

**FARKLI SİSTEMLERLE HAZIRLANAN LAMİNATE  
RESTORASYONLARIN KENAR UYUMU...**

**Feyza TELLİ**  
**İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi**  
**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**  
**Ortak Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. Meral Arslan MALKOÇ**  
**Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Turan KORKMAZ**

**Doktora Tezi – 2015**

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

**FARKLI SİSTEMLERLE HAZIRLANAN LAMİNATE RESTORASYONLARIN**  
**KENAR UYUMU VE KIRILMA DAYANIMININ İNCELENMESİ**

**Feyza TELLİ**

**İnönü Üniversitesi ve Gazi Üniversitesi**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Ortak Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı**

**Doç. Dr. Meral Arslan MALKOÇ**

**Ortak Tez Danışmanı**

**Prof. Dr. Turan Korkmaz**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından  
2013/187 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA**

**2015**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi ile Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; Feyza TELLİ'nin "Farklı Sistemlerle Hazırlanan Laminate Restorasyonların Kenar Uyumu ve Kırılma Dayanımının İncelenmesi" konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.


Tez Savunma Tarihi 23/11/2015



Prof. Dr. Ebru ÇAL  
Ege Üniversitesi  
Jüri Başkanı



Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ  
İnönü Üniversitesi  
Tez Danışmanı  
Üye



Prof. Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK  
Selçuk Üniversitesi  
Üye



Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK  
İnönü Üniversitesi  
Üye



Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN  
İnönü Üniversitesi  
Üye

### ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun ....../....../2015 tarih ve 2015/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ  
Enstitü Müdürü

# İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Lamine veneer restorasyonlar.....	3
2.1.1. Lamine veneer restorasyonların endikasyonları.....	3
2.1.2. Lamine veneer restorasyonların kontrendikasyonları.....	4
2.1.3. Lamine veneer restorasyonların avantajları.....	4
2.1.4. Lamine veneer restorasyonların dezavantajları.....	4
2.1.5. Lamine veneer restorasyonların yapım aşamaları.....	5
2.1.5.1. Diş preparasyonu.....	5
2.1.5.2. Ölçü alımı.....	9
2.1.6. Porselen lamine veneer restorasyonların yapımında kullanılan seramiklerin sınıflandırılması.....	10
2.1.6.1. Geleneksel yöntemle hazırlanan feldspatik porselenler.....	10
2.1.6.2. Isıya dayanıklı güdük model tekniği ile folyo matriks üzerinde hazırlanmış feldspatik porselen (Refractory Die Technique- RDT).....	10
2.1.6.3. Dökülebilir cam seramikler.....	11
2.1.6.4. Preslenebilir seramikler.....	12
2.1.6.5. Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM).....	14
2.1.6.6. Cerec.....	14
2.2. Rezin simanlar.....	15
2.2.1. Kompozit rezin simanların içeriği.....	15
2.2.2. Sertleşme mekanizmalarına göre kompozit rezin yapıştırma simanları.....	17
2.2.2.1. Kimyasal yolla sertleşen rezin esaslı yapıştırma simanları.....	17
2.2.2.2. Işıqla sertleşen rezin esaslı yapıştırma simanları.....	17
2.2.2.3. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin esaslı yapıştırma simanları.....	17
2.3. Kenar uyumu.....	18
2.3.1. Kenar uyumunun ölçülmesinde kullanılan teknikler.....	21

2.3.2. Mikro BT.....	23
2.3.2.1. Mikro BT'nin temel prensipleri.....	24
2.3.2.2. Diş Hekimliğinde Mikro BTUygulamaları.....	26
2.4. Dayanıklılık.....	27
2.5. Kırma testi.....	27
3. MATERYAL VE METOT.....	28
3.1. Diş Preparasyonu.....	31
3.1.2. Bevel insizal bitim çizgisi.....	32
3.2. PLV yapımı.....	33
3.2.1. IPS Empress Esthetic örneklerin hazırlanması.....	33
3.2.2. CEREC örneklerin hazırlanması.....	35
3.3. Mikro BT Taraması.....	37
3.3.1. Alınan kesitlerin modellenmesi.....	40
3.3.2. Kenar, basamak ve iç uyumlarının değerlendirilmesi.....	42
3.4. Simantasyon işlemi.....	43
3.4.1. Restorasyonların Clearfil Esthetic Cement EX ile simantasyonu.....	43
3.4.2. Restorasyonların Variolink Veneer ile simantasyonu.....	45
3.5. Simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının değerlendirilmesi.....	47
3.6. Kırma testi.....	47
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	49
4. BULGULAR.....	50
4.1. Kenar uyumu bulguları.....	50
4.1.1. PLV restorasyonların simantasyon öncesi kenar, basamak ve iç uyum değerlerinin karşılaştırılması.....	50
4.1.2. PLV restorasyonlarda simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması.....	53
4.1.3. Clearfil Esthetic Cement EX ile simante edilen grupların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması.....	53
4.1.4. Variolink Veneer ile simante edilen grupların kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması.....	60

4.1.5. PLV restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası kenar, basamak ve iç uyumu değerlerinin tüm gruplarda karşılaştırılması.....	64
4.2. Kırılma dayanımı bulguları.....	67
4.2.1. Kırılma tiplerinin belirlenmesi.....	71
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	92
KAYNAKLAR.....	94
EKLER.....	107
EK-1: Etik kurul raporu.....	107

## TEŐEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana yardımcı olan, yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini, yardımını esirgemeyen tez danıőmanım Sayın Doç. Dr. Meral Arslan MALKOÇ'a;

Yardımlarından ve tezime olan katkılarından dolayı ortak tez danıőmanım Prof. Dr. Turan KORKMAZ'a;

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, her zaman bana destek olan sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma;

Çekilmiş diş temininde bana yardımcı olan sevgili öğrenci arkadaşlarıma;

İstatistiksel değerlendirmelerdeki katkılarından dolayı Doç. Dr. Cemil ÇOLAK'a;

Mikro BT analizindeki yardımlarından dolayı Prof Dr. Sıddık MALKOÇ'a;

Mikro BT taramalarını yapan Canan YALÇIN'a;

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde gerekli maddi desteği sağlayan İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

Hayatımın her döneminde sonsuz desteklerini benden esirgemeyen ve bugünlere gelmemde çok büyük emeği olan değerli aileme;

Beni her zaman destekleyen, sevgi ve ilgileriyle yanımda olan eşim ve oğluma

Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### Farklı Sistemlerle Hazırlanan Laminate Restorasyonların Kenar Uyumu ve Kırılma Dayanımının İncelenmesi

**Amaç:** İki farklı preparasyon ve yapım tekniğiyle hazırlanan porselen laminate veneer (PLV) restorasyonların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının değerlendirilmesi ve kırılma dayanımlarının belirlenmesidir.

**Materyal ve metot:** Çalışmada 72 adet üst 1.keser diş kullanıldı. PLV'lerin hazırlanmasında 2 farklı preparasyon (bevel ve overlap) ve yapım tekniği (Cerec ve ısı-press tekniği) kullanıldı. Restorasyonların uyumları, simantasyon öncesi ve iki farklı yapıştırma materyali ile simantasyondan sonrası Mikro-BT tekniği ile değerlendirildi. Daha sonra, simante edilen örnekler kırılma testi uygulandı.

**Bulgular:** Isı-press tekniğiyle üretilen PLV'lerin kenar aralığı değerleri Cerec ile elde edilenlere göre daha yüksek bulunmuştur. En düşük kenar uyumu değerlerini simantasyon öncesi CB (Cerec-Bevel) grubu gösterirken, en yüksek değerleri EO (Empress-Overlap) grubu göstermiştir. Simantasyon sonrasında EO (Empress-Overlap-Variolink) grubu hariç tüm gruplarda kenar aralığı değerlerinde artış saptanmıştır. 8 grubun kırılma dayanımları arasında fark bulunmamıştır. Siman tiplerine göre ayrı ayrı değerlendirildiğinde Clearfil Esthetic EX grupları arasında fark bulunmazken, Variolink Veneer gruplarında bevel preparasyon tasarımıyla hazırlanan gruplar daha başarılı bulunmuştur.

**Sonuç:** Çalışmamızda Cerec tekniği, ısı ve press tekniğine göre daha iyi sonuç verdiği için klinik olarak PLV restorasyon yapımında tercih edilebilir. Overlap preparasyon tipi, simantasyon öncesi daha yüksek değer verirken simantasyon sonrası elde edilen değerler bevel preparasyon dizaynı ile aynıdır. Her iki tip preparasyon tekniği de klinik olarak tavsiye edilebilir. Cerec PC feldspatik seramik bloklar da klinik olarak PLV yapımında güvenle kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** Dental laminat, CAD/CAM, mikrobilgisayarlı tomografi, rezin siman



## ABSTRACT

### **Examining Marginal Fit and Fracture Strength of Porcelain Laminate Veneer Restorations Prepared with Different Systems**

**Aim:** Determining marginal fit of PLV's prepared with two different preparation and manufacture technique before and after cementation, and evaluating fracture strength.

**Material and method:** 72 maxillary 1. incisor teeth were used in this study. Two different PLV preparation design (bevel and overlap) and two PLV production technique (Cerec and heat-press technique) were used. The fit of restorations evaluated with  $\mu$ CT technique before cementation and after cementation with two types of resin cement (Variolink Veneer and Clearfil Esthetic Cement EX). Then, cemented samples were applied fracture test.

**Results:** The marginal fit values of PLVs produced by IPS Empress Esthetic were found higher than produced by Cerec. Before cementation the lowest marginal fit values were shown by CB group and the highest values were shown by EO group. After cementation except EO group at all groups were shown increase in marginal gap values. There was no significant difference between fracture strengths of 8 groups. When the groups evaluated according to cement type, there wasn't any significant difference between Clearfil Esthetic EX groups, but in Variolink Veneer groups the groups with bevel preparation design were more successful.

**Conclusion:** In our study, Cerec technique, according to the heat-press technique is preferable, because it gives better results. While overlap preparation type gave higher values before cementation, the values obtained after cementation is identical to the bevel preparation design. Both types of preparation techniques may also be clinically recommended. Clinically Cerec PC feldspathic blocks can be used safely in PLV production.

**Keywords:** Dental laminate, CAD/CAM, microcomputed tomography, resin cement

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde
<b>&lt;</b>	: Küçük
<b>&gt;</b>	: Büyük
<b>°</b>	: Derece
<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>B</b>	: Bevel
<b>BMP</b>	: Bit Map Picture
<b>C</b>	: Cerec
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
<b>CI</b>	: Clearfil Esthetic EX
<b>db</b>	: Distal basamak uyumu
<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Commumation in Medicine
<b>dk.</b>	: Dakika
<b>dka</b>	:Distal kenar aralığı
<b>dmka</b>	: Distal mutlak kenar aralığı
<b>E</b>	: Empress Esthetic
<b>ISO</b>	: International Standardization for Organization (Uluslararası Standart Organizasyonu)
<b>ika</b>	: İnsizal kenar aralığı
<b>imka</b>	: İnsizal mutlak kenar aralığı
<b>iu</b>	: İç uyum
<b>Maks</b>	: Maksimum

<b>mb</b>	: Mezial basamak uyumu
<b>Med</b>	: Medyan
<b>Min</b>	: Minimum
<b>mka</b>	: Mezial kenar aralığı
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>3</sup></b>	: Milimetreküp
<b>mmka</b>	: Mezial mutlak kenar aralığı
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N</b>	: Newton
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>O</b>	: Overlap
<b>PLV</b>	: Porselen laminate veneer
<b>sb</b>	: Servikal basamak uyumu
<b>ska</b>	: Servikal kenar aralığı
<b>smka</b>	: Servikal mutlak kenar aralığı
<b>sn</b>	: Saniye
<b>V</b>	: Variolink Veneer
<b>µm</b>	: Mikrometre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil no	Sayfa no
Şekil 2.1. Chamfer basamak dizaynı.....	5
Şekil 2.2. Mine içi pencere preparasyon.....	7
Şekil 2.3. Açısız insizal preparasyon.....	7
Şekil 2.4. 30-40° açılı insizal preparasyon.....	8
Şekil 2.5. İnsizal kenarın tamamını içine alan ve dışın palatinalinde sonlanan preparasyon.....	9
Şekil 2.6. Holmes'e göre marjinal uyumsuzluk tipleri.....	20
Şekil 2.7. Holmes'e göre marjinal uyum ile ilgili kullanılan terimler.....	21
Şekil 2.8. Silikon replika tekniği.....	23
Şekil 2.9. Mikrotomografi cihazının ana parçaları.....	25
Şekil 2.10. Üç boyutlu objenin iki boyutlu gölge görüntüsü.....	25
Şekil 3.1. Komet laminate frez seti.....	31
Şekil 3.2. Preparasyon derinliğini belirlemede kullanılan frezler.....	31
Şekil 3.3. Preparasyon derinliğinin belirlenmesi.....	32
Şekil 3.4. Preparasyon aşamaları.....	33
Şekil 3.5. IPS Empress Esthetic örneklerin hazırlanması.....	35
Şekil 3.6. CEREC Blocks PC.....	36
Şekil 3.7. CEREC MC XL.....	37
Şekil 3.8. SkyScan1172 compact Micro CT cihazı.....	38
Şekil 3.9. Overlap preparasyon tipine göre hazırlanan örneğin kesit görüntüsü.....	39
Şekil 3.10. Bevel preparasyon tipine göre hazırlanan örneğin kesit görüntüsü.....	40
Şekil 3.11. Örneklerin vertikal, sagittal ve aksial olarak 3 boyuttaki ham görüntüsü.....	41
Şekil 3.12. Transversal düzlemde yapılan ölçümler.....	42
Şekil 3.13. Sagittal düzlemde yapılan ölçümler.....	43
Şekil 3.14. Clearfil Esthetic Cement EX.....	44
Şekil 3.15. Clearfil Esthetic cement EX simantasyon aşamaları.....	45
Şekil 3.16. Variolink Veneer siman.....	46
Şekil 3.17. Variolink Veneer siman simantasyon aşamaları.....	46
Şekil 3.18. Kırma testi için hazırlanan parçalar.....	47
Şekil 3.19. Çekme koparma basma test cihazı.....	48
Şekil 3.20. Kırma testi düzeneği.....	49

<b>Şekil 4.1.</b> Kesitler üzerinde belirlenen ölçüm noktaları.....	50
<b>Şekil 4.2.</b> Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların kontrol grubuyla karşılaştırılması.....	69
<b>Şekil 4.3.</b> Variolink Veneer ile simante edilen grupların kontrol grubuyla karşılaştırılması.....	70
<b>Şekil 4.4.</b> PLV restorasyonlardaki kırılma tipleri.....	71
<b>Şekil 4.5.</b> Kontrol grubundaki numunelerde kırılma tipleri.....	71

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo no</b>	<b>Sayfa no</b>
<b>Tablo 3.1.</b> Seramik sistemleri.....	29
<b>Tablo 3.2.</b> Simantasyonda kullanılan materyaller.....	29
<b>Tablo 3.3.</b> Deney grupları.....	30
<b>Tablo 4.1.</b> PLV restorasyonların simantasyon öncesi kenar, basamak ve iç uyum karşılaştırması.....	51
<b>Tablo 4.2.</b> PLV restorasyonların simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması.....	54
<b>Tablo 4.3.</b> Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması.....	57
<b>Tablo 4.4.</b> Variolink Veneer ile simante edilen grupların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması...	61
<b>Tablo 4.5.</b> PLV restorasyonlarda simantasyon öncesi ve sonrası kenar, basamak ve iç uyumu değerlerinin karşılaştırılması.....	64
<b>Tablo 4.6.</b> PLV restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması.....	68
<b>Tablo 4.7.</b> Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların kırılma dayanımının kontrol grubuyla karşılaştırılması.....	69
<b>Tablo 4.8.</b> Variolink Veneer ile simante edilen grupların kırılma dayanımının kontrol grubuyla karşılaştırılması.....	70
<b>Tablo 4.9.</b> Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı.....	72

# 1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde geliştirilen yeni restoratif sistemler ve dental materyaller sayesinde, estetik restorasyonlara ilgi büyük oranda artmıştır. Günümüzde ileri teknolojik yöntemler kullanılarak daha estetik, biyouyumlu, konservatif ve dayanıklı restorasyonlar elde edilebilmektedir (1, 2).

Anterior dişlerdeki estetik problemler, birçok hastayı psikolojik ve sosyal açıdan olumsuz yönde etkileyen sorunların başında gelmektedir. Sağlıklı ve güzel dişler, insanların özgüvenlerine büyük katkı sağlarken, şekil, renk ve yapı bozukluğu bulunan dişlere sahip kişilerde özgüven eksikliği görülmektedir. Dişlerin rengi, şekli, diş dizisindeki konumu ve genel görünümü, insan yüzünün taşıdığı ifadeye büyük katkı sağladığı için, dişler insanların sosyal ilişkilerinde çok önemli bir yer tutar. Bu nedenle çağımız toplumu sağlıklı dişlerle beraber güzel bir gülümseyişe de sahip olmak istemekte ve kişilerin diş estetiğine ilgisi gittikçe artmaktadır (3).

Ön dişlerdeki sorunlar sıklıkla bu dişler kronlanarak çözülmeye çalışılmaktadır. Ancak, bu işlem fazla miktarda diş doku kaybına neden olmaktadır. Bu yüzden, ön grup dişlerde görülen bozukluklar için kronlara alternatif olarak kişisel olarak hazırlanan akrilik rezin, direkt veya indirekt kompozit veneerler kullanılmaya başlanmıştır. İndirekt kompozit veneer restorasyonlar, direkt kompozit veneerlere göre, abrazyona karşı daha dirençli ve renk stabiliteyi daha üstündür. Ancak bu restorasyonlarda zamanla marjinal sızıntı sonucu renk değişimi ve yüzey özelliklerinin bozulabilmesi nedeniyle, araştırmacılar yeni materyaller bulmaya yönelmiştir (4).

Estetik amaçla kullanılan dental materyaller arasında diş rengine en iyi uyum sağlayan materyal porselendir. Seramik materyallerin termal iletkenliği düşüktür, biyouyumludur ve ışığı yansıtma özelliği sayesinde doğal diş yapısına daha yakın görünüm sağlar. Porselen laminate veneer restorasyonlar (PLV), günümüzde porselen sistemlerinin bu avantajlarından dolayı daha çok tercih edilmektedir (2, 4).

Hastalar estetik faktörünü ön planda tutarken, hekimler uzun dönem klinik başarı sağlamak için estetiğin yanı sıra kenar uyumu ve kırılma dayanımı gibi faktörleri de değerlendirmelidirler.

Kenar uyumunun, restorasyonların başarısında önemli payı vardır. Kenar uyum ölçümleri nitel ve nicel olarak yapılabilmektedir. