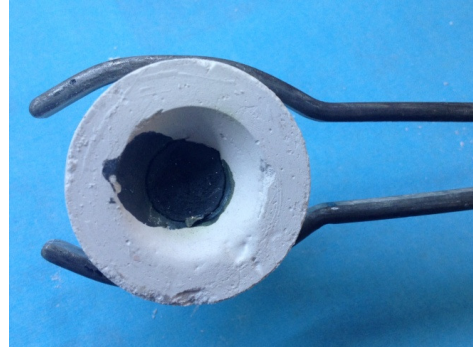
Şekil 3-12: Ön ısıtma fırını

Fırından bir maşa yardımıyla çıkarılan manşet ve döküm potası bekletilmeden indüksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınının (Bego, Almanya) ilgili bölmesine yerleştirildi (Şekil 3-13). Döküm için gereken miktarda Cr-Co metal alaşımı tabletleri seramik döküm potasının içine yerleştirildi. İndüksiyonlu döküm fırınının kapağı

kapatılarak ısıtma ve döküm işlemine geçildi. Fırın üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1400 °C'a kadar ısıtıldı. Fırının koruyucu camla kaplı ilgili bölmesinden metal alaşım tabletlerin eriyik haline geldikten sonra 20 sn süreyle santrifüj altında döküm işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-14).

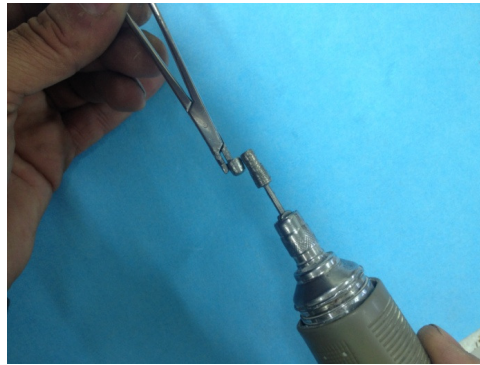


Şekil 3-13: Santrifüjlü döküm fırını



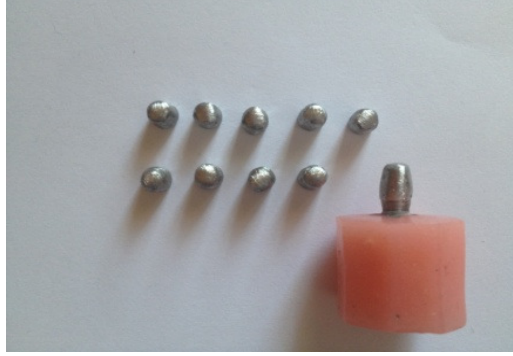
Şekil 3-14: Metal döküm

Soğuma işleminden sonra revetman kırılıp açılarak kabaca revetman artıkları, 110 µm 'luk alüminyum oksit partikülleri (Renfert, Strahlmittel, Almanya) ile kumlanarak temizlendi ve tesviye edildi (Şekil 3-15). Metal alt yapı örneklerinin yapım işlemleri aynı teknisyen tarafından ve alt yapı kalınlıklar 0.5 mm olacak şekilde gerçekleştirildi. Kalınlıkları Kumpas (Jensen JP-1 JDC 28-337-10, Almanya) ile kontrol edilen örneklerde uymayanlar tekrarlandı.

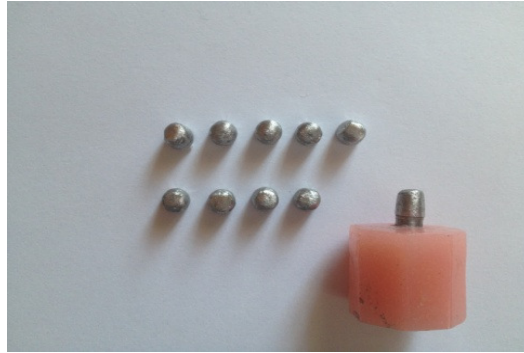


Şekil 3-15: Metal alt yapıların tesviye işlemi

Tüm bu laboratuvar işlemleri ile 90 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet, 135 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet Cr-Co metal döküm alt yapı örneği elde edildi (Şekil 3-16, Şekil 3-17).



Şekil 3-16: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan metal alt yapılar

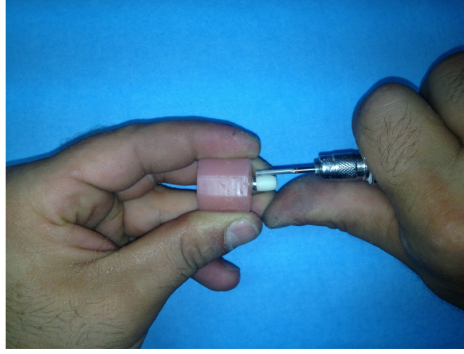


Şekil 3-17: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan metal alt yapılar

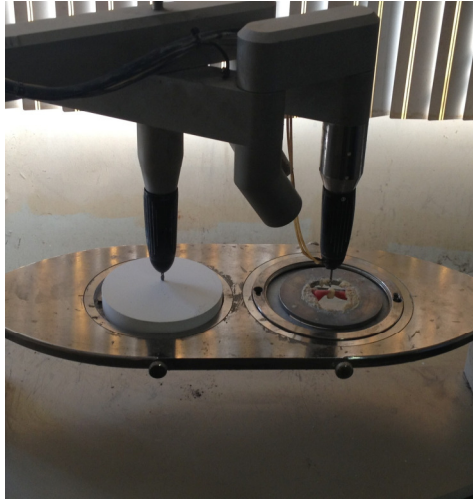
3.5.2. Zirkonzahn Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

İmplant abutmentları üzerine kenar bitim sınırından 1 mm uzakta kalacak şekilde 2 tabaka 20 µm kalınlığında die-spacer (Yeti Dental, Almanya) uygulanan abutmentlar üzerinde ışıkla polimerize olan kompozit ile alt yapı maketleri yapıldı (Şekil 3-18). Hazırlanan maketler, Zirkonzahn makinesinde oluşturulan kalıba yerleştirildi ve sabitlendi. Frezeleme işlemi Zirkonzahn manuel freze makinesinde (Zirkograph 025 ECO, Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya), parsiyel sinterize zirkonyum oksit bloklar kullanılarak gerçekleştirildi (Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) (Şekil 3-19). Frezeleme

işlemi tamamlandıktan sonra alt yapılar zirkozahn makinesinden çıkarılıp fazlalıkları temizlendi, tesviye edildi. Sonrasında sinterleme işlemi için Zirkozahn fırınına (Zirkonofen 600/V2, Zirkozahn GmbH, Gais, İtalya) kondu ve 1500 °C’de 8 saat sinterlendi. Sinterleme işleminden sonra fazlalıklar kontrol edildi ve son hale getirildi. Kalınlıklar 0.5 mm olacak şekilde düzenlendi. Kumpas (Jensen JP-1 JDC 28-337-10, Germany) ile kontrol edilen örneklerde uymayanlar tekrarlandı. Zirkozahn örnekler, Zirkon-Zahn bloklar kullanılarak, yapım işlemlerini aynı teknisyen tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3-18: Kompozit maketin tesviyesi

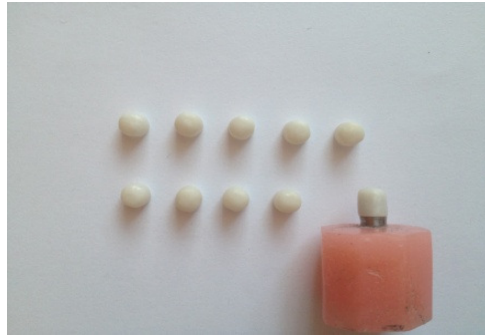


Şekil 3-19: Zirkozahn manuel freze makinesi

Laboratuvar işlemleri sonrasında 90 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet, 135 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet Zirkonzahn alt yapı örneği elde edildi (Şekil 3-20, Şekil 3-21).



Şekil 3-20: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan zirkonzahn alt yapılar



Şekil 3-21: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan zirkonzahn alt yapılar

3.5.3. Cercon Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Hazırlanan model lazer okuyucuya (Cercon Eye, DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) yerleştirildi (Şekil 3-22). Sanal model bilgisayar ekranında görüntülendikten sonra siman aralığı 20 µm, simanın kaplayacağı alan diş hazırlığının bitim sınırından 1mm uzaklıkta başlayacak şekilde ve altyapı kalınlığı 0,5 mm olarak ayarlandı.

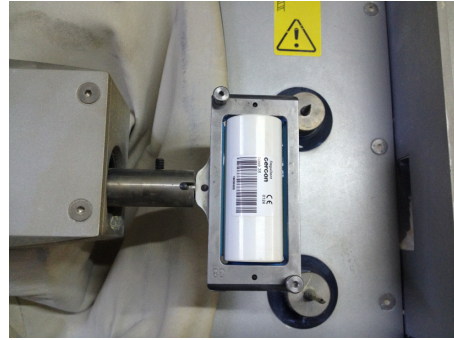


Şekil 3-22: Cercon Eye

Sistemin otomatik olarak verdiği restorasyon bitim sınırları kabul edildi. Alt yapı tasarımı tamamlandıktan sonra yarı sinterlenmiş zirkonya blok (Cercon Base White, DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) üzerindeki barkodu okutularak aşındırma birimine (Cercon Brain, DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) taşıyıcı çerçeve vasıtasıyla yerleştirildi (Şekil 3-23, Şekil 3-24). Makine, üzerindeki frezleri otomatik kullanarak aşındırma işlemini gerçekleştirdi. Aşındırma sıvı soğutması olmadan tamamlandı.



Şekil 3-23: Cercon Brain



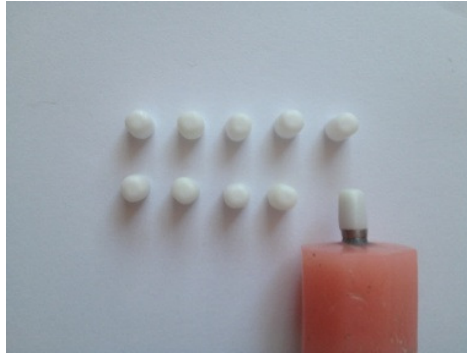
Şekil 3-24: Cercon Base

Aşındırılması biten alt yapı ana makineden çıkarıldı ve çelik separe ile restorasyonun bağlantı noktalarının çerçeveden ayrılması sağlandı. Daha sonra alt yapılar sinterleme işlemi için fırına (Cercon Heat, DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) yerleştirildi (Şekil 3-25). Yerleştirme esnasında alt yapının, kesici kenarından tablaya temas etmesi sağlandı. Sinterleme işlemi üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1350

°C’ de 6 saat süreyle gerçekleştirildi. Böylece her iki tür implant abutment grubu için 10’ar adet Cercon sistemi ile hazırlanmış zirkonya altyapı elde edilmiş oldu (Şekil 3-26, Şekil 3-27).



Şekil 3-25: Cercon Heat



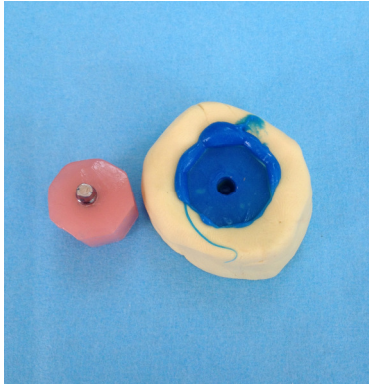
Şekil 3-26: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan Cercon alt yapılar



Şekil 3-27: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan Cercon alt yapılar

3.5.4. In-Ceram Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

In-Ceram yapımı için abutmentların gömülü olduğu modellerden silikon ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) ile ayrı ayrı ölçüler alındı. Ölçülere sert alçı dökülerek alçı yalancı köklü modeller elde edildi. Yalancı kök üzerine, basamaktan 1 mm yukarıda olacak şekilde iki kat die spacer (Vita In-Ceram Distanslak, Almanya) fırça ile sürüldü. Die spacer'ın 20 dakika kuruması beklendikten sonra yalancı kök'lerin silikon ölçü maddesi ile ölçüsü alındı (Şekil 3-28). Alınan duplikat ölçü izole edildikten sonra Vita In-ceram özel revetmanı (In-ceram Spezial Plaster, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Almanya) üretici firma talimatları doğrultusunda vakumlu karıştırıcıda 20 sn karıştırıldı ve vibratör üzerinde hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilerek ölçü içine döküldü. Revetman sertleştikten sonra ölçüden çıkarılarak revetman model elde edildi (Şekil 3-29).



Şekil 3-28: Dublikat ölçü



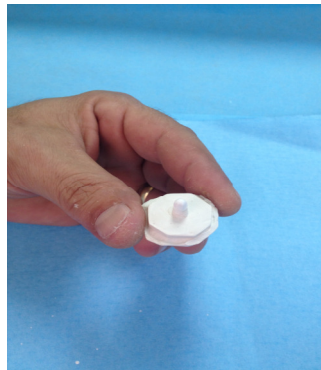
Şekil 3-29: Revetman model

Bu işlemlerden sonra In-Ceram özel hamuru hazırlandı. Bunun için üretici firma talimatlarına göre cam bir karıştırma kabına 1 ampül alümina likidi (VITA In-Ceram Alumina Powder Liquid) ve 1 damla alümina additiv (VITA In-Ceram Additive, Vita, Almanya) konularak Vitasonic II (Vita In-Ceram Vitasonic II, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Almanya)'de kısa bir süre karıştırıldı. Önceden tartılan alümina 38 gr toz (Vita In-Ceram Alumina Powder, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Almanya) bu karışıma ilave edildi ve cam bir spatül ile karıştırıldı (Şekil 3-30, Şekil 3-31). Karıştırılan hamur 7 dakika Vitasonic

(Vitasonic, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackingen, Almanya) içine konularak karışımın homojen ve akıcı olması sağlandı. Bir dakika kadar da vakuma bağlanarak içinde hava kabarcığı kalması önlendi. Hazırlanan slip hamuru, revetman model üzerine uygulanarak modelaj yapıldı (Şekil 3-32). Yığılan hamur üzerine fırına sokmadan önce revetmana gelmeyecek şekilde bir fırça yardımıyla stabilizatör (Vita-In-Ceram Stabilizer, Vita, Almanya) sürüldü. Sinterleme pişirmesi, firmanın önerdiği şekilde 1120°C’de özel fırınında (Vita Inceramat 3, Vita, Almanya) 2 saat süreyle yapıldı. Pişirmeden sonra revetman modelde büyük bir büzülme gerçekleşti ve pişmiş alt yapılar kolaylıkla revetman modellerinden ayrıldı. Sinterlenmiş alt yapılar ana modelde denendi. Mavi test sıvısı (Vita In-Ceram Testing Liquid, Vita, Almanya) ile bu sinterlenmiş alt yapılar boyanarak olası mikro çatlakların görülmesi sağlandı. Üzerinde çatlak bulunanlarda pişirme işlemi tekrarlandı.



Şekil 3-30: In-Ceram toz, likit ve additive Şekil 3-31: In-Ceram hamurunun hazırlanması



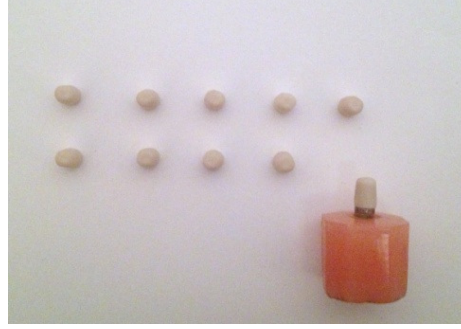
Şekil 3-32: Revetman model üzerine modelajın yapılması

Bundan sonra cam infiltre edilebilmesi için üretici firmanın belirttiği şekilde cam tozu (Vita In-Ceram Alumina Glass Powder) distile su ile karıştırılarak sinterlenmiş alt yapıların dış yüzeyine fırça ile sürülerek 0.1 mm kalınlığında platin foli üzerinde 1100 °C’de fırınladı (Şekil 3-33). Fazla camlar elmas frez ile aşındırıldı. 35-50 µm’lik Al₂O₃ tanecikleri ile 2,5’atm’lik basınç altında cam infiltre edilmiş model kumlama (Bego TopTec, Bego, Almanya) işlemine tabi tutuldu. Bu işlemten sonra cam infiltrasyonunda kontrol pişimi yapıldı. Alt yapı yanmaz pamuk üzerine konularak Vita Vacumat (Vita Vacumat, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Almanya) porselen fırınında 960 °C’de fırınladı. Daha sonra fırından çıkarılan alt yapılar buhar ile temizlendi, kurutuldu ve model üzerindeki uyumları kontrol edildi.

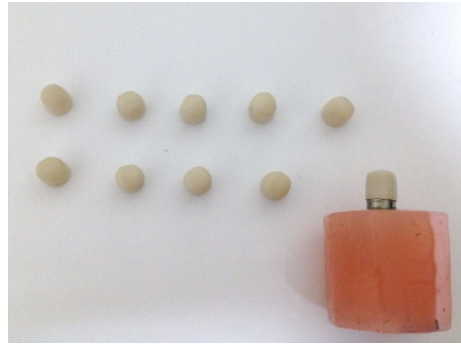


Şekil 3-33: Cam infiltrasyonu

İn Ceram Alumina alt yapı örneklerinin yapım işlemleri aynı teknisyen tarafından ve alt yapı kalınlıkları 0.5 mm olacak şekilde ayarlandı, sinterlenen alt yapılar kumpas (Jensen JP-1 JDC 28-337-10, Almanya) ile kontrol edildi. Standarta uymayan örnekler çalışmaya dahil edilmeyip tekrarlandı. Tüm bu laboratuvar işlemleriyle 90 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet, 135 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet In-Ceram alumina alt yapı örneği elde edildi (Şekil 3-34, Şekil 3-35).



