

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

**ÖN VE ARKA DİŞLERDE TAM SERAMİK KRONLARIN KENAR
UYUMLARININ SİMENTASYON ÖNCESİ VE SONRASI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Saniye EREN HALICI

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2013**

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

**ÖN VE ARKA DİŞLERDE TAM SERAMİK KRONLARIN KENAR
UYUMLARININ SİMENTASYON ÖNCESİ VE SONRASI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Saniye EREN HALICI

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. H. Canan HEKİMOĞLU**

**ANKARA
2013**

Anabilim Dalı :Protetik Diş Tedavisi
Program :Protez
Tez Başlığı :Ön ve Arka Dişlerde Tam Seramik Kronların Kenar Uyumlarının
Simantasyon Öncesi ve Sonrası Değerlendirilmesi
Öğrenci Adı-Soyadı :Saniye EREN HALICI
Savunma Sınavı Tarihi :28.11.2013

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nesrin ANIL
Hacettepe Üniversitesi
Tez danışmanı: Prof. Dr. H. Canan HEKİMOĞLU
Hacettepe Üniversitesi
Üye: Prof. Dr. Filiz KEYF
Hacettepe Üniversitesi
Üye: Prof. Dr. Gülay KANSU
Ankara Üniversitesi
Üye: Doç. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI
Hacettepe Üniversitesi

(imza)
(imza)
(imza)
(imza)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

(imza)
Prof.Dr. Ersin FADILIOĞLU
Müdür

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada bana rehberlik eden ve doktora eğitimim boyunca bana her zaman yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen doktora danışman hocam Sayın Prof. Dr. H. Canan Hekimoğlu'na,

Tez jürimde yer alarak katkı ve desteklerinden dolayı değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Nesrin Anıl, Sayın Prof. Dr. Filiz Keyf, Sayın Prof. Dr. Gülay Kansu ve Sayın Doç. Dr. Mehmet Muhtarogulları'na,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve öğrenimime katkıları bulunan Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tez çalışmam esnasında bana yardımcı olan ve gösterdiği anlayıştan dolayı Niğde Üniversitesi Jeoloji Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Orkun Ersoy'a,

Mikroskop çalışmaları için bana yardımcı olan Hacettepe Üniversitesi Jeoloji Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. H. Evren Çubukçu'ya;

Çalışmanın istatistiksel analizlerini gerçekleştiren, ilgi ve anlayışını benden esirgemeyen Sakarya Üniversitesi Eğitim Fakültesi Eğitimde Ölçme ve Değerlendirme Anabilim Dalı öğretim görevlisi Sayın Gülşen Taşdelen Teker'e,

Tam seramik kron örneklerin titizlikle hazırlanmasını sağlayan Dental Estetik Diş Laboratuvarı ve Kulez Diş Laboratuvarı'na,

Her zaman yanımda olan ve desteğini esirgemeyen çok değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Hayatımın her döneminde yanımda olup beni destekleyen, maddi ve manevi yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli aileme,

Son olarak, bana her zaman sevgi ve anlayış gösteren ve her konuda özveri ile destek olan sevgili eşim Tolga Halıcı'ya içtenlikle teşekkür ediyorum.

Örneklerin ısı döngü işlemi Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. TEM incelemeleri ise Hacettepe Üniversitesi Jeoloji Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması, Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (012 D 06 201 006).

ÖZET

Eren Halıcı S. Ön ve arka dişlerde tam seramik kronların kenar uyumlarının simantasyon öncesi ve sonrası değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2013. Bu in-vitro çalışmada, üç farklı yapım yöntemi ile üretilen tam seramik (In-Ceram Alumina, IPS e.max Press, Lava) kronların kenar uyumları, ön ve arka dişlerde simantasyon öncesi ve sonrası incelendi. Hazır akrilik 1 adet üst sağ santral diş ve bir adet üst sağ 1. molar diş preparasyon kuralları ve ilkelerine göre prepare edildi. Prepare edilen dişlerden metal diş örnekleri oluşturuldu. Metal diş örnekleri, epoksi rezin maddesi ile dublike edildi. Üzerine tam seramik kron yapılmaya hazır 30 adet ön ve 30 adet arka diş örneği üretildi. Her biri 10 adet örnek içeren (n=10) üçer gruba ayrıldı. Epoksi rezin diş örnekleri üzerine test örneği olarak In-Ceram Alumina, IPS e.max Press ve Lava tam seramik kronlar hazırlandı. Üretimi tamamlanan kronların simantasyon öncesi kenar uyumu ölçümleri, doğrudan day üzerinden ölçüm tekniği ile dikey yönde gerçekleştirildi. Ölçüm işlemi, örneklerin dört farklı (bukkal, lingual, meziyal, distal) bölgesinden TEM cihazı ile alınan fotoğraflar üzerinde, Image-J programı kullanılarak yapıldı. Her bir kron için toplam 52 ölçüm değeri elde edildi ve ortalaması alındı. Sonra, kronlar rezin siman ile simante edildi. Simantasyonu tamamlanmış tüm örnekler, 24 saat oda ısısındaki su içinde bekletildi. Örnekler, $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ve $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de 2000 kez ısıl döngü işlemi uygulandı. Simantasyon sonrası kenar uyumu ölçümleri aynı cihaz ve yöntem ile tekrarlandı. Veriler istatistiksel olarak analiz edildi. Simantasyon öncesi ve sonrası üç farklı yapım yöntemi ile üretilen kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Seramik gruplarından ve dişin ön-arka diş olmasından bağımsız olarak, tüm kronların simantasyon sonrası kenar aralıklarının, simantasyon öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı gözlemlendi ($p<0,05$). Çalışmada, seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların kenar uyumları da karşılaştırıldı. In-Ceram Alumina grubunda, simantasyon öncesi ve sonrası, ön diş kronların kenar aralıklarının, arka diş kronlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$). IPS e.max Press grubunda, simantasyon öncesi ve sonrası, ön ve arka diş kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Lava grubunda ise sadece simantasyon öncesinde, ön diş kronların kenar aralıklarının, arka diş kronlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$). Çalışmada dört farklı ölçüm bölgesinden elde edilen kenar aralığı ölçümleri de karşılaştırıldı. Simantasyon öncesi tüm kronlara ait dört ölçüm bölgesinin kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Simantasyon sonrası tüm kronlara ait dört ölçüm bölgesi karşılaştırıldığında ise, bukkal ve lingual bölgelerin kenar aralıklarının distal bölgeye göre, bukkal bölgenin kenar aralığının ise lingual bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$).

Anahtar Kelimeler: Tam seramikler, kron, yapım yöntemi, kenar uyumu, simantasyon, ön ve arka dişler.

ABSTRACT

Eren Halıcı S. Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crown restorations in anterior and posterior teeth before and after cementation. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2013. This in-vitro study investigates the marginal adaptation of all ceramic crown (In-Ceram Alumina, IPS e.max Press, Lava) restorations prepared with three different fabrication methods in anterior and posterior teeth before and after cementation. Prefabricated acrylic crowns, upper right central and upper right 1. molar tooth, were prepared according to the preparation methods and rules. Metal models of prepared crowns were made. Thirty anterior and thirty posterior epoxy resin tooth models were produced by duplication of these metal models. Anterior and posterior epoxy resin models were divided into 3 groups, 10 samples ($n=10$) for each ceramic group. In-Ceram Alumina, IPS e.max Press and Lava crowns were fabricated over these epoxy resin models as test specimens. Marginal gap of all crowns were measured vertically before cementation by using direct measurement technique. Buccal, lingual, mesial and distal measurements were made from photos of SEM images by using Image-J program. A total of 52 measurements were made for each crown and the mean values were calculated. Then, crowns were luted to the epoxy resin models with resin cement. Cemented crowns were kept in water at room temperature for 24 hours after cementation and then subjected to thermocycling in a water bath of $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ and $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ for 2000 cycles each. Marginal gap of all crowns were measured by using the same device and method after cementation. The results were statistically analysed. Marginal adaptation of crowns, which were prepared with three different fabrication methods, before and after cementation had no significant difference ($p>0,05$). In ceramic groups, independent from tooth location, the increase at marginal gap values of all crowns after cementation were found statistically significant compared to marginal gap values before cementation ($p<0,05$). In this study, comparisons were made among the anterior and posterior crown's marginal gap values of ceramic groups. Marginal gap of anterior In-Ceram Alumina crowns were significantly greater than posterior In-Ceram Alumina crowns before and after cementation ($p<0,05$). Marginal gap of anterior and posterior IPS e.max Press crowns had no significant difference before and after cementation ($p>0,05$). Marginal gap of anterior Lava crowns were significantly greater than posterior Lava crowns before cementation ($p<0,05$). In this study, comparisons of buccal, lingual, mesial and distal area measurements of crowns were also made. Marginal gap of four different areas in all crowns had no significant difference before cementation ($p>0,05$). Marginal gap of buccal and lingual areas were significantly greater than distal area in all crowns after cementation and marginal gap of buccal area were significantly greater than lingual area in all crowns after cementation ($p<0,05$).

Key Words: All ceramics, crown, fabrication method, marginal adaptation, cementation, anterior and posterior teeth.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xv
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi	4
2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı	8
2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri	11
2.2. Dental Seramikleri Güçlendirme Teknikleri	13
2.2.1. Glaze	13
2.2.2. Parlatma	14
2.2.3. Basınç Altında Soğutma	14
2.2.4. İyon Alışverişi (Kimyasal Güçlendirme)	15
2.2.5. Dental Seramiğin Alt Yapı İle Güçlendirilmesi	15

2.2.6. Camların Kontrollü Kristalizasyonu	15
2.2.7. Dağılma (Dispersiyon) ile Güçlendirme (Kristal İlavesi)	16
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	16
2.4. Tam Seramikler	19
2.4.1. Tam Seramiklerin Avantajları	20
2.4.2. Tam Seramiklerin Dezavantajları	20
2.4.3. Tam Seramiklerin Endikasyonları	21
2.4.4. Tam Seramiklerin Kontrendikasyonları	21
2.4.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Diş Preparasyonu	22
2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	22
2.5.1. İçeriklerine Göre Tam Seramikler	22
2.5.2. Yapım Yöntemlerine Göre Tam Seramikler	26
2.6. In-Ceram Sistemi	29
2.7. IPS e.max Sistemi	31
2.8. Lava Sistemi	33
2.9. Ön ve Arka Dişler	35
2.10. Simantasyon	36
2.11. Kenar Uyumu	38
2.11.1. Kenar Uyumu Ölçüm Yöntemleri	40
GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Örneklerin Hazırlanması	43

3.1.1. Hazır Akrilik Dişlerin Hazırlanması ve Preparasyonu	43
3.1.2. Metal Döküm Örneklerin Hazırlanması	44
3.1.3. Epoksi Rezin Diş Örneklerinin Hazırlanması	45
3.1.4. Tam Seramik Kron Test Örneklerinin Hazırlanması	47
3.2. Simantasyon Öncesi Kronların Kenar Uyumlarının Değerlendirilmesi	52
3.3. Simantasyon	54
3.4. Simantasyon Sonrası Kronların Kenar Uyumlarının Değerlendirilmesi	55
3.5. İstatistiksel Analiz	55
BULGULAR	57
4.1. Tam Seramik Gruplarının Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması	58
4.2. Simantasyon Öncesi ve Simantasyon Sonrası Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması	60
4.3. Ön Diş ve Arka Diş Kronlara Ait Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması	61
4.4. Dört Farklı Ölçüm Bölgesine Ait Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması	63
4.4.1. Simantasyon Öncesi Değerlendirmeler	64
4.4.2. Simantasyon Sonrası Değerlendirmeler	65
4.5. TEM Bulguları	67
4.5.1. Simantasyon Öncesi TEM Görüntüleri	67
4.5.2. Simantasyon Sonrası TEM Görüntüleri	69
TARTIŞMA	71

SONUÇ VE ÖNERİLER

87

KAYNAKLAR

88

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3	Alüminyum Oksit
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{-2SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$	Alüminyum Silikat
atm.	Atmosfer
B_2O_3	Borik Oksit
BDT	Bilgisayar Destekli Tasarım
BDÜ	Bilgisayar Destekli Üretim
$^{\circ}\text{C}$	Derece Santigrat
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i> (Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	Kalsiyum Oksit
$\text{CaOAl}_2\text{O}_3\text{2SiO}_2$	Anortit
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Cu	Bakır
dk.	Dakika
Fe	Demir
GPa	Gigapascal
K_2O	Potas
$\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{6SiO}_2$	Ortoklas
Li_2O	Lityum Oksit
MgAl_2O_4	Magnezyum Alüminyum Oksit
MgO	Magnezyum Oksit

Mn	Mangan
MPa	Megapascal
μm	Mikrometre
mm	Milimetre
Na_2O	Soda
$\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$	Albit
Ni	Nikel
no.	Numara
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i> (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SiO_2	Silisyum Dioksit
SiO_4	Silisyum Tetrahedral
sn.	Saniye
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Ti	Titanyum
Y_2O_3	Yitriyum Oksit
Y-TZP	Yitriyumla Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal
ZrO_2	Zirkonyum Oksit
×	Kat

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 3.1. 11 no.lu dişin metalden yapılmış örneği	45
Şekil 3.2. 16 no.lu dişin metalden yapılmış örneği	45
Şekil 3.3. 11 no.lu dişin epoksi rezinden yapılmış örneği	46
Şekil 3.4. 16 no.lu dişin epoksi rezinden yapılmış örneği	46
Şekil 3.5. Tüm tam seramik kron test örnekleri ve ait oldukları epoksi rezin örnekler	47
Şekil 3.6. In-Ceram Alumina tam seramik kron test örnekleri	49
Şekil 3.7. IPS e.max Press tam seramik kron test örnekleri	51
Şekil 3.8. Lava tam seramik kron test örnekleri	52
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan TEM cihazı	52
Şekil 3.10. Metal plaka üzerindeki tam seramik kron test örnekleri	53
Şekil 3.11. İncelenecek yüzeylerin TEM tüpüne dik konumda yerleştirilmesi	53
Şekil 3.12. Örneklerle ısı döngü işleminin uygulanması	55
Şekil 4.1. Üç farklı seramik grubuna ait kronların ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	59
Şekil 4.2. Simantasyon öncesi ve sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	61
Şekil 4.3. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon öncesi ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	62
Şekil 4.4. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	63
Şekil 4.5. Ölçüm bölgelerine ait simantasyon öncesi ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	65

Şekil 4.6.	Ölçüm bölgelerine ait simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü	66
Şekil 4.7.	In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	67
Şekil 4.8.	In-Ceram Alumina grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	67
Şekil 4.9.	IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	67
Şekil 4.10.	IPS e.max Press grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	68
Şekil 4.11.	Lava grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	68
Şekil 4. 12.	Lava grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü	68
Şekil 4.13.	In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	69
Şekil 4.14.	In-Ceram Alumina grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	69
Şekil 4.15.	IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	69
Şekil 4.16.	IPS e.max Press grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	70
Şekil 4.17.	Lava grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	70
Şekil 4.18.	Lava grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü	70

TABLOLAR

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışmada yer alan tam seramik sistemler	43
Tablo 3.2. Epoksi rezin diş örneklerinin seramik ve diş gruplarına göre sınıflandırılması	46
Tablo 4.1. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerleri	57
Tablo 4.2. Tam seramik gruplarına ait tüm kronların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerleri	58
Tablo 4.3. Ölçümlerden elde edilen verilerin <i>One-way ANOVA</i> analiz sonuçları	58
Tablo 4.4. Ölçümlerden elde edilen verilerin <i>One-way ANOVA</i> analiz sonuçları	59
Tablo 4.5. Ölçümlerden elde edilen verilerin <i>Paired Samples T-Test</i> analiz sonuçları	60
Tablo 4.6. Ölçümlerden elde edilen verilerin <i>Independent T-Test</i> analiz sonuçları	62
Tablo 4.7. Ölçüm bölgelerine ait ortalama kenar aralığı değerleri	64

GİRİŞ

Dental seramikler, diş hekimliğinde kullanılan en eski ve estetik maddelerden biridir. Dolayısıyla, seramiklerle ilgili uzun yıllardır çalışmalar yapılmaktadır. Dayanıklılıklarının arttırılması, fizikokimyasal özelliklerinin geliştirilmesi, bağlanma kalitesi, destek dişle olan uyumunun arttırılması ve estetik özelliklerinin daha üst seviyelere taşınması en çok arzu edilen ve araştırılan konulardır.

Seramik restorasyonlar diş hekimliğinde estetik ile birlikte anılırlar. Ancak streslere karşı dayanıksız olmaları metal bir alt yapı ile desteklenmelerine yol açmıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar hala kullanılmaktadır. Ancak metal alt yapı ve opak seramiği, ışık geçirgenliğini engellemektedir. Bununla birlikte, diş eti kenarından metalin yansıması ve korozyon gibi dezavantajlarından ötürü arayış başlamış ve tam seramiklere ilgi artmıştır.

Tam seramik restorasyonlar ışığı geçirme ve yansıtma özelliğine sahip olduklarından, metal destekli restorasyonlara kıyasla, doğal diş dokusuna daha yakın görünüm ve renk derinliği sağlarlar. Birçoğu doğal diş dokusuna benzer ısısal genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları yüksektir. Biyouyumludur. Ağızda tat değişikliğine sebep olmazlar ve çoğunluğu radyografik çürük teşhisine imkan sağlar. Kron, köprü, inley, onley ve *lamine veneer* yapımında kullanılırlar. Bu üstün özellikleri nedeni ile son zamanlarda sabit protetik uygulamalarda vazgeçilmez seçenek haline gelmişlerdir.

Tam seramik sistemlerdeki klinik başarı madde özellikleri, preparasyon, kenar uyumu, simantasyon, bağlanma, renk ve estetik gibi etkenlere bağlı olarak değişebilir. Bu etkenler restorasyonun klinik ömrü açısından da önemlidir.

Son yıllarda içeriklerine ve yapım yöntemine göre çeşitli tam seramik uygulamalara yer verilmektedir. Üretilecek tam seramik restorasyon için madde seçimi çok dikkatli yapılmalıdır. Dayanıklılık veya estetik gereksinim bu seçimde etkilidir. Ön diş kronlarda tercih edilen estetik maddelerin cam oranı yüksek olmakla birlikte, dayanıklılıkları daha azdır. Seramiğin içeriğine bazı kristallerin ilavesiyle,

daha dayanıklı ancak daha opak görünümde restorasyonlar elde edilebilir. Bu tam seramik çeşitleri farklı yapım yöntemleri ile elde edilirler. Döküm, ısı ile presleme, *slip-casting* ve *CAD/CAM* adı ile bilinen bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (BDT/BDÜ) yöntemleri bunlara örnektir. Özellikle BDT/BDÜ sistemlerin kullanımı ile başarıyı arttırmak hedeflenmiştir. Ancak her yöntemin kendine has avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Kullanılacak maddenin ve yapım yönteminin çok dikkatli seçilmesi ve uygulanması gerekir. Aksi takdirde, başarısızlık kaçınılmazdır. Kullanılacak madde ve yöntemden başka, restorasyonun başarısını etkileyen preparasyon, ölçü aşaması, kenar uyumu, simantasyon, erken temaslar, hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları ve hastanın ağız hijyeni gibi önemli etkenlerin de çok dikkatli değerlendirilmesi gerekir.

Tam seramik restorasyonların preparasyonu, restorasyonun başarısı açısından önemlidir. Seramiğin dayanıklılığı için yeteri kadar diş dokusunun kaldırılması gerekir. Keskin köşe ve kenarlardan kaçınılmalıdır. Ancak ön ve arka dişlerin preparasyonları şekil, hacim ve servikal çizgi kurvatürü gibi anatomik farklılıklarından dolayı bir miktar farklılık gösterir. Ön dişlerde mezial ve distal çizgi kurvatürleri daha derin bir eğim gösterirken, arka dişlerdeki eğim daha azdır. Preparasyonda servikal çizgi kurvatür derinliğinin kenar uyumuna etkisi yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (1-4).

Kenar uyumu restorasyonun klinik başarısı ve kalitesi yönünden en önemli etkenlerden biridir. Kenar uyumu kabul edilebilir nitelikte olmayan restorasyonlar, zaman içerisinde renklenme, plak birikimi, siman çözünümü, diş hassasiyeti, periodontal rahatsızlıklar, çürük ve hatta dişin kaybı gibi istenmeyen durumlara yol açabilir (1,5-8).

Simantasyon, restorasyonun klinik başarısı için diğer önemli etkenlerdendir. Restorasyon için kullanılacak madde özelliklerine göre, geleneksel yöntemle veya rezin simanla simantasyon tercih edilebilir. Ancak yapılan çalışmalarda her iki yöntemde de, kenar aralık miktarının arttığı gösterilmiştir (7,9).

Literatürde, protetik restorasyonların kenar uyumlarını değerlendiren birçok çalışma mevcuttur. Ancak, ön ve arka diş restorasyonların kenar uyumlarını inceleyen ve karşılaştıran çalışmalara pek rastlanmamaktadır. Bu çalışmanın amacı ise; üç farklı yapım tekniği ile üretilen tam seramik kronların kenar uyumlarını, ön ve arka dişlerde simantasyon öncesi ve sonrası karşılaştırmaktır.

GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik sözcüğü Yunanca “*keramos, keramikos, keramenes*” kelimelerinden türetilmiştir. Topraktan yapılmış veya yanmış madde anlamını taşır. Seramik terimi istenilen özellikleri elde etmek amacı ile yüksek ısıda pişirilerek metal olmayan bir maddeden elde edilen herhangi bir ürünü tanımlar. Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan bir seramik madde ailesini ifade eder. Dental seramikler bu aileye aittir ve genellikle “Dental Porselen” olarak ifade edilirler.

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, yapı olarak seramikçilerin kullandığı sert seramiğe çok yakındır. Çanak çömlekten dental seramiklere kadar aynı yapıda olan seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı kombinasyondur (10,11).

Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar, seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal ve ısıl etkilere direnç gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir (10).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, sinterizasyon ile oluşturulur. Sinterizasyon, seramik içindeki taneciklerin eriyerek birleşmesi olayıdır. Dental seramikler, sinterleme ile elde edilen ve içinde çeşitli kristaller bulunan camsı bir matriks olup tümüyle cam faza geçmemiş seramik türüdür (10,12).

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramikler tarihi bir geçmişe sahiptir. Mısırlılar, M.Ö. 3500 yıllarında çamur ve kum refrakter maddeleri kullanarak cam kaplar üretmişlerdir. M.Ö. 1400 yıllarında ilk kez kayıp mum tekniği kullanılarak, metal ve cam dökümü yapılmıştır

(13,14).

M.Ö. 50 yıllarında Çin’de seramik üretimi başlamış, M.S. 1000 yıllarında ise Çinliler kendilerine özgü seramik teknolojileri ile üretimlerini geliştirmişlerdir. Haçlı seferleri ile Çin porseleni Avrupa’da tanınmış ve üretilmeye başlanmıştır (13).

Diş hekimliğinde seramiğin ilk kullanımı, Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774 yılında, tam protezler için seramik dişlerin üretilmesiyle başlamıştır. Böylece Avrupa ve Amerika’da dental seramiklerle ilgili çalışmalar artmıştır. İlk defa tek üyeli seramik dişlerin üretimi, 1808 yılında İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Fonzi tarafından Paris’te yapılmıştır. Fakat opasite ve kırılabilirlik nedeni ile başarılı olamamıştır (15-17).

1833 yılında Murphy, platin folyo kullanarak seramik inley üretmiştir. Charles H. Land ise 1886-1888 yılları arasında platin folyo üzerine seramiği pişirerek sabit protezlerde seramik kullanımını sağlamıştır. 1901’de ilk kez seramik *laminare veneer’i* üretmiştir ve 1903 yılında ilk seramik kron yapım aşamalarını yayınlamıştır (10). Bu restorasyonlar oldukça estetik olmasına rağmen yüksek kırılabilirlik göstermiştir (17).

Bundan sonra, seramiğin sabit restorasyonlarda kullanımı ile kırılabilirliğinin giderilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Fishes, 1910 ve 1918 yıllarında ilk defa dental seramik ve diğer maddelerin mekanik özelliklerini araştırmıştır. 1925 yılında, Dr. Alber Le Gro’nun “Ceramics in Dentistry” adlı kitabı yayınlanmıştır (17).

Dental seramikler 1930-1940’larda pişirme ısılarına göre yüksek ısı (1200-1450°C), orta ısı (1050-1200°C), düşük ısı seramiği (850-1050°C) olarak sınıflandırılmışlardır. Yüksek ısı seramiği 1930’larda kron ve köprü yapımında kullanılıyordu. 1940-1950’lerde orta ve düşük ısı seramikleri daha yaygın hale gelmiştir. Modern dental seramikler de orta ve düşük ısı seramiklerinin çeşitleridir. Modern dental seramiklerde homojenize toz kullanımı, sinterizasyon döngüsünün daha düşük ısıda ve kısa sürede olmasını sağlamıştır. 1980’lerde diş hekimliğinde düşük ısı seramiklerine daha yakın ilgi gösterilmeye başlanmıştır (18).

Dental seramiklerin vakum altında pişirilmesi 1940’larda ortaya çıkmıştır.

Düşük atmosfer basıncı altında pişirmenin kabul görmesiyle seramik restorasyonların yarı şeffaflığı da geliştirilmiştir. Ayrıca, seramiğin vakum altında fırınlanması ile seramikte daha az porözite oluştuğu gözlenmiştir (18).

1950'li yıllardan sonra seramikleri metallerle destekleyerek, sabit protezlerde kullanımı ile ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Seramik ve soy metal alaşımları arasındaki bağlantı geliştirilmiş ve M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein 1962 yılında ilk kez metal destekli seramik kron yapım yöntemlerinin patentini almışlardır. Altın ve alaşımları için özel seramik sistemi geliştirerek metal destekli seramik restorasyonların klinik kullanımını geliştirmişlerdir (10,19). Ancak seramik ve soy metal alaşım arasındaki bağlantı sorunları ve altın fiyatlarındaki artış nedeni ile yarı soy metal alaşımların da kullanımı başlamıştır. Metal destekli seramik restorasyonların %97,7 yüksek başarı oranına rağmen birçok dezavantajları vardır. Son yıllarda ise metal alt yapının estetik ve biyolojik uyumsuzluğu ve soy metallerin yüksek maliyeti, çalışmaları tam seramik restorasyonlara yöneltmiştir (10).

1965 yılında İngiltere'de Mc Lean ve Huges tarafından % 40-50 oranında Al_2O_3 içeren camsı matrikse sahip alüminöz kor seramikler geliştirilmiştir. Bu sistemin avantajı seramiğin artmış dayanıklılığıydı. Ancak dezavantajları mevcuttu. Estetik bir restorasyon elde edebilmek için opak görünümdeki alüminöz kor seramiğin feldspatik üst yapı seramiği ile maskelenmesi gerekmekteydi. Platin folyo kullanılması ve seramiğin fırınlanma esnasında oluşan yüksek büzülme oranı (%15-20) kenar uyumunu zorlaştırmaktaydı (10).

1983'te O'Brien geleneksel alüminöz seramikten daha dayanıklı ancak ısısal genleşme katsayısı daha yüksek olan *magnesia-core* maddesini geliştirmiştir. Aynı yıl Zürih Üniversitesi'nde, ısı ve basınç altında hazırlanan IPS-Empress tam seramik sistemi geliştirilmiştir. 1989'da Sadoun, yüksek dayanıklılığa sahip In-Ceram sistemini tanıtmıştır (20). In-Ceram sisteminin Alumina, Spinell ve Zirkonya olmak üzere üç tipi vardır (21,22).

Bilgisayar destekli üretim (BDT/BDÜ) yönteminin diş hekimliğinde ilk kez kullanımı, 1985 yılında hasta başında inley üretimi ile başlamıştır (23). Bu sistemin

öncüsü Dr. Mörmann, Cerec sistemini geliştirmiştir. 1993 yılında ise Andersson ve Oden tarafından BDT/BDÜ teknolojisi ile yüksek saflıkta alüminyum oksit kullanılarak Procera AllCeram sistemi uygulanmıştır. Çok üyeli köprülerin arka dişlerde kullanımına imkan sağlayan zirkonyum oksit esaslı Cercon sistemi (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) 2000 yılında piyasaya sunulmuştur (21). 2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE, Seefeld, Germany) yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar kullanılmıştır (20). 2005 yılında seramiğin fiziksel özellikleri ve yarı şeffaflığı arttırılarak ısı ve basınç altında üretilen IPS e.max Press geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur (20).

Tam seramik sistemlerde estetiği ve uyumu arttırmayı ve büzülmeyi azaltmayı amaçlayan bazı yaklaşımlar 1980'lerden günümüze, aşağıdaki gibi kısaca ifade edilebilir (20);

- 1) Seramik toz-sıvı karışımının, epoksi rezin day üzerine kayıp mum tekniği kullanılarak doğrudan enjeksiyonu ile elde edilen restorasyonlar (Cerestore; Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA),
- 2) Kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıba özel cam maddenin eritilerek dökülmesi ile elde edilen restorasyonlar (Dicor; Dentsply International, York, PA, USA),
- 3) *Slip-casting* yöntemi ile alüminyum oksit, magnezyum-alüminat spinell, zirkonya-alümina esaslı restorasyonların elde edilmesi (In-Ceram; Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany),
- 4) Seramik (lösit veya lityum disilikat içeren) külçelerin, kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıba ısı ve basınç altında dökülerek restorasyonun yapımı (IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),
- 5) BDÜ yöntemiyle seramik blokların yontularak, restorasyonun istenilen nihai boyut ve şekilde elde edilmesi (Cerec; Sirona, Bensheim, Germany),

- 6) BDÜ yöntemi kullanılarak, normal boyutundan daha geniş (yaklaşık %20) bir day oluşturulması, restorasyonun bu daya uyumlu oluşturulması ve sinterleme işleminden sonra istenilen nihai boyuta ulaşan restorasyonun (alümina esaslı) elde edilmesi (Procera; Nobel Biocare, Zurich, Switzerland),
- 7) BDÜ yöntemi ile yarı sinterize seramik blokların yontularak, istenilen nihai boyuttan daha hacimli elde edilmesi ve daha sonra sinterizasyon işlemi ile restorasyonların istenilen nihai boyuta ulaşılması (Cercon-DeguDent GmbH, Hanau, Almanya; Lava-3M ESPE, Seefeld, Germany; Vita YZ-Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany; IPS e.max zirCAD-Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Tam seramik sistemlerin gelişimi ile metal alt yapının görsel yansımasından kaynaklanan özellikle estetik olumsuzluklar ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine imkan verilmektedir. Ayrıca kullanılan restoratif maddeler arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir (24). Seramik restorasyonların korozyon, aşınma ve asitlere direnci birçok maddeye göre daha iyidir. Üstün estetik özellikleri seramik sistemlere olan ilgiyi daha da arttırmıştır. Yapılan çalışmaların sonucunda işlev, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler tam seramik sistemler ile sağlanabilmektedir (21). Tam seramik sistemlerin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar, günümüzde de son hızla devam etmektedir.

2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Seramiklerin kimyasal yapısı içinde, geniş atomlu bir element olan oksijen bulunur. Metal ya da yarı metal (silisyum gibi) atomlar, bu oksijen molekülünü kovalent ve iyonik bağlarla bir matriks gibi sarar (10,11).

Silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonlarının oluşturduğu tetrahedral (dört tane üçgen yüzü olan cisim) yapı ($\text{Si}^{+4}\text{O}_4^{-2}$)

seramiklerin esasını teşkil eder ve kovalent ve iyonik kimyasal bağları oluşturur. Seramik yapılar bu tip atomik bağlar ile stabilite, sertlik, ısıya dayanıklılık, yüksek elastisite modülü, kimyasal maddelerin etkilerine direnç gibi avantajlar kazanırlar (10,11).

Dental seramiklerin temel yapısı feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere üç ana maddeden oluşur. Ayrıca renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunur (10,17).

a) Feldspar

Feldsparın ana bileşeni silikon dioksittir. Feldspar, seramiğin ana yapısını oluşturur. İçerik olarak en az %60 oranında bulunur. Seramiğe belirli bir şeffaflık veren maddedir ve camsı fazı sağlar. Fırınlama esnasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur (12).

Feldspar hiçbir zaman saf değildir. İçinde daima Na_2O ve K_2O değişik oranlarda bulunur. Feldspar, ortoklas ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$), albit ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) ve anortit ($\text{CaOAl}_2\text{O}_32\text{SiO}_2$) şeklinde olabilir (25). Diş hekimliğinde genellikle yüksek potasyum içerikli feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) tercih edilir. Potasyum feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$), seramiğin şeffaflığını artırırken fırınlama sırasındaki şekil bozulmasını engelleyebilmesi nedeni ile tercih edilir (10,12,17).

b) Kuartz (Silika)

Kuartz (SiO_2) silika yapısındadır. Seramik yapı içerisinde %10-30 oranında bulunur. Dental seramik yapı içerisinde doldurucu görevi yapar. Pişirmeden kaynaklanabilecek büzölmeleri önler. Isısal genleşme katsayısını kontrol eder ve stabilite sağlayarak seramiğin dayanıklılığını artırır (10,12,17).

c) Kaolin

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_32\text{SiO}_22\text{H}_2\text{O}$), dehidrate alüminyum silikattır. Çok ince, yumuşak ve kilsli bir maddedir. Çin kili olarak da bilinir. Opak görünümündedir. Seramiğin

yapısında %1-10 arasında bulunur. Dental seramiğe şekillendirme kolaylığı sağlar. Kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı olarak görev yapar. Fırınlanmamış seramiğin taneciklerini bir arada tutar. Şekillendiricilik ve bağlayıcılık özelliğinden yararlanır (10,12,17).

d) Renklendirici Maddeler

Seramiğe renk vermek amacı ile Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni ve benzeri elementlerin yüksek ısıya dayanıklı metal oksitleri kullanılır. Bu oksitler, feldspar ve ince cam tozu ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapının öğütülmesiyle seramik renk pigmentleri elde edilir. Titanyum oksit sarı rengi , demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt alüminat mavi, krom veya bakır oksit mavi-yeşil, manganez gri, demir fosfat veya platin ise yine gri rengi elde etmek için kullanılır (10,12,17).

e) Opaklaştırıcı Maddeler

Diş dokusuna daha yakın bir görünüm elde edebilmek için, oldukça şeffaf olan seramiğe opaklaştırıcı maddelerin ilavesi gerekir. Opaklaştırıcı maddeler çok ince öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu oksitlerden bazıları seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir. Özellikle metal destekli seramik restorasyonlarda, opaklaştırıcı yapıların ilavesi ile iyi estetik sonuçlar alınır. Tanecik boyutları ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı maddeler, ışığı farklı şekilde yansıtırlar (10,12,17).

f) Cam Modifiye Ediciler

Potasyum, sodyum, magnezyum, kalsiyum, baryum ve kalsiyum oksit cam modifiye edicilerdir. Silisyum gibi cam yapıcı elementler ile oksijen arasındaki bağlantıyı azaltarak camın erime derecesini düşürürler. SiO₄ ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadırlar (10,12,17).

g) Ara Oksitler

Cam modifiye edicilerin ilavesiyle seramiklerin erime derecesi düşerken viskoziteleri de azalır. Ancak dental seramikler fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya (piroplastik akma) karşı dirençli olmak zorundadırlar. Bu da, akışkanlığa direnç sağlayan ara oksitlerin kullanılmasıyla sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir ara oksit sayesinde arttırılabilir (10,12,17).

2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

a) Isısal Özelliği

Dental seramiklerin ısı ve elektrik iletkenlikleri doğal diş yapısına benzer. Yapılarında serbest elektronlar bulunmaması nedeni ile seramiklerin ısı iletkenlikleri düşüktür. Bu özellikleri, pulpanın korunması açısından avantaj sağlar. Dental seramiklerin ısısal genleşme katsayıları, mine ($8,3 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) ve dentine ($11,4 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) yakındır (10,26).

b) Biyolojik Özelliği

Dental seramiklerin ağız içi dokularla üstün biyolojik uyumu önemli özelliklerindendir. Bu özellik seramiklerin diş hekimliğinde en çok kullanılan malzeme olmasını sağlamıştır. Korozyona dayanıklıdırlar. Genelde alerjik ve toksik etki oluşturmazlar. Dental restorasyon maddeleri arasında en az plak birikimine neden olan maddelerdir (10,27).

c) Kimyasal Özelliği

Korozyona dirençleri metallere göre daha fazladır. Kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidirler. Gazlardan, alkalilerden ve asitlerden etkilenmezler. Cilalı yüzeyler korunur ve bu sayede bakteriyel plak adezyonu olmaz. Ağız içinde uzun süre stabil kalırlar. Çözünürlükleri ise, camlaşma derecesine ve yüzeyin cilalı olup olmamasına bağlıdır (10).

d) Mekanik Özelliği

Dental seramiklerin sertlikleri doğal diş minesinden daha düşük olsa da, seramikler birçok dental maddeden daha dayanıklı ve ısıya karşı dirençlidirler (10). Sıkışma kuvvetlerine karşı dirençleri yüksektir. Ancak kesme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları oldukça düşüktür. Seramik içinde bulunan mikro düzeydeki çatlak, porözite ve düzensizlikler çatlak ya da kırılmalara neden olabilir. Bu kırılma streslerin yoğunlaşmasından kaynaklanır. Oluşan bu stres birikimi metallerde plastik deformasyon ile giderilebilir. Ancak seramikler son derece kırılğan maddelerdir ve metaller kadar esneme gösteremezler. Yoğunlaşan stres nedeniyle çatlağın derinliği artar. Çatlak ne kadar derin ise stres yoğunluğu o kadar fazla olup, hızlı kırılğan bir yapı meydana gelir. Bu teori, seramik gövdelerde sıklıkla meydana gelen patlayıcı kırılmaları açıklar. Diğer taraftan, sıkıştırma kuvveti altında çatlak kendi kendine büyüemediğinden, bu kuvvetlere karşı çok daha başarılı bir şekilde karşı koyar (27). Ancak aşırı bir kuvvet geldiğinde ya da hızlı ısıtma veya soğutma gibi işlemler sebebi ile kırıklar oluşabilir (10). Seramikleri parlatma işlemi ise kolaylıkla yapılır. Bu sayede kırılma dirençleri artarken, mine yüzeyinde meydana getirdikleri aşınma miktarı da azalır (10).

e) Optik Özelliği

Seramik tozu taneciklerinin boyutsal dağılımı, tekrarlanan fırınlamalar, hava boşluklarının sayısı ve boyutu, yapının optik özelliklerini etkiler (17).

Dental seramik, optik açıdan heterojen kabul edilir. Yapısındaki küçük tanecikli şeffaf kısım, metal oksit, kristal ve cam tanecikleri nedeni ile ışık düzgün bir şekilde kırılmaz. Seramiğin içine giren ışığın bir kısmı yayılır ve şiddeti azalır. Aynı ışık altında seramiğe farklı açılardan bakıldığında, renkte değişimler gözlenebilir. Bunun nedeni, gelen ışığın seramiğin içeriğinden dolayı çok farklı açılarda saçılımlara uğramasıdır (28).

2.2. Dental Seramikleri Güçlendirme Teknikleri

Seramikler sıkışma kuvvetlerine karşı çok dirençli olmalarına rağmen kesme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür. Yapım aşamalarına ya da ağız ortamındaki nem ve kuvvete bağlı olarak mikroçatlakların oluşumu kaçınılmazdır. Bunun nedeni, ısısal genleşme katsayıları farklı olan tabakalardır. Seramiklerin üzerine gelen kuvvet ile çatlağa en yakın yerde stres birikimi oluşur ve elastik enerji ortaya çıkar. Bu enerji, yüksek stresler oluşturur ve çatlak gelişimini yönlendirir. Sonuçta çok küçük bir kuvvet bile seramikte kırılmalara yol açabilir (5).

Çatlak gelişimi açısından dayanıklılığı etkileyen birçok etken vardır. Bunlar; çatlak boyutu, sayısı, dağılımı ve maddenin kırılma sertliği katsayısıdır. Alt yapı destekli seramik restorasyonlarda üst yapı seramiği ile birleşim yüzeyinde ısısal genleşme katsayısı farkı nedeni ile biriken streslerden kaynaklanan mikroçatlaklar oluşabilir (5,12).

Preparasyon miktarı ve şekli , destek diş dokusunun durumu, kullanılan maddenin mekanik özellikleri ve yapım tekniği, alt yapının kalınlığı ve şekli, restorasyonun destek dişe uyumu, kullanılan siman maddesi, restorasyonun bulunduğu bölge ve okluzal temaslar, hastanın çiğneme kuvveti, beslenme alışkanlıkları ve parafonksiyonel kuvvetlerin varlığı dental seramiklerin dayanıklılığını etkileyen diğer etkenlerdir. Seramiklerin tüm bu etkenlerden etkilendiği düşünülerek, dayanıklılıklarının arttırılması için pek çok yöntem geliştirilmiştir. Dental seramiklerin dış yüzeylerine ya da iç yapılarına uygulanan bu teknikler ile dayanıklılıklarının arttırılması amaçlanır (5,12).

2.2.1. Glaze

Glaze seramiği, yüksek sıcaklıklarda akışkan hale gelen renksiz düşük ısı seramiğidir. Glaze işlemi ise seramiğe düzgün ve parlak bir yüzey kazandırır. Yüzey mikro çatlaklarının ve porözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlar (12). İki çeşit glaze işlemi vardır:

a) Otoglaze:

Otoglaze veya doğal glaze denilen yöntemde, seramik restorasyon son fırınlama sıcaklığında, 1-2 dk. vakumsuz yani atmosfer basıncı altında fırında tutulur. Böylece, seramik yüzeyinden çok ince bir tabaka erir. Yüzey parlak hale gelir ve yüzey düzensizlikleri giderilir. Basamak (marjin) seramiği kullanıldığında tercih edilmez (14).

b) Overglaze:

Pişirilmiş seramik yüzeyine, renklendirilmemiş cam tozlarının tabaka halinde sürülmesi ve uygulandığı seramik kitlenin olgunlaşma sıcaklığından 20-60 °C daha düşük derecedeki sıcaklıkta atmosfer basıncı altında fırınlanması ile yapılan parlatma işlemidir (14).

2.2.2. Parlatma

İnce tanecikli elmas ve taş frezlerle aşındırılarak seramik yüzeyin son şekli verilir. Lastik frezlerle yüzey düzgünleştirilir. Sonra, 10-15 µm çapında aşındırıcı tanecikler bulunan bir parlatma patı keçe yardımı ile yüzeye uygulanır ve istenen parlaklığa ulaşılır (14).

2.2.3. Basınç Altında Soğutma

Bu işlemde, seramik fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında (yaklaşık 0,34 MPa) soğutulur. Seramik yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikro çatlakların ilerlemesini engelleyerek, seramiğin bükülme dayanıklılığını artırır (10,12).

2.2.4. İyon Alışverişi (Kimyasal Güçlendirme)

Bu işlem, temelde daha büyük olan alkali iyonların (Örneğin; dış ortamdaki K+) daha küçük iyonlarla (Örneğin; seramik yüzeyindeki Na+) yer değiştirmesi esasına dayanır. Bu işlem genellikle ergimiş tuz banyolarında gerçekleştirilir (12).

Büyük iyonlar, cam veya seramiğin yapısına yüksek ısıda difüzyon yoluyla girerler. Soğuma sırasında büyük iyonlar seramik yüzeyinde kalırlar ve yüksek molariteleri nedeniyle daha çok yer kaplarlar. Yüzey tabakasının büzülme potansiyelini azaltır ve belli bir basınç altında kalmasını sağlarlar. Böylece derin tabakaların büzülmesi de kısıtlanmış olur (12,17).

İyon değişimi işlemi maddenin çok ince bir yüzey tabakasını etkiler. Seramiğin yüzeyinde yapılan aşındırmalar ve asitleme işlemi, iyon değişimi ile elde edilmiş kimyasal güçlendirmenin etkisini ortadan kaldırabilir (17).

2.2.5. Dental Seramiğin Alt Yapı İle Güçlendirilmesi

Kırılma direnci düşük olan feldspatik seramiğin bir alt yapı hazırlanarak güçlendirilmesi yöntemidir. Metal yaprak (platin veya altın folyo) destekler, metal alt yapı ya da tam seramik alt yapılar hazırlanabilir (10,17).

2.2.6. Camların Kontrollü Kristalizasyonu

Camların kontrollü kristalizasyonu ile cam seramikler üretilir. Cam seramikler, camlara göre daha dirençlidir ve ısısal genleşme katsayıları daha düşüktür. Kristalizasyon işlemi, cam içerisinde kristal fazların çekirdeklenme ve büyümelerini sağlayan uygun ve dikkatli bir ısı işlem programı ile elde edilir. Eriyik cama çok az miktarda titanyum dioksit gibi çekirdekleştirici maddeler katılır. Camın yavaş yavaş en yüksek dereceye kadar ısıtılması sonucu küçük metal çekirdek üzerinde kristaller oluşur ve cam seramiklerin dayanıklılıkları arttırılır (17).

2.2.7. Dağılma (Dispersiyon) ile Güçlendirme (Kristal İlavesi)

Mikroçatlakları engellemek amacıyla seramik yapıya lösit, lityum disilikat, alümina, magnezyum oksit, magnezyum alüminyum oksit, mika kristalleri ve zirkonyum oksit gibi kristaller eklenir (10,17).

Çatlaklar, kristal yapının merkezinden geçemezler ancak etrafından dolaşarak zayıf cam yapının içinde ilerleyebilirler. Kristal yapı, çatlağın ilerlemek için gereksinimi olan enerji miktarını arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Küçük boyutlarda eklenen bu dirençli kristaller seramiklerin yapısını güçlendirir ve restorasyonunun direncini arttırır (14).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Farklı oranlarda bileşiklerden hazırlanan pek çok dental seramik, diş hekimliğinde kullanılmak üzere üretilmiştir. Bunlara örnek olarak opak, dentin, mine, glaze seramikleri, alt yapı seramikleri ve basamak seramikleri sayılabilir. Ancak dental seramikleri daha iyi anlayabilmek için önce konvansiyonel bir dental seramik olan feldspatik seramikleri tanımak gereklidir.

Geleneksel feldspatik seramikler, restorasyonların estetiğini sağlayan ve düşük dayanıklılığa sahip silika esaslı bir seramik türüdür. Geleneksel feldspatik seramiğin içeriği; % 69 silika (SiO_2), % 8 alümina (Al_2O_3), genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile birlikte %1 borik oksit (B_2O_3) ve %0.8 kalsiyum oksit (CaO)'ten oluşmaktadır (29). Bükülmeye karşı dayanıklılığı 60-70 MPa arasındadır (30). Genellikle metale veya güçlendirilmiş seramik alt yapılara bağlanırlar. Restorasyonların estetik kısmını oluştururlar. Feldspatik seramikler, metal destekli seramik restorasyonların ve pek çok farklı dental seramiklerin hazırlanmasında kullanılabilirler (29).

Feldspatik seramikler, *veneer* restorasyonlar için en yaygın olarak kullanılan seramik çeşididir. Feldspatik seramikler çok iyi estetik özellikler ve en önemlisi translusensi sergilerler (17). Üretimlerinde çok yönlü olarak kullanılabilirler. Platin

folyo ve ısıya dayanıklı day teknikleri veya frezeleme sistemleri ile hazırlanabilirler (31,32). Bu silika esaslı seramikler, kırılıgandırılar ve limitli esneme gösterirler. Ancak rezin simanlar ile yapılan simantasyon işlemi, seramik restorasyonun ve destek dişin kırılma direncini arttırmaktadır. Silika bazlı seramiklerin diş yüzeyi ile bağlantıları için asitle pürüzlendirilmesi son derece başarılı sonuçlar vermektedir (10).

Dental seramikler değişik özelliklerine göre farklı araştırmacılar tarafından sınıflandırılmıştır:

a) Fırınlama ısılarına göre (5,10):

- 1) Yüksek ısı seramikleri ($\geq 1300^{\circ}$)
- 2) Orta ısı seramikleri (1101° - 1300°)
- 3) Düşük ısı seramikleri (850° - 1100°)
- 4) Ultra-Düşük ısı seramikleri ($\leq 850^{\circ}$)

Seramiklerin erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine göre daha düşük miktarda kaolin ve daha yüksek miktarda eritici içermektedir. Yüksek ve orta ısı seramikleri, hareketli protezlerde kullanılan seramik dişlerin üretiminde kullanılmaktadır. Düşük ve ultra-düşük ısı seramikleri ise kron-köprü restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Ultra-düşük ısı seramiklerin metal destekli restorasyonlarda kullanılmasının avantajı, fırınlama süresini düşürmesi ve alt yapının bozulma riskini azaltmasıdır. Düşük ısı seramikleriyle karşılaştırıldıklarında karşıt çene dişlerinde daha az aşınmaya neden olurlar (5,10).

b) Fırınlama yöntemlerine göre (10,17):

1. Atmosfer basıncında fırınlanan seramikler
2. Vakum ile fırınlanan seramikler

Fırınlanan seramik içindeki yapılar, erimeye ve birbirleriyle bağlanmaya

mevillidirler. Sıcaklığın yükselmesiyle akışkan hale gelen bu oluşum, aradaki hava boşluklarını dolduracak şekilde hareket eder. Ancak oldukça viskoz yapıda olmasından dolayı havanın içeride hapsolması ile porözite gelişebilir. Poröziteyi azaltmak amacı ile vakum altında fırınlama sistemi kullanılır (10,17).

c) Bileşimlerine (içeriklerine) göre (33):

- 1) Metal destekli seramikler
 - a) Döküm metal üzerinde bitirilen seramikler
 - b) Metal yaprak üzerinde bitirilen seramikler
- 2) Metal desteksiz seramikler
 - a) Feldspatik seramikler
 - b) Dökülebilir cam-seramikler
 - c) Güçlendirilmiş kor seramikler

d) Yapım yöntemlerine göre (31,32):

- 1) Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlar
 - a) Döküm metal üzerinde hazırlanan
 - b) Metal folyo üzerine hazırlanan
 - c) Elektroliz ile oluşturulan metal alt yapı üzerine hazırlanan
 - d) Frezeleme ile üretilen metal alt yapılar
- 2) Tam seramik restorasyonlar
 - a) Geleneksel toz-sıvı karışımı ile yapılan seramikler
 - b) Dökülebilir seramikler (Dicor, Cerapearl)
 - c) Presleme ile hazırlanan seramikler (Empress 1-2, Finesse, IPS e.max Press)
 - d) İnfiltrasyon seramikler (Cerestore, In-ceram, Optec, Hi-ceram)
 - e) Frezeleme (BDT/BDÜ) ile üretilen seramikler
 - . Analog sistemler
 - . Dijital sistemler

Dental restorasyonların geleneksel yöntemler ile üretimleri mum

modelasyon, döküm ve fırınlama gibi teknikleri içeren ilave ile üretim esasına dayalı yöntemlerdir. BDT/BDÜ sistemleri ile üretim işlemi ise genellikle azaltıcı veya aşındırıcı çalışma işlemi ile gerçekleştirilir. Bu açıdan bakıldığında yapım yöntemleri "ilave ile üretim" ve "aşındırma (frezeleme) ile üretim" olmak üzere ikiye ayrılabilir (31).

Dental seramik restorasyonların yapım yöntemleri başka bir bakış açısıyla ise elle üretim ve makine ile üretim olmak üzere ikiye ayrılabilir (34,35). Elle üretim; tabakalama, döküm, presleme, *slip-casting* ve cam infiltrasyonu yöntemlerinden oluşur. Makine ile üretim ise *copy milling* (kopyalayarak freze uygulaması) ve BDT/BDÜ sistemlerinden oluşur (31,32).

e) Uygulama alanlarına göre (10,36):

- 1) Hareketli Protez Seramikleri
- 2) Metal Destekli Seramikler
- 3) Tam Seramikler

2.4. Tam Seramikler

Dental estetik, hem hasta hem de hekim tarafından en çok önemsenen konulardan biridir. Işığın doğrudan diş yüzeyinden yansması ve içeri giren ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansması ile doğal diş rengi oluşur. Doğal diş ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli seramik restorasyonlar ışığın sadece yansmasına izin verir. Restorasyonun rengi yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen diş eti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Dental restorasyonlar renk derinliği ve ışık geçirgenliği açısından doğal dişi taklit edebilmelidir. Tam seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetik sağlanabilir. Estetik, biyouyumluluk ve dayanıklılık gibi üstün özelliklerinden dolayı, tam seramik sistemlere olan ilgi son yıllarda oldukça artmıştır.

2.4.1. Tam Seramiklerin Avantajları (5,11,14,19,21,37)

1. Dokular ile biyolojik olarak uyumludurlar.
2. Diş etinde iritasyon ya da renklenmeye sebep olmazlar.
3. Estetikler. Işığı geçirme özelliği taşımaları nedeni ile doğal diş yapısına daha yakın görünümündedirler.
4. Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.
5. Isı iletimi, metal destekli seramik restorasyonlara göre daha azdır ve pulpal hassasiyet yaratmazlar.
6. Renk ve boyut olarak stabildirler.
7. Aşınmaya karşı dirençlidirler.
8. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdır.
9. İyon salınımı ve elektrolitik korozyon yönünden güvenilirdirler.
10. Plak ve bakteri birikiminin çok az olması sebebi ile subgingival bölgelerde (örneğin implant üstü restorasyonlarda) sağlıklı bir şekilde kullanılabilirler.
11. Alerjik etki oluşturmazlar.
12. Ağızda tat değişikliğine sebep olmazlar.
13. *Laminate veneer* olarak hazırlandıklarında, diş dokusundan çok az uzaklaştırılarak iyi bir estetik sonuç alınabilir.
14. Çoğunluğu radyografik çürük teşhisine imkan sağlar.

2.4.2. Tam Seramiklerin Dezavantajları (5,14,19,21,37)

1. Kırılma dayanıklılıkları düşüktür. Bu nedenle ağızdaki uyumlamaları, çok dikkatli yapılmalıdır.
2. Ekonomik değildir. Yapımı için özel alet ve malzeme gerektirirler.
3. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.

4. Diş preparasyonu, ölçü alımı, restorasyonun hazırlanması ve simantasyon gibi tüm aşamalarda özen ve titizlik gerekir. Uzun zaman alır.
5. Her sistem arka dişlerde uzun köprü yapımına uygun değildir.

2.4.3. Tam Seramiklerin Endikasyonları (5,10,14,19,21,37)

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişler,
2. Diş renklenmelerinin olduğu durumlar,
3. Abrasyon, atrizyon ve erozyon sonucu aşınmış dişler,
4. Diastema vakaları,
5. Yerleşim bozukluğu olan dişler,
6. Şekil bozukluğu olan dişler,
7. Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde,
8. Sınıf 1,2,3,4,5 kavitelerde,
9. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişler,
10. Metal alerjisi olan hastalar,
11. Estetiğin önem kazandığı tüm ön dişler.

2.4.4. Tam Seramiklerin Kontrendikasyonları (5,10,14,19,21,37)

1. Klinik kron boyu kısa olan dişler,
2. Derin kapanışa sahip bireylerde,
3. Aşırı çapraşık dişler varlığı,
4. Bruksizm vakaları,
5. Servikale doğru aşırı daralma gösteren kronlar,
6. Klinik kron boyları uygun preparasyon yapımı için çok uzun olan periodontal hastalıklı dişler,
7. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalar,
8. Preparasyon sonrası interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı vakalar,

9. Travmatik sporla uğraşan kişiler,
10. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda endike değildir.

2.4.5. Tam Seramik Restorasyonlarda Diş Preparasyonu

Tam seramik restorasyonların başarısı için, preparasyon kurallarına uygun bir diş preparasyonu yapılmalıdır. Restorasyonun, dayanıklı olabilmesi için yeterli hacimde olması gerekir. Diş preparasyon miktarı, her bölgede minimum 1 mm olmalıdır. Fasiyal yüzeylerde 1,5 mm, okluzal yüzeylerde fonksiyonel kaslarda 2 mm, fonksiyonel olmayan kaslarda 1,5 mm kadar preparasyon yapılması tercih edilir. Aynı şekilde, insizal kenarda 1,5–2 mm preparasyon miktarı önerilir (5,38). Ancak *lamine veneer*, inley, onley ve benzer restorasyonlarda diş preparasyonu farklılık gösterir. Preparasyonda, keskin kenar ve köşelerden kaçınılmalıdır. Mutlaka basamaklı preparasyon yapılması gerekir. Basamak tipi olarak *shoulder* veya *chamfer* basamaklar önerilir. Basamak derinliği ortalama 1 mm olmalıdır (5).

2.5. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramikleri, içeriklerine ve yapım yöntemlerine göre iki ana başlık altında sınıflandırmak mümkündür.

2.5.1. İçeriklerine Göre Tam Seramikler (11,20,30,32,37)

1. Cam Fazı İçeren Seramikler
 - Cam Seramikler
 - Doldurucu İçeren Cam Bazlı Seramikler
 - Kristal Bazlı Seramikler (İnfiltre Seramikler)
2. Cam Fazı İçermeyen Seramikler
 - Oksit (Polikristalin) Seramikler

Cam Seramikler :

Ana yapısını silika (silikon dioksit) ve feldspar oluşturur (11). Yüksek cam içeriği sebebiyle üstün estetik özelliklere sahiptir. Işık geçirgenliği çok iyidir ve doğal dişe benzer görüntü verirler (30).

İçeriklerinde çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı maddeler mevcuttur. Bu sayede doğal diş görünümünde restorasyonlar elde edilebilir (30). Yüksek biyouyumluluğa sahiptirler. Sıkışma kuvvetlerine dirençlidirler fakat çekme dayanıklılıklarının az olması nedeni ile kesme kuvvetlerine dayanıksızdırlar. Kesme kuvvetlerine karşı dirençleri 60-90 MPa'dır (12). Metal veya seramik alt yapıların üst yapı seramiği olarak kullanılabilmelerinin yanında, refraktör day tekniği ile *veneer* restorasyonların üretiminde de kullanılabilirler (30).

Kontrollü kristalizasyon yöntemi ile bir veya daha fazla kristal faz ilave edilebilir. İlave edilen kristal fazın içeriğine göre dayanıklılıkları arttırılabilir. Çeşitli sistemlerde; dökülebilen, preslenebilen ya da infiltrasyon yöntemiyle üretilen seçeneklerinin yanında, BDT/BDÜ sistemleri için geliştirilmiş özel blokları da mevcuttur (30,39). Cam içerikleri sayesinde rezin simanla simantasyon öncesinde asitlenebilirler (30).

Doldurucu İçeren Cam Bazlı Seramikler :

Cam seramiklerin geliştirilmiş halidir. Esas yapısını cam faz oluşturmaktadır. Cam seramiklerden farkı, çoğunlukla kristal yapıda doldurucu içermesidir (11). Yüksek biyouyumluluk gösterirler ve estetikirler. Cam içerikleri sayesinde rezin simanla simantasyon öncesinde asitlenebilirler (20,30).

Kristal doldurucular sayesinde aşınma, ısısal şok ve kırılma dirençleri gibi fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilir. Kristallerin boyutu ve cam faz içindeki dağılım miktarı bu açıdan önemlidir. Lösit ve lityum disilikat kristalleri bu dolduruculara örnektir. Düşük lösit içeren, yüksek lösit içeren ve lityum disilikat içeren cam bazlı seramikler olmak üzere doldurucu içeriğine göre üç alt grupta incelenebilirler (30).

Düşük l    t içeriğe sahip seramikler genellikle metal destekli seramik restorasyonlarda üst yapi seramiği olarak kullanılırlar. Yüksek l    t içeren seramiklerin l    t katkısı hacimce yaklaşık %50 iken; lityum disilikat içeren seramiklerin lityum disilikat katkısı hacimce yaklaşık %70'dir. Lityum disilikat içeren seramiklerin bükülme kuvvetlerine kar  şı dirençleri, yüksek l    t içeren seramiklerin yaklaşık üç katı (350-450 MPa) kadardır (30).

Lityum disilikat içeriğe sahip restorasyonlar, l    t içeriğe sahip seramiklerin aksine, özel üst yapi seramiği (apatit cam seramik) gerektirirler. Çünkü ısısal genleşme katsayıları, l    t içerikli seramiklerle kullanılan feldspatik üst yapi seramiklerinden yüksektir (30).

Yüksek l    t içeren ve lityum disilikat içeren seramiklerin, preslenebilen ya da makine ile üretilen   e  itleri mevcuttur (39). Preslenebilir seramik olan IPS Empress sistemi yüksek l    t içeren, IPS Empress 2 ve IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemleri ise lityum disilikat içeren seramiklere örnektir.

Kristal Bazlı Seramikler (  nfiltre Seramikler):

Bu seramiklerin cam içeriği diğerlerine göre çok daha azdır. Esas olarak kristal bazlıdırlar. Kristal içerikleri hacimce yaklaşık %85 kadardır. Cam esaslı seramiklerin aksine, kristaller temas halindedir. Bu seramiklerin fiziksel ve mekanik özellikleri cam esaslı seramiklere göre çok daha üstündür (30).

In-Ceram (Vita Zahnfabrik ,Bad S  cking  n, Germany) sistemi bu seramiklere örnek olarak verilebilir. In-Ceram sistemindeki seramiklerin, içerdikleri kristal katkılara göre ışık geçirgenlikleri ve kırılma dirençleri farklılık gösterir.   eriklerine göre    e ayrılırlar: In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya. Cam infiltrasyonu ile elde edilen bu seramiklerin alt yapi dayanıklılıkları sırasıyla 350 MPa, 500 MPa ve 700 MPa'dır (10).

Oksit (Polikristalin) Seramikler :

Polikristalin seramiklerin içeriğinde cam bulunmaz. Sadece kristal faza sahiptirler. İçeriklerindeki kristallerin düzenli yapısı sayesinde cam içeren seramiklere göre kırılmalara karşı çok daha dayanıklıdırlar (11,40). Yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptirler. BDT/BDÜ sistemlerde kullanılan alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramik bloklar, polikristalin seramiklere örnektir (30).

Alüminyum oksit seramikler; ön ve arka diş kron restorasyonlarda ve ön dişlerde köprü yapımında kullanılabilirler. In-Ceram AL Block (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany) alüminyum oksit bloklara örnektir (41).

Zirkonyum oksit seramiklerde, saf zirkonyaya %3'lük yitrium oksit ilave edilmesiyle zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması ve hacim genişlemesinin kontrolü sağlanır (37). Alüminyum oksit seramiklere göre, dayanıklılıklarının daha yüksek olması (750-1000 MPa) sebebiyle arka dişlerde köprü yapımına da olanak sağlamaktadırlar (41). Ayrıca bazı BDT/BDÜ sistemler ile kişiye özel implant *abutment* üretiminde de kullanılabilirler (42). Lava Frame (3M ESPE, Seefeld, Germany), inCoris Zr (Sirona, Salzburg, Austria) ve Vita In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany) zirkonyum oksit bloklara örnek olarak verilebilir (41).

Polikristalin seramikler sinterleme işlemi gerektirir. Bu işlem sonrasında, içerisinde hava ve gaz barındırmayan, oldukça sert ve yoğun özellikteki polikristalin yapı elde edilir. Sinterleme işlemi biten alt yapıya, üst yapı seramiği uygulanır ve uygun şeklin verilmesi ile restorasyon bitirilir (30,40). Ancak bazı sistemlerde zirkonyum oksit bloklar sinterize edilmiştir. Böyle bloklar sadece frezeleme işlemine tabi tutulur (40).

BDT/BDÜ sistemlerin geliştirilmesi sayesinde, polikristalin seramik restorasyonların uyumlarının arttırılması sağlanmıştır (40).Yapılan klinik çalışmalara göre, 5 yıllık takipte zirkonyum oksit alt yapıli sabit bölümlü protezlerin klinik başarı oranı %74 ile %100 arasında değişmektedir (23,43).

2.5.2. Yapım Yöntemlerine Göre Tam Seramikler (11,20,30-32,35,37)

1. Geleneksel toz-sıvı karışımı ile hazırlanan seramikler
2. Dökülebilir seramikler
3. İnfiltrasyon (*Slip-casting* yöntemi ile hazırlanan) seramikler
4. Isı ve basınç altında hazırlanan seramikler
5. Frezeleme ile hazırlanan seramikler
 - a) Analog sistemler
 - b) Dijital sistemler

1. Geleneksel Toz-Sıvı Karışımı ile Hazırlanan Seramikler :

Seramik tozunun özel sıvı ya da distile su ile karıştırılarak, özel bir fırça yardımıyla tabakalar halinde alt yapı ya da day üzerine yığılmasıyla gerçekleştirilir. Tabakalama sırasında oluşan boşluklar, vakumlu fırında sinterleme işlemi ile giderilir. Bu işlem sırasında seramiğin büzülmesi ve boşlukların tam anlamıyla her zaman giderilememesi dezavantajdır. Bu da seramiğin zayıflamasına neden olabilir (44). Genellikle *veneer* restorasyonların ve üst yapı seramiklerinin yapımında kullanılan bir yöntemdir. Günümüzde *veneer* restorasyonlar ve üst yapı seramikleri için en yaygın kullanılan maddeler feldspatik seramiklerdir (45). Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere örnekler (22):

- Duceram LFC (Dentsply, York, PA, USA)
- Finesse low fusing (Dentsply, York, PA, USA)
- IPS e.max Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Eris (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Lava Ceram (3M ESPE, Seefeld, Germany)
- Vita D (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany)
- Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany)
- Vita N (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany)

2. Dökülebilir Seramikler :

Geleneksel kayıp mum tekniği ile cam dökümün kombine edildiği bir yöntemle üretilirler. Restorasyonun tam kontur mum modelajı fosfat bağlı rövetmana alınır. Mum uzaklaştırma işleminden sonra cam seramik maddenin döküm işlemi yapılır. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra, henüz şeffaf ve zayıf olan restorasyon tekrar rövetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir (32). Son yıllarda, cam seramiklerin BDT/BDÜ sistemler ile kullanılmaya başlanması ile bu yöneme ilgi azalmıştır (10). Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere örnekler (46):

Dicor (Dentsply, York, USA)

Cera Pearl (Kyore, San Diego, California, USA)

Olympus Castable Ceramics (Olympus Co., Tokyo, Japan)

3. İnfiltr (Slip-casting Yöntemi ile Hazırlanan) Seramikler :

Slip-Casting tekniği Fransız dişhekimisi ve araştırmacı Dr. Michael Sadoun tarafından 1989 yılında geliştirilmiş tam seramik yapım yöntemidir. Bu seramiklerin poröz yapıda üretilmiş toz ve yüksek sıcaklıkta poröz yapıya infiltr olan cam olmak üzere iki bileşeni mevcuttur (30,32).

Slip-casting yöntemi ile üretilen restorasyonlar geleneksel feldspatik seramiklere göre daha az poröziteye ve daha fazla dayanıklılığa sahiptir (30). Bu seramiklerinin temel avantajı yüksek dayanıklılıklarıdır. Dezavantajları ise yüksek opasite göstermeleri (*spinell* bazlı olanlar dışında) ve uzun süren laboratuvar işlemleridir (30,47). Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere örnekler (14,47):

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

4. Isı ve Basınç Altında Hazırlanan Seramikler :

Yüksek ısılarda dışarıdan basınç uygulanması ile hazırlanan seramiklerdir. Bu teknik sayesinde seramiklerin iç yapısında büyük boşlukların oluşması engellenir ve kristal fazın camsı matriks içerisinde homojen olarak dağılması sağlanır (22). Bu yöntem ile hazırlanan seramiklere örnekler (22):

- Finesse All-Ceramic (Dentsply, York, USA)
- Fortress Pressable (Mirage Dental Systems, Kansas, USA)
- IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- OPC (Pentron Clinical Technologies, Connecticut, USA)

5. Frezeleme ile Hazırlanan Seramikler :

a) Analog Sistemler (Copy Milling Yöntemi) ile Hazırlanan Seramikler:

Copy milling sisteminde cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. İlk önce restorasyonun mum veya rezin kompozit replikası üretilir. Cihazın sağ taraftaki bölmesine restorasyon için seçilen blok yerleştirilir. Kopyalama odasındaki modelin tarama işlemi gerçekleştirilir. Freze odasındaki özel frezler seramik bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmında bulunur. Özel soğutma sistemi ile seramik bloğun ve aşındırıcı elmas frezlerin soğutulma işlemi gerçekleştirilir. Frezleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve alt yapıya uygun üst yapı seramiği kullanılarak restorasyonun son şekli verilir. 1992 yılında piyasaya sürülen Celay (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland) sistemi bu sisteme örnek olarak verilebilir (48). Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Germany) sistemi de sadece BDÜ ünitesine sahip olduğu için bu grupta yer alır (49).

b) Dijital Sistemler (BDT/BDÜ Sistemler) ile Hazırlanan Seramikler:

BDT/BDÜ; bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilecek malzemenin

bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı ve üretimi anlamında, makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir (6). Tüm BDT/BDÜ sistemleri 3 aşama ile uygulanır (41):

- Veri elde etme / tarama (diş preparasyonu, komşu ve karşı dişlerin geometrisi),

- BDT (preparasyona uygun tasarımın yapılması),

- BDÜ (restorasyonun üretimi).

Veri elde etme işlemi iki şekilde olabilir; klinikte doğrudan hasta ağzından optik ölçü alınması ya da hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde tarama yapılması. Tarama işleminden sonra, yazılım kullanılarak restorasyonun sınırları ve şekli belirlenir. Bu veriler ışığında seçilen bloklar freze sisteminde şekillendirilir. Tek parça restorasyonlar bu şekilde elde edildikten sonra glaze işleminin de yapılması ile hastaya uygulamaya hazır hale gelir. Alt yapı şeklinde hazırlanan restorasyonlar ise; uygun üst yapı seramiğinin uygulanması ve sonrasındaki glaze işlemi ile bitirilir (41,50). Bu sisteme örnekler (48-50):

Cerec (Sirona, Bensheim, Germany)

Cicero (Hoorn, Netherlands)

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

Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany)

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Switzerland)

2.6. In-Ceram Sistemi

In-Ceram sistemi iki faz içermektedir (32). İlk olarak; yarı sıvı haldeki seramik karışım, refraktör day üzerinde modele edilir ve sinterlenir. Poröz yapıya sahip seramik bir alt yapı (matriks) elde edilir. İkinci fazda ise poröz alt yapıdaki boşluklar *slip-casting* yöntemi ile lantanum alüminasilikat cam ile doldurulur. Böylece iskeletin bükülme dayanıklılığı ve yük taşıma kapasitesi oldukça artar (47).

Slip-casting yöntemi ile üretilen restorasyonlar geleneksel feldspatik

seramiklere göre daha az poröziteye ve daha fazla dayanıklılığa sahiptir (30). Ancak yüksek opasite göstermeleri (spinell bazlı olanlar dışında) ve uzun süren laboratuvar işlemleri dezavantajlarıdır (30,47).

Günümüzde In-Ceram sisteminin Alumina, Spinell ve Zirkonya olmak üzere üç tipi mevcuttur (21,22). Son yıllarda bu seramiklerin üretimi, *slip-casting* yöntemine ilave olarak BDT/BDÜ sistemler ile yapılabilmektedir. Cam infiltre BDT/BDÜ blokları, *slip-casting* seramikleri ile benzer yapıdadır (30). Frezeleme işlemi sonrasında poröz yapının giderilmesi ve son sertliklerine ulaşabilmeleri için cam infiltrasyonu işlemi gerçekleştirilir. Dayanıklılıkları *slip-casting* yöntemi ile elde edilen restorasyonlara benzerdir (39,41). Bu bloklar Vita In-Ceram sisteminde mevcuttur.

In-Ceram Alumina (Al_2O_3)

In-Ceram Alumina alüminyum oksit esaslı alt yapı seramiğidir. Bu sistem ile restorasyon üretimi için öncelikle ana modelin rövetman dublikatı oluşturulur. Sonra % 99 alüminyum oksitten oluşan toz, karıştırma sıvısı ve bir damla bağlayıcı ile karıştırılarak seramik hamur rövetman model üzerinde modele edilir. Bu sistemin esas özelliklerinden biri, özel day rövetmanının bu karışımın sıvı kısmını absorbe etmesidir. Kapiller basınç etkisiyle sıvı, rövetman tarafından emilir ve *slip* adı verilen bu tanecikler day üzerinde tutunurlar. Bu aşamadan sonra seramik yapının fırınlanması işlemi gerçekleştirilir. Bu süreçte Al_2O_3 kristalleri birbirine sinterize olur.

İkinci aşama ise cam infiltrasyonu aşamasıdır. Distile su ile karıştırılmış özel bir cam tozu (lantanum alüminasilikat), fırınlanmış Al_2O_3 yapı üzerine uygulanır. Alt yapı $1100^{\circ}C$ 'de 4 saat tutulur. İnfiltrasyon işleminde ilk fırınlama sırasında tam olarak birleşmemiş olan Al_2O_3 taneciklerinin aralarındaki boşluklar camla tamamen doldurulur. Böylece yapının dayanıklılığı artırılır (32).

In-Ceram Alumina, orta derecede ışık geçirgenliğine sahiptir ve 500 MPa dayanıklılığı ile In-Ceram Spinell'den daha dayanıklıdır (10). In-Ceram Alumina'nın 3 ila 7 yıllık gözlem dönemlerinde klinik başarı oranı tek kronlarda %94 ile % 99,1 arasında değişmektedir (51-55). Üç üyeli köprülerin ön dişlerdeki başarı oranı, arka

dişlere göre daha fazla olmakla birlikte; üç üyeli köprüler tek kronlar kadar başarı oranına sahip değildir (56,57). Bu nedenle ön ve arka dişlerde tek kron alt yapılarında ve üzerine çok fazla kuvvet gelmeyen ön diş köprülerinin alt yapılarında kullanılması önerilir (30,45).

In-Ceram Spinell ($MgAl_2O_4$)

In-Ceram Spinell seramikler, In-Ceram Alumina sisteminden farklı olarak magnezyum alüminyum oksit matrisine sahiptir. Restorasyon üretim aşamaları ise In-Ceram Alumina ile benzerdir.

In-Ceram Spinell iyi optik özellikleri, yüksek translusensisi ve ışığı yayması nedeniyle In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya'dan daha estetik ancak daha düşük mekanik dayanıklılığa (350 MPa) sahiptir (10). Bu nedenle sadece inley, onley ve ön diş kron alt yapılarında kullanılması tavsiye edilir (47). Yapılan 5 yıllık klinik çalışmaya göre, In-Ceram Spinell kronların klinik başarı oranının %97,5 olduğu bildirilmiştir (58).

In-Ceram Zirkonya (%70 Al_2O_3 , %30 ZrO_2)

In-Ceram Zirkonya, alümina iskelete ZrO_2 taneciklerinin ilavesiyle oluşan, yüksek dayanıklılıkta (700 MPa) bir seramiktir (10). Opak görüntüsü sebebiyle yalnızca arka diş restorasyonlarda kullanılması uygundur (47). Yüksek dayanıklılığı sayesinde In-Ceram Alumina'dan farklı olarak, arka dişlerde üç üyeli köprülerin yapımı da mümkündür (30).

2.7. IPS e.max Sistemi

2005 yılında piyasaya sunulan bu sistem, hem presleme hem de BDT/BDÜ teknolojisi ile estetik ve dayanıklı ürünler sunmaktadır (59).

IPS e.max Press

IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar; %70 oranında lityum disilikat içeriğe sahip cam seramik külçelerin preslenmesi ile elde edilmektedir. Bu sistem ile *veneer*, inley, onley, kron ve en distaldeki dayanak

diş en fazla 2. premolar diş olmak üzere üç üyeli köprülerin yapımı uygundur (37). Restorasyonlar, tam kontur şeklinde veya alt yapı şeklinde üretilebilir. Alt yapı üzerine, tabakalama yöntemi ile üst yapı seramiği (IPS e.max Ceram,Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanır. Diğer bir seçenek de, tam kontur şeklinde oluşturulmuş restorasyonların *cut-back* tekniği ile aşındırıldıktan sonra tabakalama yöntemi ile üst yapı seramiğinin uygulanmasıdır (59).

IPS e.max Press sisteminde, restorasyonun istenilen şekli mum ile hazırlandıktan sonra, mum model özel bir muflaya alınır. Mum modelin kayıp mum tekniği ile uzaklaştırılması işleminden sonra, cam külçelerin özel bir fırında, yaklaşık 920°C'de 5-15 dk.da preslenmesi gerçekleştirilir (59).

IPS e.max Press restorasyonların üstün estetik özellikleri vardır. 400 ± 40 MPa dayanıklılığı ile geleneksel simantasyona izin verdiği belirtilmektedir (59).

IPS e.max CAD

IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar, %70 oranında lityum disilikat içeriğe sahip cam seramik blokların ferezelenmesi ile elde edilir. IPS e.max CAD restorasyonlar 360 MPa dayanıklılığa sahiptir (39). IPS e.max Press sistemi ile aynı endikasyona sahiptir (59).

IPS e.max ZirCad

IPS e.max ZirCad (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar; yitriyum ile stabilize edilmiş zirkonya blokların frezelenmesiyle elde edilir. Freze işleminin daha kolay yapılabilmesi için bloklar yarı sinterize yapıdadır. Alt yapılar, sinterizasyon büzülmesini ortadan kaldırmak için %20-30 oranında büyük tasarlanır. Freze işlemi sonrası son sinterleme işlemi yaklaşık 1500°C'de gerçekleştirilir (39).

Bu restorasyonlar, 900 MPa dayanıklılığa sahiptir. Üç üyeli köprülerden 12 üyeli köprülere kadar geniş bir kullanım alanı vardır (59).

IPS e.max ZirPress

IPS e.max ZirPress külçeler (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) floraapatit cam seramik içeriğe sahiptir. Presleme tekniği ile uygulanırlar. Zirkonyum

oksit alt yapıların üst yapı seramiği üretiminde veya zirkonyum *abutment*ların şekillendirilmesi ve kişiselleştirilmesi için kullanılabilirler (59).

IPS e.max Ceram

Nano-fluorapatit yapıda olan düşük ısı seramiğidir. Presleme ya da BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen lityum disilikat veya zirkonyum oksit alt yapıların üzerine yığılarak, üst yapı seramiği olarak kullanılabilirler (59).

2.8. Lava Sistemi

2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE, Seefeld, Germany) yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar (%3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik) kullanılmaktadır (49,60). Polikristaller tetragonal kristal yapıdadır ve ortalama gren boyutları 0,5 µm kadar ya da daha küçüktür. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), kazıma ünitesi (BDÜ) (Lava Form), sinterleme fırını (Lava Therm) ve BDT/BDÜ yazılımından oluşmaktadır (60).

Bu sistemle üretim belirli aşamaları içermektedir:

1) Prepare edilen dişleri ve dişsiz kısımları içeren ölçüden elde edilen modelin yüzeyi Lava Scan optik tarayıcı ile yüzeye temas etmeden taranır. Bu tarama işlemi kron preparasyonları için yaklaşık 5 dk., üç üyeli bir köprü içinse 12 dk.dır (49,60).

2) Okluzal ilişkiler ve daylardan alınan görüntüler bilgisayara aktarılır. Daha sonra Bilgisayar Destekli Tasarım (BDT) yazılımı ile otomatik olarak kenar ve gövde tasarımı yapılır. ZrO₂ bloktan elde edilen alt yapı, son sinterizasyon sırasında büzülme göstereceği için, olması gerektiğinden hacimce %20-25 oranında daha büyük hazırlanır. Tasarım işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO₂ seramik blok Lava Form ile kazınır. Freze işlemi kron için 35 dk., üç üyeli bir köprü için ise 75 dk. sürmektedir. Freze işlemi biten alt yapının fazlalıkları elle uzaklaştırılır (60).

3) En son aşamada, yapılan sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanarak zirkonyum alt yapıya gerçek boyutu, yoğunluğu ve direnci kazandırılır. 8 saat süren

ısıtma ve soğutma işleminden sonra sinterlenmiş alt yapılara, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik üst yapı seramiği uygulanır (49,60).

Son yıllarda iyice geliştirilen bu sistemin kullanım alanı oldukça genişlemiştir (61,62):

- ön ve arka dişler için kron alt yapıları,
- ön ve arka dişler için implant üstü kron alt yapıları,
- 3 -4 üyeli köprü alt yapıları,
- 5-6 üyeli köprülerin ve 48 mm uzunluğa kadar olan uzun köprülerin alt yapılarının üretimi için de uygundur.

Lava sistemi ile hem ön hem de arka diş bölgelerinde, kron ve üç üyeli köprü restorasyonların yapımının uygun olduğu yapılan çalışmalarla ispatlanmıştır (60). Lava sistemi ile üretilen alt yapıların dayanıklılığı 900-1200 MPa aralığındadır (11). Ayrıca, ışık geçirgenliği açısından metal destekli seramik ve In-Ceram Zirkonya gibi restorasyonlardan daha üstün olması estetik avantaj sağlamaktadır (38). Bu sistem ile üretilen restorasyonların kenar uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olduğu yine yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (60).

Lava sisteminde kullanılan zirkonya blokların (Lava Zirconia, 3M ESPE, Seefeld, Germany) yarı sinterize halde olması, hem freze işlem süresini hem de freze makinesinde oluşabilecek aşınmayı azaltır (60). Yeterli kırılma dayanıklılığı için alt yapı kalınlığının arka diş kronlarda en az 0,5 mm ve ön diş tek kronlarda ise en az 0,3 mm olması gerekmektedir (38,60). Ayrıca konnektör alanının en az 9 mm² olması önerilmektedir (38). Alt yapılar, yedi farklı renkte elde edilebilmektedir. Bu durum, üst yapı seramiğinin ince olduğu veya hiç olmadığı bölgelerde estetik açıdan avantaj sağlamaktadır (21).

Lava restorasyonların BDT ile üretimi, teknisyenin mum modelasyon yapmasını gerekli kılan diğer sistemlere göre avantajdır (63). Restorasyonların simantasyonun ise, geleneksel ya da adeziv simantasyon ile yapılabildiği belirtilmektedir (62).

Lava sisteminde, Lava Zirconia bloklar dışında bloklar da mevcuttur. Yeni tanıtılan zirkonya esaslı Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar, Lava Zirconia blokların geliştirilmiş halidir. Lava Zirconia bloklardan daha yüksek translusensi gösterirler ve daha estetik görünüm elde etmek mümkündür. Kronların alt yapı şeklinde üretimine ilave olarak, üstün estetik özelliği sayesinde tek parça (monolitik) kron şeklinde üretimleri de mümkündür (64).

Lava Ultimate bloklar ise BDT/BDÜ için tasarlanmış rezin nano seramik (RNC) bloklardır. Blokların içeriği rezin matriks ve içerisine gömülmüş %80 nano-seramikten oluşmaktadır. Rezinin esneklik ve kırılma direnci, cam seramiğin ise dayanıklılık ve estetik gibi avantajlarını birleştiren bir sistemdir. Bu restorasyonlar için adeziv simantasyon önerilmektedir. Bu blokların kullanımı ile *veneer*, inley, onley ve diş veya implant üstü kron restorasyonların üretimi mümkündür (65).

2.9. Ön ve Arka Dişler

Ön ve arka dişlerin anatomik ve fizyolojik açıdan farklı olmaları, bulundukları bölgeye göre üzerlerine gelen kuvvet miktarının değişmesi ve estetik gibi etkenler nedeni ile tedavileri farklılık gösterir. Restorasyon seçimi ve üretimi bu farklılıklardan etkilenir. Ön diş kronlar için estetik daha önemli iken, arka diş kronlarda dayanıklılık ön plana çıkmaktadır (10).

Genel diş preparasyon kuralları bütün dişler için geçerlidir. Ancak, ön ve arka dişlerin preparasyonları şekil, hacim ve servikal çizgi kurvatürü gibi anatomik farklılıklarından dolayı bir miktar farklılık gösterir (1,5,29). Ön dişlerde mezial ve distal çizgi kurvatürleri daha derin bir eğim gösterirken, arka dişlerdeki eğim daha azdır (66). Bu morfolojik farklılıklarından dolayı preparasyonları da farklıdır. Preparasyonda servikal çizgi kurvatür derinliğinin kenar uyumuna etkisi ise yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (1-4).

Ön dişler dört yüzey ve bir kenardan oluşur. Arka dişler ise beş yüzeye sahiptir. Kron boyları açısından karşılaştırıldığında, ön dişler arka dişlere oranla biraz daha uzundur ancak hacim olarak daha küçüktürler (66). Dolayısıyla, ön dişlerin

preparasyonu sonrasında daha az yüzey alanına sahip bir destek diş elde edilirken, arka dişlerde daha hacimli ve yüzey alanı daha geniş bir destek diş elde edilir (29). Yüzey alanı, restorasyonun tutuculuğu ve direnci açısından önemli bir etkindir (5). Bunun dışında restorasyonun üretim kalitesini etkileyebilir. Örneğin, son yıllarda oldukça yaygın olan BDT/BDÜ sistemlerinde uygulanan frezeleme işlemi restorasyonun yüzey alanı ve hacminden etkilenebilmektedir. Bu sistemlerdeki freze ünitesi çok hassas çalışsa da, yüzey alanı küçük olan bölgelerin frezesinde zorluklarla karşılaşılabilir (41). Özellikle restorasyonun iç bölgelerinin frezesinde zorluklar olabilir. Dolayısı ile daha hacimli olan arka diş kronların bu sistemlerle üretimi daha başarılı ve kolay sağlanabilir. Bu açılardan bakıldığında, ön ve arka diş restorasyonların kenar uyumları arasında farklar gözlenebilir.

2.10. Simantasyon

Diş hekimliğinde uygulanan sabit protetik restorasyonların iç yüzeyi ile diş yüzeyi arasında boşluk oluşması kaçınılmazdır. Preparasyon, ölçü aşaması, model hazırlama teknikleri, restoratif maddenin özelliklerine ve yapım yöntemine göre boşluğun miktarı değişebilmektedir (7). Bu boşluğun bir yapıştırma maddesi ile doldurulması gerekmektedir. Bu amaçla simanlar kullanılır. Sabit protetik restorasyonun bir yapıştırma maddesi ile dişler üzerine uygulanması işlemine ise "simantasyon" denir (29). Simantasyon işleminin ve restorasyonun başarısı için laboratuvar aşamalarında diş ile restorasyon arasında belli bir miktar siman aralığı oluşturulmalıdır. Simanın bu boşluğu dolduracak kadar kalınlık yaratması istenir (29). "Siman film kalınlığı" ise simanın sertleşme sonrasında oluşturduğu kalınlık miktarıdır (10). Üretim esnasında içine konan tanecik büyüklüğü ve miktarı, karıştırma süresi, simanın viskozitesi ve sertleşme reaksiyonu, simantasyonda uygulanan yapıştırma yöntemi, kuvveti ve süresi siman film kalınlığını etkiler (67). Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin belirttiğine göre (ADA Specification No:8), bu kalınlık 25 µm civarında olacak şekilde ayarlanmalıdır (68). Bu aralık sayesinde fazla siman maddesinin taşması sağlanır. Siman film aralığının az olması istense de, her zaman bu kadar iyi sonuçlar alınamaz. Restoratif uygulamalarda, simantasyon

sonrası ortalama 40 µm siman film kalınlığı olduğu bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda ise bu aralık miktarının 25-150 µm arasında değiştiği gösterilmiştir (10).

Simanların estetik, biyolojik ve fonksiyonel açıdan bazı özelliklere sahip olması istenir. Diş ve restorasyon yüzeylerini ıslatabilmeli ve simantasyon için gereken akışkanlığı gösterebilmelidir. Dokularla uyumlu, ağız içinde çözünmelere karşı dirençli, streslere karşı dayanıklı, restorasyonu yerinden çıkarmaya yönelik kuvvetlere karşı dirençli ve estetik olmalıdır (5,69).

Tam seramiklerin simantasyon işlemi için ise çeşitli yöntemler ve siman maddeleri önerilir. Çinkofosfat, çinkopolikarboksilat, cam iyonomer veya rezin simanlar bu amaçla kullanılabilir (5,10). Restorasyonların simantasyonu üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılmalıdır.

Farklı seramik sistemlerinin stres altındaki dayanıklılıkları birbirinden farklıdır. Örneğin, silika bazlı seramikler daha kırılındırlar. Bu nedenle geleneksel simantasyon yerine adeziv simantasyon tercih edilir. Çünkü rezin simanların baskı dayanıklılığı daha fazladır. Bu sayede diş ile restorasyon ara yüzeyine gelen kuvvetleri dağıtarak, dişin ve restorasyonun kırılma direncini artırır ve restorasyonu destekler. Ayrıca rezin simanlar çeşitli renk seçeneklerine sahiptir. Bu sayede, ışık geçirgenliği fazla olan restorasyonlarda optimum estetik sağlanabilir. Alüminyum ve zirkonyum oksit seramik restorasyonlar ise daha dayanıklı ve opak oldukları için geleneksel simantasyona izin verirler. Ancak tutuculuğun artırılmasının istendiği durumlarda adeziv simantasyon tercih edilebilir (10,19).

Geleneksel simantasyonda, makromekanik retansiyon ile bağlanma sağlanır. Adeziv simantasyonda ise mikromekanik ve kimyasal bağlanma gereklidir. Bu nedenle, adeziv simantasyonun uygulanacağı durumlarda seramik yüzeye çeşitli yüzey işlemleri uygulanır. En çok tercih edilen yüzey işlemleri elmas frezler ile aşındırma, alüminyum oksit ile kumlama, asitle pürüzlendirme veya bu yöntemlerin birarada kullanımıdır. Bu işlemler ile yüzey alanı artırılır. Adeziv rezin, oluşan bu boşluklara akarak kilitleme mekanizması ile kuvvetli mikromekanik bağlantı oluşturur. Seramik tipine göre, uygulanan yüzey işlemleri farklılık gösterir. Ancak uygulama süresi ve

yoğunluğu, üreticinin önerileri doğrultusunda yapılmalıdır (70).

Silika bazlı seramiklerde, restorasyonun hidroflorik asit, diş yüzeyinin ise fosforik asit ile pürüzlendirilmesi ve seramik yüzeye silan uygulanması önerilir (37). Seramik ve diş yüzeyi arasındaki kimyasal bağlanma, rezin siman ve bağlayıcı silan maddesi tarafından sağlanır. Bu restorasyonlarda hacim kaybı olabileceği için kumlama işlemi önerilmez. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramiklerde ise asitle pürüzlendirme işlemi yeterli olmaz. Bu seramiklerde alüminyum oksit tanecikleri ile kumlama işleminden sonra silan maddesi uygulanır (71). Yüzey işlemi görmüş seramik yüzeyine silan maddesinin uygulanması ile kimyasal olarak kovalent ve hidrojen bağlar oluşturulur. Tam seramik restorasyonların rezin siman ile yapıştırılması öncesinde silan maddesinin uygulanması bağlanma kuvvetini daha da güçlendirir (70).

Rezin simanların bir kısmı kimyasal (*self-cured*), bir kısmı ışık, bir kısmı ise hem kimyasal hem de ışık ile (*dual-cured*) polimerize olurlar. Simantasyon işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmalı ve her aşaması dikkat ile yapılmalıdır. Diş dokusu ile restorasyon arasında tam ve doğru bir adezyon sağlanması ile diş dokusu korunur, optimal retansiyon sağlanır ve mikro sızıntı önlenir. Mikro sızıntının önlenmesi çürük, pulpal iritasyon ve hassasiyet açısından önemlidir (69).

Tam seramik restorasyonların başarısı için doğru bir endikasyon, uygun madde seçimi ve iyi bir simantasyon gereklidir.

2.11. Kenar Uyumu

Dental restorasyonların klinik başarısı ve kalitesi birçok etkenden etkilenir. Yapılan restorasyonun diş ile uyumu, en önemli etkenlerden biridir (5). İnternal uyum restorasyon iç yüzeyi ile diş arasındaki boşlukla ilgilidir. Normalde, restorasyon iç yüzeyi ile diş arasında belirli bir miktar aralık olması istenir (10). Bu aralık hem siman maddesi için hem de restorasyonun rahatlıkla yerleştirilebilmesi için gereklidir. Yeterli aralık olmadığında simantasyon sonrasında restorasyon ağız

içinde yükselebilir (29). Ancak aralık miktarının fazla olması da restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler. İç uyumu yetersiz olan restorasyonlarda tutuculuk ve direnç sorunları ortaya çıkar. Buna bağlı olarak, uzun dönemde siman çözünebilir (5).

Restorasyonların iç uyumu silikon replika tekniği, kesit alarak ölçüm tekniği ve üç boyutlu yüzey tarama cihazlarının kullanımı ile değerlendirilebilir (72-74).

Kenar uyumu ise restorasyonun kenarı ile diş arasındaki aralıkla ilgilidir (5). Kenar uyumu restorasyonun klinik başarısı ve kalitesi yönünden en önemli etkenlerden biridir. Kenar uyumu kabul edilebilir sınırlarda olmayan restorasyonlarda zaman içinde renklenme, plak birikimi, siman çözünümü, hassasiyet, periodontal rahatsızlıklar, çürük ve hatta dişin kaybı gibi istenmeyen durumlar ortaya çıkabilir (1,5-8). Bu nedenle kenar uyumu birçok araştırmacı tarafından en çok araştırılan konulardan biridir (1-4,6-8,68,75-78).

Teorik olarak simante edilmiş bir restorasyonun kenar aralığının 25-40 μm arasında olması amaçlanır (78). Ancak klinikte bu duruma çok ender rastlanır (79). Tam seramik restorasyonların kenar uyumları birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve 28-160 μm aralığında değişen farklı sonuçlara ulaşılmıştır (8,74,80-83). Klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı miktarı, çalışmalara göre farklılık göstermektedir. Bazıları 100 μm aralığın kabul edilebilir olduğunu belirtirken, diğerleri ise 200 μm aralığın kabul edilebilir olduğunu savunmaktadır (8). McLean ve Von Fraunhofer (84)'e göre, kronlar için klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı miktarı 120 μm 'yi geçmemelidir. Bu görüş; son yıllarda birçok araştırmacı tarafından kabul görmektedir.

Kenar aralığı ölçümleri, ölçümlerin yapıldığı bölge ve ölçüm sayısından etkilenir. Groten ve diğ. (85), in vitro çalışmalarda klinik kenar açıklığına benzer bir sonuç elde edebilmek için, ölçüm noktaları ister önceden sistematik olarak belirlensin ister rastgele olsun, kron kenarından en az 50 ölçüm yapılması gerektiğini savunurlar. Literatürde, birçok çalışmada kenar aralığı için farklı yöntemler kullanıldığı gözlenir. Her yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları

mevcuttur. Ancak kesin bir ölçüm yöntemi mevcut değildir. Kenar aralığı ölçümleri, farklı yöntemler kullanılarak dikey veya yatay yönde yapılabilir (83).

2.11.1. Kenar Uyumu Ölçüm Yöntemleri

- Doğrudan day üzerinden ölçüm (1,6,83)
- Rezin replika tekniği (72)
- Siman aralığı-silikon replika tekniği (8,73,77,79,86)
- Kesit alarak ölçüm tekniği (73,79,82,86)
- Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler (74)

Doğrudan Day Üzerinden Ölçüm

Bu yöntemde, restorasyon hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilir. Stereomikroskop veya elektron mikroskobu ile kenar aralığının fotoğrafı alınır. Alınan fotoğraflar üzerinde elle ölçümler yapılabileceği gibi, bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programı yardımı ile daha ayrıntılı ve kolay ölçümler yapılabilir (1). Doğrudan ölçüm yapılan restorasyon zarar görmez (83). Değişik aşamalar arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası ölçümlerde kullanılması uygundur (6). Ölçüm, doğrudan yapılabilmesi ve dublikasyon veya ara madde kullanımı gerektirmedikinden daha hassastır. Bu yöntemle sadece kenar aralığı miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir.

Rezin Replika Tekniği

Bu teknikte, ölçüm yapılmak istenen restorasyonun basamak bölgesinin ölçüsü alınır (72). Alınan bu dairesel silikon ölçünün içine rezin dökülerek restorasyonun basamak bölgesi doğrudan dublike edilir. Ölçümler, elde edilen rezin replikadan doğrudan yapılabilir. Köprülerin destek dişlerinde ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırmak ve netlik sağlamak zordur. Özellikle proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün değildir. Köprülerin kenar açıklığının ölçümünde destek dişlerinin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümlerin yapılabilmesi bu yöntemin en büyük avantajıdır. Replika, bir silindire

benzer. Mikroskop altında özel cihazlara bağlanır ve rotasyonel hareketle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilir. Replikasyon sırasında kullanılan rezinde meydana gelen büzülme ve ayrıntı kaybının ölçümlerde hata payı oluşturması bu yöntemin dezavantajıdır.

Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği

Restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde bu teknik kullanılabilir (8,73,77,79,86). Bu yöntem Molin ve Karlsson tarafından tarif edilmiştir (77,87). Bu yöntemde ilk önce kronun içine ince kıvamlı silikon koyulur ve dışın ya da dayın üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Dış ya da day krondan ayrıldığında, kron iç kısmında kalan ince kıvamlı silikonun üzerine, destek sağlaması için orta sertlikte silikon maddesi enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıdaki ince kıvamlı silikon kalınlığı, siman aralığını ya da iç uyumu gösterir. Orta sertlikteki silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Rezin replika tekniğinde olduğu gibi, bu yöntem de köprülerin kenar açıklığının ölçülmesinde kullanılabilir. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Silikon maddesinin yarattığı hidrostatik basınç ile kronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimali ve silikon maddesindeki büzülmenin ölçümde az da olsa sapmalara neden olması yöntemin dezavantajıdır (8).

Kesit Alarak Ölçüm Tekniği

Bu teknikte, kron-diş yapısı simantasyondan önce veya sonra radyoaktif madde ya da kimyasal boyalara daldırılır. Bu maddelerin kron-diş arasına sızması sağlanır. Daha sonra kron-diş yapısı rezine gömülerek, bu yapıdan istenilen miktarda kesit alınır ya da kademeli olarak aşındırma yapılarak ölçüm yapılır (73,79,82,86). Eğer kesit alındığında kenar açıklığı veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeyeceği düşünülüyorsa, kron-diş yapısı boya maddelerine daldırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir.

Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemi ile Ölçüm

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde BDT/BDÜ sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu

tarama teknolojisi kullanılmaktadır.

Kenar uyumu ölçüm işlemi için, dişin preperasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranır (74). Elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilir. Böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki kenar uyumunun ve siman aralığının incelenmesi mümkün olur. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı sonuçlara doğrudan yansır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, üç farklı yöntem ile hazırlanan tam seramik (In-Ceram Alumina, IPS e.max Press, Lava) kronların ön ve arka dişlerde simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumları değerlendirilmiştir. Çalışmada yer alan tam seramik sistemlerine ait bilgiler Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada yer alan tam seramik sistemler

Tam Seramik Sistemi	Üretici Firma	İçerik	Yapım Yöntemi
In-Ceram Alumina	Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany	Al_2O_3	<i>Slip-casting</i>
IPS e.max Press	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO_2-Li_2O	Isı ile presleme
Lava	3M ESPE, Seefeld, Germany	Y-TZP ($ZrO_2-Y_2O_3$)	Freze (BDT/BDÜ)

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda standart deneysel diş örnekleri oluşturmak amacı ile, her biri aynı şekil ve hacimde dişler hazırlandı. Uygulanan aşamalar:

1. Hazır akrilik 11 ve 16 no.lu dişlerin hazırlanması ve preparasyonu,
2. Metal döküm örneklerin oluşturulması,
3. Metal döküm örneklerden alınan ölçülere epoksi rezin maddesi dökülerek nihai örneklerin hazırlanması,
4. Seramik kron test örneklerinin hazırlanışı.

3.1.1. Hazır Akrilik Dişlerin Hazırlanması ve Preparasyonu

Standart 11 ve 16 no.lu diş kronları elde etmek amacı ile öncelikle hazır akrilik dişler (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Plastik enjektörün haznesinin kesilmesi ile 3 cm yüksekliğinde silindirik kalıplar hazırlandı ve kalıplar içine otopolimerize akrilik rezin (Vertex, Vertex Dental, Zeist, Netherland) konuldu.

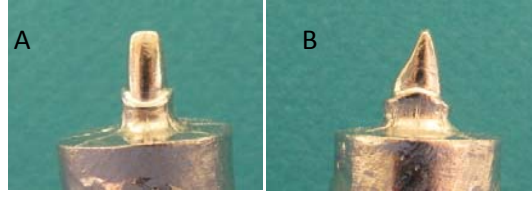
Akrilik dişler, bu silindirik kalıplara merkezi konumda ve mine-sement sınırı rezin maddesinin başlangıç seviyesinden 3 mm yukarıda kalacak şekilde yerleştirildi. Akrilik dişlerin uzun eksenlerinin yatay düzleme dik olmasına dikkat edildi. Akrilik rezinin polimerizasyonu gerçekleştirildikten sonra dişler preparasyon kurallarına uygun prepare edildi (5).

Üst santral (11 no.lu) dişin insizal kenarından 2 mm ve labial yüzeyinden 1,5 mm kadar madde uzaklaştırıldı. Lingual bölgede, singulum bölgesinden insizale doğru hafif konkav alan oluşturuldu. 10° daralım açısı verildi. Basamak bölgesinde ise servikal çizgi kurvatürünü takip edecek şekilde, 1 mm yuvarlatılmış *shoulder* basamak oluşturuldu. Keskin kenar ve köşeler bırakılmadan preparasyon tamamlandı.

Üst 1. Molar (16 no.lu) dişin okluzal yüzeyinden 2 mm ve bukkal yüzeyinden 1.5 mm kadar madde uzaklaştırıldı. Okluzal bölge preparasyonu dişin anatomik morfolojisine uygun şekilde tamamlandı ve fonksiyonel kasp bizotajı yapıldı. 10° daralım açısı verildi. Basamak bölgesinde ise servikal çizgi kurvatürünü takip edecek şekilde 1 mm yuvarlatılmış *shoulder* basamak oluşturuldu. Keskin kenar ve köşeler bırakılmadan preparasyon tamamlandı.

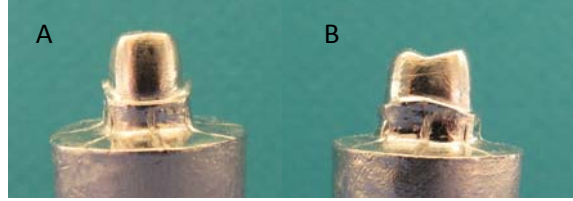
3.1.2. Metal Döküm Örneklerin Hazırlanması

Prepare edilen diş modelleri etil alkol ile temizlendi. Silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Italy) ile iki aşamada ölçüleri alındı. Ölçülerin içine, hava kabarcığı kalmayacak şekilde eritilmiş döküm mumu (Crown wax medium hard, Bego GmbH, Bremen, Germany) dolduruldu. Sertleşen mum model, ölçüden uzaklaştırılarak rövetmana (Wirovest, Bego, Germany) alındı. Mumun fırında eritilerek uzaklaştırılması işleminden sonra krom kobalt metal alaşımı (Wironit, Bego, Germany) ile döküm işlemi tamamlandı. Sonuç olarak; prepare edilmiş 11 ve 16 no.lu diş modellerinin metal döküm örnekleri elde edildi (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).



Şekil 3.1. 11 no.lu dişin metalden yapılmış örneği

A) Labial görünüm B) Meziyal görünüm



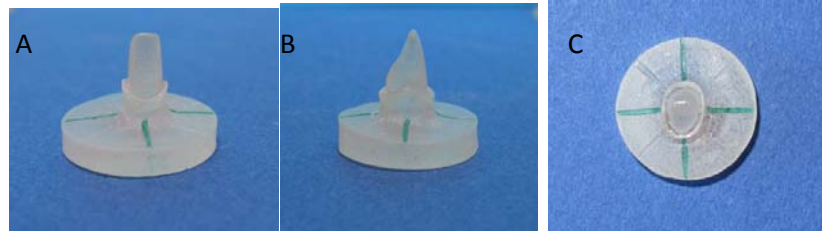
Şekil 3.2. 16 no.lu dişin metalden yapılmış örneği

A) Bukkal görünüm B) Meziyal görünüm

Metal döküm örneklerin tesviye ve parlatma işlemleri yapıldı. Kenar uyumunun hatasız değerlendirilebilmesi ve her diş için standart bir noktadan ölçüm yapılabilmesi amacı ile metal döküm örnekler üzerinde çentikler oluşturuldu. Çentikler, örneklerin basamak seviyesinin altında kalan ve bukkal, lingual, meziyal ve distal yüzeylerin orta hizasında, elmas frez ile yapıldı (Bkz. Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).

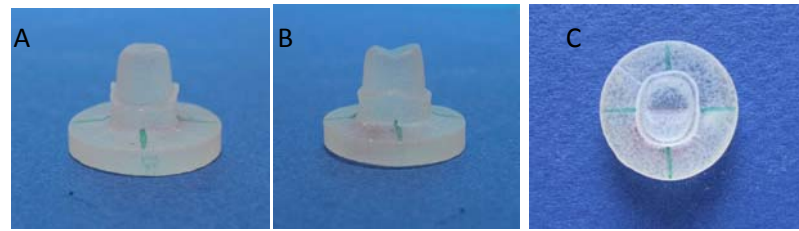
3.1.3. Epoksi Rezin Diş Örneklerinin Hazırlanması

Ön ve arka diş metal döküm örneklerin ölçüleri standart plastik kalıplar kullanılarak alındı. Ölçü alma işlemi silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Italy) ile iki aşamalı olarak yapıldı. Alınan ölçüler içine, üretici firma talimatlarına uygun hazırlanan epoksi rezin maddesi (Epofix, Struers, Copenhagen, Denmark) döküldü ve polimerizasyonu sağlandı. Epoksi rezin maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, modeller ölçü maddesinden uzaklaştırıldı. Sonuçta, ön ve arka dişlerin epoksi rezin örnekleri elde edildi (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4).



Şekil 3.3. 11 no.lu dişin epoksi rezinden yapılmış örneği

A) Labial görünüm B) Meziyal görünüm C) İnsizal görünüm



Şekil 3.4. 16 no.lu dişin epoksi rezinden yapılmış örneği

A) Bukkal görünüm B) Meziyal görünüm C) Okluzal görünüm

Epoksi rezin diş örnekleri tek tek incelendi. Poröz ve deforme örnekler çalışmaya dahil edilmedi.

Her biri, birbirinin aynı olan 30 adet üst sağ santral ve 30 adet üst sağ 1. molar diş olmak üzere, toplam 60 adet epoksi rezin örnek elde edildi ve gruplar oluşturuldu (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Epoksi rezin diş örneklerinin seramik ve diş gruplarına göre sınıflandırılması

	In-Ceram Alumina	IPS e.max Press	Lava
Üst Santral diş	n=10	n=10	n=10
Üst 1. molar diş	n=10	n=10	n=10

3.1.4. Tam Seramik Kron Test Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızdaki seramik kron test örnekleri; In-Ceram Alumina, IPS e.max Press ve Lava olmak üzere üç farklı seramik grubundan hazırlandı (Şekil 3.5). Değerlendirme için, her bir epoksi rezin diş örneği ve ona ait seramik kron test örneği numaralandırıldı.



Şekil 3.5. Tüm tam seramik kron test örnekleri
ve ait oldukları epoksi rezin örnekler

In-Ceram Alumina Kronların Hazırlanması

Üzerine In-Ceram Alumina kronların uygulanacağı 20 adet (10 ön ve 10 arka diş için) epoksi rezin model akan su altında yıkandı ve kurutuldu. Standart plastik kalıplar kullanılarak, her bir epoksi rezin modelin silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Italy) ile iki aşamada ölçüsü alındı. Alınan ölçülerin doğruluğu büyüteç ile kontrol edildi. Laboratuvara gönderilen ölçülere Tip IV dental alçı (GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norway) dökülerek alçı daylar elde edildi. Standart siman aralığını (30 μ m) oluşturmak için alçı day modellerin üzerine, basamağın 1 mm üzerinde olacak şekilde iki kat *die spacer* (Stumpflack die spacer, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Germany) sürüldü ve kuruması için beklendi (7). Dublikasyon modellerinin hazırlanması için silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Italy) ile alçı day modellerden iki aşamada ölçüler alındı. Üretici firmanın önerdiği doğrultuda özel rövetman tozu (VITA In-Ceram Special Plaster, Vita, Germany) ve distile su,

önce el ile daha sonra 20 sn. vakum altında karıştırıldı. Karıştırılan bu rövetman spatül yardımı ile ölçülerin içine dolduruldu ve sertleşmesi bekledi. Rövetman modellerin preparasyon bitim sınırları kurşun kalem ile belirlendi. Üretici firmanın önerdiği oranlarda Al_2O_3 tozu (VITA In-Ceram Alumina Powder, Vita, Germany), karıştırıcı sıvısı (VITA In-Ceram Alumina Mixing Liquid, Vita, Germany) ve bağlayıcı sıvısı (VITA In-Ceram Additive, Vita, Germany) cam bir gode içinde ultrasonik alet (VGT-1200H, Guangdong, China) yardımı ile 7 dk. boyunca karıştırıldı. Bu karışım bir fırça yardımı ile rövetman model üzerine uygulanarak modele edildi. Örneklerin alt yapıları 0,7 mm kalınlığında hazırlandı. Fazlalıklar bir bistüri yardımı ile uzaklaştırıldı.

Sinterizasyon öncesi, seramik yüzeye stabilizatör (Vita-In-Ceram Stabilizer, Vita, Germany) sürüldü. Sinterizasyon, firmanın önerdiği $1120^{\circ}C$ 'de 2 saat süre ile özel fırında (Gemini 2HT, Shenpaz, Israel) yapıldı. Soğuması için $400^{\circ}C$ 'de fırında kapalı olarak ve sonra oda ısısında bekletildi. Sinterizasyon sonrası iyice büzülmüş olan rövetman modeller In-ceram Alumina örneklerden kolaylıkla ayrıldı. Sinterlenmiş alt yapılar, alçı day modellerinde denendi. Mavi test sıvısı (Vita In-Ceram Testing Liquid, Vita, Germany) ile boyanarak olası mikro çatlakların görülmesi sağlandı. Cam infiltrasyonu işlemi için, cam tozu (Vita In-Ceram Glass Powder,) distile su ile karıştırıldı ve sinterlenmiş alt yapıların dış yüzeyine fırça ile sürüldü. Sonra $1100^{\circ}C$ 'de 4 saat fırında (Gemini 2HT, Shenpaz, Israel) tutuldu. Soğuması için kapalı fırında $400^{\circ}C$ 'de, daha sonra oda ısısında bekletildi. Cam fazlalıkları iri taneli elmas frez (Diatech Dental AG, Heerbrugg, Swiss) ile aşındırıldı. Cam infiltre edilmiş örneklere $50\ \mu m$ 'lik Al_2O_3 tanecikleri ile 2,5 atm. basınç altında kumlama (Korox, Bego, Germany) işlemi yapıldı. Alt yapıların kontrol fırınlaması $960^{\circ}C$ 'de, 10 dk. süre ile yapıldı. Kalan cam artıkları tekrar kumlama yapılarak temizlendi.

Üretimleri biten seramik alt yapı örneklerin kalınlıkları marjinal, aksiyel, insizal ve okluzal bölgede kumpas yardımı ile ölçüldü. Her bir alt yapı örneği, üst yapı seramiğinin yığılmasından önce, kendi ana modeli üzerinde kontrol edildi. İnce kıvamlı silikon ölçü maddesi (Speedex; Coltene, Altstätten, Switzerland) ile iç uyumları kontrol edildi. Restorasyonun uyumunu engelleyen bölgeler minimal düzeyde aşındırıldı.

Kronların son şekilleri, üst yapı seramiği (Vitadur Alpha, Vita, Bad Sackingen, Germany) kullanılarak tabakalama yöntemi ile verildi. Bu aşamada, her bir dış grubuna ait ve ilk bitirilmiş seramik krondan elde edilen silikon (Speedex Putty; Coltene, Altstatten, Switzerland) rehber kalıplar kullanıldı. Sonuçta, alt yapı kalınlıkları ve dış şekilleri birbirine benzer örneklerin elde edilmesi amaçlandı. Üst yapı seramiğinin pişirme işlemi fırında (Gemini 2HT, Shenpaz, Israel) 950°C’de yapıldı. Glaze işlemi için, özel sıvı (Vitachrom L, Vita, Germany) sürüldü ve fırında (Gemini 2HT, Shenpaz, Israel) 940°C’de vakumsuz olarak işlem tamamlandı. Kronlar, kenar uyumlarının değerlendirilmesi için hazır hale getirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. In-Ceram Alumina tam seramik kron test örnekleri

IPS e.max Press Kronların Hazırlanması

IPS e.max Press kronların üretimi için hazırlanan 20 adet (10 ön ve 10 arka diş için) epoksi rezin model akan su altında yıkandı ve kurutuldu. Standart plastik kalıplar kullanılarak, her bir epoksi rezin modelin silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack, Italy) ile iki aşamada ölçüsü alındı. Alınan ölçülerin doğruluğu büyüteç ile kontrol edildi ve ölçülere Tip IV dental alçı (GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norway) dökülerek alçı daylar elde edildi. Alçı daylar büyüteç ile kontrol edildi. Preparasyon bitim sınırları kurşun kalem ile belirlendi. Standart siman aralığını (30 µm) oluşturmak için alçıdayların üzerine, basamağın 1 mm üzerine, iki kat *die spacer* (Stumpflack die spacer, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Germany) sürüldü (7). Tüm yüzeylerde eşit kalınlıkta (0,7 mm) modelaj mumu (Crown wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) ile alt yapı modelasyonu yapıldı. Kole bölgeleri için ise, kole mumu (Cervical wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) kullanıldı.

Mum modelasyonlar 2 mm çapında tij mumu ile manşetin tabanına bağlandı. Mum örnekler silikon manşete yerleştirildi ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel rövetman (SheraFina-Rapid, Shera, Germany) kullanılarak

rövetmana alma işlemi tamamlandı.

Rövetmanın sertleşmesi için 1 saat beklendi. Sertleşmiş rövetman model silikon manşetten çıkarılıp oda ısısındaki ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Fırın ısısı 900°C'ye ulaştığında 1 saat süreyle bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan rövetman model hızlıca presleme fırınına yerleştirildi. Seçilen IPS e.max Press külçe ve IPS Alox itici (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sıcak rövetmandaki yuvaya yerleştirildi. Programat EP5000 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında uygun program seçilerek presleme işlemi gerçekleştirildi. Bu işlemten sonra rövetman model yaklaşık 1 saat soğumaya bırakıldı. Rövetmanın fazlalıkları separe ile uzaklaştırıldı. Restorasyonu rövetmandan uzaklaştırmak için, rövetman içinde görülene dek 4 bar, daha sonra 2 bar basınç altında 100 µm'lik Al₂O₃ tanecikleri ile kumlandı.

IPS e.max Press örnekler ultrasonik temizleyici içinde IPS e.max Invex Liquid (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 10 dk. bekletildi ve presleme sırasında oluşan reaksiyon tabakası uzaklaştırıldı. Ardından 100 µm'lik Al₂O₃ (Korox, Bego, Germany) ile 1-2 bar basınçla kumlandı. Örneklerin tijleri kesildi ve tesviyeleri tamamlandı.

Üretimleri biten seramik alt yapı örneklerin kalınlıkları marjinal, aksiyel, insizal ve okluzal bölgede kumpas yardımı ile ölçüldü. Her bir alt yapı örneği, üst yapı seramiğinin yığılmasından önce, kendi ana modeli üzerinde kontrol edildi. İnce kıvamlı silikon ölçü maddesi (Speedex; Coltene, Altstätten, Switzerland) ile iç uyumları kontrol edildi. Restorasyonun uyumunu engelleyen bölgeler minimal düzeyde aşındırıldı.

Kronların son şekilleri, üst yapı seramiği (IPS e.max Ceram, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak tabakalama yöntemi ile verildi. Bu aşamada In-Ceram Alumina örneklere uygulandığı gibi silikon rehber kalıplardan yararlanıldı. Üst yapı seramiğinin pişirme işlemi fırında (Ivoclar EP-500, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 750°C'de 15 dk. süre ile yapıldı. Sonuçta, alt yapı kalınlıkları ve dış

şekilleri birbirine benzer örnekler elde edildi. Örnekler, glaze işlemi için fırında 750°C'de 15 dk. tutuldu. Kronlar incelenmek üzere hazır hale getirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. IPS e.max Press tam seramik kron test örnekleri

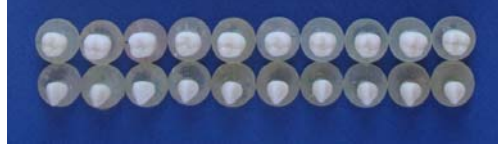
Lava Kronların Hazırlanması

Alçı day modeller, In-Ceram Alumina ve IPS e.max Press alçı day modellerin hazırlandığı gibi üretildi. Alçı day modeller Lava Scan-ST (3M ESPE, Seefeld, Germany) makinesinde tarandı. Alt yapıların şekil ve kalınlık tasarımı Lava Design (3M ESPE, Seefeld, Germany) programı ile gerçekleştirildi. Örneklerin alt yapı kalınlıkları 0,7 mm olarak düzenlendi. Siman aralığı ise 30 µm olarak ayarlandı. Sinterleme büzülmesini karşılamak amacı ile alt yapılar %20 geniş tasarlandı. Alt yapıların tasarımından sonra, yarı sinterlenmiş zirkonya (Y-TZP) Lava bloklar, Lava Form-CNC (3M ESPE, Seefeld, Germany) makinesinde kazınarak işlendi. Blokların şekillendirilmesi tamamlandıktan sonra tesviye işlemine geçildi ve fazlalıklar uzaklaştırıldı. Daha sonra örnekler LavaTerm (3M ESPE, Seefeld, Germany) sinterleme fırınına yerleştirildi. Fırında ön kurutma olarak oda sıcaklığında 3,5 saat bekletildi. Sonra, kademeli olarak 2,5 saatte 1500 °C'ye çıkarıldı. Sinterleme işlemi 2 saatte tamamlandı. Örneklerin oda sıcaklığına ulaşabilmesi için 3-4 saat bekledi.

Üretimleri biten seramik alt yapı örneklerin kalınlıkları marjinal, aksiyel, insizal ve okluzal bölgede kumpas ile ölçüldü. Her bir alt yapı örneği, üst yapı seramiğinin yığılmasından önce, kendi ana modeli üzerinde kontrol edildi. İnce kıvamlı silikon ölçü maddesi (Speedex; Coltene, Altstätten, Switzerland) ile iç uyumları kontrol edildi. Restorasyonun uyumunu engelleyen bölgeler minimal düzeyde aşındırıldı.

Üst yapı seramiği (Lava Ceram, 3M ESPE, Seefeld, Germany) kullanılarak tabakalama yöntemi ile kronların son şekilleri verildi. Bu aşamada, yine silikon rehber kalıplardan yararlanıldı. Üst yapı seramiğinin pişirme işlemi fırında (Ivoclar

EP-500, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 900°C'de 25 dk. süre ile yapıldı. Sonuçta, alt yapı kalınlıkları ve dış şekilleri birbirine benzer örnekler elde edildi. Örnekler, glaze işlemi için fırında 900°C'de 25 dk. tutuldu. Kronlar, kenar uyumlarının değerlendirilmesi için hazır hale getirildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Lava tam seramik kron test örnekleri

3.2. Simantasyon Öncesi Kronların Kenar Uyumlarının Değerlendirilmesi

Hazırlanan tam seramik kronların kenar uyumlarının değerlendirilmesi amacı ile Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) cihazı (Zeiss Evo 50 SEM, Germany) kullanıldı (Şekil 3.9). Kenar uyumları, her bir kron kendi epoksi rezin modelinin üzerinde iken dikey yönde değerlendirildi. Değerlendirmelerin standart noktalardan yapılabilmesi için; epoksi rezin modellerin bukkal, lingual, mezial ve distal bölgelerindeki rehber çentiklerden yararlanıldı. Bu sayede simantasyon öncesi ve sonrası aynı bölgelerden standart ölçüm yapılabilmesi sağlandı. İnceleme esnasında, kronların ait oldukları modellerden ayrılmaması için; kronların içine santral diş modellerinin insizal bölgesine ve molar diş modellerinin okluzal yüzeyine ince kıvamlı silikon ölçü maddesi (Speedex; Coltene, Altstatten, Switzerland) uygulandı. Bu maddenin, rezin model üzerindeki kronların yükselmesine yol açmamasına dikkat edildi.



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan TEM cihazı

Örneklerin değerlendirilebilmesi ve TEM cihazının içine yerleştirilebilmesi için metal bir plaka kullanıldı. Örnekler, incelenen yüzeyleri yukarıda kalacak şekilde metal plakaya yerleştirildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Metal plaka üzerindeki tam seramik kron test örnekleri

İncelenen örneklerin istenilen açıda ve sabit kalabilmesi için çift taraflı yapışkan alüminyum bant metal plaka üzerine uygulanırken; örneklerin tabanına da yapışkan özelliği bulunan ve şekillendirilebilen kauçuk madde bir miktar yerleştirildi. Tüm örneklerin incelenen yüzeylerinin yere paralel ve TEM tüpüne dik konumda olmasına dikkat edildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. İncelenen yüzeylerin TEM tüpüne dik konumda yerleştirilmesi

Her bir örnekten sırası ile bukkal, lingual, mezial ve distal tarafta olmak üzere dört ana bölgeden ölçüm yapıldı. Bu aşamada; daha önceden ana model üzerinde bukkal, lingual, mezial ve distal orta noktalarda ve basamağın aşağısında işaretlenmiş noktalardan yararlanıldı.

Her örneğin incelenen yüzeyinin 200 ± 1 kat büyütme altında fotoğrafı çekildi. Alınan her fotoğraf üzerinde, çentik hizası merkez nokta olmak üzere, merkezin sağ ve sol yönlerinde μm cinsinden toplam 13 ölçüm yapıldı. Ölçümler yapılırken Image-J programı kullanıldı. Sonuçta, bir kron için dört ayrı bölgeden

toplam 52 adet ölçüm elde edildi. Her bir kron için simantasyon öncesi kenar uyumu ortalamaları hesaplandı.

3.3. Simantasyon

Tam seramik kronların simantasyonu amacı ile rezin siman (Panavia F 2.0 , Kuraray Co.,Osaka, Japan) kullanıldı.

Simantasyon öncesinde, kronların iç yüzeylerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda çeşitli yüzey işlemleri uygulandı. IPS e.max Press kronların iç yüzeyine, 20 sn. boyunca % 5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sürüldü. Kronların iç yüzeyi 30 sn. hava su spreyi ile yıkanarak asitten arındırıldı. Daha sonra silan maddesi (Monobond-S; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sürüldü, 60 sn. beklendi ve hava ile kurutuldu.

In-Ceram Alumina ve Lava kronların iç yüzeyleri ise 2,5 atm. basınç altında 50 μm 'lik Al_2O_3 tanecikler (Korox, Bego, Germany) ile kumlandı. Kronların iç yüzeyine IPS e.max Press kronlarda tarif edildiği gibi silan maddesi uygulandı.

Epoksi rezin diş örnekleri 40 sn. boyunca %37'lik fosforik asit (K-Etchant Gel, Kuraray Co.,Osaka, Japan) ile asitlendikten sonra iyice yıkandı ve kurutuldu. Rezin simanın *primer'i* (Panavia F 2.0 ED Primer 2; Kuraray Co.,Osaka, Japan) dişler üzerine uygulandı ve 30 sn. beklendikten sonra yavaşça kurutuldu.

Rezin simanın eşit miktardaki A ve B patları (Panavia F 2.0 A-B Paste, Kuraray Co.,Osaka, Japan), homojen olacak şekilde karıştırıldı. Karışım kronların içine uygulandı. Kronlar parmak basıncı ile yerlerine oturtuldu (75,76). Siman fazlalıkları pamuk pelet ile uzaklaştırıldı. Her bir yüzeye 20 sn. boyunca ışık kaynağı ile ışık verildi. Oxyguard 2 (Panavia F 2.0 Oxyguard 2, Kuraray Co.,Osaka, Japan) uygulandı ve 3 dk. beklendi. Daha sonra hava su spreyi ile 30 sn. yıkandı.

Simantasyonu tamamlanmış olan kronlar, 24 saat oda ısısında distile su içinde bekletildi. Daha sonra örneklere, $5\pm 2^\circ\text{C}$ ve $55\pm 2^\circ\text{C}$ arasında, 20 sn. bekletme ve 5 sn. geçiş süresi ile 2000 kez ısı döngü işlemi uygulandı (Şekil 3.13) (88).



Şekil 3.12. Örnekler ısı döngü işleminin uygulanması

3.4. Simantasyon Sonrası Kronların Kenar Uyumlarının Değerlendirilmesi

Örnekler, simantasyon öncesinde olduğu gibi aynı cihaz ve ölçüm yöntemi ile değerlendirildi. Her örneğin incelenen yüzeyinin 200 ± 1 kat büyütme altında fotoğrafı alındı. Alınan her fotoğraf üzerinde, çentik hizası merkez nokta olacak şekilde μm cinsinden toplam 13 ölçüm yapıldı. Simantasyon sonrası ölçümler için yine Image-J programı kullanıldı. Sonuçta; bir kron için dört ayrı bölgeden toplam 52 adet ölçüm elde edildi. Her bir kron için simantasyon sonrası kenar uyumu ortalamaları hesaplandı.

3.5. İstatistiksel Analiz

Öncelikle her bir grup (In-Ceram Alumina, IPS e.max Press, Lava) ve her bir alt grup (ön diş, arka diş), ayrıca her bir ölçüm bölgesi (bukkal, lingual, mezial, distal) için simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı ortalamaları hesaplandı. Tüm veriler, istatistiksel analiz için SPSS 18.0 programına yüklendi ve değerler tablolara kaydedildi. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı $p<0,05$ olarak kabul edildi. Kenar aralığı değerlendirmeleri için karşılaştırılan olgular ve kullanılan analiz testleri aşağıda sunulmuştur:

1. Üç farklı yapım yöntemi ile üretilen kronların değerlerinin karşılaştırılması: *One-way ANOVA*
2. Simantasyon öncesi-sonrası değerlerin karşılaştırılması: *Paired Samples T-Test*
3. Ön diş- arka diş değerlerinin karşılaştırılması: *Independent T-Test*
4. Dört farklı ölçüm bölgesinin değerlerinin karşılaştırılması: *One-way ANOVA*

Üç farklı yapım yöntemi ile elde edilen tam seramik kronların kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığı *One-way ANOVA* ile analiz edildi. Analiz; seramik grupları (n=20) ve alt grupları (ön ve arka grup kronlar, n=10) için, simantasyon öncesi ve sonrası değerler ile ayrı ayrı yapıldı.

Simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı ortalamalarını karşılaştırmak için *Paired Samples T-Test* (bağımlı örneklem t-testi) kullanıldı. Analiz tüm kronlar (n=60), seramik grupları (n=20) ve alt grupları (n=10) için ayrı ayrı yapıldı.

Ön diş ve arka diş kronların kenar aralığı ortalamalarını karşılaştırmak için *Independent T-Test* (bağımsız örneklem t-testi) kullanıldı. Analiz; seramik gruplarının ön ve arka diş kronları (n=10) için ve tüm ön ve tüm arka kronlar (n=30) için simantasyon öncesi ve sonrası değerler ile ayrı ayrı yapıldı.

Çalışmamızda, her bir kronun kenar aralığı ortalamasını belirlemek için dört farklı bölgeden (bukkal, lingual, mezial, distal) ölçümler yapılarak ortalamaları alındı. Bu dört farklı ölçüm bölgesinin, kenar aralığı değerlerini karşılaştırmak için ise *One-way ANOVA* analizi yapıldı.

BULGULAR#

Üç farklı yapım yöntemi ile üretilen tam seramik kronların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri Tablo 4.1 ve Tablo 4.2'de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerleri (μm).

	Seramik Grubu	Dişler	N	Min.	Maks.	Ortalama	Std. Sapma
Simantasyon öncesi	In-Ceram Alumina	ön diş	10	45,72	112,61	82,0058	23,41231
		arka diş	10	43,67	72,94	57,6938	10,41262
	IPS e.max Press	ön diş	10	48,84	114,16	81,4470	22,74096
		arka diş	10	34,75	98,05	66,6097	20,41210
	Lava	ön diş	10	54,67	91,65	68,6980	12,80533
		arka diş	10	28,29	70,74	54,3947	13,37158
Simantasyon sonrası	In-Ceram Alumina	ön diş	10	88,61	158,39	125,5540	23,99049
		arka diş	10	86,98	123,34	100,4630	11,70073
	IPS e.max Press	ön diş	10	95,89	158,71	123,2440	22,65982
		arka diş	10	75,80	133,78	108,0228	18,91872
	Lava	ön diş	10	90,76	129,97	107,1233	12,31005
		arka diş	10	63,31	112,51	95,6563	15,83922

Tablo 4.2. Tam seramik gruplarına ait tüm kronların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerleri (μm).

	Seramik Grubu	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
Simantasyon öncesi	In-Ceram Alumina	20	43,67	112,61	69,8498	21,59971
	IPS e.max Press	20	34,75	114,16	74,0284	22,36652
	Lava	20	28,29	91,65	61,5463	14,70393
Simantasyon sonrası	In-Ceram Alumina	20	86,98	158,39	113,0085	22,43100
	IPS e.max Press	20	75,80	158,71	115,6334	21,76538
	Lava	20	63,31	129,97	101,3898	15,00741

4.1. Tam Seramik Gruplarının Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması

Üç seramik grubunun simantasyon öncesi kenar aralığı değerleri karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). Yine seramik gruplarının simantasyon sonrasındaki kenar aralığı değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Sonuç olarak; üç farklı yapım yöntemi ile üretilen tam seramik kronların simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Ölçümlerden elde edilen verilerin *One-way ANOVA* analiz sonuçları.

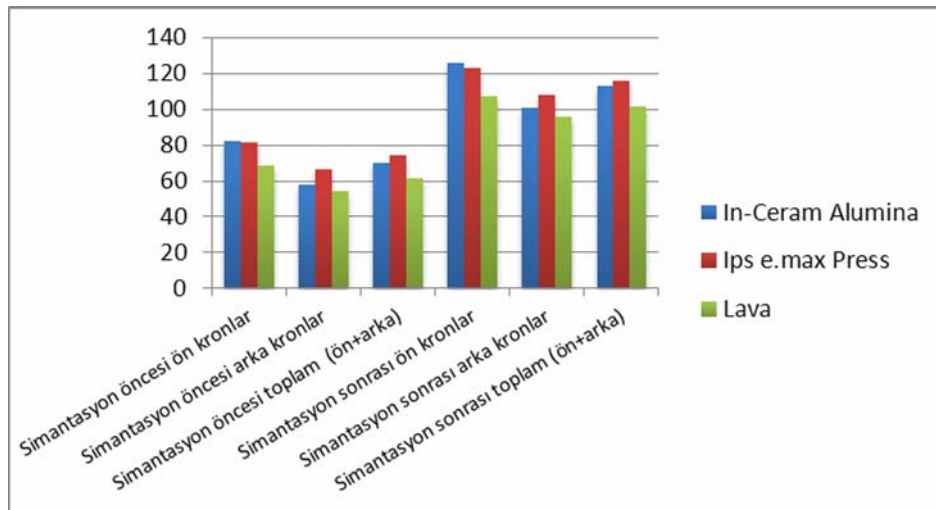
	N	In-Ceram Alumina	IPS e.max Press	Lava	P değeri
Simantasyon öncesi	20	69,8498	74,0284	61,5463	$p>0,05$
Simantasyon sonrası	20	113,008	115,6334	101,3898	$p>0,05$

Simantasyon öncesinde; üç seramik grubuna ait ön diş kronların kenar aralığı değerleri karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). Simantasyon sonrasında da, üç seramik grubuna ait ön diş kronların kenar aralığı değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). Sonuç olarak; simantasyon öncesinde ve sonrasında üç farklı yapım yöntemi ile üretilen ön diş tam seramik kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo 4.4).

Simantasyon öncesinde; üç seramik grubuna ait arka diş kronların kenar aralığı değerleri karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). Simantasyon sonrasında da, üç seramik grubuna ait arka diş kronların kenar aralığı değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$). Sonuç olarak; simantasyon öncesinde ve sonrasında üç farklı yapım yöntemi ile üretilen arka diş tam seramik kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Bkz.Tablo 4.4) (Şekil 4.1).

Tablo 4.4. Ölçümlerden elde edilen verilerin *One-way ANOVA* analiz sonuçları.

	Dişler	N	In-Ceram Alumina	IPS e.max Press	Lava	P değeri
Simantasyon öncesi	ön	10	82,0058	81,4470	68,6980	$p>0,05$
	arka	10	57,6938	66,6097	54,3947	$p>0,05$
Simantasyon sonrası	ön	10	125,5540	123,2440	107,1233	$p>0,05$
	arka	10	100,4630	108,0228	95,6563	$p>0,05$



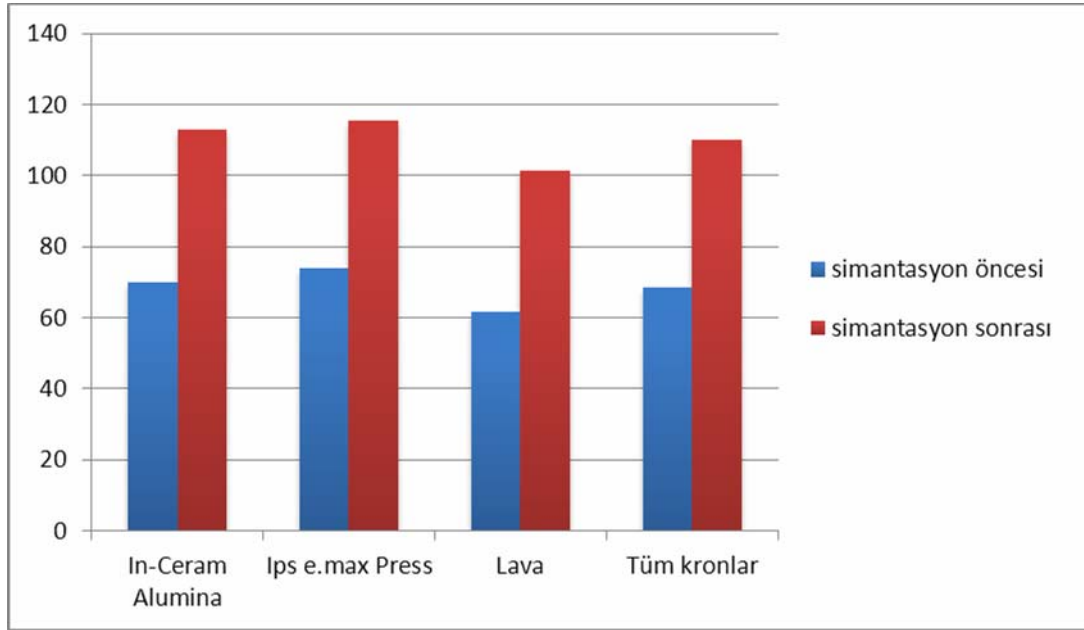
Şekil 4.1. Üç farklı seramik grubuna ait kronların ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (μm)

4.2. Simantasyon Öncesi ve Simantasyon Sonrası Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması

Seramik gruplarından ve dişin ön-arka diş olmasından bağımsız olarak, tüm kronlarda, simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.5). Simantasyon sonrası kronların kenar aralığı değerlerinde, simantasyon öncesine göre artış gözlenmiştir (Bkz. Tablo 4.5) (Şekil 4.2).

Tablo 4.5. Ölçümlerden elde edilen verilerin *Paired Samples T-Test* analiz sonuçları.

Seramik grubu	Dişler	N	Simantasyon öncesi	Simantasyon sonrası	P değeri
In-Ceram Alumina	ön diş	10	82,0058	125,5540	p<0,05
	arka diş	10	57,6938	100,4630	p<0,05
Ips e.max Press	ön diş	10	81,4470	123,2440	p<0,05
	arka diş	10	66,6097	108,0228	p<0,05
Lava	ön diş	10	68,6980	107,1233	p<0,05
	arka diş	10	54,3947	95,6563	p<0,05
In-Ceram Alumina		20	69,8498	113,0085	p<0,05
Ips e.max Press		20	74,0284	115,6334	p<0,05
Lava		20	61,5463	101,3898	p<0,05
Tüm kronlar		60	68,4748	110,0105	p<0,05



Şekil 4.2. Simantasyon öncesi ve sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (µm)

4.3. Ön Diş ve Arka Diş Kronlara Ait Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması

In-Ceram Alumina seramik restorasyonlarda, hem simantasyon öncesi hem de simantasyon sonrası, ön ve arka diş grupları arasında kenar uyumu açısından anlamlı bir fark saptandı ($p < 0,05$). Ön diş kronların kenar aralığı değerleri, arka diş kronlara göre anlamlı derecede fazladır (Tablo 4.6).

IPS e.max Press seramik restorasyonlarda, simantasyon öncesi ve sonrası, ön ve arka diş kronları arasında kenar uyumu açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p > 0,05$) (Bkz.Tablo 4.6).

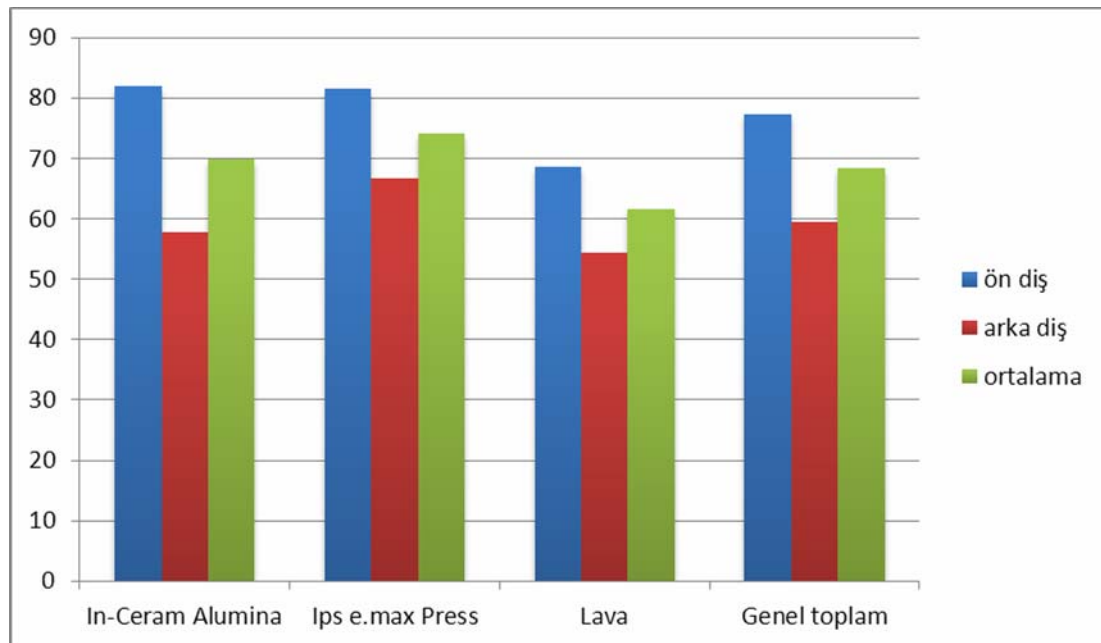
Lava seramik restorasyonlarda ise, sadece simantasyon öncesinde, ön ve arka diş kronları arasında kenar uyumu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p < 0,05$). Ön diş kronların kenar aralığı değerleri, arka diş kronlara göre anlamlı derecede fazladır (Bkz Tablo 4.6).

Seramik gruplarından bağımsız olarak, tüm ön ve tüm arka diş kronlar karşılaştırıldığında ise; hem simantasyon öncesi hem de simantasyon sonrasında,

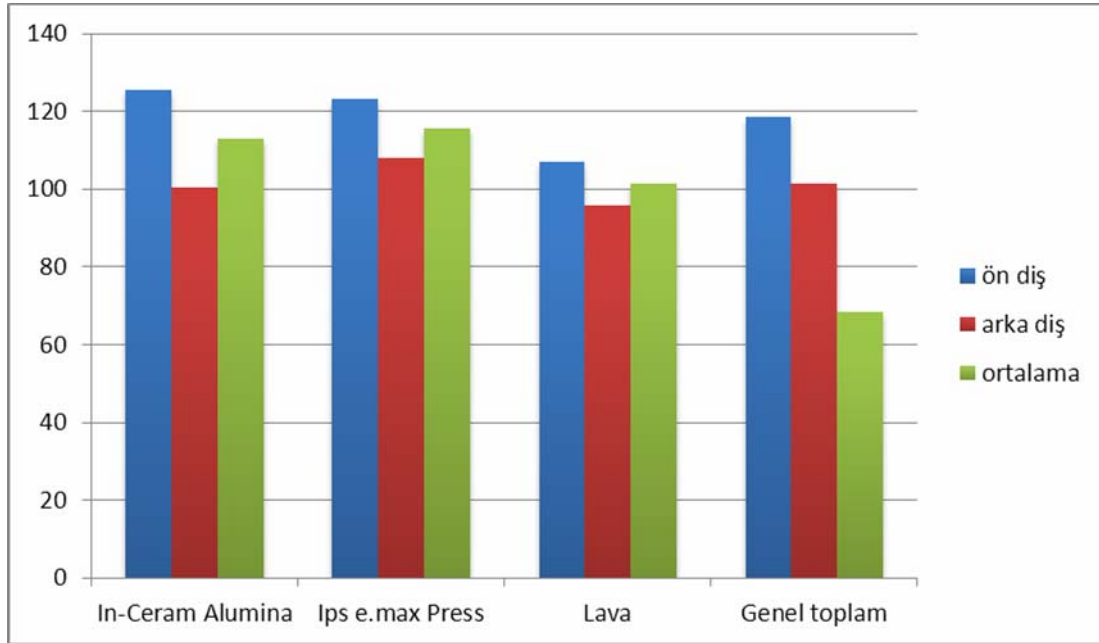
kenar uyumu açısından anlamlı bir fark saptandı ($p<0,05$). Ön diş kronların kenar aralığı değerleri, arka diş kronlara göre anlamlı derecede fazladır (Bkz Tablo 4.6) (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4).

Tablo 4.6. Ölçümlerden elde edilen verilerin *Independent T-Test* analiz sonuçları.

	Seramik Grubu	N	Ön diş	Arka diş	P değeri
Simantasyon öncesi	In-Ceram Alumina	10	82,0058	57,6938	$p<0,05$
	IPS e.max Press	10	81,4470	66,6097	$p>0,05$
	Lava	10	68,6980	54,3947	$p<0,05$
	Genel toplam	30	77,3836	59,5661	$p<0,05$
Simantasyon sonrası	In-Ceram Alumina	10	125,5540	100,4630	$p<0,05$
	IPS e.max Press	10	123,2440	108,0228	$p>0,05$
	Lava	10	107,1233	95,6563	$p>0,05$
	Genel toplam	30	118,6404	101,3807	$p<0,05$



Şekil 4.3. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon öncesi ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (μm)



Şekil 4.4. Tam seramik gruplarına ait ön ve arka diş kronların simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (μm)

4.4. Dört Farklı Ölçüm Bölgesine Ait Değerlerin Kenar Uyumu Açısından Karşılaştırılması

Dört ölçüm bölgesinden elde edilen kenar aralığı ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığı *One-way ANOVA* ile analiz edildi. Değerlendirmeler, simantasyon öncesi ve sonrası değerler ile tüm gruplar ve alt gruplar için ayrı ayrı değerlendirilmiş ve Tablo 4.7'de sunulmuştur.

Tablo 4.7. Ölçüm bölgelerine ait ortalama kenar aralığı değerleri (μm).

		N	Bukkal	Lingual	Meziyal	Distal
Simantasyon öncesi	In-Ceram Alumina	ön	10	105,0760	68,6700	84,8950
		arka	10	64,2270	81,8610	49,6340
	IPSe.max Press	ön	10	143,5140	96,8710	38,1580
		arka	10	89,0040	76,3980	56,5570
	Lava	ön	10	75,4960	79,6300	50,7670
		arka	10	49,6200	45,1890	66,3260
	Tüm ön kronlar	30	108,0287	81,7237	57,9400	61,8420
	Tüm arka kronlar	30	67,6170	67,8160	57,5057	45,3256
	Tüm kronlar	60	87,8228	74,7698	57,7228	53,584
Simantasyon sonrası	In-Ceram Alumina	ön	10	145,2830	113,5450	125,2130
		arka	10	111,5680	120,9760	95,9440
	IPS e.max Press	ön	10	189,3540	134,2220	79,4540
		arka	10	130,4100	117,0650	97,8220
	Lava	ön	10	111,3740	113,5570	93,2401
		arka	10	88,1250	92,3050	104,5510
	Tüm ön kronlar	30	148,6703	120,4413	99,3024	106,1477
	Tüm arka kronlar	30	110,0343	110,1153	99,4390	85,9340
	Tüm kronlar	60	129,3523	115,2783	99,3707	96,0408

4.4.1. Simantasyon Öncesi Değerlendirmeler

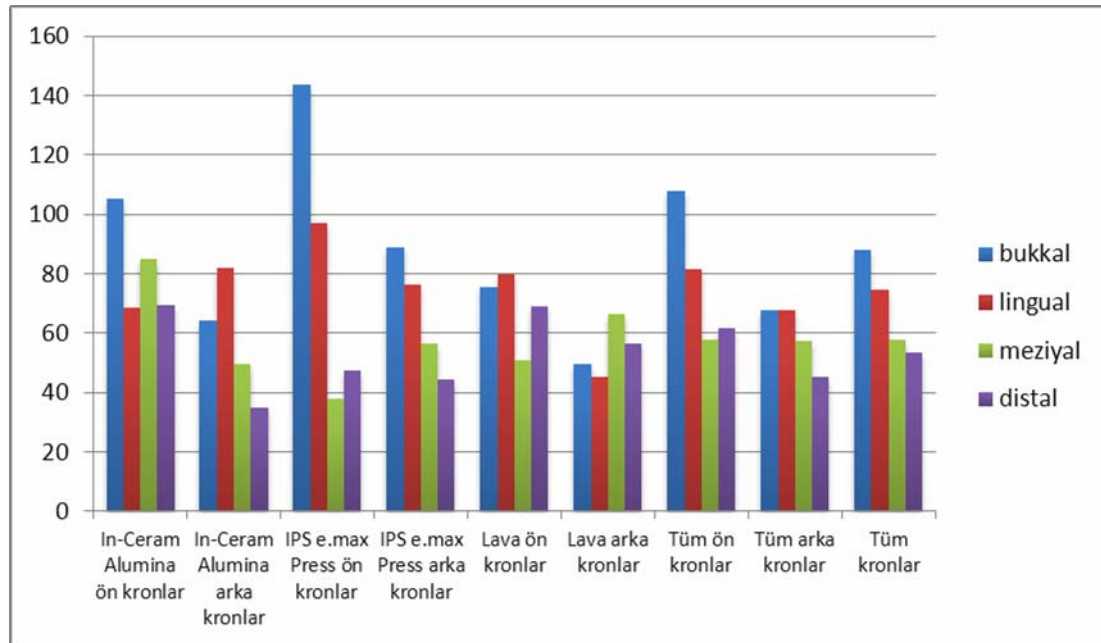
In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronlarda, dört ölçüm bölgesinin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmedi ($p>0,05$). Arka diş kronlarda ise; lingual bölgenin kenar aralığı değerlerinin, meziyal ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$) (Bkz.Tablo 4.7).

IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronlarda; bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin, meziyal ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlenirken ($p<0,05$), lingual bölgenin kenar aralığı değerlerinin ise

meziyal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$). Arka diş kronlarda ise, bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$).

Lava grubuna ait ön ve arka diş kronlarda, dört ölçüm bölgesinin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$).

Tüm ön kronlar değerlendirildiğinde, bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin, meziyal ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlenirken ($p<0,05$), tüm arka kronlarda ve tüm kronlarda dört ölçüm bölgesinin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Bkz. Tablo 4.7) (Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Ölçüm bölgelerine ait simantasyon öncesi ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (µm)

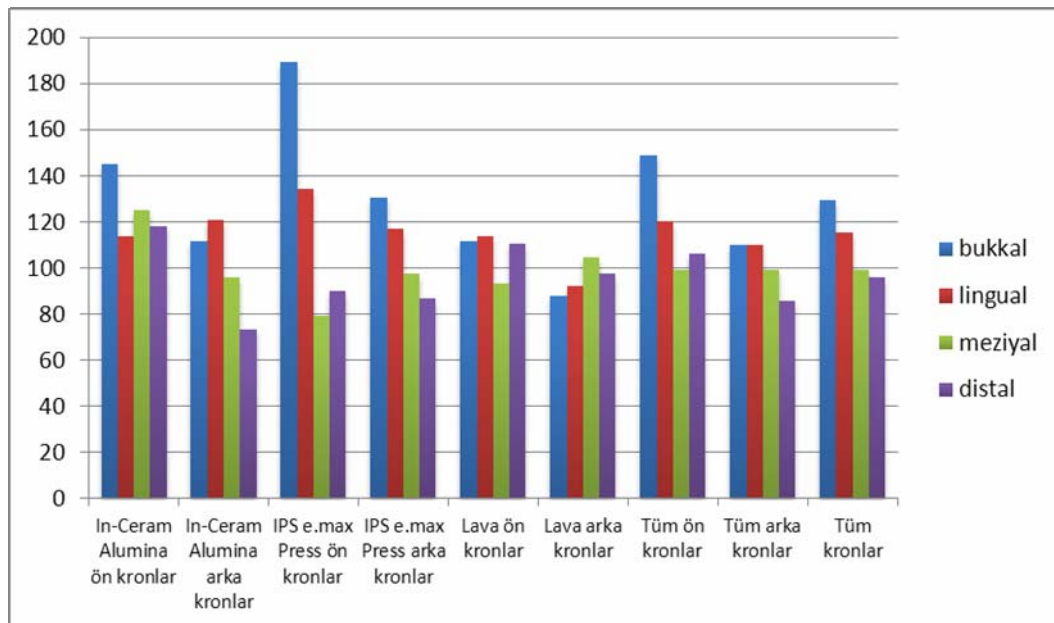
4.4.2. Simantasyon Sonrası Değerlendirmeler

In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronlarda, dört ölçüm bölgesinin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmedi ($p>0,05$). Arka diş kronlarda ise, bukkal ve lingual bölge kenar aralığı değerlerinin, distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$) (Bkz. Tablo 4.6).

IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronlarda; bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin, mezial ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Arka diş kronlarda ise, bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$).

Lava grubuna ait ön ve arka diş kronlarda, dört ölçüm bölgesinin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmedi ($p>0,05$).

Tüm ön kronlar değerlendirildiğinde; bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin, mezial ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Tüm arka kronlar değerlendirildiğinde; bukkal ve lingual bölge kenar aralığı değerlerinin, distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). Tüm kronlar değerlendirildiğinde ise bukkal ve lingual bölge kenar aralığı değerlerinin, distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlenirken ($p<0,05$), bukkal bölgenin kenar aralığı değerlerinin ise lingual bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlemlendi ($p<0,05$) (Bkz. 4.7) (Şekil 4.6).



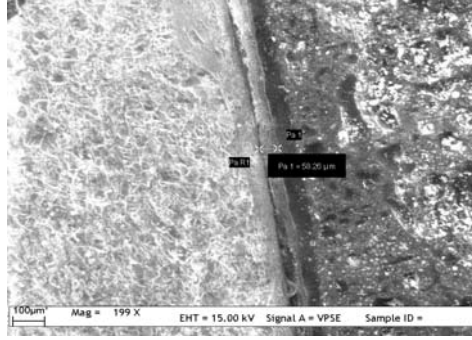
Şekil 4.6. Ölçüm bölgelerine ait simantasyon sonrası ortalama kenar aralığı değerlerinin şematik görünümü (µm)

4.5. TEM Bulguları

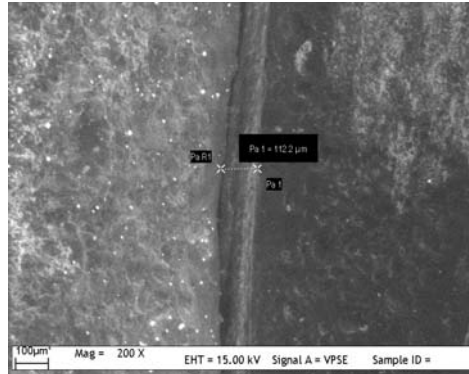
4.5.1. Simantasyon Öncesi TEM Görüntüleri



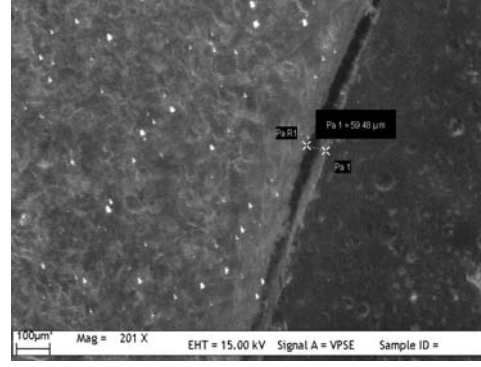
Şekil 4.7. In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



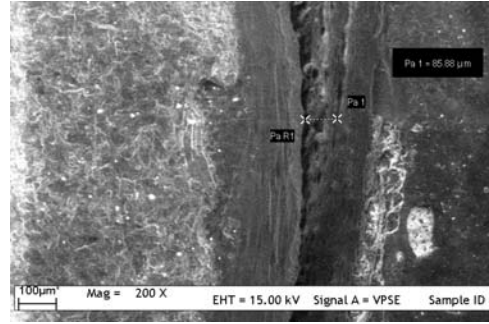
Şekil 4.8. In-Ceram Alumina grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



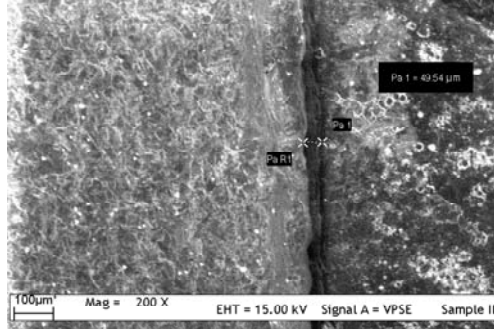
Şekil 4.9. IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



Şekil 4.10. IPS e.max Press grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)

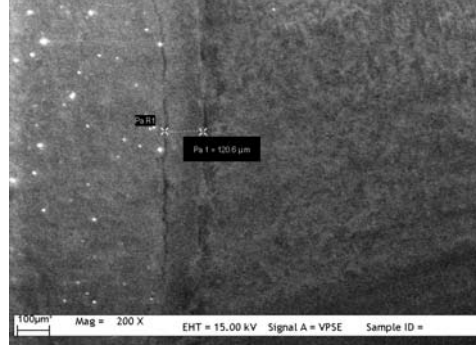


Şekil 4.11. Lava grubuna ait ön diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)

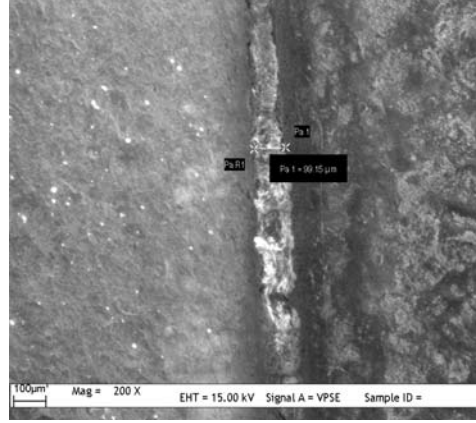


Şekil 4. 12. Lava grubuna ait arka diş kronun simantasyon öncesi TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)

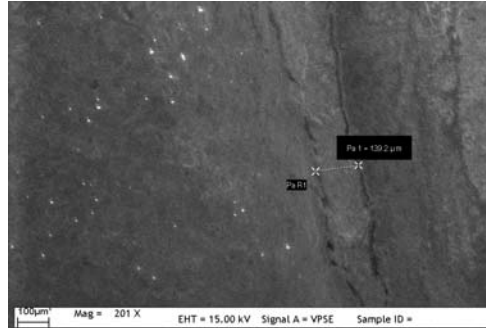
4.5.2 Simantasyon Sonrası TEM Görüntüleri



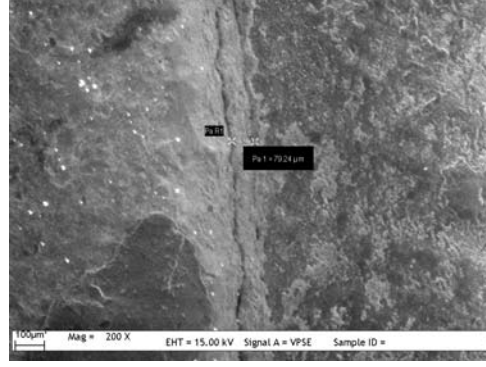
Şekil 4.13. In-Ceram Alumina grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



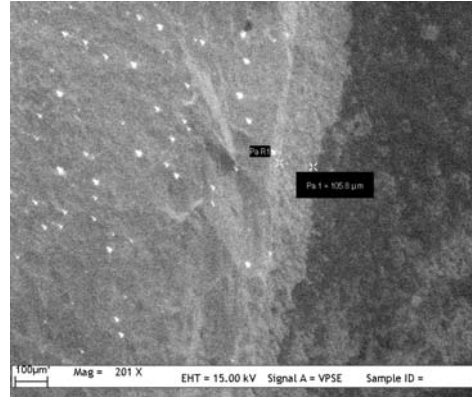
Şekil 4.14. In-Ceram Alumina grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



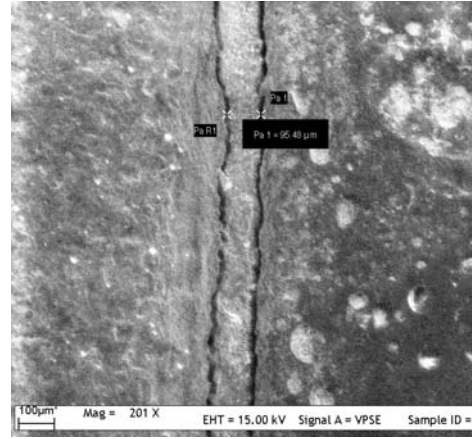
Şekil 4.15. IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



Şekil 4.16. IPS e.max Press grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



Şekil 4.17. Lava grubuna ait ön diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)



Şekil 4.18. Lava grubuna ait arka diş kronun simantasyon sonrası TEM görüntüsü ($\times 200 \pm 1$)

TARTIŞMA

Diş hekimliğinde estetiğin önemi günümüzde daha da önem kazanmaya devam etmektedir. Buna bağlı olarak sabit restorasyonların üretiminde tam seramiklerin kullanımı ve tam seramik sistemlere ilgi oldukça artmıştır. Tam seramik sistemlerin klinik başarısı kullanılan maddenin fizikokimyasal özelliklerine, restorasyonun kenar uyumuna, simantasyon aşamasına, restorasyonun rengine ve estetik özelliklerine bağlı olarak değişebilir. Bu etkenler restorasyonun klinik ömrü açısından da önemlidir. Kenar uyumu, restorasyonun klinik başarısı ve kalitesi yönünden en önemli etkenlerden biridir (1). Kenar uyumu kabul edilebilir sınırlarda olmayan restorasyonlarda zaman içerisinde renklenme, plak birikimi, siman çözünümü, hassasiyet, periodontal rahatsızlıklar ve çürük ve hatta dişin kaybı gibi istenmeyen olumsuz durumların ortaya çıkması kaçınılmazdır (6,8).

Estetik, biyolojik ve fonksiyonel açıdan klinik tatmini sağlayan tam seramik restorasyonların üretimi için tabakalama, *slip-casting*, ısı ile presleme ve BDT/BDÜ yöntemi gibi pek çok teknik mevcuttur (30-32,34,35,37). Sabit restorasyonların kenar uyumu, kullanılan yöntem ve kullanılan madde gibi birçok etkenden etkilenmektedir (6). Çalışmamızda üç farklı yapım yöntemi ile üretilmiş tam seramik kronların kenar uyumları in vitro olarak karşılaştırılmıştır. Yapım yöntemine göre kenar uyumu karşılaştırmalarının yanında; simantasyon öncesi-sonrası, ön-arka diş ve dört farklı ölçüm bölgesinin kenar uyumu karşılaştırmaları da in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Literatürde kenar uyumu ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur. Araştırmalarda kullanılan yöntemlere göre bir bilimsel değer piramidi mevcuttur. Bu piramidin zirvesine yaklaştıkça makalenin bilimsel değeri göreceli olarak artar, tabana yaklaştıkça azalır. Bu konudaki in vitro çalışmalar kanıt seviyesi açısından, bu çalışmaların en alt basamağında yer alır (89). İn vitro çalışmaların kanıt seviyesi, sistematik bir şekilde tasarlanmış ve gerçekleştirilmiş in vivo çalışmalara göre daha düşüktür. Çünkü, restorasyonun başarısını etkileyen hasta kaynaklı birçok etken mevcuttur. İn vitro çalışmaların bu etkenleri tam olarak taklit edebilmesi mümkün değildir. Diş hekimliğinde uygulanan in vitro çalışmalarda çiğneme simulatörü

kullanılarak, yapay yaşlandırma veya kuvvet yüklemesi yapılarak klinik durumlar taklit edilmeye çalışılır. Bununla birlikte, in vivo çalışmaların da dezavantajları vardır. Uygun hasta popülasyonunun sağlanması, düzenli kontrollerin yapılması ve hasta takibi gibi işlemlerde zorluklarla karşılaşılabilir. Ayrıca preparasyon, ölçü aşaması ve kenar uyumu ölçümlerinin yapılması in vitro çalışmalara göre daha zor ve yorucu olabilir. İn vivo çalışmalarda, hasta kaynaklı birçok etkenin kontrolünün zor olması nedeni ile in vitro çalışmaların sonuçlarına göre daha olumsuz sonuçlar elde edilebilmektedir (90).

İn vivo çalışmalarda dayanak dişin yüksekliği (klinik kron boyu), aksiyel açısı ve basamak kenarı sonlanmasının yeri gibi etkenleri standardize etmek pek mümkün olamamaktadır. Çünkü klinikte preparasyonu etkileyen pek çok etken mevcuttur. Ancak, in vitro çalışmalarda preparasyonun ve örneklerin standardizasyonunu sağlamak daha kolaydır. İn vitro çalışmalar klinik durumları tam olarak taklit edemeseler de, bu tür çalışmalarda standardizasyonu sağlamanın daha kolay olması ve tekrarlanabilir olmaları araştırmacılara avantaj sağlamaktadır (6). Bu avantaj ve dezavantajların ışığı altında, çalışmamız in vitro olarak tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

İn vitro çalışmalarda özellikle bağlantının inceleneceği durumlarda insan dişinin kullanılması istenir. Ancak insan dişinin temini zordur (91). Beschmidt ve Strub (75) insan dişlerinin yaş, boyut, anatomi, çekim sonrası saklama koşulları ve saklama sürelerine göre farklılıklar gösterdiğini ve örneklerin standardizasyonunun tam olarak sağlanamadığını bildirmiştir. Bu sebep ile bazı çalışmalarda sığır dişi kullanılmıştır (9). Sığır dişlerinin mikroyapısı ise insan dişlerine benzerdir. Kimyasal kompozisyon ve mineral içeriği açısından çok az farklılık gösterirler (92). Bazı çalışmalarda ise akrilik, metalik ya da rezin diş dublikatı (day) kullanılmaktadır (1,4,93-96).

Neiva ve diğ. (93) tam seramik kronların kırılma dirençlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, fabrikasyon akrilik dişi prepare etmiş ve bunların epoksi rezin dublikatlarını elde etmişlerdir. Kırılma testlerini, simantasyon sonrası bu epoksi rezin diş dublikatları üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Yüksek doldurucu içeren

bu epoksi rezin maddesinin başka çalışmalarda da tercih edilme sebebi, bu maddenin elastikiyetinin (12,9 GPa) insan dişi dentin dokusunun elastikiyetine (14,7 GPa) yakın olması ve %34'lük fosforik asit ile pürüzlendirilebilmesidir (93-96).

Rezin veya metal diş dublikatları, diş dokusuna ait özellikleri (mikromekanik ve kimyasal) tam anlamıyla taklit edemezler. Ancak rezin veya metal diş dublikatı kullanımı ile preparasyonda standardizasyon sağlanır. Bu sebep ile birçok araştırmacı, kenar uyumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, metal veya rezin diş dublikatları kullanmışlardır (1,4,78,97-99).

Asavapanumas ve Leevailoj (1) tam seramiklerin kenar uyumları ile ilgili çalışmalarında preparasyon standardizasyonunu sağlamak için rezin diş dublikatı kullanmayı tercih etmişlerdir. Prepare akrilik diş modelinden alınan ölçü ile kayıp mum tekniğini kullanarak metal döküm model elde etmiş ve metal modeli dublike ederek rezin diş örneklerini oluşturmuşlardır. Çalışmamızda, buraya kadar belirtilen nedenlerden dolayı aynı yöntem kullanılarak, epoksi rezin diş dublikatlarının kullanımı tercih edilmiştir. Bu amaç ile, öncelikle bir adet akrilik santral ve 1 adet akrilik 1. molar diş prepare edilmiştir. Dublikasyon esnasında oluşabilecek olası distorsiyonlardan kaçınmak amacı ile prepare akrilik dişlerin birer metal dublikatı elde edilmiştir. Epoksi rezin diş örneklerinin dublikasyonu ise, bu metal diş örnekleri üzerinden yapılmıştır. Bu yöntemin en büyük avantajı, örneklerin ve preparasyonun standardizasyonunu sağlamasıdır. Ancak metal veya rezinden elde edilen diş modelleri, dentin ortamını tam olarak taklit edememektedir. Borges ve diğ. (9) üç farklı seramik restorasyonun kenar uyumlarını değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında sıgır dişi kullanmayı tercih etmişlerdir. Ancak her bir dişin preparasyonu, aynı araştırmacı tarafından yapılsa da, preparasyonlarda minimal derecede de olsa farklılıkların olması kaçınılmazdır.

Kenar aralığı değerleri; simatasyondan önce ve sonraki durum, simantasyon sonrası uygulanan bazı aşamaların süresi ve şekli (yaşlandırma protokolü gibi), kullanılan dayanak diş veya day maddesi, ölçümde kullanılan mikroskop ya da büyütme etkeni, ölçümlerin yapıldığı yer ve sayı gibi birçok etkenden etkilenebilmektedir (75).

Preparasyonun kenar uyumuna etkisi birçok çalışmada araştırılmış ve günümüzde hala araştırılmaktadır (1,2,4,7,68,97,98,100). Daralım açısının, basamak tipinin ve servikal çizgi derinliğinin kenar uyumuna etkisi, en dikkat çeken konulardır.

Prepare edilen dişin aksiyel duvarlarının oluşturduğu açı, restorasyonların tutuculuk ve direncini etkiler. Tam seramik kronlarda tutuculuk sağlamak ve minimum diş preparasyonu ile seramik dayanıklılığını korumak için, 10°'lik daralım açısı önerilmektedir. Ancak 20°'ye kadar olan açılar da kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (100). Bu sebeple çalışmamızda, 10° daralım açısının uygulanması tercih edilmiştir. Nakamura ve diğ. (2) Cerec 3 ile üretilen tam seramiklerde, daralım açısının (4, 8 ve 12°) ve siman film kalınlığının (10, 30 ve 50 µm) restorasyonun kenar ve iç uyumuna etkisini incelemişlerdir. Siman film kalınlığının 10 µm olarak ayarlandığı örneklerde, siman film kalınlığı 30 veya 50 µm olan örneklerle göre, kenar aralığının daha yüksek değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Siman film kalınlığının 30 veya 50 µm olan örneklerin kenar uyumlarının, farklı daralım açılarında benzer değerlere sahip olduğunu ve kenar aralığı miktarı açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Siman film kalınlığı 10 ve 30 µm olan örneklerin ise internal uyumunun daha iyi olduğu bildirilmiştir. 30 µm siman film kalınlığı ile hazırlanan örneklerde; hem kenar uyumu hem de internal uyum açısından en iyi değerler elde edildiği için, klinikte 30 µm siman film aralığı önerilmektedir (2). Çalışmamızda, yapıştırıcı siman aralığı 30 µm olarak ayarlanmıştır. Bu aralığın sağlanması amacı ile In-Ceram Alumina ve IPS e.max Press örneklerle iki kat *die spacer* sürülmüştür (7). Lava kronlar ise tasarım aşamasında 30 µm siman aralığına sahip olacak şekilde tasarlanmıştır.

Tam seramik restorasyonların preparasyonu, genel preparasyon kurallarına uygun yapılmakla birlikte bazı farklılıklar barındırmaktadır. Seramik restorasyonun dayanıklılığı için, yeterli diş dokusunun kaldırılması gerekmektedir. Keskin kenar ve köşe bırakılması restorasyonlarda kırık oluşumuna sebep olabilir. Bundan dolayı, bu durumlardan kaçınılmalıdır. Metal destekli seramik restorasyonlarda tercih edilebilen *knife edge* basamak tipi ve basamakta bizotaj yapılması önerilmemektedir

(10). Çünkü, seramik o bölgelerde çok ince kalır ve kırık oluşumuna neden olabilir. Tam seramik restorasyonların basamak preparasyonu için, *chamfer* veya *shoulder* basamak tipi önerilir (5).

Quintas ve diğ. (7) çalışmalarında Procera, IPS Empress 2 ve In-Ceram Alumina kronların kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. *Chamfer* ve iç açısı yuvarlatılmış *shoulder* basamak tipleri arasında, simantasyon sonrası dikey kenar aralığı açısından anlamlı bir fark gözlenmediğini belirtmişlerdir. Cho ve diğ. (68) (98) basamak tipinin kenar uyumuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, yuvarlatılmış *shoulder* basamak tipi ile üretilen restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumlarının daha iyi olduğu sonucuna varmıştır. Rinke ve diğ. (97) *copy milling* ile üretilen In-ceram Alumina seramiklerin iç açısı yuvarlatılmış *shoulder* basamak türü ile hazırlandığında, *chamfer* basamak türüne göre daha iyi uyuma sahip olduğunu savunmaktadır. Bu sebeplerden ötürü çalışmamızda, birçok çalışmada önerildiği gibi, iç açısı yuvarlatılmış *shoulder* basamak tipi kullanılmıştır (7,68,75,97,98).

Tao ve diğ. (3) metal destekli seramik restorasyonlarda, servikal çizgi kurvatür miktarının kenar uyumuna etkisini incelemişlerdir. Kurvatür miktarının artması ile kenar aralığının da arttığı sonucunu bildirmişlerdir. Asavapanumas ve Leevailoj (1) tam seramiklerde servikal çizgi kurvatür miktarının kenar uyumuna etkisini incelemişlerdir. Uygulanan seramik alt yapı maddesinden bağımsız olarak, kurvatür artışı ile kenar aralığının arttığı sonucuna varmışlardır.

Preparasyondaki farklılıkların, kenar aralığı miktarını değiştirebildiği birçok çalışmada gösterilmiştir. Bundan dolayı, preparasyonun kenar uyumuna etkisini ortadan kaldırmak için, birçok çalışmada preparasyon standardize edilmeye çalışılmıştır (1,4,6,78,93,97-99,101).

Bir çalışmada fantom çenelerde yapılan preparasyonlardan elde edilen daylar ile preparasyonu standardize edilerek laboratuvarında oluşturulan daylar üzerine yapılan kronların kenar uyumları karşılaştırılmıştır (102). Standardize edilerek oluşturulan daylar ile üretilen kronların kenar uyumları daha iyi

bulunmuştur. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü standardizasyonun sağlanması ile preparasyon ve ölçü gibi aşamalar daha kolay ve doğru sağlanabilir. Bu da daha olumlu sonuçların çıkmasına sebep olabilmektedir. Ancak bu sonuçların dikkatli değerlendirilmesi gerekmektedir. Çünkü her çalışmada, farklı şekillerde çalışma modelleri hazırlanmaktadır. Birçok çalışmada, daralım açısı oluşturulmuş ancak basamak bölgesinde servikal çizgi kurvatürü oluşturulmamış modeller kullanılmıştır (6,7,9,78,99,103). Servikal çizgi kurvatürünün kenar uyumuna etkisi, yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (1,3). Bu sebep ile çalışmamızda, kliniğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek amacı ile doğal diş preparasyonu taklit edilmeye çalışıldı. Preparasyon esnasında, doğal dişlerde olduğu gibi servikal çizgi kurvatürleri takip edilerek basamak preparasyonu yapıldı.

Yeo ve diğ. (101) preparasyon standardizasyonunu sağlamak için, prepare edilmiş bir diş modelini dublike ederek alçı daylar hazırlayıp, kronları bu alçı daylar üzerinde hazırlamışlardır. Tüm kronların, kenar aralığı ölçümelerini ise tek ana model üzerinde yapmışlardır. Çalışmamızda da prepare diş örnekleri dublike edilerek epoksi rezin daylar elde edildi ve preparasyonun standardizasyonu sağlanmaya çalışıldı. Kenar aralığı ölçümleri ise Yeo ve diğ. (101)'nden farklı olarak, her bir krona ait epoksi rezin day ile ait olduğu kron arasında yapıldı.

Hamza ve diğ. (6) BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen seramik kronlarda standart preparasyonlar oluşturmak için, kronları tek bir metal day üzerinde hazırlamış ve dikey kenar aralığı ölçümelerini bu metal day üzerinde yapmışlardır. Ancak bu yöntem sadece simantasyon öncesi değerlendirmeler için uygundur. Simantasyon sonrası değerlendirme yapılabilmesi için, her bir kronun kendine ait diş modeline simante edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda, kronların kenar uyumlarının simantasyon öncesi ve sonrası değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bundan dolayı, her bir kron için ayrı epoksi rezin day üretildi ve kronlar kendi dayları üzerinde oluşturuldu. Kenar uyumu değerlendirmeleri ise her bir kron ve ait olduğu day üzerinden yapıldı. Dolayısı ile, hem simantasyon öncesi hem de sonrası kronların kenar uyumları değerlendirilebildi.

Kenar aralığı ölçümlerinde optik mikroskop, stereomikroskop veya dijital mikroskop kullanılabilir (97,98,104). Ancak bu cihazların kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerinin açık ve net olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları kolayca belirlenebilmelidir. TEM cihazı ile odaklama klasik mikroskopik değerlendirmeden daha iyidir. Ayrıca ölçümler mikroskopun ekranından yapılabilirdiği gibi, fotoğraf görüntüleri üzerinden de yapılabilir (83). Bu sebep ile çalışmamızda, TEM incelemesi tercih edilmiştir. Örneklerin bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerinin day üzerinde işaretlenmiş orta noktalarından 200 kat büyütme ile fotoğrafları alındı ve kenar aralığı ölçümleri bu fotoğraf görüntüleri üzerinde Image-J programı kullanılarak yapıldı. Ural ve diğ. (78) tam seramiklerin kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, ölçümler için TEM cihazından yararlanmışlardır. Ancak ölçümleri, 150 kat büyütme altında yapmışlardır. Bindl ve Mormann (76) tam seramiklerin kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, TEM cihazı ile 120 kat büyütme altında değerlendirme yapmışlardır.

Literatürde birçok çalışmada kenar aralığı için farklı ölçüm yöntemlerinin kullanıldığı gözlenmektedir. Ancak kesin bir ölçüm yöntemi mevcut değildir. Doğrudan day üzerinden ölçüm, silikon replika tekniği, rezin replika tekniği, kesit olarak ölçüm tekniği veya üç boyutlu tarama tekniği kullanılarak kenar aralığı ölçümleri yapılabilmektedir. Ancak her yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Silikon replika tekniği, çok hassas bir çalışma gerektirir. Silikonda oluşabilecek düzensizlikler veya büzülmeler doğru olmayan sonuçlara yol açabilir (8,73,77,79,86). Silikon replika tekniği in vivo çalışmalarda sıklıkla kullanılsa da derin subgingival basamakların kaydını almak mümkün olmayabilir (8). Rezin replika tekniğinde ise kullanılan rezinde meydana gelen büzülme sonucu ölçümlerde hata payı oluşabilir. Ayrıca çok üyeli köprü restorasyonlarda, destek dişlerin kenar uyumu ölçüm işlemi zor olur (72). Kesit olarak ölçüm tekniği de bir başka seçenektir (73,79,82,86). Ancak bu yöntemde örneklerin kesitlerinin alınması gerekir. Dolayısı ile, simantasyon öncesi ve sonrası değerlendirmeleri yapmak mümkün değildir. Üç boyutlu tarama tekniği, kesit olarak yapılan ölçüm tekniği gibi örneklerle zarar veren bir yöntem değildir. Bu teknik ile simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı

ölçümleri yapılabilir. Ancak çok pahalı bir teknik olması ve ölçüm işleminin çok uzun sürmesi, bu tekniğin kullanımını sınırlandırmaktadır (74). Çalışmamızdaki kenar aralığı ölçümleri ise, birçok araştırmacı tarafından kabul gören, doğrudan day üzerinden ölçüm tekniği ile gerçekleştirildi (6). Diğer yöntemlere göre daha kolay uygulanabilmesi ve örneklerle zarar vermeden ölçüm işleminin gerçekleştirilebilmesi bu yöntemin avantajıdır. Gerektiğinde tekrarlanabilir olması ise başka bir avantajıdır (6,105). Çalışmamızda kenar uyumu değerlendirmesi esnasında, kron kenarlarındaki taşkın veya yetersiz konturlar dikkate alınmamıştır. Yalnızca dikey yöndeki kenar aralığı ölçümleri yapılmıştır.

Kenar aralığı ölçümleri, ölçümlerin yapıldığı bölge ve ölçüm sayısından etkilenmektedir. Groten ve diğ. (85) in vitro çalışmalarda klinik kenar aralığına benzer bir sonuç elde edebilmek için, ölçüm noktaları ister önceden sistematik olarak belirlensin ister rastgele olsun, kron kenarından en az 50 ölçüm yapılması gerektiğini savunmaktadır. Borges ve diğ. (9) üç farklı seramik sisteminin simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumlarını inceledikleri çalışmada; prepare diş kenarının 2 mm altında olacak şekilde çevresel 16 ölçüm noktası belirlemiş ve bu bölgeleri rond elmas frez ile işaretlemişlerdir. Kronlar oluşturulduktan sonra simantasyon öncesi ve sonrası bu noktalardan dörder ölçüm yapmışlardır. Çalışmamızda, prepare edilmiş diş kenarının 2 mm altında olacak şekilde dört ölçüm noktası (bukkal, lingual, mezial, distal) oluşturuldu. Her bir nokta etrafından Image-J programı ile 13 ölçüm yapıldı. Sonuçta, bir kron için dört ayrı bölgeden toplam 52 adet ölçüm elde edildi ve her bir kron için kenar aralığı ortalamaları hesaplandı. Birçok çalışmada, bu çalışmadaki yönteme benzer şekilde kron kenarında dört nokta (bukkal, lingual, mezial, distal) belirlenmiş ve kenar aralığı ölçümleri bu noktalardan yapılmıştır (1,98,104,106-110).

Yeo ve diğ. (101) ise kron kenarında yaklaşık 400 μ m aralıklarla ve rastgele seçilmiş 50 noktadan kenar aralığı ölçümü yapmışlar ve restorasyonların kenar aralığı miktarını bu 50 ölçümün ortalamasını alarak belirlemişlerdir. Ural ve diğ. (78) farklı yapım yöntemi ile elde edilmiş beş farklı seramik tipinin kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, kron kenarında çevresel olarak 30 nokta

belirlemişlerdir. Simantasyon öncesi ve sonrası ölçümleri bu noktalardan yapmışlardır. Rinke ve diğ. (97) geleneksel olarak ve *copy milling* ile üretilen In-Ceram Alumina kronların kenar uyumlarını inceledikleri çalışmada, simantasyon öncesinde kronları özel bir fiksasyon aparatına bağlayıp kenar etrafından çevresel 54 ölçüm yapmışlardır. Fiksasyon aparatı ile ölçüm yöntemi simante olmayan kronların ölçüm esnasında prepare diş modelinden ayrılması için sıkça kullanılan bir yöntemdir. Çalışmamızdaki örneklerin TEM cihazı ile incelenmesi amaçlandığı için, bu yöntemin kullanımı uygun olmamıştır. Bundan dolayı, simantasyon öncesinde kronların epoksi rezin diş modellerinden ayrılması için, kronların iç yüzeyine ince kıvamlı silikon ölçü maddesi parmak basıncı ile uygulandı ve polimerizasyonun tamamlanması beklendi. Bazı çalışmalarda ise silikon maddesi yerine geçici kron yapıştırıcısı kullanılmaktadır (99). Ancak, silikon maddesi akışkanlığı sayesinde daha ince bir film tabakası oluşturur ve daha güvenilirdir.

Klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı miktarı çalışmalara göre farklılık göstermektedir. Bazıları 100 μm aralığın kabul edilebilir olduğunu belirtirken, diğerleri ise 200 μm aralığın kabul edilebilir olduğunu savunmaktadırlar (8). McLean ve Von Fraunhofer (84)'e göre, klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı miktarı 120 μm 'dir. Bu görüş, son yıllarda birçok araştırmacı tarafından kabul görmektedir. Bu görüşe göre, çalışmamızdaki In-Ceram Alumina, IPS e.max Press ve Lava kronların ortalama kenar aralığı miktarları, hem simantasyon öncesinde hem de simantasyon sonrasında klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde (Bkz. Tablo 4.2). Ancak, bu değerler ön ve arka diş gruplarının ortalaması alınarak elde edilen değerlerdir. Ön ve arka diş kronların kenar aralıklarını ayrıca değerlendirdiğimizde, simantasyon öncesinde her üç grubun da ön ve arka diş kronlarının ortalama kenar aralığı miktarları 120 μm 'nin altındadır (Bkz. Tablo 4.1). Simantasyon sonrasında ise, In-Ceram Alumina ve IPS e.max Press grubuna ait ön diş kronların ortalama kenar aralığı miktarları 120 μm 'nin çok az üstünde değerler gösterirken; her üç grubun arka diş kronları ise 120 μm 'nin altında değerler göstermiştir (Bkz. Tablo 4.1).

Leong ve diğ. (108) ise, restorasyonların kenar aralığı ortalamalarının her zaman gerçeği yansıtmadığını, değerlendirmelerin hem ortalama hem de maksimum

değerler ile yapılması gerektiğini savunmaktadır. Çalışmamızın sonuçlarını bu görüşe göre değerlendirirsek; üç seramik grubuna ait ön ve arka diş kronların maksimum değerleri, simantasyon öncesi 120 μ m'nin altında değerler göstermiştir. Simantasyon sonrasında ise, Lava seramik grubuna ait arka diş kronları hariç, diğer gruplar 120 μ m'nin üstünde maksimum değerler göstermiştir (Bkz. Tablo 4.1).

Conrad ve diğ. (37) BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen seramik restorasyonlarda kesici frezin, insizal kenar gibi bazı kısımlardan daha hacimli olabildiğini ve bunun da daha fazla insizal aralığa neden olduğunu bildirmişlerdir. Ön ve arka dişlerin morfolojik farklılıkları yüzünden; preparasyonları ve üretilen restorasyonları, şekil ve hacim açısından farklılık gösterir. Ancak literatürde ön ve arka diş restorasyonların kenar uyumlarını karşılaştıran çalışmalara pek rastlanmamaktadır. Çalışmamızın amaçlarından biri de , ön ve arka diş kronların kenar uyumları arasında fark olup olmadığını belirlemektir. Çalışmamızda elde edilen verilere göre ön diş kronların maksimum ve ortalama kenar aralığı miktarları, arka diş kronlara göre daha fazla değerler göstermiştir. Bu durum, farklı yapım yöntemi ile üretilmiş üç seramik grubu için de geçerlidir. Ayrıca ön ve arka diş kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır (Bkz. Tablo 4.1). Bu sonuç, ön dişlerin servikal çizgi kurvatür miktarlarının arka dişlere göre daha fazla olmasına bağlı gelişmiş olabilir.

Teorik olarak, simante edilmiş bir restorasyonun kenar aralığının 25-40 μ m arasında olması amaçlanır (78). Ancak klinikte bu durum çok ender gözlenmektedir (79). Tam seramik restorasyonların kenar uyumları birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve 28-160 μ m aralığında değişen farklı sonuçlara ulaşılmıştır (8,74,80-83). Wolfart ve diğ. (8) tam seramik kronların kenar uyumlarının değerlendirildiği bazı in vivo çalışmalarda, kenar aralığı miktarlarının 73 μ m ile 145 μ m arasında değişiklik gösterdiğini söylemektedir. Bazı çalışmalarda ise, geleneksel yöntem ile üretilen tam seramiklerin kenar uyumlarının 1-161 μ m arasında değiştiği vurgulanmaktadır (76,104). Ancak güncel çalışmalarda, BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen restorasyonların 100 μ m'den daha az kenar aralığına sahip olduğu söylenmektedir (2,38,60,78).

Geleneksel yöntemler ile üretilen restorasyonlar yüksek kalitede olmalarına rağmen, elle üretime bağlı etkenlerden dolayı mekanik ve estetik açıdan etkilenirler. Üretim esnasında oluşabilecek hatalar sonucunda, seramik restorasyonun dayanıklılığı ve kenar uyumu kötü yönde etkilenebilir. Bir çalışmada elle üretilmiş toz-sıvı karışımı, ısı ile presleme ve BDT/BDÜ yöntemleri ile üretilmiş restorasyonlar elektron mikroskopuyla incelenmiştir (39). Elle üretilmiş toz-sıvı karışımı ve ısı ile preslenmiş restorasyonlarda porözite gözlenirken, BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen restorasyonlarda hiç poröziteye rastlanmamıştır. Çünkü BDT/BDÜ blokları, homojendir ve kalite kontrolü üreticiler tarafından yapılmaktadır. Dolayısı ile frezelenen ürünlerde iç yapı kusurları genellikle gözlenmez (39). Porözitenin olmaması restorasyonun dayanıklılığı ve uyumu açısından önemli bir etkidir.

Çalışmaların sonuçları değerlendirilirken, birçok etkene dikkat etmek gerekir. Çalışmada kullanılan preparasyon şekli, restorasyonun alt yapı şeklinde olması, üretim tekniği ya da simantasyon öncesi ve sonrası değerlendirmeler, kenar aralığı miktarı bakımından farklı sonuçlar ortaya çıkmasına yol açabilir.

Restorasyonun yapım yönteminin, kenar uyumuna etkisi ise birçok çalışmada değerlendirilmiştir (6,7,9,34,78,97,101,104,111). BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen restorasyonların daha iyi kenar uyumuna sahip olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (7,76,78). Bu çalışmada da benzer sonuçlar elde edildi. BDT/BDÜ yöntemi ile üretilmiş Lava seramik restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı miktarlarının, In-Ceram Alumina ve IPS e.max Press seramik restorasyonlara göre daha az olduğu gözlemlendi. Çalışmamızdaki restorasyonların üretim aşamalarının farklı olması bu sonuca neden olmuş olabilir. Çünkü BDT/BDÜ yönteminden farklı olarak, *slip-casting* ve ısı ile preslenen restorasyonlar laboratuvarında teknisyen tarafından hazırlanmıştır. Ancak, üç seramik grubunun kenar aralığı miktarlarına ait sonuçlar farklı olmasına rağmen, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Pera ve diğ. (98) *slip-casting* yöntemi ile ürettikleri In-Ceram Alumina kronların kenar aralığı miktarlarının 22 µm ile 28 µm arasında olduğunu belirlemişlerdir. Bindl ve Mormann (76) *slip-casting* yöntemi ile üretilen zirkonya

restorasyonların kenar uyumlarını değerlendirmiş ve Pera ve diğ. (98)'nin sonuçlarına benzer sonuçlar ($25 \pm 18 \mu\text{m}$) elde etmişlerdir. Ayrıca *slip-casting* yöntemi ile elde edilen zirkonya restorasyonların kenar aralığı miktarının, ısı ve basınç altında üretilen IPS Empress 2 kronlara ($44 \pm 23 \mu\text{m}$) göre daha az olduğu sonucuna varmışlardır (76). Bu çalışmalarda elde edilen değerler, çalışmamızdaki sonuçlara göre daha azdır. Bunun birçok nedeni olabilir. Çalışmamızda servikal çizgi kurvatürünün oluşturulması, daha fazla kenar aralığı oluşmasına neden olmuş olabilir. Çünkü, servikal çizgi kurvatürünün artması ile, kenar uyumunun azalacağı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (1,3,4). Ayrıca, çalışmamızdaki restorasyonların kenar uyumu değerlendirmeleri, alt yapı üzerine üst yapı seramiği uygulandıktan sonra yapılmıştır. Fırınlama sayısı arttıkça, restorasyonun uyumunun azalacağı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (103,112). Buna bağlı olarak da kenar aralığı miktarları göreceli olarak daha fazla gelişmiş olabilir.

Sulaiman ve diğ. (104) üç farklı yöntem ile oluşturulmuş Procera, IPS Empress ve In-Ceram Alumina kronların kenar uyumlarını değerlendirmişlerdir. Procera ve IPS Empress grubunda sırasıyla $82 \mu\text{m}$ ve $62 \mu\text{m}$ kenar aralığı gözlenirken, In-ceram Alumina grubunda $160 \mu\text{m}$ kenar aralığı gözlenmiştir. Rinke ve diğ. (97) geleneksel yöntem ile üretilen In-Ceram Alumina kronların simantasyon sonrası kenar aralığı değerlerinin $1-153 \mu\text{m}$ aralığında olduğunu, *copy milling* ile üretilen In-Ceram Alumina kronların ise $6-153 \mu\text{m}$ aralığında olduğunu gözlemlemişlerdir. Grey ve diğ. (113) ise In-Ceram Alumina kronların ortalama kenar aralığı miktarının $123 \mu\text{m}$ olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar ise, bu çalışmaların sonuçlarına benzerdir. Çalışmamızda, In-ceram Alumina grubunda simantasyon öncesinde $69,8498 \mu\text{m}$, simantasyon sonrasında ise $113,0085 \mu\text{m}$ kenar aralığı tespit edilmiştir.

Lava sistemi ile üretilen seramik alt yapıların kenar uyumlarının değerlendirildiği bir çalışmada, aralık miktarlarının $40-70 \mu\text{m}$ arasında olduğu bildirilmiştir (38). Bu sonuç, çalışmamızda belirlenen Lava restorasyonların simantasyon öncesi değerleri ($61,5463 \mu\text{m}$) ile benzerdir.

Hamza ve diğ. (6) iki farklı BDT/BDÜ yöntemi ile oluşturulmuş tam seramik kronların kenar uyumlarını değerlendirmişler ve seramik tipine bakılmaksızın, Everest sistemi ile üretilen kronların kenar uyumlarının Cerec sistemi ile üretilenlerden daha iyi olduğunu bulmuşlardır. Cerec sistemi üç eksenli frezeleme ünitesine sahipken, Everest sistemi beş eksenli frezeleme ünitesine sahiptir. Bundan dolayı, Everest ile üretilen restorasyonların daha iyi kenar uyumu göstermiş olabileceğini savunmaktadırlar. Bununla birlikte, üretimde kullanılan yöntemin kenar uyumunu etkilediğini vurgulamaktadırlar.

Çalışmamızda, dört farklı ölçüm bölgesinin (bukkal, lingual, mezial ve distal) kenar aralığı miktarları da değerlendirilmiştir. Literatürde buna benzer değerlendirmelere sıkça rastlanmaktadır (1,98,104,108). Asavapanumas ve Leevailoj (1) tam seramiklerin kenar uyumunu inceledikleri çalışmalarında, bukkal ve lingual kenar açıklığının mezial ve distale göre daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Sulaiman ve diğ. (104) çalışmalarında, lingual bölgenin kenar aralığı miktarını, mezial ve distale göre daha fazla bulmuştur. Bukkal veya lingual bölgelerdeki kurvatürün artması ile seramik kor maddesinin bu bölgelere daha fazla yığılması ve buna bağlı olarak, fırınlama ve sinterizasyon esnasındaki artmış seramik büzülmesinden kaynaklanmış olabileceği açıklanmaktadır (1,104). Çalışmamızın sonuçları da bu sonuçlara benzerlik göstermektedir. Bukkal ve/veya lingual bölgelerin kenar aralığı miktarları, mezial ve/veya distal bölgelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır (Bkz. Tablo 4.7). Tüm ön diş kronlarda, hem simantasyon öncesi ve hem de simantasyon sonrasında, bukkal bölgenin kenar aralığının mezial ve distal bölgelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). Tüm arka diş kronlarda simantasyon sonrasında, bukkal ve lingual bölgelerin kenar aralıklarının distal bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$). Simantasyon sonrası tüm kronların dört farklı ölçüm bölgesinden elde edilen kenar aralığı ölçümleri karşılaştırıldığında ise, bukkal ve lingual bölgelerin kenar aralıklarının distal bölgeye göre, bukkal bölgenin kenar aralığının ise lingual bölgeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$).

Çalışmamızda simantasyon öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, seramik gruplarından ve dişin ön-arka olmasından bağımsız olarak tüm kronlarda, simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir. Simantasyon sonrasında, öncesine göre kenar aralığında artış gözlenmiştir. Bu, beklenen bir sonuçtur. Simantasyonda, hidrostatik basıncın artması sonucunda kron ve köprülerin kenar aralığı miktarlarının önemli derecede arttığı bilinmektedir (7,8,75,98). Wolfart ve diğ. (8) yaptıkları çalışmada, simantasyonun kronlarda kenar aralığını arttırdığı ancak inleylerde etkisi olmadığı sonucuna varmışlardır. Kron ve inley restorasyonların geometrik şekillerinin farklı olmasının bu sonuca neden olabileceğini, simantasyon esnasında kron iç basıncının arttığını ve buna bağlı olarak aralıkta artış meydana geldiğini belirtmektedirler. Bazı çalışmalarda ise, kullanılan siman maddelerinin kenar uyumuna etkisi karşılaştırılmıştır (7,9,99). Quintas ve diğ. (7) siman tipinin kenar uyumuna etkisini incelediklerinde, çinko fosfat, cam iyonomer ve rezin siman arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı sonucunu bulmuşlardır. Borges ve diğ. (9) üç farklı seramik sisteminin simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralıklarını inceledikleri çalışmada, kullanılan siman tipinden bağımsız olarak simantasyon sonrası kenar aralığının arttığı sonucunu bulmuşlardır.

Adeziv bağlanma tam seramik restorasyonların klinik başarısında çok önemlidir. Restorasyonların kırılma dayanıklılığını arttırmaktadır. Düşük dayanıklılıktaki maddelerin, adeziv bağlanmanın güçlendirici etkisi sayesinde uzun dönem klinik performansları artar. Resin simanlar estetik özellikleri, düşük çözünürlük oranı yüksek bağlanma dayanıklılığı ve seramik restorasyonu güçlendiren üstün mekanik özellikleri nedeni ile tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Yapılan klinik çalışmalara göre adeziv bağlanan cam seramik restorasyonların, geleneksel yöntem ile simante edilen restorasyonlara göre başarı oranları daha yüksektir (10,114). Bu sebeple, çalışmamızda üç farklı seramik maddesinden üretilen restorasyonların simantasyonu için rezin siman tercih edildi. Tek tip siman kullanılarak, simantasyon aşamasının standardize edilmesi amaçlandı.

Çalışmamızdaki kronların simantasyonu parmak basıncı ile gerçekleştirildi (75,76). Ancak başka çalışmalarda farklı yöntemler uygulanmıştır. Bu konuda standart bir yöntem bulunmamaktadır. Etman ve Woolford (111) simantasyonu, rezin siman ile ve 10 N kuvvet altında yapmışlardır. Ural ve diğ. (78) simantasyon esnasında örnekleri 8 kg kuvvet altında 10 dk. boyunca bekletmişlerdir. Weaver ve diğ. (115) ise simantasyon esnasında uygulanan kuvvetin arttırılmasının kenar aralığı miktarını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, simantasyon işlemi sonrasında örneklere ısıl döngü işlemi uygulanmıştır. Bu işlem, mikrosızıntı ve bağlantı testleri öncesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (88). Kenar uyumu açısından, bu işlemin uygulanması kritik olmamasına rağmen, klinik durumu taklit edebilmek açısından uygulanması tercih edilmiştir.

Restorasyonun yapım yöntemi ve kullanılan seramik maddesi restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir (78). Diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilen metal destekli seramik restorasyonlar, yüksek klinik başarı oranına sahiptir. Metal destekli seramik kron ve köprülerin 7,5 yıl sonundaki klinik başarı oranının %97,7 olduğu bildirilmiştir (10,116). Tam seramik kronlar ile metal destekli seramik kronların klinik başarı oranlarının değerlendirildiği bir sistematik derlemeye göre, 5 yıllık klinik başarı oranları tam seramik kronlar için %93,3 , metal destekli kronlar için %95,6'dır (117). Conrad ve diğ. (37)'nin derlemesine göre tam seramik restorasyonların klinik başarı oranları 2,5 yıl sonunda %88-100, 5-14 yıl sonunda ise %84-97 oranındadır. Griggs (22)'e göre, *press* yöntemi ile üretilen restorasyonlar en uzun klinik ömre sahiptir. BDT/BDÜ yöntemi ile üretilenler, yüksek başarı oranları ile onları izler. En düşük başarı oranı ise toz/sıvı karışımı ile üretilen restorasyonlara aittir. Raghavan (30) birinci molar dişe kadar olan bölgeye uygulanan In-Ceram Alumina restorasyonların klinik başarısının metal destekli seramik restorasyonlarla aynı olduğunu belirtmektedir. Ancak ikinci molar diş bölgesinde, metal destekli seramiklere göre biraz daha az başarı gösterdiklerini bildirmektedir. Marquardt ve Strub (118) IPS Empress 2 kron ve köprülerin klinik başarı oranlarını inceledikleri çalışmalarında, kronlara ait 50 ay sonundaki klinik başarı oranının %100, ancak üç

üyeli köprülerde %78 olduğunu bildirmişlerdir. Etman ve Woolford (111) hastalarına uyguladıkları IPS e.max Press, Procera ve metal destekli kronların 3 yıllık takibini yapmışlardır. IPS e.max Press kronların , Procera ve metal destekli kronlar kadar iyi bir performans gösterdiğini belirlemişlerdir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in-vitro çalışmanın deneysel koşulları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. In-Ceram Alumina, IPS e.max Press ve Lava restorasyonların ortalama kenar aralığı miktarları, hem simantasyon öncesinde hem de simantasyon sonrasında klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir.

2. Üç farklı yapım yöntemi ile üretilen kronların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Bununla birlikte, BDT/BDÜ yöntemi ile üretilen Lava kronlar, en iyi kenar uyumu değerlerini göstermiştir.

3. Tüm kronlarda, simantasyon sonrası kenar aralıklarının simantasyon öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptanmıştır.

4. Ön diş kronların kenar aralığı miktarlarının her üç seramik grubunda da arka diş kronlara göre daha fazla olduğu gözlenmiştir.

5. Dört farklı ölçüm bölgesinden elde edilen kenar aralığı miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır. Bukkal ve/veya lingual bölgelerin kenar aralıklarının, mezial ve/veya distal bölgelere göre anlamlı derecede fazla olduğu gözlenmiştir.

6. Tam seramik restorasyonların kenar uyumlarını yapım yöntemi, dişin bulunduğu bölge, ölçüm bölgeleri, farklı simantasyon ve ölçüm yöntemleri yönünden değerlendiren ve klinik çalışmalarla desteklenen yeni araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Asavapanumas, C.,Leevailoj, C. (2013) The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109 (4), 227-233.
2. Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T.,Wakabayashi, K. (2003) Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 16 (3), 244-248.
3. Tao, J., Yoda, M., Kimura, K.,Okuno, O. (2006) Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Dental Materials*, 22 (5), 397-404.
4. Tao, J.,Han, D. (2009) The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence International*, 40 (9), 745-752.
5. Schillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. . (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Carol Stream: Quintessence Publishing.
6. Hamza, T.A., Ezzat, H.A., El-Hossary, M.M., Katamish, H.A., Shokry, T.E.,Rosenstiel, S.F. (2013) Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109 (2), 83-87.
7. Quintas, A.F., Oliveira, F.,Bottino, M.A. (2004) Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92 (3), 250-257.
8. Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A.,Kern, M. (2003) Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The International Journal of Prosthodontics*, 16 (6), 587-592.
9. Borges, G., Faria, J., Agarwal, P., Spohr, A., Correr-Sobrinho, L.,Miranzi, B. (2012) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Operative Dentistry*, 37 (6), 641-649.

10. Anusavice, K.J. (2003). *Philips' Science of Dental Materials*. Missouri: Elsevier Science.
11. Pilathadka, S., Vahalova, D. (2007) Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 50 (2), 101-104.
12. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005) Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22 (1):41-48.
13. Wildgoose, D.G., Johnson, A., Winstanley, R.B. (2004) Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91 (2), 136-143.
14. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75 (1), 18-32.
15. Akin, E. (1999). *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3. baskı. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul.
16. Efeoğlu, A. (1992). *Diş Hekimliği Tarihi*. Alemdar Ofset, İstanbul.
17. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago.
18. Jones, D.W. (1985) Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29 (4), 621-644.
19. McLean, J.W. (2001) Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85 (1), 61-66.
20. Kelly, J.R., Benetti, P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 84-96.
21. Raigrodski, A.J. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92 (6), 557-562.

22. Griggs, J.A. (2007) Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51 (3), 713-727.
23. Molin, M.K., Karlsson, S.L. (2008) Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 21 (3), 223-227.
24. Antunes, R.P., Magalhaes, F., Matsumoto, W., Orsi, I.A. (1998) Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence International*, 29 (1), 38-40.
25. Callister, W.D. (1997). *Material Science and Engineering*. 4th ed., John Wiley & Sons, New York.
26. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Güneş Kitabevi, Ankara.
27. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, E. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
28. Giordano, R.A. (1996) Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 17 (8), 779-782, 784-776 passim; quiz 794.
29. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
30. Raghavan, R.N. (2012). Ceramics in Dentistry. Dr. Arunachalam Lakshmanan (Ed.). *Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques* (s. 203-224). ISBN: 978-953-51-0017-1, InTech, DOI: 10.5772/39090. Available from: <http://www.intechopen.com/books/sintering-of-ceramics-new-emerging-techniques/ceramics-in-dentistry>
31. Mehl, A., Hickel, R. (1999) Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2 (1), 9-35.
32. Rosenblum, M.A., Schulman, A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 128 (3), 297-307.

33. O'Brien, W.J. (1989). *Dental Materials: Properties and Selection*. Chicago, Quintessence Publishing Co.
34. Witkowski, S., Komine, F., Gerds, T. (2006) Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96 (1), 47-52.
35. Strub, J.R., Rekow, E.D., Witkowski, S. (2006) Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, 137 (9), 1289-1296.
36. Craig RG, P.J. (2002). *Restorative Dental Materials*. 11th edi, St. Luis, Mosby.
37. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98 (5), 389-404.
38. Barnfather, K.D., Brunton, P.A. (2007) Restoration of the upper dental arch using Lava all-ceramic crown and bridgework. *British Dental Journal*, 202 (12), 731-735.
39. Giordano, R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of American Dental Association*, 137 Suppl, 14S-21S.
40. Kelly, J.R. (2008) Dental ceramics: what is this stuff anyway? *Journal of American Dental Association*, 139 Suppl, 4S-7S.
41. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204 (9), 505-511.
42. Vanlioglu, B.A., Ozkan, Y., Evren, B., Ozkan, Y.K. (2012) Experimental custom-made zirconia abutments for narrow implants in esthetically demanding regions: a 5-year follow-up. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27 (5), 1239-1242.

43. Sailer, I., Pjetursson, B.E., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18 Suppl 3, 86-96.
44. McLaren, E.A., Whiteman, Y.Y. (2010) Ceramics: rationale for material selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31 (9), 666-668, 670, 672 passim; quiz 680, 700.
45. Giordano, R., McLaren, E.A. (2010) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31 (9), 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
46. Studer S., L.C., Brodbeck U., Scharer P. (1998) Six-Year Results of Leucite Reinforced Glass Ceramic Crowns. *Acta Medica Dental Helvetica*, Vol 3: 12.
47. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R. (2011) From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27 (1), 83-96.
48. Şener, D., Türker, B. (2009) Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt:19, Sayı: 1, Sayfa: 61-67.
49. Karaalioğlu, O.F., Yeşil Duymuş, Z. (2008) Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt:18, Sayı:1, Yıl:2008, Sayfa: 25-32.
50. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28 (1), 44-56.
51. McLaren, E.A., White, S.N. (2000) Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (2), 216-222.

52. Della Bona, A., Kelly, J.R. . (2008) The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 139 Suppl, 8S-13S.
53. Probster, L. (1996) Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23 (3), 147-151.
54. Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hillis, S.L. (2000) Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (4), 396-401.
55. Segal, B.S. (2001) Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85 (6), 544-550.
56. Kern, M. (2005) Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence International*, 36 (2), 141-147.
57. Olsson, K.G., Furst, B., Andersson, B., Carlsson, G.E. (2003) A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 16 (2), 150-156.
58. Fradeani, M., Aquilano, A., Corrado, M. (2002) Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 22 (6), 525-533.
59. Scientific Documentation, (2005) *IPS e.max*. (September 2005). Ivoclar Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein.
60. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., Kuretzky, T. (2005) A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, 14 (1), 39-45.
61. Ersu B., Yüzügüllü B., Canay Ş. (2008) Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt: 32, Sayı: 2, Sayfa: 58-72.
62. Espertise Scientific Facts, (2007). *Lava All Ceramic System Technical Product Profile*, 3M ESPE.

63. Palin, W., Burke, F.J. (2005) Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32 (10), 566-572.
64. Lava Precision Solutions, (2013). *Clinical Handling Guidelines for Dentists and Labs*, 3M ESPE.
65. Product Catalog, (2012). *Lava Ultimate CAD/CAM Restorative for CEREC*, 3M ESPE.
66. Aslan, Y., Anıl, N. (1998). *Diş Anatomisi, Fizyolojisi ve Okluzyona Giriş*. Sim Matbaacılık, Ankara.
67. Yazıcıoğlu, H. (1996) Yapıştırma Kuvvetinin Siman Film Kalınlığına Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. Cilt:6 Sayı:2 Sayfa:40-43.
68. Cho, L., Choi, J., Yi, Y.J., Park, C.J. (2004) Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91 (6), 554-560.
69. Hatrick, C.D., Eakle, W.S., Bird, W.F. (2003). *Dental Materials: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists*. Elsevier (USA).
70. Türkoğlu, P., Bultan, Ö., Öngül, D. (2010) Tam Seramik Restorasyonlarda Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt: 44, Sayı: 1 Sayfa: 45-53.
71. Pilathadka, S., Vahalova, D. (2007) Contemporary all-ceramic systems, part-2. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 50 (2), 105-107.
72. Stappert, C.F., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., Strub, J.R. (2004) Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 196 (12), 766-770; discussion 760, quiz 780.
73. Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S., Shiao, Y.Y. (2002) Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87 (3), 248-255.

74. Luthardt, R.G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M.H., Huls, A. (2004) An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International Journal of Prosthodontics*, 17 (6), 680-685.
75. Beschmidt, S.M., Strub, J.R. (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26 (7), 582-593.
76. Bindl, A., Mormann, W.H. (2005) Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32 (6), 441-447.
77. Boening, K.W., Wolf, B.H., Schmidt, A.E., Kastner, K., Walter, M.H. (2000) Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84 (4), 419-424.
78. Ural, C., Burgaz, Y., Sarac, D. (2010) In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence International*, 41 (7), 585-590.
79. May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (1998) Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80 (4), 394-404.
80. Gassino, G., Barone Monfrin, S., Scanu, M., Spina, G., Preti, G. (2004) Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *The International Journal of Prosthodontics*, 17 (2), 218-223.
81. Shokry, T.E., Attia, M., Mosleh, I., Elhosary, M., Hamza, T., Shen, C. (2010) Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103 (1), 45-52.
82. Shearer, B., Gough, M.B., Setchell, D.J. (1996) Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*, 17 (19), 1891-1895.

83. Sorensen, J.A. (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64 (1), 18-24.
84. McLean, J.W., von Fraunhofer, J.A. (1971) The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131 (3), 107-111.
85. Groten, M., Axmann, D., Probster, L., Weber, H. (2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (1), 40-49.
86. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P. (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113 (2), 174-179.
87. Molin, M., Karlsson, S. (1993) The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51 (4), 201-206.
88. Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27 (2), 89-99.
89. Ayşan, E. (2009). *Asistan Hekim Kılavuzu*. 2. baskı, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul.
90. Laurent, M., Scheer, P., Dejou, J., Laborde, G. (2008) Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35 (2), 116-122.
91. Canbek, K., Karbach, M., Gottschalk, F., Erbe, C., Wehrbein, H. (2013) Evaluation of bovine and human teeth exposed to thermocycling for microleakage under bonded metal brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 74 (2), 102-112.
92. Yassen, G.H., Platt, J.A., Hara, A.T. (2011) Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science*, 53 (3), 273-282.
93. Neiva, G., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (1998) Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *Journal of Esthetic Dentistry*, 10 (2), 60-66.

94. Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004) Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91 (6), 561-569.
95. Wood, K.C., Berzins, D.W., Luo, Q., Thompson, G.A., Toth, J.M., Nagy, W.W. (2006) Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95 (1), 33-41.
96. Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P.A., Finer, Y. (2008) Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics*, 17 (5), 370-377.
97. Rinke, S., Huls, A., Jahn, L. (1995) Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 8 (4), 303-310.
98. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. (1994) In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72 (6), 585-590.
99. Bottino, M.A., Valandro, L.F., Buso, L., Ozcan, M. (2007) The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence International*, 38 (7), e425-432.
100. Doyle, M.G., Goodacre, C.J., Munoz, C.A., Andres, C.J. (1990) The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 3. *The International Journal of Prosthodontics*, (4), 327-340.
101. Yeo, I.S., Yang, J.H., Lee, J.B. (2003) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90 (5), 459-464.
102. Kappert, H.F., Altvater, A. (1991) [Field study on the accuracy of fit and the marginal seal of In-Ceram crowns and bridges]. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 46 (2), 151-153.

103. Farid, F., Hajimiragha, H., Jelodar, R., Mostafavi, A.S.,Nokhbatolfoghahaie, H. (2012) In vitro evaluation of the effect of core thickness and fabrication stages on the marginal accuracy of an all-ceramic system. *Journal of Dentistry (Tehran)*, 9 (3), 188-194.
104. Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M.,Wozniak, W.T. (1997) A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 10 (5), 478-484.
105. Gemalmaz, D., Alkumru, H.N. (1995) Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73 (1), 49-54.
106. Holmes, J.R., Sulik, W.D., Holland, G.A.,Bayne, S.C. (1992) Marginal fit of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67 (5), 594-599.
107. Oruc, S., Tulunoglu, Y. (2000) Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (3), 314-318.
108. Leong, D., Chai, J., Lautenschlager, E.,Gilbert, J. (1994) Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 7 (5), 440-447.
109. Hung, S.H., Hung, K.S., Eick, J.D.,Chappell, R.P. (1990) Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63 (1), 26-31.
110. Karlsson, S. (1993) The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51 (3), 129-134.
111. Etman, M.K.,Woolford, M.J. (2010) Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103 (2), 80-90.
112. Balkaya, M.C., Cinar, A.,Pamuk, S. (2005) Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93 (4), 346-355.

113. Grey, N.J., Piddock, V., Wilson, M.A. (1993) In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *Journal of Dentistry*, 21 (1), 47-51.
114. Junge, T., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Libman, W.J. (1998) Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *The International Journal of Prosthodontics*, 11 (6), 558-564.
115. Weaver, J.D., Johnson, G.H., Bales, D.J. (1991) Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66 (6), 747-753.
116. Coornaert, J., Adriaens, P., De Boever, J. (1984) Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 51 (3), 338-342.
117. Pjetursson, B.E., Sailer, I., Zwahlen, M., Hammerle, C.H. (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18 Suppl 3, 73-85.
118. Marquardt, P., Strub, J.R. (2006) Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 37 (4), 253-259.