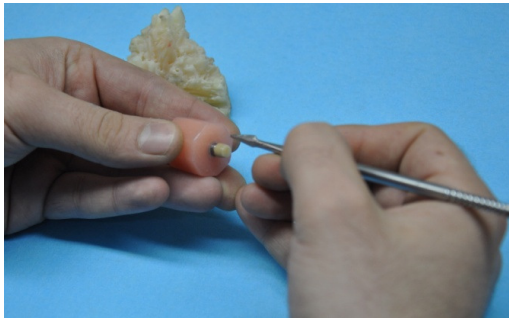
Şekil 3-34: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan In-Ceram alt yapılar



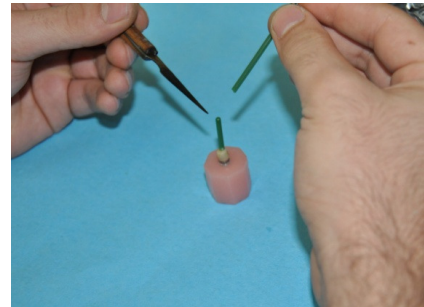
Şekil 3-35: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan In-Ceram alt yapılar

3.5.5. IPS e.max Press Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

IPS e-max press örneklerin hazırlanması için önce IPS Empress özel mumu (Elastiwax, Ivoclar, Vivadent AG, Schaan Liechtenstein) kullanılarak mum örnekler elde edildi (Şekil 3-36). Mum modelajlar okluzal kenarın en üst kısmına gelecek şekilde 2 mm çapında mum çubuk ile tijleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-37) ve manşetin tabanına bağlanarak manşet hazır hale getirildi (Şekil 3-38, Şekil 3-39).



Şekil 3-36: Modelajın uyumlanması



Şekil 3-37: Tijleme işlemi

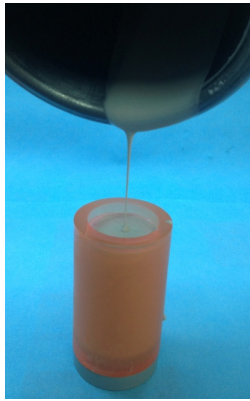
Mum örnekler silikon manşete yerleştirildikten sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel revetmanı (IPS PressVest, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak revetmana alındı (Şekil 3-40, Şekil 3-41).



Şekil 3-38: Manşetin hazırlanması



Şekil 3-39: Hazırlanmış manşet



Şekil 3-40: Revetmanın dökülmesi

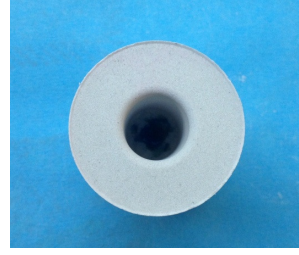


Şekil 3-41: Manşetin kapatılması

1 saat süreyle revetmanın sertleşmesi beklendikten sonra silikon manşet açıldı (Şekil 3-42) ve çıkarılan revetman (Şekil 3-43) oda ısısındaki ön ısıtma fırınına yerleştirildi (Şekil 3-44). Fırın ısısı 850°C' ye ulaştığında 1 saat süreyle bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan revetman hızlıca presleme fırınına yerleştirildi. Seçilen IPS e.max Press ingot (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent Liechtenstein) (Şekil 3-45) ve IPS Alox itici piston sıcak revetmandaki yuvaya yerleştirildi, (Şekil 3-46; Şekil 3-47). Presleme fırınında presleme için uygun program seçilerek presleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-48).



Şekil 3-42: Manşetin açılması



Şekil 3-43: Preslemeye hazır revetman



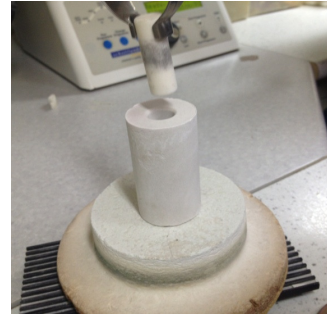
Şekil 3-44: Ön ısıtma fırını



Şekil 3-45: Ips e.max seramik ingot



Şekil 3-46: Seramik ingotların yerleştirilmesi



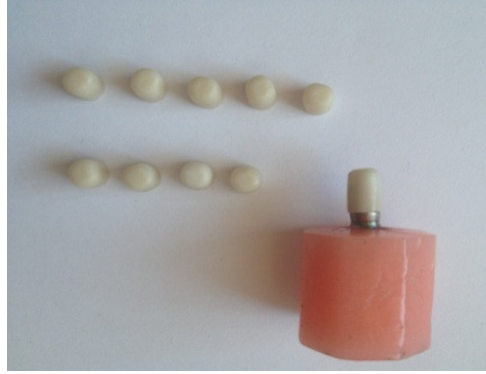
Şekil 3-47: Piston yerleştirilmiş preslenmeye hazır revetman



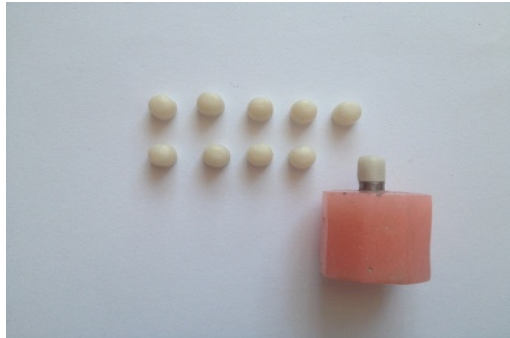
Şekil 3-48: Revetmanın press fırınına alınması

Presleme işlemi tamamlandıktan sonra yaklaşık 1 saat soğumaya bırakılan revetman oda ısisına ulaştığında revetmanın fazlalıkları uzaklaştırıldı tesviye edildi. Yapımları aynı teknisyen tarafından gerçekleştirilen IPS e.max press alt yapılar, kalınlıkları 0.5 mm olacak şekilde düzenlendi. Kumpas (Jensen JP-1 JDC 28-337-10, Almanya) ile kontrol edilen örneklerde uymayanlar tekrarlandı.

Tüm bu laboratuvar işlemleriyle 90 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet, 135 derece basamaklı abutment grubu için 10 adet IPS e.max press alt yapı örneği elde edildi (Şekil 3-49, Şekil 3-50).



Şekil 3-49: 90 derece basamaklı abutment için hazırlanan IPS e.max Press alt yapılar



Şekil 3-50: 135 derece basamaklı abutment için hazırlanan IPS e.max Press alt yapılar

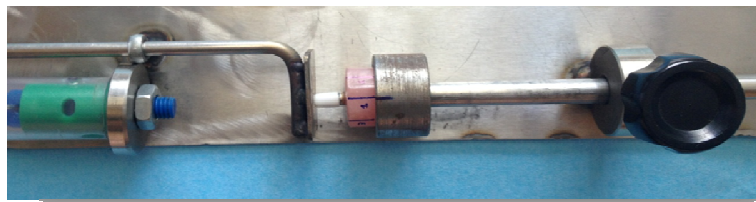
3.6. Alt Yapı Örneklerinin Simantasyonu

Yapımları tamamlanan alt yapıların kenar aralığı ölçümleri tamamlandıktan sonra simantasyon sonrası kenar aralığı ölçümlerini yapmak amacıyla, implant üstü kuron ve köprülerin simantasyonunda kullanılan öjenol içermeyen akrilik üreten polimer esaslı bir siman olan implacem polymeric implant Cement (Equinox Medical Technologies B.V, Hollanda) kullanıldı (Şekil 3-51).



Şekil 3-51: İmplacem polymeric implant Cement

Simantasyon işlemi için abutment vida giriş boşlukları pamuk peletlerle ve geçici dolgu malzemesi (Cavit, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan siman, alt yapı örneklerinin içine yerleştirildi ve ilgili abutmenta simante edildi. Alt yapıların ilk yerleştirme esnasında parmak basıncı ile yerlerine oturtulup taşan simanlar temizlendikten sonra simanın sertleşmesi süresince sabit basınç altında tutulabilmeleri için basınç göstergeli bir düzeneğe kullanılarak simanın sertleşmesi beklendi (8 N-10 dk boyunca)(Şekil 3-52). Böylece her örneğe eşit yük uygulanarak eşit siman kalınlıkları ve hacimlerinin elde edilmesi amaçlandı. Aynı işlem diğer deney örnekleri için de aynı sabit basınç altında uygulandı.



Şekil 3-52: Basınç göstergeli düzeneğe yerleştirilmiş simante edilmiş örnek

Aynı abutment üzerinde tekrarlanan ölçümler; alt yapı örneklerinin abutmentlar üzerinden el aletleri yardımıyla çıkarılması ve abutmentların siman artığı bırakılmayacak şekilde temizlenmesi ile gerçekleştirilmiştir.

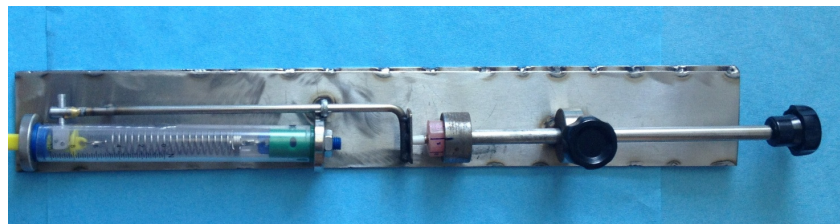
3.7. Alt yapı Örneklerinin Kenar Aralığı Ölçümlerinin Yapılması

Hazırlanan alt yapı örneklerinin kenar aralığı ölçümleri Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Mekanik Metalürji laboratuvarında X50 stereomikroskop (SMZ 645 / SMZ 660 Nikon) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-53). Stereomikroskoba bağlı dijital kamera ile tüm bulgular bilgisayar ortamına taşınarak, basamak ile alt yapıların kenarı arası mesafe ölçümleri yapılmıştır.



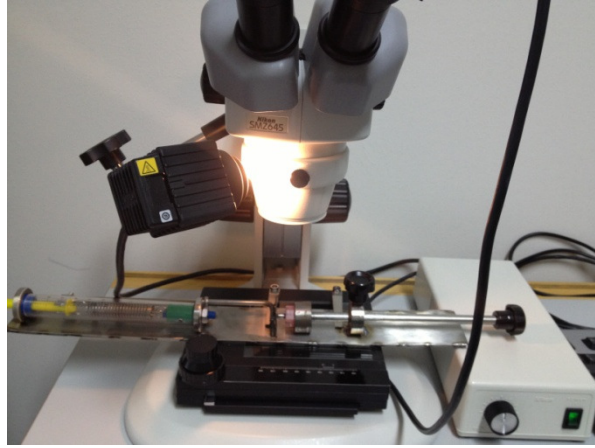
Şekil 3-53: Kenar aralığı ölçümlerinin yapıldığı stereomikroskop

Tüm örneklerde standart bir ölçüm yapabilmek için implant abutmentlarının gömülü olduğu akrilik blokların, stereomikroskop altında stabilizasyonu ve alt yapı örneklerinin abutmentlar üzerinde 8N luk sabit bir basınçla sabitlenmesi, basınç göstergeli bir düzenek kullanılarak sağlandı (Şekil 3-54, Şekil 3-55).



Şekil 3-54: Basınç göstergeli düzenek ve alt yapıların sabitlenmesi

Düzeneğe sabitlenen örneklerin üstten aydınlatması led ışığı ile sağlanarak odaklama mesafesi belirlendikten ve stereomikroskopta net görüntü elde edildikten sonra düzeneğin pozisyonu bozulmadan, hep aynı konumdayken bütün örneklerin görüntüsü stereomikroskoba bağlı dijital kamera ile aynı büyütmede elde edildi (x50) ve tüm bulgular bilgisayar ortamına taşınarak, basamak ile alt yapıların kenarı arası mesafe özel bir software programı ile 24 noktadan ölçüldü.



Şekil 3-55: Basınç göstergeli düzeneğin stereomikroskopa sabitlenmesi

Alt yapıların abutment üzerinde kenar aralığı ölçümleri yapılırken her birinin abutment üzerine yerleşme konumu, alt yapı üzerinde işaretlendi. Böylece alt yapılar simante edilirken de abutmenta tekrar aynı konumda yerleştirilebilmeleri sağlandı.

İmplant abutmentlerinin gömülü olduğu sekiz kenarı birbirine eşit akrilik blokların her defasında aynı konumda stereomikroskopa sabitlenen düzeneğe yerleştirebilmek amacıyla akrilik blokların kenarları önceden 1'den 8'e numaralandırıldı ve kenarların orta noktaları asetat kalemi ile çizildi. Akrilik blok düzeneğe yerleştirilirken; kenarlarda oluşturulan orta nokta çizgisinin, düzenekte akrilik bloğun oturduğu alanda oluşturulan çentikle çakışması sağlandı. Sekiz kenarın birinci kenarından başlayarak her kenara denk gelen 3 noktadan ölçüm yapıldı. Böylece her örnek için çepeçevre 24 kenar aralığı ölçümü yapıldı ve bu değerler ölçümü yapılan alt yapı örneği için simantasyondan önce kenar aralığı değeri olarak kaydedildi. Simantasyon öncesi tüm ölçümler tamamlandıktan sonra alt yapılar, simantasyon

öncesinde belirlenen noktalar sayesinde tekrar aynı konumunda abutmentlara simante edildi ve simantasyon sonrası ölçümler için stereomikroskoba yerleştirildi. Ölçümler yukarıda anlatılan şekilde tekrar edilip simantasyon sonrası ölçümler olarak kaydedildi. Böylece 100 alt yapı örneği için simantasyon öncesi 2400 (24x100), simantasyon sonrası 2400 olmak üzere toplam 4800 ölçüm yapıldı.

Tüm alt yapıların kenar aralığı ölçümleri tamamlandıktan sonra her bir örnek için toplam 8 yüzeyden elde edilen 24 noktadaki ölçümlerin aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları alınarak istatistiksel değerlendirmeleri yapılmıştır.

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmadaki istatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 21 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma, medyan, min-max) yanı sıra normal dağılımı test etmek için Kolmogorov-smirnov testi kullanıldı. Gruplar arası karşılaştırmalarda normal dağılım olmadığı için Kruskal Wallis testi; alt gruplar için Kruskal Wallis Posthoc analizi yapıldı. Simantasyon öncesi ve sonrası kıyaslamalarda; grup içinde normal dağılım olmadığından Wilcoxon, gruplar arası ikili karşılaştırmalarda Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda 2 farklı kenar bitim şekline sahip implant abutmentı için 5 değişik teknik ve materyalle hazırlanan alt yapılardan 10'ar adet olmak üzere 100 adet kuron alt yapısı hazırlandı. Farklı sistemlerle hazırlanan kuron alt yapılarının kenar uyumlarını karşılaştırmalı olarak incelemek, implant abutment seçiminin ve alt yapı üretim prosedürünün kenar uyumuna etkisini tespit etmek amacıyla sekizgen akrilik kalıba gömülü her örnek, 8 kenarın her bir kenarından rastgele seçilen 3 noktadan ölçülmek üzere her bir örnek için çepeçevre 24 noktadan ölçüm yapıldı.

Her bir implant abutment grubu için metal (n=10), Zirkonzahn (n=10), Cercon (n=10), In-Ceram Alumina (n=10), IPS e.max Press (n=10) olmak üzere 50 örnek her iki abutment grubu için toplam 100 adet örnek hazırlandı, örnekler 24 noktadan simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası olmak üzere iki kez ölçüm yapıldı. Toplam 4800 adet (100 örnek x 24 nokta x 2 simantasyon öncesi ve sonrası) ölçüm yapılmıştır. Değerlendirmeler yapılırken tekrarlanan 24 ölçüm değerinin ortalamaları alınmıştır. Tüm bu değerlerin istatistiksel analizinde, veriler normal dağılım göstermediğinden medyan değerlerinin kullanımı daha uygun bulunmuştur. Bu şekilde istatistiksel değerlendirmeler yapılmış, tablo ve grafiklerle kenar uyumu karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

4.1. Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Bulguları

4.1.1. İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derecelik Basamağa Sahip Abutment Grubundaki Alt Yapıların Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Değerleri

Metal alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $110,63 \pm 24,5$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri 46 μm iken, maksimum kenar aralığı değeri 180 μm olarak ölçülmüştür.

Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $116,1 \pm 28,96 \mu\text{m}$ ve minimum kenar aralığı değeri $32 \mu\text{m}$, maksimum kenar aralığı değeri $184 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir ($p=0,027$).

Zirkonzahn alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $86,045 \pm 35,72 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $24 \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $158 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında ortalama kenar aralığı değeri $99,89 \pm 25,97 \mu\text{m}$ ve minimum kenar aralığı değeri $33 \mu\text{m}$, maksimum kenar aralığı değeri olarak $159 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).

Cercon alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $53,48 \pm 22,51 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $10 \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri olarak $140 \mu\text{m}$ ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $61,61 \pm 27,19 \mu\text{m}$ ve minimum kenar aralığı değeri $7 \mu\text{m}$, maksimum kenar aralığı değeri $123 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Cercon alt yapıların simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir ($p=0,001$).

In-Ceram Alumina alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $91,61 \pm 18,62 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $28 \mu\text{m}$ iken, maksimum kenar aralığı değeri $142 \mu\text{m}$ ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $100,03 \pm 30,44 \mu\text{m}$ ve minimum kenar aralığı değeri $21 \mu\text{m}$, maksimum kenar aralığı değeri $167,02 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. In-Ceram Alumina alt yapıların simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).

IPS e.max Press alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $69,09 \pm 24,94 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar

aralığı değeri 23 μm iken, maksimum kenar aralığı değeri 139 μm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri 78,19 $\pm$ 26,66 μm ve minimum kenar aralığı değeri 18,06 μm , maksimum kenar aralığı değeri 144 μm olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir ($p=0,003$). İç açısı yuvarlatılmış 90 derecelik basamağa sahip abutment (3inOne Abutment) grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri Wilcoxon testi sonuçları tablo 4-1’de verilmiştir. Bu gruba ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası grafiksel olarak değerlendirilmesi şekil 4-1’de görülmektedir.

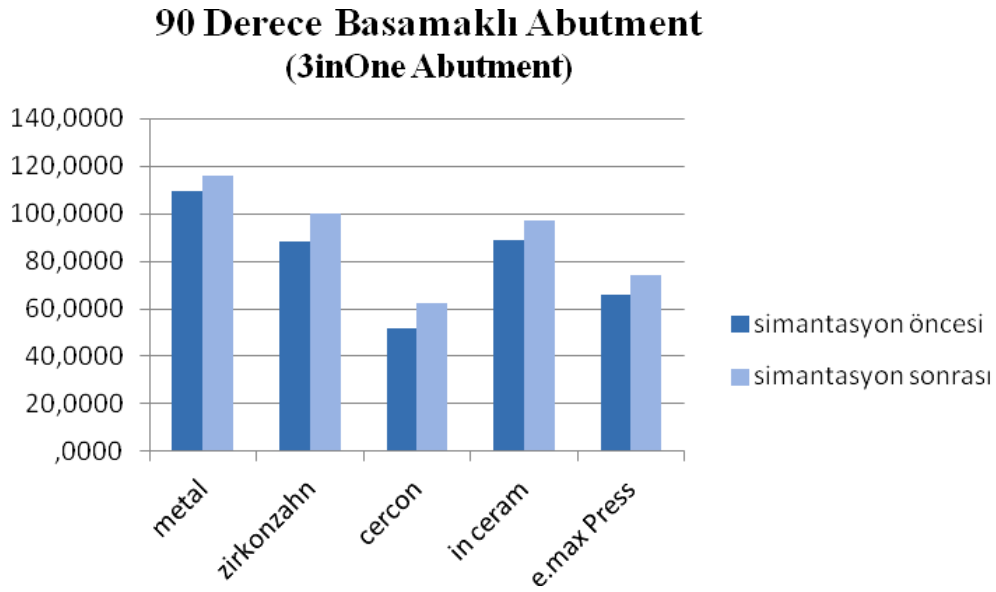
Tablo 4-1: İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası istatistiksel değerlendirmesi (μm)

90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)						
	simantasyon öncesi		simantasyon sonrası		z	p
	ortalama $\pm$ std	Medyan (min-max)	ortalama $\pm$ std	Medyan (min-max)		
Metal	110,63 $\pm$ 24,5	109,5 (46-180)	116,1 $\pm$ 28,96	116 (32-184)	-2,215	0,027*
Zirkonzahn	86,045 $\pm$ 35,72	88,525 (24-158)	99,89 $\pm$ 25,97	100 (33-159)	-4,601	<0,001**
Cercon	53,48 $\pm$ 22,51	52,02 (10-140)	61,61 $\pm$ 27,19	62,51 (7-123)	-3,25	0,001**
In-Ceram Alumina	91,61 $\pm$ 18,62	89 (28-142)	100,03 $\pm$ 30,44	97 (21-167,02)	-3,567	<0,001**
IPS e.max Press	69,09 $\pm$ 24,94	66,01 (23-139)	78,19 $\pm$ 26,66	74,01 (18,06- 144)	-3,017	0,003**

Wilcoxon test (z: Wilcoxon katsayısı)

* $p<0,05$

** $p<0,01$



Şekil 4-1: İç açısı yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerinin karşılaştırması

4.1.2. 135 Derecelik Basamağa Sahip Abutment Grubundaki Alt Yapıların Simantasyon Öncesi Ve Sonrası Kenar Aralığı Değerleri

Metal alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $116,09 \pm 28,32$ µm olarak ölçülmüş, minimum kenar aralığı değeri 38,64 µm iken, maksimum kenar aralığı değeri 176,02 µm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $120,44 \pm 34,58$ µm ve minimum kenar aralığı değeri 35 µm, maksimum kenar aralığı değeri 178 µm olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak sınırda anlamlı bulunmuştur ($p=0,05$).

Zirkonzahn alt yapının simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $97,43 \pm 28,31$ µm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri 30,01 µm iken, maksimum kenar aralığı değeri 177 µm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $103,35 \pm 28,53$ µm ve minimum kenar aralığı değeri 27 µm, maksimum kenar aralığı değeri 165 µm olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,035$).

Cercon alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $49,52 \pm 24,46$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri $10,05$ μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $136,03$ μm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $51,38 \pm 26,52$ μm ve minimum kenar aralığı değeri 8 μm , maksimum kenar aralığı değeri 123 μm olarak ölçülmüştür. Cercon alt yapıların simantasyon sonrasındaki artış ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,494$).

In-Ceram Alumina alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $83,45 \pm 24,24$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri 43 μm , maksimum kenar aralığı değeri 163 μm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $91,5 \pm 18,05$ μm ve minimum kenar aralığı değeri 55 μm , maksimum kenar aralığı değeri $137,19$ μm olarak ölçülmüştür. In-Ceram Alumina alt yapıların simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).

IPS e.max Press alt yapıların simantasyon öncesi; ortalama kenar aralığı değeri $63,61 \pm 30,95$ μm olarak ölçülmüştür. Bu grup için yapılan ölçümlerde minimum kenar aralığı değeri 10 μm iken, maksimum kenar aralığı değeri $184,01$ μm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında; ortalama kenar aralığı değeri $70,59 \pm 29,16$ μm ve minimum kenar aralığı değeri $14,06$ μm , maksimum kenar aralığı değeri 168 μm olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,008$). 135 derecelik basamağa sahip abutment (Simple Solutions Abutment) grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri Wilcoxon testi sonuçları tablo 4-2’de verilmiştir. Bu abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerinin grafiksel olarak değerlendirilmesi şekil 4-2’de görülmektedir.

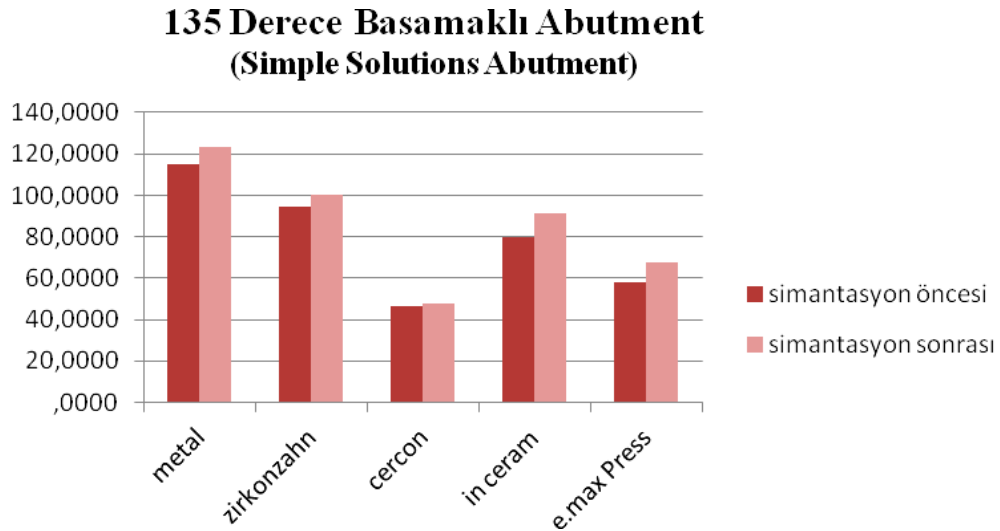
Tablo 4-2: 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası istatistiksel değerlendirmesi (μm)

135 derece basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)						
	simantasyon öncesi		simantasyon sonrası		z	p
	ortalama $\pm$ std	Medyan (min-max)	ortalama $\pm$ std	medyan (min-max)		
Metal	116,09 $\pm$ 28,32	115 (38,64-176,02)	120,44 $\pm$ 34,58	123 (35-178)	-1,958	0,05
Zirkonzahn	97,43 $\pm$ 28,31	94,51 (30,01-177)	103,35 $\pm$ 28,53	100,5 (27-165)	-2,112	0,035*
Cercon	49,52 $\pm$ 24,46	46,05 (10,05-136,03)	51,38 $\pm$ 26,52	47,5 (8-123)	-0,685	0,494
In-Ceram Alumina	83,45 $\pm$ 24,24	80 (43-163)	91,5 $\pm$ 18,05	91 (55-137,19)	-4,585	<0,001**
IPS e.max Press	63,61 $\pm$ 30,95	58,01 (10-184,01)	70,59 $\pm$ 29,16	67,53 (14,06-168)	-2,654	0,008**

Wilcoxon test (z: Wilcoxon katsayısı)

* $p < 0,05$

** $p < 0,01$



Şekil 4-2: 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerinin karşılaştırması

4.2. Her İki Abutment Grubu Kenar Aralığı Bulguları

4.2.1. Simantasyon Öncesi Her İki Abutment Grubunun Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon öncesi her iki abutment grubuna ait alt yapıların birbiriyle karşılaştırılmasında gruplar normal dağılım göstermediğinden Mann-Whitney U testi kullanıldı (Tablo 4-3).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derecelik basamağa sahip abutment grubundaki metal alt yapıların kenar aralığı ortalaması $110,63 \pm 24,5$ μm (medyan 109,5 μm) iken 135 derecelik basamağa sahip abutment grubundaki metal alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $116,09 \pm 28,32$ μm (medyan 115 μm) ölçülmüştür. Metal alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,025$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derecelik basamağa sahip abutment grubundaki Zirkonzahn alt yapıların kenar aralığı ortalaması $86,04 \pm 35,72$ μm (medyan 88,52 μm) ölçülmüş, 135 derecelik basamağa sahip abutment grubundaki Zirkonzahn alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $97,43 \pm 28,31$ μm (medyan 94,51 μm) ölçülmüştür. Zirkonzahn alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,001$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derecelik basamağa sahip abutment grubundaki Cercon alt yapıların kenar aralığı ortalaması $53,48 \pm 22,51$ μm (medyan 52,02 μm) ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki Cercon alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $49,52 \pm 24,46$ μm (medyan 46,5 μm) ölçülmüştür. Cercon alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,025$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki In-Ceram Alumina alt yapıların kenar aralığı ortalaması $91,61 \pm 18,62$ μm (medyan 89 μm)

ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki In-Ceram Alumina alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri ise $83,45 \pm 24,24 \mu\text{m}$ (medyan $80 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüştür. In-Ceram Alumina alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

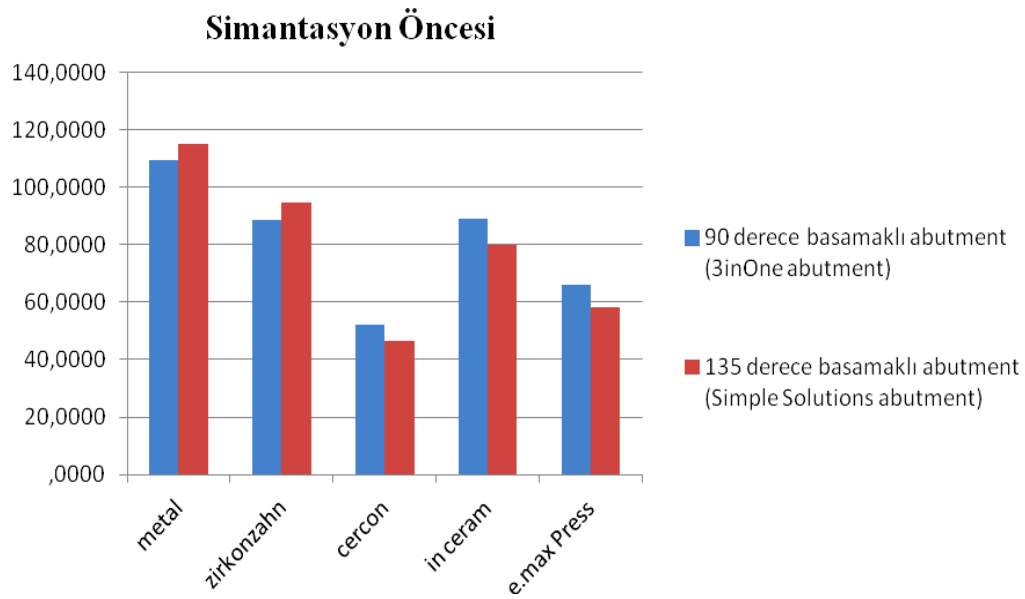
İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki IPS e.max Press alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $69,09 \pm 24,94 \mu\text{m}$ (medyan $66,01 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki IPS e.max Press alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $63,61 \pm 30,95 \mu\text{m}$ (medyan $58,01 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüştür. IPS e.max Press alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p = 0,004$). Simantasyon öncesi her iki abutment grubuna ait tüm bu alt yapıların kenar aralığı değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4-3'te görülmektedir.

Tablo 4-3: Her iki abutment grubundaki alt yapıların simantasyon öncesi birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm)

Simantasyon Öncesi	90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)		135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solution Abutment)			
	ortalama $\pm$ std	medyan (min-max)	ortalama $\pm$ std	medyan (min-max)	z	P
Metal	110,63 $\pm$ 24,5	109,5 (46-180)	116,09 $\pm$ 28,32	115(38,64-176,02)	-2,236	0,025*
Zirkonzahn	86,04 $\pm$ 35,72	88,52 (24-158)	97,43 $\pm$ 28,31	94,51(30,01-177)	-3,441	0,001**
Cercon	53,48 $\pm$ 22,51	52,02(10-140)	49,52 $\pm$ 24,46	46,5(10,05-136,03)	-2,248	0,025*
In-Ceram Alumina	91,61 $\pm$ 18,62	89 (28-142)	83,45 $\pm$ 24,24	80(43-163)	-5,219	<0,001**
IPS e.max Press	69,09 $\pm$ 24,94	66,01 (23-139)	63,61 $\pm$ 30,95	58,01(10-184,01)	-2,913	0,004**

Mann-Whitney U test (Z: Mann-Whitney katsayısı) * $p < 0,05$

** $p < 0,01$



Şekil 4-3: Simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri (µm)

4.2.2. Simantasyon Sonrası Her İki Abutment Grubunun Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon sonrası her iki abutment grubuna ait alt yapıların birbiriyle karşılaştırılmasında, gruplar normal dağılım göstermediğinden Mann-Whitney U testi kullanıldı (Tablo 4-4).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki metal alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $116,1 \pm 28,96$ µm (medyan 116 µm) iken 135 derece basamaklı abutment grubundaki metal alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $120,44 \pm 34,58$ µm (medyan 123 µm) ölçülmüştür. Metal alt yapılarda simantasyon sonrası iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,085$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki Zirkonzahn alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $99,89 \pm 25,97$ µm (medyan 100 µm) ölçülmüş, 135 derece basamağa sahip abutment grubundaki Zirkonzahn alt yapıların ortalama

kenar aralığı değeri ise $103,35 \pm 28,53 \mu\text{m}$ (medyan $100,05 \mu\text{m}$) ölçülmüştür. Simantasyon sonrası Zirkonzahn alt yapılarda bu iki abutment arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,322$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki Cercon alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $61,61 \pm 27,19 \mu\text{m}$ (medyan $62,51 \mu\text{m}$) ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki Cercon alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $51,38 \pm 26,52 \mu\text{m}$ (medyan $47,5 \mu\text{m}$) olarak bulunmuştur. Simantasyon sonrasında Cercon alt yapılarda iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$).

İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki In-Ceram Alumina alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $100 \pm 30,44 \mu\text{m}$ (medyan $97 \mu\text{m}$) ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki In-Ceram Alumina alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri ise $91,5 \pm 18,05 \mu\text{m}$ (medyan $91 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüştür. Simantasyon sonrası In-Ceram Alumina alt yapılarda bu iki abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,003$).

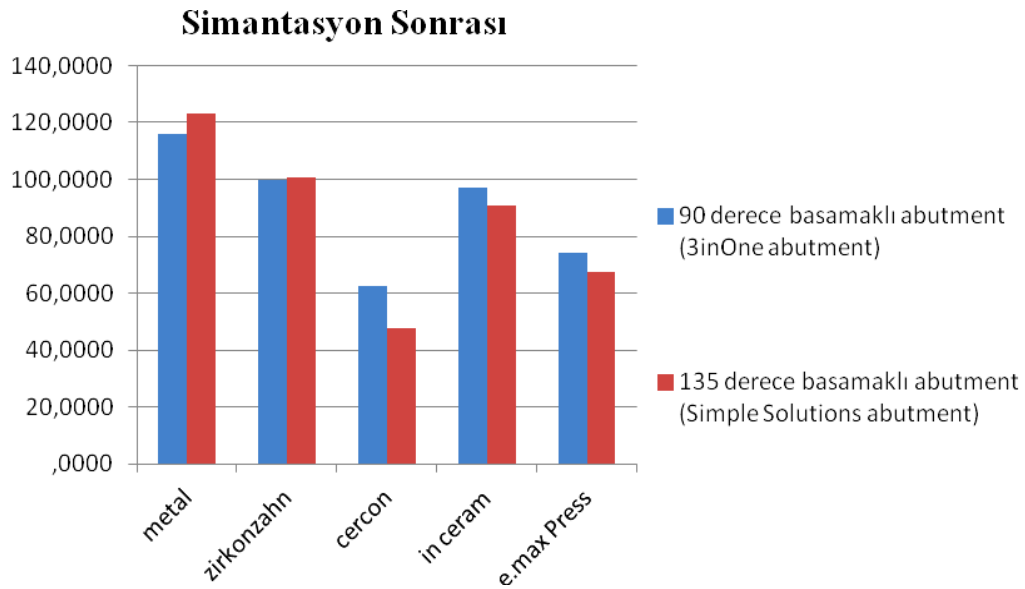
İç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubundaki IPS e.max Press alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri $78,19 \pm 26,66 \mu\text{m}$ (medyan $74,01 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüş, 135 derece basamaklı abutment grubundaki IPS e.max Press alt yapıların ortalama kenar aralığı değeri ise $70,59 \pm 29,16 \mu\text{m}$ (medyan $67,53 \mu\text{m}$) olarak ölçülmüştür. IPS e.max Press alt yapılarda bu iki abutment arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,002$). Simantasyon sonrası her iki abutment grubuna ait tüm bu alt yapıların kenar aralığı değerlerinin karşılaştırılması şekil 4-4'te görülmektedir.

Tablo 4-4: Her iki abutment grubundaki alt yapıların simantasyon sonrası birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm)

Simantasyon sonrası	90 derece basamaklı Abutment (3inOne abutment)		135 derece basamaklı Abutment (Simple Solution abutment)			
	ortalama $\pm$ std	medyan (min-max)	ortalama $\pm$ std	medyan (min-max)	z	P
Metal	116,1 $\pm$ 28,96	116 (32-184)	120,44 $\pm$ 34,58	123(35-178)	-1,72	0,085
Zirkonzahn	99,89 $\pm$ 25,97	100 (33-159)	103,35 $\pm$ 28,53	100,5(27-165)	-0,99	0,322
Cercon	61,61 $\pm$ 27,19	62,51 (7-123)	51,38 $\pm$ 26,52	47,5(8-123)	-4,313	<0,001**
In-Ceram Alumina	100 $\pm$ 30,44	97 (21-167,02)	91,5 $\pm$ 18,05	91(55-137,19)	-2,961	0,003**
IPS e.max Press	78,19 $\pm$ 26,66	74,01 (18,06-144)	70,59 $\pm$ 29,16	67,53(14,06-168)	-3,098	0,002**

Mann-Whitney U test (Z: Mann-Whitney katsayısı) * $p<0,05$

** $p<0,01$



Şekil 4-4: Simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri (μm)

4.3. Alt Yapıların Kenar Aralığı Bulguları

4.3.1. Simantasyon Öncesi İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon öncesi 90 derece basamaklı abutment grubuna ait 5 farklı alt yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-5). Metal alt yapı örneklerinin kenar aralığı değerleri diğer gruplardan fazla olup (medyan 109,5 μm) bunu sırasıyla In-Ceram Alumina (medyan 89 μm), Zirkonzahn (medyan 88,52 μm), IPS e.max Press (medyan 66,01 μm) ve Cercon (medyan 52.02 μm) izlemektedir (Şekil 4-5).

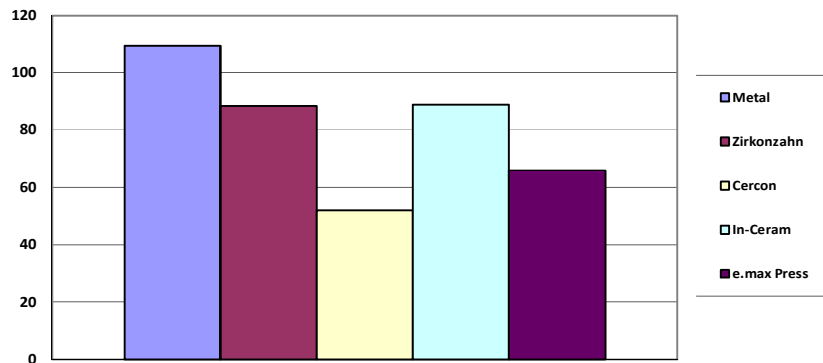
Tablo 4-5: Simantasyon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı değerlerinin kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm).

		Simantasyon Öncesi			p
		Medyan	Min-max	Ortalama $\pm$ std	
90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)	Metal	109,5	46-180	110,63 $\pm$ 24,5	<0,001**
	Zirkonzahn	88,52	24-158	86,04 $\pm$ 35,72	
	Cercon	52,02	10-140	53,48 $\pm$ 22,5	
	In-Ceram Alumina	89	28-142	91,61 $\pm$ 18,62	
	IPS e.max Press	66,01	23-139	69,09 $\pm$ 24,94	

Kruskal-wallis testi

** $p<0,01$

Simantasyon Öncesi 90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)



Şekil 4-5: Simantasyon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması

Her bir grubun bulgularının birbirleriyle karşılaştırılmasıyla yapılan değerlendirmenin daha uygun olduğu düşünülmüştür. Bu amaçla Kruskal Wallis posthoc testi uygulanmıştır. Tablo 4-6’da görüldüğü gibi Cercon materyalinin kenar aralığı değeri; IPS e.max Press, Zirkonzahn, In-Ceram Alumina ve metal materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$). IPS e.max Press alt yapı materyali kenar aralığı değeri de; Zirkonzahn, In-Ceram Alumina ve metal alt yapı materyalinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$) (Tablo 4-6).

Zirkonzahn materyalinin kenar aralığı değeri; metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Bunun yanında Zirkonzahn materyali ile In-Ceram Alumina materyali kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0,855$). Ancak In-Ceram Alumina materyalinin kenar aralığı değeri metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-6).

Tablo 4-6: Simantayon öncesi iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

örnek 1-2	test istatistiği	p
Cercon-IPS e.max Press	27,075	<0,001**
Cercon-Zirkonzahn	58,816	<0,001**
Cercon-In-Ceram Alumina	202,814	<0,001**
Cercon-Metal	288,300	<0,001**
IPS e.max Press-Zirkonzahn	21,678	<0,001**
IPS e.max Press-In-Ceram Alumina	76,848	<0,001**
IPS e.max Press-Metal	177,633	<0,001**
Zirkonzahn-In-Ceram Alumina	,033	0,855
Zirkonzahn-Metal	22,535	<0,001**
In-Ceram Alumina-Metal	67,500	<0,001**

Kruskal-Wallis posthoc test ** $p<0,01$

4.3.2. Simantasyon Sonrası İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon sonrası 90 derece basamaklı abutment grubuna ait 5 alt yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$)(Tablo 4-7). Metal alt yapı örneklerinin kenar aralığı değerleri diğer gruplardan fazla olup (medyan 116 μm) bunu sırasıyla Zirkonzahn (medyan 100 μm), In-Ceram Alumina (medyan 97 μm), IPS e.max Press (medyan 74,01 μm) ve Cercon (medyan 62,52 μm) izlemektedir(Şekil 4-6).

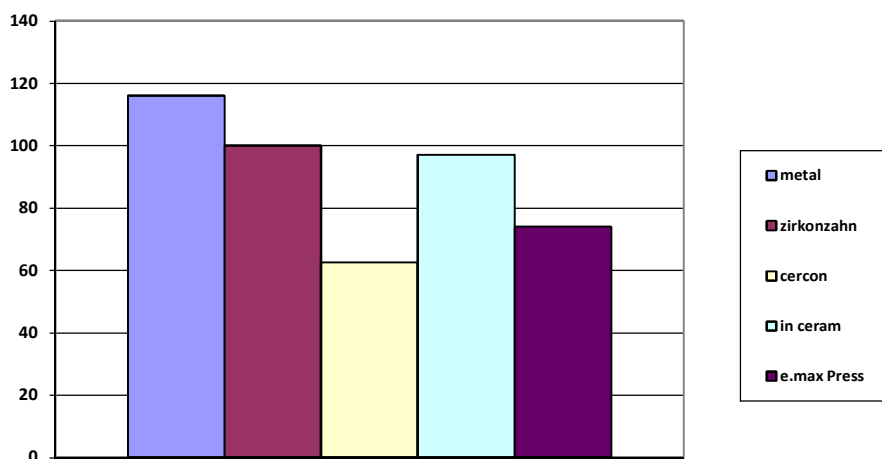
Tablo 4-7: Simantasyon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm)

		Simantasyon sonrası			P
		Medyan	Min-max	Ortalama $\pm$ std	
90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)	Metal	116	32-184	116,1 $\pm$ 28,96	<0,001**
	Zirkonzahn	100	33-159	99,89 $\pm$ 25,97	
	Cercon	62,51	7-123	61,61 $\pm$ 27,19	
	In-Ceram Alumina	97	21-167,02	100,03 $\pm$ 30,44	
	IPS e.max Press	74,01	18,06-144	78,19 $\pm$ 26,66	

Kruskal-wallis testi

** $p<0,01$

Simantasyon Sonrası 90 Derece Basamaklı Abutment (3inOne Abutment)



Şekil 4-6: Simantasyon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması

Simantasyon sonrası 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırılmasında her bir alt yapının birbirleriyle karşılaştırılarak bulguların değerlendirilmesinin daha uygun olduğu düşünülmüştür. Bu amaçla Kruskal Wallis posthoc testi uygulanmıştır. Tablo 4-8’de görüldüğü gibi Cercon materyalinin kenar aralığı değerleri IPS e.max Press, In-Ceram Alumina, Zirkonzahn ve Metal materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$), IPS e.max Press alt yapı materyali kenar aralığı değerleri In-Ceram Alumina, Zirkonzahn, metal alt yapı materyalinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$) (Tablo 4-8).

In-Ceram Alumina materyalinin kenar aralığı değerleri metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$) bunun yanında In-Ceram Alumina materyali kenar aralığı değerleri ile Zirkonzahn materyali kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,584$). Bununla birlikte Zirkonzahn materyalinin kenar aralığı değerleri metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-8).

Tablo 4-8: Simantasyon sonrası iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

örnek 1-2	test istatistiği	P
Cercon-IPS e.max Press	14,701	<0,001**
Cercon-In-Ceram Alumina	88,447	<0,001**
Cercon-Zirkonzahn	128,133	<0,001**
Cercon-Metal	224,133	<0,001**
IPS e.max Press-In-Ceram Alumina	26,133	<0,001**
IPS e.max Press-Zirkonzahn	48,133	<0,001**
IPS e.max Press-Metal	112,141	<0,001**
In-Ceram Alumina-Zirkonzahn	,300	0,584
In-Ceram Alumina-Metal	27,075	<0,001**
Zirkonzahn-Metal	29,013	<0,001**

Kruskal-Wallis posthoc test ** $p<0,01$

4.3.3. Simantasyon Öncesi 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutment grubuna ait 5 alt yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$) (tablo 4-9). Metal alt yapı örneklerinin kenar aralığı değerleri diğer gruplardan fazla olup (medyan 115 μm) bunu sırasıyla Zirkonzahn (medyan 94,51 μm), In-Ceram Alumina (medyan 80 μm), IPS e.max Press (medyan 58,01 μm) ve Cercon (medyan 46,5 μm) izlemektedir(Şekil 4-7).

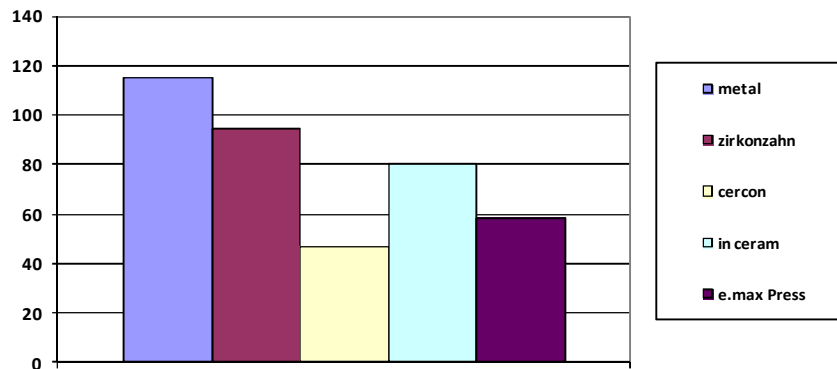
Tablo 4-9: Simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm)

		Simantasyon Öncesi			P
		Medyan	Min-max	Ortalama $\pm$ std	
135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)	Metal	115,00	38,64-176,02	116,09 $\pm$ 28,32	<0,001**
	Zirkonzahn	94,51	30,01-177	97,43 $\pm$ 28,31	
	Cercon	46,5	10,05-136,03	49,52 $\pm$ 24,46	
	In-Ceram Alumina	80	43-163	83,45 $\pm$ 24,24	
	IPS e.max Press	58,01	10-184,01	63,61 $\pm$ 30,95	

Kruskal-wallis testi

** $p<0,01$

Simantasyon Öncesi 135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)



Şekil 4-7: Simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması

Herbir alt grubun birbirleriyle Kruskal Wallis posthoc testi kullanılarak karşılaştırılmasında Tablo 4-10'da görüldüğü gibi Cercon materyalinin kenar aralığı değeri, IPS e.max Press, In-Ceram Alumina, Zirkonzahn ve metal materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$) IPS e.max Press alt yapı materyali kenar aralığı değeri ise In-Ceram Alumina, Zirkonzahn ve metal alt yapı materyalinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$) (Tablo 4-10).

In-Ceram Alumina materyalinin kenar aralığı değeri; Zirkonzahn ve metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,001$) ve Zirkonzahn materyali kenar aralığı değeri, metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-10).

Tablo 4-10: Simantayon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

örnek 1-2	test istatistiği	P
Cercon-IPS e.max Press	15,409	<0,001**
Cercon-In-Ceram Alumina	143,031	<0,001**
Cercon-Zirkonzahn	205,412	<0,001**
Cercon-Metal	300,833	<0,001**
IPS e.max Press-In-Ceram Alumina	43,212	<0,001**
IPS e.max Press-Zirkonzahn	100,840	<0,001**
IPS e.max Press-Metal	195,078	<0,001**
In-Ceram Alumina-Zirkonzahn	24,315	<0,001**
In-Ceram Alumina-Metal	116,033	<0,001**
Zirkonzahn-Metal	44,409	<0,001**

Kruskal-Wallis posthoc test ** $p<0,01$

4.3.4. Simantasyon Sonrası 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Kenar Aralığı Değerleri

Simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait 5 farklı alt yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-11). Metal alt yapı örneklerinin kenar aralığı değerleri diğer gruplardan fazla olup (medyan 123 μm) bunu sırasıyla Zirkonzahn (medyan 100,5 μm), In-Ceram Alumina (medyan 91 μm), IPS e.max Press (medyan 67,53 μm) ve Cercon (medyan 47,5 μm) izlemektedir (Şekil 4-8).

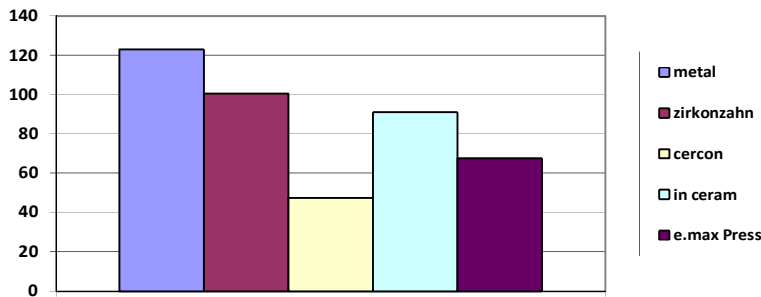
Tablo 4-11: Simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar uyumunun kendi içinde karşılaştırılmasının istatistiksel değerlendirmesi (μm)

		Simantasyon sonrası			P
		Medyan	Min-max	Ortalama $\pm$ std	
135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)	Metal	123	35-178	120,44 $\pm$ 34,58	<0,001**
	Zirkonzahn	100,5	27-165	103,35 $\pm$ 28,53	
	Cercon	47,5	8-123	51,38 $\pm$ 26,52	
	In-Ceram Alumina	91	55-137,19	91,5 $\pm$ 18,05	
	IPS e.max Press	67,53	14,06-168	70,59 $\pm$ 29,16	

Kruskal-wallis test

** $p<0,01$

Simantasyon Sonrası 135 Derece Basamaklı Abutment (Simple Solutions Abutment)



Şekil 4-8: Simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların kenar aralığı karşılaştırması

135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapıların birbirleriyle Kruskal Wallis posthoc testi kullanılarak oluşturulan çoklu karşılaştırılmasında Tablo 4-12’de görüldüğü gibi Cercon materyalinin kenar aralığı değeri; IPS e.max Press, In-Ceram Alumina, Zirkonzahn ve metal materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$), IPS e.max Press alt yapı materyali kenar aralığı değeri ise In-Ceram Alumina, Zirkonzahn ve metal alt yapı materyalinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,001$) (Tablo 4-12).

In-Ceram Alumina materyalinin kenar aralığı değeri; Zirkonzahn ve Metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,001$) ve Zirkonzahn materyali kenar aralığı değeri; metal alt yapı materyallerinin kenar aralığı değerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4-12).

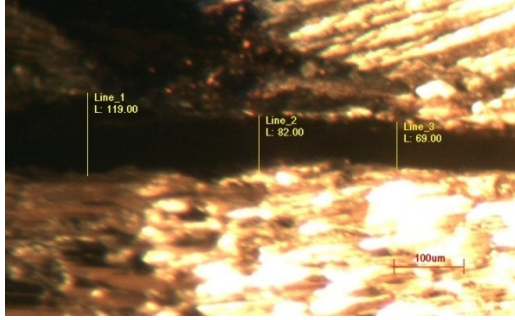
Tablo 4-12: Simantayon sonrası 135 derece basamaklı abutment grubuna ait alt yapılarda kenar aralığı değerlerinin çoklu karşılaştırmaları

örnek 1-2	Test istatistliği	p
Cercon-IPS e.max Press	38,557	$<0,001^{**}$
Cercon-In-Ceram Alumina	182,533	$<0,001^{**}$
Cercon-Zirkonzahn	197,633	$<0,001^{**}$
Cercon-metal	249,413	$<0,001^{**}$
IPS e.max Press-In-Ceram Alumina	50,714	$<0,001^{**}$
IPS e.max Press-Zirkonzahn	80,033	$<0,001^{**}$
IPS e.max Press-metal	126,095	$<0,001^{**}$
In-Ceram Alumina-Zirkonzahn	12,675	$<0,001^{**}$
In-Ceram Alumina-metal	70,533	$<0,001^{**}$
Zirkonzahn-metal	28,041	$<0,001^{**}$

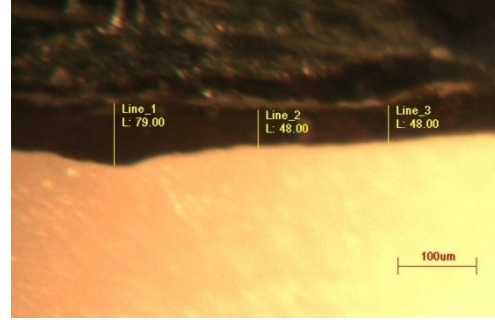
Kruskal-Wallis posthoc test $**p<0,01$

4.4. Alt Yapıların Kenar Aralığı Görüntüleri

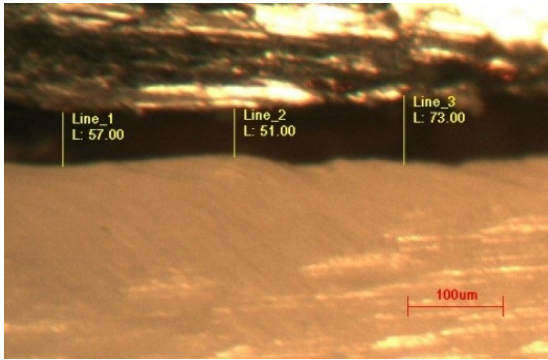
4.4.1. İç Açısı Yuvarlatılmış 90 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Birer Örnekle Kenar Aralığı Görüntüleri



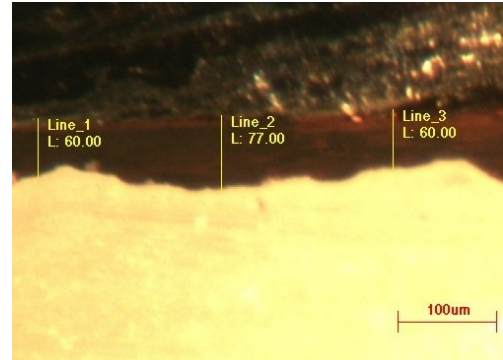
Şekil 4-9: Metal alt yapı kenar aralığı görünümü



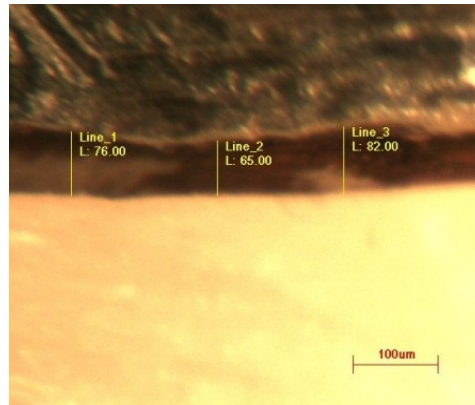
Şekil 4-10: Zirkonzahn alt yapı kenar aralığı görünümü



Şekil 4-11: Cercon alt yapı kenar aralığı görünümü

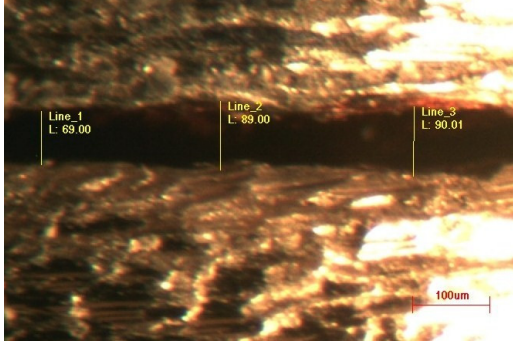


Şekil 4-12: In-Ceram alt yapı kenar aralığı görünümü

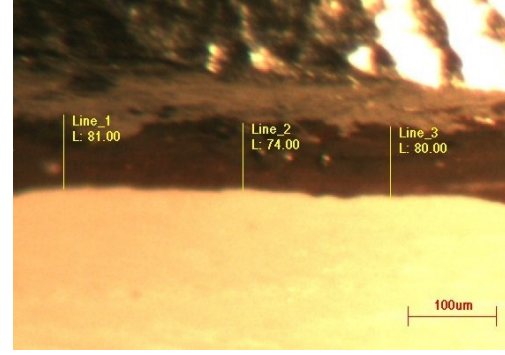


Şekil 4-13: IPS e.max Press alt yapı kenar aralığı görünümü

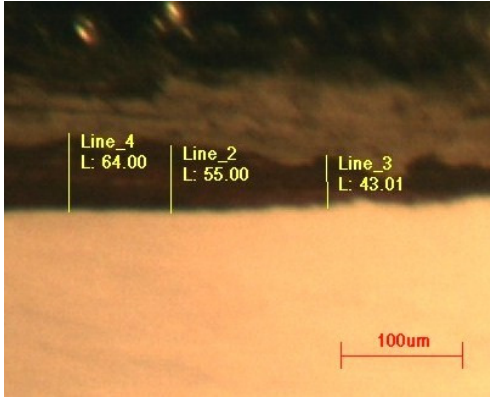
4.4.2. 135 Derece Basamaklı Abutment Grubuna Ait Alt Yapıların Birer Örnekle Kenar Aralığı Görüntüleri



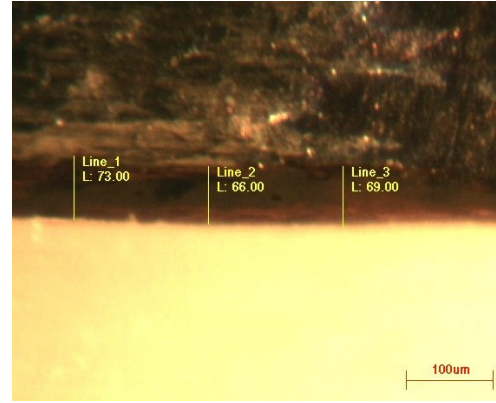
Şekil 4-14: Metal alt yapı kenar aralığı görünümü



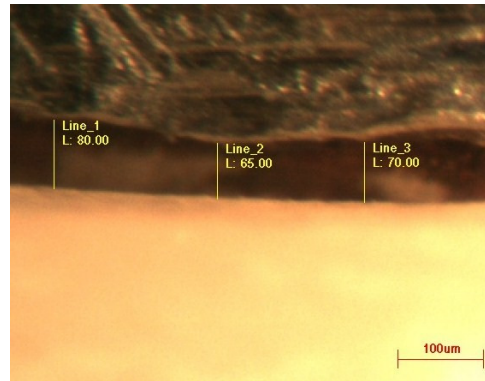
Şekil 4-15: Zirkonzahn alt yapı kenar aralığı görünümü



Şekil 4-16: Cercon alt yapı kenar aralığı görünümü



Şekil 4-17: In-Ceram alt yapı kenar aralığı görünümü



Şekil 4-18: IPS e.max Press alt yapı kenar aralığı görünümü

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı implant desteklerinde değişik teknik ve materyallerle hazırlanan alt yapıların kenar uyumları simantasyon öncesi ve sonrası in-vitro olarak incelenmiştir. Çalışmamıza başlamadan önce power analizi yaparak örnek sayısını 8 olarak belirledik. Çıkabilecek herhangi bir soruna karşın her grup için 10 örnek hazırlanmıştır. Böylece örnek sayısını yüksek tutarak standart sapmanın yüksek olması önlenmeye çalışılmıştır. Bu sayede çalışmanın yorumlanması daha kolay hale getirilmiştir.

Günümüzde implant destekli sabit protezlerin kullanımı, implant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla artmıştır. İmplant destekli sabit protezlerde başarı faktörlerinden biri, üst yapı ve implant desteği arasındaki kenar uyumudur.

Sabit protetik tedavide tam seramik materyallerin kullanımı giderek artmakta ve yapılan çalışmalarda estetik ve mekanik özellikleri metal seramik restorasyonlarla karşılaştırılmaktadır. Bu restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde birçok mekanik test yöntemi kullanılmaktaysa da, biyolojik bir ortamda kullanılan bu restorasyonların başarısında kenar uyumunun değerlendirilmesi son derece önemlidir (238).

Geniş kenar aralığı, yapıştırıcı simanın ağız içi etkenlerine daha fazla maruz kalmasına yol açarak simanın çözünmesine neden olmaktadır. Bunun sonucu siman tabakası zayıflayarak sıvı ve bakteri geçişine izin vermektedir (93). Geniş kenar aralığına sahip sabit restorasyonlarda plak indeksi ve periodontal problemlerde artış olduğu in vivo çalışmalar ile gösterilmiştir (125, 227, 262, 263) İmplant üstü protezlerde bu olumsuzluklar; implant uygulanan bölgelerde periodontal problemler ve kemik kaybına sebep olurken, implant uygulanan bölgeye komşu dişlerde ise çürük oluşumunda artış olarak karşımıza çıkmaktadır (135, 270). Kenar uyumu periodontal

sağlık ve estetik sonuçlar açısından ön planda yer almaktadır. Bu nedenle araştırmamızda test örneklerinde kenar uyumu değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Kenar uyumunun tek bir tanımı yoktur. Kenar aralığı ölçümlerinin yapıldığı referans noktaları ve 'uyum'un tanımı farklı araştırmacılar tarafından farklı şekillerde tanımlanmıştır. Kenar uyumunu değerlendirmek için, uyumsuzluk miktarını ölçmek en çok tercih edilen metoddur. Kuron ile preparasyon arasında tam bir kenar uyumunun olması istenir. Bu da, dikey yönde oluşan oturma uyumsuzluğu ile yatay yönde oluşan kapanma uyumsuzluğunun mümkün olan en az seviyede olması ile sağlanır (97). Kenar aralığı ölçümlerinde restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluk 'oturma uyumsuzluğu'; preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun kenar bitim sınırına kadarki dikey mesafe olarak tanımlanır (142). Bizde çalışmamızda bu tanıma bağlı kalarak deney örneklerinin kenar aralık ölçümlerini preparasyonun kenar bitiş çizgisi ile alt yapının kenar bitim sınırı arası dikey mesafeyi ölçerek yaptık.

Dikey yöndeki kenar uyumu ile ilgili literatür çalışmaları değerlendirildiğinde, kenar aralığı değerlerinin 28-160 μm arasında değiştiği görülmektedir (259, 278). Buna rağmen, 200 μm 'lik bir kenar aralığının da iyi bir restorasyon için normal olduğunu savunanlar da olmuştur (101, 122, 231)

McLean ve von Fraunhofer'e göre, bir restorasyonun başarılı olabilmesi için, kenar aralığının 120 μm 'den az olması gerekir (162). Hung ve ark. (119), yaptıkları çalışmada klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı değerlerinin 50-75 μm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Literatürde kenar aralığını inceleyen birçok çalışmada 120 μm 'lik değer, kritik sınır olarak kabul edilmektedir (236).

Kenar uyumunun değerlendirilmesinde standart bir yöntem yoktur. Kenar aralığı ölçümleri birbirinden farklı yöntemlerle yapılabilir. Kesit alınarak ölçüm yapma tekniği, örneklerin birkaç aşamada ölçümlerinin yapılması gerektiği çalışmamıza uygun değildir. Silikon replika tekniği ve reçine replika tekniğinde de örneklerle zarar gelmesede aynı noktalardan tekrarlı ölçümlerin hassas bir şekilde yapılabilmesi zordur.

Tüm bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kenar aralığı ölçümleri, uygulanabilirliği kolay olan, örneklerin ölçüm sırasında zarar görmediği ve tekrarlı ölçümlerin yapılabildiği direkt ölçüm metodu olan stereomikroskop kullanılarak yapılmıştır. Kenar aralığı ölçülecek olan örneklerin implant destekleri üzerinde her zaman aynı pozisyonda ve düzlemde olmalarını sağlamak ve aynı zamanda ölçüm yaparken deney örneklerini model üzerinde sabit bir kuvvet uygulayarak tutmak gerekmektedir. Bu amaçla çalışmamızda örneklerin ölçümü sırasında 8 N'luk kuvvet uygulayacak ve örnekleri stereomikroskop altında istenilen konumda tutacak tabladan oluşan basınç göstergeli bir düzenek tasarlandı ve kullanıldı.

Latifoğlu (147), üç farklı yapıda beş tip geçici kuron materyali kullanılarak, direkt teknikle hazırlanan geçici kuronların kenar uyumlarını araştırdığı çalışmada, preparasyonun bitiş çizgisi ve kuronların kenar bitim sınırları arasındaki açıklığı ölçmek için stereomikroskop kullanmış ve en büyük kenar uyumsuzluğu metilmetakrilat esaslı materyalden (Duralay) üretilen kuronlarda tesbit etmiştir.

Korkmaz (143), çalışmasında 2 farklı CAD-CAM sistemi kullanılarak HIP (Tam Sinterlenmiş) ve NON-HIP (Yarı Sinterlenmiş) zirkonya bloklardan 3 farklı basamak tipinde üretilen kuron alt yapılarının kenar uyumlarının karşılaştırılması için stereomikroskop kullanmış ve tüm alt yapılarda elde edilen değerleri kabul edilebilir klinik sınır olan 120 µm 'nin altında bulmuştur.

Akın (7), tam seramik sistemleri ile yapılan kuronların kenar ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro olarak araştırdığı çalışmada, Cerec CAD/CAM sistemi ve presleme yöntemi ile elde edilen tek kuron restorasyonların karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Bunun için hastalara uygulanan ve deneysel olarak hazırlanan tek kuronların uyumu silikon replika yöntemi ile mikroskop altında incelenmiş ve klinik uygulamaların iki yıllık takibi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre; her iki grup arasında marjinal ve internal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Ural (258), 5 farklı yöntemle hazırlanan Cercon, Cerec-3, IPS Empress 2, In-Ceram ve metal destekli seramik kuronların kenar uyumlarını araştırdığı çalışmada, test örneklerinin kenar uyumlarının değerlendirilmesi amacı ile SEM kullanılarak örneklerin simantasyonundan önce dikey, simantasyonundan sonra dikey ve yatay yönde ölçümleri yapılmıştır. Son olarak simante edilmiş test örnekleri akrilik rezin içerisine gömülmüş ve kesitleri alınarak bu kesitler üzerinde internal uyum ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda, yatay ve dikey yönde en başarılı kenar uyum değerlerini Cerec-3, internal uyum açısından ise en başarılı değerler IPS Empress 2 kuronlar vermiştir. Araştırma bulguları kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde metal destekli seramik kuronlar tamamı seramik restorasyonların gerisinde kalmıştır. Simantasyon dikey yöndeki kenar uyum değerlerini olumsuz yönde etkilemesine rağmen tüm test örnekleri dikey, yatay ve internal uyum açısından klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur.

Çınar (59), 5 farklı kuron sisteminde kenar uyumunu araştırdığı çalışmasında yatay ve dikey yönde yaptığı ölçümleri kuron kenarından 18 noktada ve profil projeksiyon aletiyle yapılmıştır. Tüm sistemlerin yatay ve dikey yön ölçümlerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır.

Balkaya (24), Porselenin pişirilme ısılarında kuron kenerlarında meydana gelen distorsiyonun yönü ve boyutunun iki farklı alaşımdan iki farklı kalınlıkta dökülmüş metal alt yapı üzerinde tesbit etmek için metal alt yapıda meydana gelen dikey ve yatay boyutsal değişimleri profil projeksiyon aletinde 9 nokta üzerinde değerlendirilmiş, yatay yönde kenar bitim şeklinin deformasyon üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken dikey yönde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Bozoğulları (35), iki farklı tam seramik alt yapı materyalinde farklı kenar bitim şekli ve taper açılarının kenar uyumu üzerine etkisini araştırdığı çalışmada kenar aralık ölçümü, her bir örneğin tüm kenar çevresinde 60 noktadan mikroskop ile yapılmıştır. Farklı seramikler, kenar bitim şekli ve taper açılarının kenar uyumuna etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Basamak kenar bitim şekline sahip seramik alt

yapılar, şev kenar bitim şekline sahip seramik kor yapılara göre daha düşük kenar aralığı göstermiştir.

Toprakbastı (255), tam seramiklerde alt yapıların tekrarlanan preslemelerde kenar aralığı değişimlerini araştırdığı çalışmada dört farklı tam seramik materyalinden her biri, kendi üretici firma talimatlarına uygun şekilde preslenerek 24'er adet alt yapı elde edilmiş; 1, 2 ve 3 kez preslenmiş alt yapılar, üzerinde önceden 16 ayrı nokta işaretlenen implant abutmentı üzerine yerleştirilerek, altyapı ve basamak arasındaki aralık, stereomikroskop altında 16 noktadan ölçülmüştür. Çalışma sonucunda, birbirini takip eden preslemelerin, çalışmada kullanılan materyallerin kenar aralık değerleri üzerine etkisinin klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğu görülmüştür.

Kenar uyumun incelenmesi amacı ile yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konabilmiş herhangi bir standart yoktur (2, 28, 238, 271, 278). Yapılan kenar aralığı ölçüm çalışmalarında, kuron başına düşen ölçülen aralık sayısı, 4'ten 8'e, 12'ye, 54'e ve hatta 100'den fazlaya kadar değişiklik gösterir (97).

Yapılan çalışmalarda kenar uyumu açısından değerlendirilecek kuronda ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılmasının standart sapmaları azaltacağı ve böylelikle elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağı belirtilmiştir. Çalışmamızda da tüm kuron çevresinden dikey yönde simantasyondan önce ve sonra 24'er ölçüm yapılarak ölçüm sayıları artırılmış ve böylece sonuçların istatistiksel değerlendirilmesinde standart sapmaların düşürülmesi amaçlanmıştır.

İmplant üstü protezlerde kenar bitim şekillerine bağlı olarak meydana gelen stres; implantın diş gibi koruma mekanizmaları olmadığı için özellikle dikkat edilmesi gereken bir noktadır (38, 153, 176). İmplant üstü sabit protezlerde dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta da kenar uyumudur. Özellikle birden fazla implant tarafından desteklenen köprü şeklindeki bir restorasyonun kenar uyumunun; ölçü tekniği, ölçü materyalleri, hazırlanan basamak tipi gibi birçok nedenden etkilenebileceği yapılan araştırmalar sonucunda ortaya konmuştur (18, 49, 129, 200). Bu nedenle çalışmamızda

kenar bitim şekillerinin kenar uyumuna etkilerini karşılaştırmak amacıyla iki farklı kenar bitim şekline sahip implant abutmentı içeren çalışma modeli hazırlanmıştır.

Birçok araştırmada kenar bitim şeklinin kenar aralığı miktarı üzerine etkisi olup olmadığı incelenmiştir. Pera ve ark.'nın (187) çalışmasında, şev tipi kenar bitim şekli uygulanan tam seramik restorasyonların kenar aralıklarının, iç açısı yuvarlatılmış basamak tipine göre daha az olduğunu belirtirken, Rinke ve ark. (203) bu görüşün tersini savunmuşlardır. Lin ve ark. (149) ise olası preparasyon tasarımları üzerinde çalışmış ve derin şev tipi kenar bitim şeklinin gerekli olmadığı sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar farklı kenar bitim şekillerinin kenar uyumu üzerine etkilerini incelemişler fakat kesin bir sonuca ulaşamamışlardır.

Cho ve ark. (50), Ceromer kuronlarda 4 farklı kenar bitim şeklinin (0.9 mm şev, 1.2 mm şev, 1.2 mm yuvarlatılmış basamak ve 1.2 mm basamak) kenar uyumuna etkisini araştırmışlardır. Çalışmada, basamak bitim şekline sahip kuronların kenar uyumunun, şev bitim şekilli kuronlardan daha üstün olduğu bildirilmiştir.

Gavelis Jr. ve ark. (83) yaptıkları çalışmada, bıçak kenarı, 90 derece basamak, 45 derece basamak, 90 derece basamak-paralel bizotaj, şev-paralel bizotaj, 90 derece basamak 30 derece ve 45 derece bizotajlı kenar bitim şekillerini kenar uyumuna yaptıkları etki açısından incelemişlerdir. Araştırmada bıçak sırtı ve paralel kenarlı bizotajlı kenar bitim şekli en iyi kenar uyumu sonuçlarını verirken, bunları sırasıyla 90 derece basamak, 45 derece basamak, 90 derece basamak 30 derece ve 45 derece bizotaj izlemiştir.

Tsitrou ve ark. (256), Cerec 3 sisteminde hazırlanan 3 farklı kenar bitim şeklinin (45 derece bevel, şev ve 90 derece basamak) kenar uyumuna etkisini araştırmışlar ve kenar bitim şeklinin kenar uyumu üzerine etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Bu araştırmada, 45 derece bevel grubunun ortalama kenar aralık miktarı 105 μ m, şev grubunun ortalama kenar aralık miktarı 94 μ m, 90 derece basamak grubunun ortalama kenar aralık miktarı ise 91 μ m olarak belirtilmiştir.

Keyf F. ve ark. (140), farklı kenar bitim şekillerinin (şev, basamak), geçici kuronların kenar uyumuna etkilerini araştırdıkları çalışmada, şev ve basamak tipi kenar bitim şekli hazırlanan dişlerde, kenar uyumları arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Shiratsuchi ve ark. (226), metal seramik restorasyonlarda kenar bitim şekillerinin (basamak, iç açısı yuvarlatılmış basamak ve derin şev) ısı ile ilişkisini incelemiştir. Araştırmanın sonucunda, en düşük kenar aralığı miktarına sahip kenar bitim şeklinin derin şev (23.96 μm - 25.72 μm), en yüksek kenar aralığı miktarına sahip kenar bitim şeklinin ise basamak (73.87 μm - 89.44 μm) olduğunu belirtmişlerdir.

Wöstmann ve ark. (279) çekilmiş dişler üzerinde kıymetli döküm metal alaşımlarla yaptıkları bir çalışmada şev, 135 derece basamak ve 90 derece basamak olmak üzere 3 farklı kenar bitim şeklini karşılaştırmışlar ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunduğunu bildirmişlerdir. 90 derece basamak en yüksek kenar aralığı değerlerine sahipken, şev en düşük kenar aralığı değerlerine sahip bulunmuştur. Tüm grupların kenar aralığı değerleri 150 μm 'den düşük çıkmıştır.

Toman ve ark. (254), farklı kenar bitim şekillerinin kenar uyumuna etkilerinin araştırıldığı çalışmada 90 derece iç açısı yuvarlatılmış basamak ve 135 derece şev kenar bitim şekli, Finess ve IPS Empress 2 tam seramik kuronlar kullanılarak karşılaştırılmıştır. Kullanılan IPS Empress 2 ve Finess tam seramik kuronlar klinik olarak kabul edilebilir kenar uyumu değeri göstermiştir. 90 derece iç açısı yuvarlatılmış basamak, her iki kuron grubunda da 135 derece şev'e göre daha iyi kenar uyumu değeri göstermiştir.

Subaşı ve ark. (237), IPS emax press ve Zirkonzahn alt yapılarla yaptıkları çalışmada iç açısı yuvarlatılmış basamak ve şev kenar bitim şeklinin kenar uyumuna etkisini araştırmışlardır. Simantasyon sonrası stereomikroskopla yapılan ölçümler sonucunda kenar uyumunun, kenar bitim şekli ve kullanılan seramik alt yapı çeşidiyle olan ilişkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Tam seramik kuronlar için önerilen kenar bitim şekilleri basamak ve şev'dir (94). Basamak kenar bitim şekli kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (285), oklüzal kuvvetlere direnci artırır, porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder ve sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturur (224). Tüm bunlardan ve yapılan çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda iç açısı yuvarlatılmış 90 derece basamak ve 135 derece basamak şekline sahip implant abutmentı kullanılmıştır.

Sabit protetik tedavide kuron protezinin üretim aşamaları sırasında izlenen prosedürün kenar uyumunu etkileyebileceği gibi kullanılan materyaller de kenar uyumunu etkileyebilmektedir. Yapım prosedürleri ve içeriklerinin birbirinden farklı olmasından dolayı bu çalışmada pressleme yöntemi ile elde edilen IPS emax press, kopya freze tekniği ile hazırlanan Zirkonzahn, bilgisayar destekli üretim sistemi ile hazırlanan Cercon, refraktör day yöntemi ile elde edilen In-Ceram alumina seramik altyapı sistemleri ve Cr-Co döküm metal alt yapı kullanımı tercih edilmiştir. Çalışmamızdaki kenar uyumu ölçümleri, incelenen tam seramik sistemlerine üstyapı seramiği eklenmeden yapılmıştır. Çünkü yapılan alt yapılar ile, üst yapı seramiği eklenmiş haldeki kuronun tüm uyumu belirlenir (28, 238). Bu nedenle çalışmamızda daha çok alt yapı sistemleri ve üretim şekillerinin kenar uyumuna etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızda simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri her iki kenar bitim şekline sahip implant abutmentında diğer bilimsel çalışmalardaki sonuçlara yakın bulunmuştur.

Martínez-Rus ve ark. (155) çekilmiş birinci küçük azı dişinden oluşturulan standart modeller üzerinde In-ceram zirkonya, In-Ceram YZ, Cercon ve procera zirkonya alt yapıların kenar aralığını karşılaştırmışlar ve 4 farklı alt yapı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulmuşlardır. Bu çalışmada In-ceram zirkonya için kenar aralığı değeri ($29.98 \pm 3.97 \mu\text{m}$) bulunmuş ve bunu sırasıyla In-ceram YZ ($12.24 \pm 3.08 \mu\text{m}$), Cercon ($13.15 \pm 3.01 \mu\text{m}$), Procera ($8.67 \pm 3.96 \mu\text{m}$) takip etmiştir.

Ural 2006' da (258), yaptığı bir çalışmada kuron protezlerinde simantasyon öncesi dikey kenar aralığını ölçmüş ve Cerec sistemi ile hazırlanan kuron protezlerinde 29,26 μm , Cercon sistemi ile hazırlanan kuron protezlerinde 77,10 μm ve metal seramik kuron protezlerinde ise 120,63 μm dikey kenar aralığı tespit etmiştir. Çalışmamızda elde edilen değerler, Cercon sisteminde daha düşük bulunmasının nedeni bizim çalışmamızda sisteme ait tarayıcının kullanılarak restorasyon dizaynının da bilgisayar programı kullanılarak yapılmasıdır. Böylece mum modelaj işleminden ve mumun deformasyonundan doğabilecek hatalar elimine edilmiş oldu.

Sulaiman ve ark. (238), In-Ceram, Procera ve IPS Empress tam seramik sistemlerinin kenar uyumlarını birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Araştırma sonucunda en düşük kenar aralığı değerine sahip olan materyalin 63 μm ile IPS Empress materyali olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada Procera materyalinin kenar aralığı miktarı 83 μm , In-Ceram materyalinin kenar aralığı miktarı ise 161 μm olarak bulunmuştur.

Rinke ve ark. (202), geleneksel yöntemlerle üretilen In-Ceram kuronların ortalama kenar aralığı miktarının 32.5 μm , kopya freze tekniğiyle üretilen In-Ceram kuronların ortalama kenar aralığı miktarının ise 38 μm olduğunu bildirmişlerdir.

Bindl ve Mörmann (30), tam seramik CAD/CAM kuron alt yapılarının kenar uyumlarını, geleneksel tekniklerle yapılan alt yapıların kenar uyumlarıyla karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, geleneksel tekniklerle üretilen In-Ceram Zirkonya materyalinin kenar aralığı miktarının $25 \pm 18 \mu\text{m}$, Empress 2 materyalinin kenar aralığı miktarının ise $44 \pm 23 \mu\text{m}$ olduğu bildirilmiştir. CAD/CAM alt yapıların kenar aralığı miktarı ise, Procera için $17 \pm 16 \mu\text{m}$, Decim için $23 \pm 17 \mu\text{m}$, DCS için $33 \pm 20 \mu\text{m}$ ve Cerec inLab için $43 \pm 23 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür.

Yeo ve ark. (281) yaptıkları çalışmada, 3 farklı tam seramik materyalinin (Celay In-Ceram, geleneksel In-Ceram ve IPS Empress 2) kenar aralığı değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda kenar aralığı değerlerinin Celay In-Ceram

grubu için 83 μm , geleneksel In-Ceram grubu için 112 μm ve IPS Empress 2 grubu için 46 μm olduğunu bildirmişlerdir.

Beschnidt ve Strub (28) yaptıkları çalışmada, Celay In-Ceram grubunun kenar aralığı değerini 78 μm , IPS Empress 2 grubunun kenar aralığı değerini ise 62 μm olarak ölçmüşlerdir. Bu çalışmada, 300 μm 'a kadar olan kenar aralık değerlerinin kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir. Yapılan araştırmalarda elde edilmiş olan preslenebilir seramik ve In-Ceram kuronların kenar uyum değerleri bizim çalışmamızda bulunan IPS e.max press ve In -Ceram bulgularımıza yakın değerlerdir.

IPS e.max press yönteminde fabrikasyon olarak hazırlanmış, mekanik özellikleri geliştirilmiş olan porselen kitlesi ısı ile yumuşatılarak basınçla kalıp içerisine yönlendirilmektedir. Presleme sonrası soğuma esnasında restorasyondaki termal büzülmenin döküm konisinde yumuşak durumdaki porselen kitlesi ile dengelenmesi ve kullanılan özel revetmanın termal genleşmesi ile karşılandığı için büzülme çok düşük (% 0.2) bir oranda gerçekleşmektedir (238). Tüm bunlar IPS e.max press kuron alt yapıların, In-Ceram sistemlerinden daha iyi kenar uyumu göstermesini açıklamaktadır.

In-Ceram sisteminin yapım aşamasında kondensasyon, cam infiltrasyonu ve fırınlama işlemleri sırasında kenar uyumunda değişimler meydana gelebilmektedir. Bu konu ile ilgili Campbell ve ark. (42) In-Ceram kuronlarda yaptıkları çalışmada sinterleme esnasında altyapıda % 0.21, revetman malzemesinde ise % 15.95 büzülme tespit etmişlerdir. Alt yapıda meydana gelen bu büzülmenin özel revetman malzemesinin sertleşme esnasında oluşan genleşmesi ile tolere edilebildiğini belirtmekteyse de alt yapı hazırlanırken alüminyum oksit tozları ile karıştırılan likit miktarı uygun oranlarda kullanılmayınca tanecikler arasında biriken likidin boşluklara neden olacağını ve bunun yapıda aşırı büzülmeye ve kenar uyumun bozulmasına neden olacağını belirtmişlerdir. Tüm bu nedenler de In-Ceram sistemine ait alt yapıların sıralamanın sonlarında yer almasını açıklamaktadır.

Zaghloul ve ark'nın (283) implant destekli sabit protezlerde üretim teknikleri ve tekrarlı yüklemenin (200N 50000 kere) dikey kenar uyumuna olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında CAD-CAM sistemiyle üretilen Cerec 3 zirkonya alt yapılar, kopya freze sistemiyle üretilen zirkonzahn alt yapılar ve kontrol grubu olarakta döküm metal alaşım alt yapılar kullanmışlardır. Alt yapıların kenarı ile implant desteği arasındaki dikey kenar aralığı önceden belirlenen 16 noktadan tekrarlı yüklemekten önce ve sonra, SEM kullanılarak ölçülmüştür. CAD-CAM sistemine ait kenar aralığı değerleri (80,58 μm); Zirkonzahn (50,33 μm) ve kontrol grubu değerlerinden (42,27 μm) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tekrarlı yüklemekten sonra CAD-CAM sistemi en yüksek kenar aralığı değerine (91.50 $\pm$ 4,260 μm) sahipken bunu sırasıyla kontrol grubu (72 $\pm$ 2,795 μm) ve en düşük değerlerle Zirkonzahn (65,37 $\pm$ 6,138 μm) izlemiştir. Tekrarlı yüklemenin sadece kontrol grubunun kenar aralığı değerlerini anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir.

Karataşlı ve ark. (134) yaptıkları çalışmada 4 farkı zirkonya alt yapıyı ve kontrol grubu olarakta metal döküm alt yapıyı kenar uyumu açısından karşılaştırmışlardır. En iyi değerler LAVA sistemi ile hazırlanan alt yapılarda görülürken (24,6 $\pm$ 14,0 μm) bunu sırasıyla Celay sistemi ile hazırlanan alt yapılar (64,9 $\pm$ 25,2 μm), DCS sistemi ile hazırlanan zirkonya alt yapılar(110,2 $\pm$ 36,5 μm) ve Zirkonzahn sistemiyle hazırlanan zirkonya alt yapılar (112,1 $\pm$ 22,6) μm takip etmiştir ve en yüksek değerler metal alt yapılarda (120,1 $\pm$ 33,3 μm) bulunmuştur. Zirkonzahn için kenar uyumuyla ilgili yayınlanan pek fazla çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızda Zirkonzahn alt yapılar için simantasyon öncesi her iki implant abutmentında (90 derece basamaklı, 135 derece basamaklı) kenar aralığı değerleri 88,52 μm ve 94,5 μm 'dır

Çalışmamızda bir çok araştırmada olduğu gibi metal döküm alt yapılardan elde edilen kenar aralığı değerlerinin tüm alt yapı sistemlerinden daha yüksek olması, diğer sistemlerden farklı olan yapım aşamaları ile açıklanabilir. Daha önce de belirtildiği gibi klasik yöntemlerdeki revetmana alma ve döküm aşamalarında meydana gelebilen termal ve mekanik değişimler kenar uyumunu etkilemektedir.

Kenar uyumu, simantasyon basıncı ve simantasyonun süresi uygulamalarından etkilenir (83). Die spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin de restorasyonun uyumunu etkileyeceği bildirilmektedir (179). Amerikan Dişhekimleri Birliği spesifikasyonları No:8'e göre kuron restorasyonları için siman film kalınlığı; eğer Tip 1 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 25 μm , Tip 2 yapıştırıcı siman kullanılıyorsa 40 μm 'den fazla olmamalıdır (158). 200-300 μm 'ye kadar olan açıklıklar kabul edilebilir düzeydedir ama bu durum bilimsel bulgulardan uzaktır. Reçine esaslı yapıştırıcı ajanların fiziksel ve klinik özellikleri dikkate alındığında 50-100 μm 'lik bir internal aralığın optimal reçine performansı sağladığı bilinmektedir (169).

Quintas ve ark. (196) yeterli die spacer uygulamasının kuron kenar uyumunda oldukça önemli olduğunu bildirmişlerdir. Tüm alt yapıların yapımında die spacer uygulaması mevcuttur. Bununla birlikte die spacer'ın farklı markaları ile aynı sayıda tabakalanma yapılmasına rağmen die spacer'ın nihai kalınlığının standardize edilmesi oldukça zordur (41). Çalışmamızda tüm alt yapı sistemleri için eşit kalınlıkta die spacer uygulanarak kenar uyumunda önemli olan bu faktör elimine edilmeye çalışılmıştır.

Simantasyon sırasında sürekli bir kuvvet uygulanması kenar uyumunda ve eşit bir siman kalınlığı elde edilmesi açısından oldukça öneme sahiptir (196). Çeşitli araştırmalarda simantasyon sırasında uygulanan sürekli kuvvetler birbirinden oldukça farklıdır. Simantasyon işlemi sırasında çoğunlukla parmak basıncı uygulanmaktadır. Yaklaşık olarak $8\pm1,3$ kg olan bu basıncı standardize etmek için yapılan araştırmalardan yola çıkarak bu çalışmada basınç göstergeli düzenek ile 8N'luk kuvvet 10 dakika boyunca uygulanmıştır. İlgili kaynaklar incelendiğinde uygulanan kuvvetin miktarının artırılmasının uyumu etkilemediği, daha yüksek basıncın restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı bildirilmiştir (271).

Çalışmamız ağız ortamında yapılmadığı için, daimi simana gerek duyulmadan implant üstü kuron ve köprülerin geçici simantasyonunda kullanılan öjenol içermeyen akrilik üretilen polimer esaslı bir siman olan İmplacem Polymeric İmplant Cement (Equinox Medical Technologies B.V,Holland) kullanılarak simantasyon işlemi yapıldı.

Tek tip siman kullanılarak siman türünün kenar uyuma yapacağı etkiler elimine edilmiş, simantasyon işleminin kenar uyumuna etkisini araştırmak hedeflenmiştir.

Castillo-Oyagüe ve ark.'nın (43) siman retansiyonlu implant destekli kuronlarda kenar uyumsuzluğu ve mikrosızıntıyı araştırdıkları çalışmalarında lazer sinterize Co-Cr (LS), vakum döküm Co-Cr (CC) ve vakum döküm Ni-Cr (CN) kuronlar üretilmiş her alaşım grubu örnekleri standart titanyum abutmentlara GC Fuji PLUS; Clearfil Esthetic Cement; RelyX Unicem 2 Automix ve DentoTemp ile simante edilmiştir. 60 günlük suyla yaşlandırma işleminden sonra SEM ile dikey kenar uyumu, dijital mikroskopla siman mikrosızıntısı incelenmiştir. Tüm alaşım ve üretim tekniklerinde reçine modifiye cam iyonomer siman olan GC Fuji PLUS ve akrilik üreten içerikli geçici siman olan DentoTemp; 10-methacryloxydecyl-dihidrojen fosfat içerikli Clearfil Esthetic Cement ve self adeziv dual cure siman olan RelyX Unicem 2 Automix'e göre daha iyi kenar uyumu ve daha fazla mikrosızıntı skorları elde edilmiştir.

Martínez-Rus ve ark. (156) çekilmiş dişlerden model elde ederek Zirkonyum oksit içerikli tam seramik kuronlarda üretim şeklinin ve yapıştırıcı siman türünün kenar uyumuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında In-Ceram zirkonya, In-Ceram YZ, Cercon ve Procera zirkonya kuronları cam iyonomer (Ketac Cem Aplicap) ve reçine siman (panavia 21) kullanarak simante etmişlerdir. Kenar aralığı simantasyondan önce ve sonra kuron kenarı boyunca 160 noktadan elektron mikroskopu ile taranarak ölçülmüştür. 4 farklı kuron sisteminde simantasyondan önce ve sonra kenar aralığında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Procera restorasyonlar simantasyondan önce ve sonra en düşük kenar aralığı değerlerine sahipken, tüm gruplarda simantasyon sonrası yapıştırıcı simana bağlı olarak kenar aralığında anlamlı bir artış olmuştur. Reçine simanlarda bu artış cam iyonomer simanlara göre daha fazla bulunmuştur.

Chan ve ark. (48), Cerestore kuronlar üzerinde yaptıkları araştırmalarında, simante edilmeyen kuronların kenar aralığı değerlerinin 13-223 µm arasında değiştiğini, ortalama değerin ise 75 µm olduğunu belirtmişlerdir. Simante edilen kuronların kenar

aralığı değerlerinin ise 11-313 μm arasında değiştiğini ve ortalama değerin 84 μm olduğunu bildirmişlerdir.

Weaver ve ark. (271), yaptıkları çalışmada 2 farklı tam seramik materyal (Dicor, Cerestore) ile bir metal destekli porselen sisteminin simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerini karşılaştırmışlardır. Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde en düşük kenar aralığı miktarına sahip grup Cerestore (21.6 μm) iken, onu metal destekli porselen sistemi (30.5 μm) ve Dicor sistemi (44.4 μm) takip etmiştir. Simantasyon sonrası yapılan ölçümlerde ise Cerestore sistemi (31.7 μm) yine en düşük kenar aralığı miktarına sahip grup olmuş, onu Dicor sistemi (57 μm) ve metal destekli porselen sistemi (59 μm) takip etmiştir. Simantasyon sonrasında kenar aralığı miktarındaki artışlar Cerestore için 10.1 μm , Dicor için 12.6 μm , metal destekli porselen için ise 28.5 μm olmuştur.

White ve ark. (273), farklı simanların kenar uyumuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında, çinko fosfat siman ile simante edilen örneklerin ortalama kenar aralığı değerini 55,1 μm , reçine modifiye cam iyonomer siman ile simante edilen örneklerin ortalama kenar aralığı değerini 47,5 μm , dentin bonding ajanıyla beraber uygulanan reçine modifiye cam iyonomer siman ile simante edilen örneklerin ortalama kenar aralığı değerini ise 52 μm olarak bulmuşlardır. Çalışma sonucunda siman tipinin kenar aralığı miktarı üzerinde etkili olmadığı belirtilmiştir.

Quintas ve ark. (196) farklı seramikler, farklı simantasyon malzemeleri ve farklı kenar bitim şekillerinin dikey kenar aralığına etkisini in vitro olarak araştırmışlardır. Empress II, geleneksel In-Ceram ve Procera CAD/CAM teknikleri kullanılarak hazırlanan krun protezlerinde kenar uyumu profil projeksiyon cihazı ile ölçülmüştür. Kullanılan tüm kenar bitim şekillerinde ve simanda en iyi kenar uyumu değerleri Procera sistemi ile hazırlanmış örneklerde bulunmuş ve bunun da CAD/CAM sistemlerinde laboratuvar aşamalarının azalmasına ve üretim prosedürünün tekrarlanabilmesinden kaynaklanmış olabileceğini belirtmişlerdir.

Okutan ve ark. (178) Everest sistemini kullanarak hazırladıkları 32 adet zirkonyum silikat seramik kuron protezinin kenar uyumlarını, simantasyon öncesinde ve sonrasında çiğneme simulasyonu uygulamasının ardından ölçmüşlerdir. Reçine replika tekniğinin kullanıldığı çalışmada simantasyon öncesinde 32,7 - 33 μm , simantasyon sonrasında ise 44,6 - 46,6 μm kenar aralığı değeri ölçülmüştür.

Martinez-Rus ve ark. (154) titanyum ve zirkonya abutmentta simante edilen monolitik ve tam seramik kuronların kenar uyumunu değerlendirmek için yaptıkları çalışmada CAD-CAM sistemiyle üretilmiş monolitik lityum disilikat (MLD), preslenebilir lityum disilikat (PLD), CAD yitrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) kullanmış, bunlardan PLD ve Y-TZP alt yapılara fluorapatit içeren üst yapı seramiği işlemişlerdir. Kuronlar implant desteklerine simante edilmeden önce ve simante edildikten sonra kenar aralığı ölçümü yapılmıştır. Y-TZP kuronlar her iki titanyum ve zirkonya abutment türünde de simantasyondan önce (52,1 $\pm$ 17 μm ve 56,2 $\pm$ 11 μm) ve sonra (98,7 $\pm$ 17 ve 101,08 $\pm$ 16) en küçük kenar aralığı değerleri göstermiştir. Simantasyondan önce titanyum ve zirkonya abutmentta MLD kuronlar (75,2 $\pm$ 12 μm ve 77,5 $\pm$ 13 μm), PLD (52,1 $\pm$ 17 μm ve 69,7 $\pm$ 8 μm) kuronlardan daha geniş kenar aralığı göstermişlerdir. Simantasyondan sonra ise titanyum ve zirkonya implant abutmentında MLD kuronlar (113,5 $\pm$ 12 μm ve 118,3 $\pm$ 14 μm) PLD (98,7 $\pm$ 17 μm ve 109,4 $\pm$ 9 μm) kuronlardan anlamlı olarak daha fazla kenar aralığı değeri göstermişlerdir. Sonuç olarak Y-TZP kuronlar titanyum ve zirkonya abutmentlarda simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası MLD ve PLD kuronlara kıyasla daha iyi sonuç vermiştir. Kenar aralığı kuron sistemi ve simantasyondan istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilenirken abutment materyalinden anlamlı derecede etkilenmediği bulunmuştur.

Çalışmamızda simantasyon sonrası değerler dikkate alındığında araştırma bulgularımıza göre sıralamada pek bir değişiklik olmadığı ancak simanın hidrostatik basıncı ile mesafenin bir miktar arttığı gözlemlenmiştir. Beschnidt ve Strub'ın (28) yapmış oldukları çalışmada simantasyon sonrası restorasyonların kenar uyum değerlerindeki artış miktarı (13-22 μm) ve Wolfart ve ark.'nın (278) bu konuda ortaya koyduğu değerler (20-40 μm) dir. Bu değerler çalışmamızda elde edilen değer aralığı ile uyumludur.

Kenar aralığının farklı çalışmalarda değişik gözlemlenmesinin; simante edilmiş yada simante edilmemiş kuronlardan ölçüm yapılması, simantasyonun ardından örnekleri saklama şekli ve zamanı (yaşlandırma prosedürleri gibi işlemler), çalışmada kullanılan dayanak tipi, ölçüm sırasında kullanılan mikroskop tipi ve büyütme oranı, yapılan ölçümlerin lokalizasyonu ve kantitesi gibi bazı nedenleri olduğu bildirilmiştir (28). Bu kriterler göz önüne alındığında çalışmamız ile diğer çalışmaların sonuçları arasındaki farklılık; kullanılan ölçüm yöntemine, kullanılan mikroskop ve büyütme faktörü farkına, ölçüm için kullanılan dayanak, ölçümlerin lokalizasyonu ve sayısına, ölçümlerin simante edildikten sonra ya da simantasyon yapılmadan elde edilmesine bağlı olarak meydana gelmiş olabilir.

SONUÇLAR

1. Çalışmamızın sonunda, kenar uyumu açısından en iyi değerler Cercon alt yapılarda görülmüştür. Metal alt yapılar en yüksek değerler ile diğer alt yapıların gerisinde kalmıştır.
2. Çalışmada en düşük kenar aralığı değeri simantasyon öncesi 135 derece basamaklı abutmenta ait Cercon alt yapılarda ($46,5\mu\text{m}$), en yüksek kenar aralığı değeri simantasyon sonrası 135 derece basamaklı abutmenta ait metal alt yapılarda ($123\mu\text{m}$) bulunmuştur.
3. 90 derece basamaklı abutmenta ait alt yapı materyallerinin birbirleri ile karşılaştırmasında;
 - Simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri sırasıyla: Cercon ($52,02\mu\text{m}$), IPS e.max press ($66,01\mu\text{m}$), Zirkonzahn ($88,52\mu\text{m}$), In-Ceram ($89\mu\text{m}$), metal ($109,5\mu\text{m}$)'dir. Tüm alt yapılar birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,01$). Ancak In-Ceram Alumina materyali kenar aralığı değeri ile Zirkonzahn materyali kenar aralığı değeri birbirine yakın olması nedeniyle ikisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

- Simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri sırasıyla: Cercon (62,51 μ m), IPS e.max press (74,01 μ m), In-Ceram (97 μ m), Zirkonzahn (100 μ m), metal (116 μ m)'dir. Zirkonzahn alt yapıların simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış (11,78 μ m), In-Ceram alt yapıların simantasyon sonrası kenar aralığındaki artıştan (8 μ m) fazla olması nedeniyle simantasyon sonrasındaki sıralamada Zirkonzahn alt yapıların kenar aralığının (100 μ m) In-ceram alt yapılardan (97 μ m) fazla olmasına ve sıralamada In-Ceram alt yapıların gerisinde kalmasına neden olmuştur. Ancak her iki alt yapı kenar aralığı değerleri birbirine çok yakındır ve ikisi arasında simantasyondan sonrada istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Diğer alt yapılar simantasyondan sonra da istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,01$).

4. 135 derece basamaklı abutmenta ait alt yapı materyallerinin birbirleri ile karşılaştırmasında;

- Simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri sırasıyla: Cercon (46,5 μ m), IPS e.max press (58,01 μ m), In-Ceram (80 μ m), Zirkonzahn (94,5 μ m), metal (115 μ m)'dir.
- Simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri sırasıyla: Cercon (47,5 μ m), IPS e.max press (67,53 μ m), In-Ceram (91 μ m), Zirkonzahn (100,5 μ m), metal (123 μ m)'dir. 135 derece basamaklı abutmenta ait alt yapılarda simantasyondan sonra sıralamada değişiklik olmamıştır. Simantasyondan önce ve sonra tüm alt yapıların kenar aralığı değerleri birbirlerinden istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0,01$). Ancak simanın hidrostatik basıncı ile mesafenin bir miktar arttığı gözlemlenmiştir. Simantasyon sonrasında 135 derece basamaklı abutment grubuna ait metal alt yapıların kenar aralığı değeri (123 μ m) klinik sınırı bir miktar aştığı görülmektedir. Bunun nedeni bu gruba ait metal alt yapıların kenar uyum değerlerinin simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde (115 μ m) klinik olarak kabul edilebilir sınırlara yakın olmasından kaynaklanmaktadır.

5. Simantasyonun kenar uymuna etkisinin araştırılmasında; 90 derece basamaklı abutment grubuna ait tüm alt yapılarda simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış

istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). 135 derece basamaklı abutmentta ait Zirkonzahn, In-Ceram, IPS e.max Press ve metal alt yapılarda simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p<0,05$), Cercon alt yapılarda simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Her iki basamak şekline sahip abutmentta da simantasyon sonrasında meydana gelen artış değerlerinin, 135 derece basamaklı abutment grubuna ait Cercon alt yapılar hariç anlamlı olması simantasyon işlemin önemini vurgulamaktadır.

6. Farklı iki basamak şekline sahip abutmentlarda kenar uyumunun karşılaştırılmasında;

- Simantasyon öncesi tüm alt yapı örneklerinde her iki basamak şekline sahip abutment grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Metal ve Zirkonzahn alt yapıların kenar aralığı değerleri 90 derece basamaklı abutmentta; Cercon, IPS e.max Press ve In-Ceram alt yapıların kenar aralığı değerleri de 135 derece basamaklı abutmentta istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- Simantasyon sonrası, metal ve Zirkonzahn alt yapılarda her iki basamak şekline sahip abutment arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p>0,05$), Cercon, In-Ceram ve IPS e.max press alt yapılarda kenar aralığı değeri 135 derece basamaklı abutmentta istatistiksel olarak anlamlı farkla düşük bulunmuştur($p<0,05$).

7. 135 derece basamaklı abutment grubuna ait metal alt yapıların simantasyon sonrası kenar aralığı değeri ($123\mu\text{m}$) hariç çalışmada incelenen tüm alt yapılardan elde edilen kenar aralığı değerleri klinik kabul edilebilir sınırlardadır ($< 120 \mu\text{m}$). Alt yapıların simantasyon sonrasındaki kenar aralığındaki artış da yine klinik kabul edilebilir sınırlarda bulunmuştur.

KAYNAKLAR

1. 3M ESPE. Lava all ceramic system, *technical product profile*. St. Paul, MN: 3M IPC; 2002.
2. Abbate FM, Tjan AHL, Dent D. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1989; **61**: 527-531.
3. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* 2005; **21**: 984-991.
4. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Periodont Rest Dent* 1984; **23**(2): 181-186.
5. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J. Prosthodont* 2006; **15**: 155-163.
6. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemigin farklı bukkio-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara 1998.
7. Akın A. CAD/CAM ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro karşılaştırmalı olarak araştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı, Doktora Tezi, İzmir 2011.
8. Akkuş Özgüneş G. Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş tedavisi ABD, Doktora Tezi, İstanbul 2008.
9. Aktepe E. CAD-CAM Cerec 3 sistemiyle hazırlanan inleylerin marjinal adaptasyonlarının İn vitro olarak değerlendirilmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, İstanbul 2005.
10. Alani AH , Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: A review. *Operative Dentistry* 1997; **22**:173-185.
11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; **13**: 141-149.

12. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic systems. *J Dent* 2004; **32**: 91-99.
13. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all- ceramic dental materials. *J Dent* 2003; **31**: 181-188.
14. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res Part B: Apply Biomater* 2004; **71**: 99-107.
15. Alison JE., Piddock CV. Ceramic Update. *J. Dent* 1997; **25**(2): 91-95.
16. Alison JE, Piddock CV. Dental ceramics: What's new?. *Dent Update* 2002; **29**(1): 25-33.
17. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal* 1988; **164**: 39-43.
18. Alvin G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 323–331.
19. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: W.B. Saunders; 2003.
20. Anusavice KJ. *Philips science of dental materials*. 10th ed. London: WB sounders Company; 1996.
21. 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.
22. Arın M. Zirkonya seramiklerinin ve ZRO₂ –TIN kompozitlerinin üretimi ve karakterizasyonu. İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji Mühendisliği, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul 2007.
23. Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S. Influence or firing cycles on the marginal distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005; **93**: 346-355.
24. Balkaya MC. Porselen pişirme işleminin farklı alaşımların kole uyumuna etkisi üzerine araştırmalar. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul 1996.
25. Ban S. Reliability and properties of core materials for all ceramic dental restorations: A review article. *Japanese Dental Science Review* 2008; **44**: 3-21.

26. Baysal B, Diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretim ve tasarım: CAD/CAM. *Dentalife* 2007 june; **23(5)**: 18-22.
27. Becker MJ. Ancient “Dental Implants”: A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples. *Int J. Oral Maxillo fac. Implants* 1999; **14**: 19-29.
28. Beschindt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; **26**: 582-593.
29. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int Comput Dent* 2001; **4** : 195-206.
30. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J. Oral Rehabilitation* 2005, **32**: 441-447.
31. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15**: 76-94.
32. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol revy* 1970; **21(3)**: 337-346.
33. Blatz MB. Long term clinical success of all ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 2002; **33(6)**: 415-426.
34. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of procera all-ceram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; **84**: 419-424.
35. Bozogulları HN. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya 2007.
36. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994 Jun; **71(6)**: 592-599.
37. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar; **89(3)**: 250-255.
38. Butel EM, Campell JC, DiFiore PM. Crown margin design: A dental school survey. *Prosthet Dent* 1991; **65**: 303-305.
39. Buttel AE, Buhler NM, Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009; **119**: 901-918.

40. Byrne D, Houston F, Cleary R. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 184-192.
41. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent* 1982; **47**: 606-611.
42. Campbell SD, Pelletier LB, Prober RL, Giordano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it Works. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995; **74**: 332-340.
43. Castillo-Oyagüe R. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Den* 2013; **41(1)**: 90-96.
44. Cercon Eye Brochure, Erişim: 06.08.2007.<http://www.cerconsmartceramics.com>
45. Cercon Smart Ceramics, *Processing Instructions Guide Book*, Degussa Dental.
46. Cercon smart ceramics-*the CAM-aided clinical manual*, Erişim: 18.05.2008. <http://www.cerconsmartceramics.com>.
47. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda Junior WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent* 2005; **33**: 721-729.
48. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H. The marginal fit of Cerestore full-ceramic crowns- a preliminary report. *Quintessence Int* 1985; **6**: 399-402.
49. Chii-Chih H, A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; **69**: 588-593.
50. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J. Prosthet. Dent* 2004; **91**: 554-560.
51. Christensen GJ. Ceramic vs. porcelain-fused to metal crowns: Give your patient a choice, *J Am Dent Assoc* 1994; **125**: 311-312.
52. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1966; **16**: 297-305.
53. Chung KH, Liao JH, Duh JG, Chan DC. The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics. *J Oral Rehabil* 2009; **36**: 132-141.
54. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003; **85-A Suppl 4**: 73-84.

55. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite and lithia disilicate- based ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; **97**: 18-24.
56. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2007; **98**: 389-404.
57. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials Properties and Manipulation* 8th ed. Chapter 14. St. Louis: Mosby; 2004.
58. Cura C, Saracoğlu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; **89**: 394-399.
59. Çınar, A. Değişik Kuron Sistemlerinde Kenar Uyumu. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, İstanbul 2001.
60. Davarpanah M, Martinez H. *Clinical manual of implant dentistry*. London: Quintessence; 2004: 123-158.
61. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1988; **59**: 12-16.
62. DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany 2003
63. Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite- based ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 956-962.
64. Demond HW. Explorer to evaluate nonvisible margins with an Explorer. *Oper Dent*. 1985 Winter; **10**(1): 6-11.
65. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomater* 2006; **76**(2): 440-448.
66. Denry I. ve Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2007; **24**: 299-307.
67. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials* 2005; **21**: 1158-1162.
68. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat- Pressed Ceramics: Technology and Strength. *Int J Prosthodont* 1992; **5**: 9-16.
69. Donovan T, Prince J. An analysis of margin configurations for metal-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1985; **53**: 153-157.

70. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; **117**(6): 715-720.
71. Eidenbentz S, Lehner CR, Schaerer P. Copy milling ceramics inlays from resin analogs. *The Int Journal of Prostodontics* 1994; **7**: 134-139.
72. Ellingsen LA, Fasbinder DJ. In vitro evaluation of CAD/CAM ceramic crowns [abstract 2640]. *J Dent Res.* 2002; **81**: 331.
73. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical preformance of IPS-Empress ceramic restorations- A literature review. *J Can Dent Assoc* 2002; **68**: 233-237.
74. Engelman MJ. *Osteointegrasyonda Klinik Endikasyon ve Planlama*. Chicago: Quintessence; 2008.
75. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent* 1992; **1**: 273-282.
76. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, Reich S. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. *Gen Dent* 2003; **51**: 450-454.
77. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J. Prosthet. Dent* 1991; **65**: 357-364.
78. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: A scanning electron microscopic investigation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994; **14**: 272-279.
79. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 89-106.
80. Fischer J. *Esthetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art*. Quintessence Publishing Co Inc, Chapter 3; 1999.
81. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent. Mater* 1985; **1**: 197-199.
82. Freadeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; **36**: 105-113.
83. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent.* 1981; **45**: 138-145.
84. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; **83**: 40-49.

85. GC Europe N.V. technical product profile
86. Geçkili O, iki farklı implant yüzeyinin kemik içi stabilite ve krestal kemik kayıpları üzerine etkilerinin; iki farklı abutment tipinin hasta memnuniyetlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A. B. D, Doktora Tezi, İstanbul 2007.
87. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995; **73**: 49-54.
88. Geursten W. Crown and restoration margins. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1990; **45**: 380-386.
89. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996; **17**: 779-794.
90. 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.
91. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer 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): 285-290.
92. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL. Marginal fit of leuciteglass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J. Prosthet. Dent* 2005; **93**: 143-147.
93. Goldman M., Laosonthorn P, White RR. Mikroleakage full crowns and the dental pulp. *J Endodont.* 1982; **18**: 473-479.
94. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles, *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 363-376.
95. Gorman CM, McDewitt WE, Hill RG. Comparison of two heat pressed allceramic dental materials. *Dent Mater* 2000; **16**: 389-395.
96. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J. Dent* 1993; **21**: 47-51.
97. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 40-49.
98. 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**: 454-463.

99. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 441-448.
100. Guazzato M, Albakry M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003; **89**: 374-380.
101. Gulker I. Margins. *Dent J* 1985; **51**: 213-217.
102. Gür E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya 2006.
103. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 1: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 4-9.
104. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 10-15.
105. Herbst D. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J. Prosthet Dent* 2000; **83**: 555-561.
106. Heuer AH. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of American Ceramical Society* 1982; **65**: 642-650.
107. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 488-493.
108. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM- Fillings of the future? *Int. Dent. J* 1997; **47**: 247-258.
109. Hint- Els Technical product profile
110. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occusal rehabilitation*. Tokyo, Japon: Quintessence Publusing Company; 1990.
111. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; **62**: 405-408.
112. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent* 1992; **67**: 594-599.
113. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 859-865.

114. Hondrum SO. The strength of cemented alumina core and magnesia core crowns. *Int. J. Prost* 1998; **1**: 190-195.
115. Höland W, Frank M, Schweiger M, Wegner S, Rheinberger V. Glass development and controlled crystalization in the $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-ZrO}_2\text{-P}_2\text{O}_5$ system. *Glastech. Ber. Glass Sci. Technol.* 1996; **69**: 25-33.
116. Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A ve ark. Clinical applications of glass ceramics in dentistry. *J Mater Sci: Mater Med* 2006; **17**: 1037-1042.
117. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R. Soc. Lond. A.* 2003; **361**: 575-589.
118. 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.
119. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J. Prosthet. Dent* 1990; **63**: 26-31.
120. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. *Compend Contin Educ Dent.* 2005; **26(4)**: 239-240.
121. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990; **64**: 548-552.
122. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns : A review and discussion . Part II : Discrepancies and configurations. *J. Prosthet Dent* 1990; **64**: 636-642.
123. Hwang JW, JH Yang. Fracture strength of copy-milled and conventional In-ceram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001; **28**: 678-683.
124. İplikçioğlu H. Tam dissiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar. İstanbul: *İmplantr* 2005: 67-98.
125. Janenko C, Smales RJ. Anterior crowns and gingival health. *Aust Dent J* .1979; **24**: 225-231.
126. Jedyrakiewicz NM, Martin N. Cerec science, research and clinical application. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2001; **22**: 7-13.
127. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; **6(3)**: 270-276.

128. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported protheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillfac. Implants* 1996; **11**:151-158.
129. Jemt T, Lekholm U. Measurement of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implant* 1998; **9**: 272-280.
130. Jose A. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J. Prosthet Dent* 1993; **69**: 503-509.
131. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed protheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 Mar-Apr; **9**(2): 169-178.
132. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Ü. DişHekFak. Derg* 2008; **18**(1): 25-32.
133. Karataşlı Ö. Bilgisayar Ortamında Ve Manuel Olarak Dizayn Edilmiş Zirkonya Esaslı Alt Yapılar İle Metal Döküm Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Tedavi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul 2009.
134. Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu N. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dental Materials Journal* 2011; **30**(1): 97-102.
135. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986 Sep; **13**(5): 423-32.
136. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information
137. Kelly RJ, Nishimura I, Champbell SD. Ceramics in dentistry. Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent* 1996; **75**: 18-32.
138. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 2008; **24**: 289-298.
139. Kern M, Wegner S. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; **14**: 64-71.
140. Keyf F, Anil N. The effect of magrin design on the marginal adaptation of temporary crowns. *J Oral Rehabil.* 1994; **21**: 367-371.
141. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal issue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; **84**: 492-498.

142. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 753-758.
143. Korkmaz C. Hıp ve non-hıp zirkonya bloklardan cad-cam yöntemi ile üretilen kuron kopinglerinin marjinal uyumlarının karşılaştırılması. GATA / Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2011
144. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; **15**: 426- 433.
145. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. THE effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent* 2007; **98**: 17-23.
146. Kulunk T. Fİberle güçlendirilmiş kompozit ve tam seramiklerde tamir dayancı üzerinde tamir materyallerinin ve ışık kaynaklarının etkilerinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Doktora Tezi, Samsun 2006.
147. Latifoğlu S. Direkt teknikle hazırlanan geçici kuronların kenar uyumları ve serviko okluzal boyut değişiminin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul 2001.
148. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J. Oral Rehabil* 2002; **35**: 116- 122.
149. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 1998; **11**: 580-590.
150. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent*. 1989 Jun; **61(6)**: 664-669.
151. Lui JL. The effect of fitting shrinkage on the marginal fit of porcelai jacket crowns. *British Dental Journal* 1980; **149**: 43-45.
152. Luthard RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics* 2004 Nov-Dec; **17**: 680-685.
153. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation, *J Prosthet Dent* 1999; **81**: 662-667.

154. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; **28(2)**: 480-487.
155. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011; **105**: 108-114.
156. Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *Am J Dent*. 2012; **25(2)**: 67-72.
157. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu P. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 155-164.
158. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J. Prosthet. Dent* 1998; **80**: 394-404.
159. Mc Cabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. Malden, USA: Blackwell Science Ltd; 1998.
160. Mc Laren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dental Technology* 2000; **23**: 63-276.
161. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 61-66.
162. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Brit. Dent. J.* 1971; **131**: 107-111.
163. Mehl A, Hickel R. Current State of Development and Perspective of Machine Based Production Methods for Dental Restorations. *International Journal of Computerized Dentistry* 1999; **2**: 9-35.
164. Meyenberg KH, Luty H, Scharer P. Zirconia posts : a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; **7**: 73-80.
165. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby; 2005: 224-249.
166. Misch CE. *Dental implant protezler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2009: 43-52.
167. Misch CE. Generic root form terminology. içinde: Misch CE, editör. *Dental Implant Prosthetics* St. Louis: Mosby; 2005. pp. 32-42.

168. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 809-812.
169. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau, YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; **87**: 248-255.
170. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006; **137**: 7-13.
171. Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3- A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. *Quintessence Int* 2000; **31(10)**: 699-712.
172. Noritake Katana System Technical Information
173. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J. Prosthet. Dent* 1998; **80**: 450-456.
174. Oh WS, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; **88**: 616-621.
175. Oh WS, Shen C. Effect Of Surface Topography On The Bond Strength Of A Composite To Three Different Types Of Ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 241-246.
176. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. *Effect of cyclic loading on the strength of allceramic materials.* *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 28-37.
177. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure Influences Properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; **24(4)**: 471-475.
178. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR.. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; **33**: 827-832.
179. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *Journal of Prosthodontics* 2006; **15**: 243-249.
180. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997.
181. Özdemir T. *Oral implantoloji*, In; Tam Protezler, Çalikkocaoglu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları 1998, 3. Baskı, İstanbul 1998.
182. 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**: 459-466.

183. Palmer RM, Smith BJ, Howe LC, Palmer PJ. *Implants in clinical dentistry*. London: Martin Dunitz Ltd; 2005: 132-146.
184. Pardo IG. A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1982; **48**: 539-554.
185. Pascoe D. An evaluation of the marginal adaptation extracoronal restorations during cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1983; **49**: 657-662.
186. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual-cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniv, Doktora Tezi, Ankara 2005.
187. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 585-590.
188. Phillips KM, Nicholls JJ, Ma T Rubenstien. The accuracy of three implant techniques a three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994; **9**: 533-40.
189. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccaura G, Covacci V, Bruzesse N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998; **19**: 1489-1494.
190. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter, H.G. On the fracture of a zirconia ball head. *Journal of Material Science. Materials in Medicine* 2006; **17**: 289-300.
191. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; **20**: 1-25.
192. Pisani-Proenca 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**: 412-417.
193. Piwowarczyk A, Lauser HC and Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative Dentistry* 2005; **30** (3): 382-388.
194. Procera Scientific Documentation, Technical Data, NobelBiocare.
195. Qualtrough AJE, Piddock V. Dental ceramics: What's new?. *Dental Update* 2002; **29**: 25-33.
196. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; **92**: 250-257.

197. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; **48**(2): 531-544.
198. Raigrodski AJ. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 557-562.
199. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of allceramic three unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Europen Journal of Oral Sciences* 2005; **113**: 174-179.
200. Riedy Sj, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997; **78**: 596-604.
201. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 1. *Compend. Contin. Educ. Dent* 1995; **16**: 1060-1069.
202. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont* 1995; **8**: 303-310.
203. Rinke S, Margaf G, Jahn L, Huls A. Qualitätsbeurteilung von kopiergefrasteten vollkeramischen Kronengerusten (Celay: In-Ceram). *Schweiz Monat Zahnmed* 1994; **104**: 1495-1499.
204. Robin C, Scherrer SS, Wisortt HW, de Rijk WG, Besler UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using theRocatec system. *Dental Materials* 2002; **18**, 389-395.
205. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th. ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006.
206. Russell G. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 14-21.
207. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12th Ed. Philadelphia: Mosby Elsevier; 2006.
208. Sandallı P, Grafelmann H, Özdemir T. İmplant üstü protezler. İçinde Sandallı P, editor. *Oral implantoloji*, Erler Matbaacılık, Birinci Baskı, İstanbul; 2000.
209. Sandallı P. *Oral implantoloji*. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000: 97-114.
210. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 2007; **330-332**: 1263-1266.
211. Sato TS, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985; **68**: 356-359.

212. 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 Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD, Doktora Tezi, İstanbul 2011.
213. Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann KH, Hickel R. Oneyear clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; **80**: 410-416.
214. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995; **73**: 392-399.
215. Schwart RS, Summit JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 1996.
216. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life spans and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970; **81**: 1395-401.
217. Schweiger M, Frank M, Cramer von Clausbruch S, Höland W, Rheinberger V. Microstructure and properties of pressed glass-ceramic core to zirconia post. *Quintessence Dent. Technol.* 1998; **21**: 73-79.
218. Scientific Documentation: IPS e.max Press, Research and Development Scientific Service; Ivoclar, 2005.
219. Scientific Documentation: IPS Empress Esthetic, Research and Development Scientific Service; Ivoclar, 2004.
220. Seghi RR, Denry I, Brajevic F. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1992; **5**(4): 309-314.
221. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P, Abrasion of human enamel by different dental ceramics in-vivo. *J. Dent. Res* 1991; **70**: 221-225.
222. Seghi RR, Sorensen JA. Relative Flexural Strength of six new ceramic materials. *Int. J Prosthodont* 1995; **8**: 239-246.
223. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram Crowns. *Biomaterials* 1996; **17**: 1891-1895.
224. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997.
225. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Sabit protezin temelleri*. 3rd ed. İstanbul: Quintessence yayıncılık; 2010.

226. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2006; **95**: 237-242.
227. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges, III. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res.* 1970; **5**: 225-229.
228. Sjögren G. ve Hedlund SO. Filter content and gap width after luting of ceramic (Cerec) inlays. *Acta Odontologica Scandinavica* 1997; **55**: 403-407.
229. Sorensen AJ. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990; **64**: 18-24.
230. Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand. J. Dent. Res.* 1986; **94**: 109-114.
231. Stappert CJF, Dener N, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent. J.* 2005; **199(12)**: 779-783.
232. Stappert FJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal* 2004; **196**: 766-770.
233. Strub JR. Vollkeramische systeme. *Dtsch. Zahnartzth.* 1992; **47**: 566- 571.
234. Strub R, Beschmidt M. Fracture strenght of 5 different all-ceramic crown systems. *Int Journal of Prostodontics* 1998; **11(6)**: 602-609.
235. Stumpell LJ, Haechler W H. The all-ceramic cantilever bridge: A variation on a theme. *Comp Contin Educ Dent* 2001; **22(1)**: 45-52.
236. Suarez MJ, Villaumbrosia PG, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of procera allcream crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics* 2003; **16**: 229-232.
237. Subaşı G, Öztürk N, İnan Ö, Bozogulları N. Evaluation of marginal fit of two allceramic copings with two finish lines. *European Journal of Dentistry* 2012; **6**:163-168.
238. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WTA comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int. J. Prosthodont.* 1997; **10**: 478-484.

239. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *Journal of Dentistry* 2000; **28**: 441-445.
240. Suttur D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 195-206.
241. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science* 1991; **26**: 6706-6714.
242. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15**(5): 675-690.
243. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int. J. Prosthodont.* 1993; **6**: 25-30.
244. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Ü. DişHekFak. Derg* 2009; **19**(1): 61-67.
245. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar, *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi* 2004; **6**(2): 32-37.
246. Şimşek K. İmplant Destekli Zirkonyum, Empress II, Titanyum ve Krom-kobalt içeren Sabit Protezlerin Marjinal Uyumunun Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi, Master Tezi, İstanbul 2006.
247. Tan KB, The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit?. *Ann Acad Med Singapore* 1995; **24**: 138-157.
248. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Saduka M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; **106**: 273-278.
249. The Academy of Prosthodontics. Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005; **94** (1): 10-92.
250. Theuniers G, De Clercq M. Finishing procedures for the preparation of crown margins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1987; **58**: 545-552.
251. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP Interface. *Dent Mater* 2009; **25**: 857-562.
252. 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.

253. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system, *Oper Dent*. 2001; **26**(4): 367-374.
254. Toman M, Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ. Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg*. 2009; **18**: 7-12.
255. Toprakbastı M. Tam seramiklerde kor altyapıların tekrarlanan preslemelerde marjinal aralık değişimleri. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul 2008.
256. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J. Dent* 2007; **35**: 68-73.
257. Tunali B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 1996: 67-133.
258. Ural, Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AnaBilim Dalı, Doktora Tezi, Samsun 2006.
259. Ural Ç, Burgaz Y, Saraç D. Farklı yöntemlerle yapılan porselen restorasyonların kenar uyumlarının tarayıcı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Univ. Diş Hek. Fak. Derg*. 2008; **9**(1): 22-27.
260. Usanmaz G. Copy-Milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı, Doktora Tezi, Ankara 2005.
261. Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 362-366.
262. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. *J Oral Rehabil*. 1976; **3**: 137.
263. Valderhaug J, Heloe LA. Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontology* 1977; **48**: 221.
264. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions. Brochure B.
265. Vita In-Ceram Alumina Guide Book, Vita All-Ceramic Systems.
266. Vita In-Ceram Spinell Guide Book, Vita All-Ceramic Systems.
267. Vita In-Ceram Zirconia Guide Book, Vita All-Ceramic Systems, Brochure B.

268. Von Schroeter P, Jurgensen, B, Zollner M. Cercon move-a navigation aid for dental CAD applications. *International Journal of Computerized Dentistry* 2004; **7**: 371-377.
269. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 765-782.
270. Walton JN, Gardiner FM, Agar JR. A survey of crowns and fixed partial denture failures; length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; **56** 416-420.
271. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent* 1991; **66**: 747-753.
272. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 167-178.
273. White SN, Yu Z, Tom JFMD, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J. Prosthet. Dent.* 1995; **74**: 25-32.
274. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effect of grinding polishing and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic core crowns, *Int. J. Prost.* 1996; **9**: 30-37.
275. Wilson AH Jr, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention extracoronary retainers. *Journal of Prosthodontics* 1994; **3**: 74-78.
276. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology, Quint Dent Technol , syf. 1-16 : In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled ‘ Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures , 2006 ’; 2005 .
277. Wohlwend A, Strub RJ, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: Current considerations. *Int. J. Prost* 1989; **2**: 13-26.
278. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic ssystem before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics* 2003; **16**: 587-592.
279. Wöstmann B, Blößer T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *Journal of Dentistry* 2005; **33**: 611–618.
280. Yavuzylmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. *Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. 1st ed. Ankara: Türk Prostodonti ve implantoloji Derneği Ankara Subesi Yayınları; 2003.
281. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.* 2003; **90**: 459-464.

282. Yıldırım M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Peridontics Restorative Dent* 2000; **20**: 81-91.
283. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal Fit of Implant-supported All-Ceramic Zirconia Frameworks. *J Oral Implantol*. 2012; 1.
284. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
285. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Yayınevi; 2004: 135-145.
286. Zalkind M, Hochman N. Direct core building using performed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet. Dent*.1998; **80(6)**: 730-732.
287. Zeno-Tec System Brochure (2006). Erişim: 03.03.2008. <http://www.wielanddental.de>
288. Zeno-TEC technical product profile
289. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effects of sandblasting on the longterm performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2004; **15**: 381-386.
290. Zhu WZ, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200°C to 350°C in air. *Scripta Materialia* 1999; **40(11)**: 1229-1233.
291. Zirkonzahn technical product profile
292. Zortuk M. Üç farklı tam porselen sisteminin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Diyarbakır 2006.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ESRA	Soyadı	KOÇ
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	12.09.1985
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	54382546502
Email	dtesrakoc@hotmail.com	Tel	05354553915

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lisans		
Lise	Kağıthane Anadolu Lisesi	2003

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

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

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi	68,75	
Almanca	orta	orta	orta		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	87.478	86.718	84.925
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Öngül D, Koç E, Şermet B. Fiber ile güçlendirilmiş estetik post uygulaması: olgu sunumu. *Dişhekimliği Dergisi* 2012; **102**: 38-41.

Biohorizons International Symposium Series. 24-25 Eylül 2010, Antalya.

BIOMET 3İ, Dental İmplant course. 9 Ekim 2010, İstanbul.

Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği, Diş hekimliğinde A'dan Z'ye cam fiber Uygulamaları Kursu. 4 Aralık 2010, İstanbul.

2011 Biohorizons Global Symposium. 29-30 Nisan 2011, Phoenix, Arizona.

Astra Tech 3rd Scientific Symposium Evolutionary development of implantology-how far have we come and how far can we get. 25-26 Kasım 2011, Antalya.

Biohorizons, Oral İmplantoloji'de Sorunlar ve Çözümleri Semineri. 10-11 Aralık 2011, İstanbul.

Biohorizons Uygulamalı Sinüs Lifting Kursu. 24-25 Aralık 2011, İstanbul.

Biohorizons Symposium Series. 18-20 Ekim 2012, Rome, Italy.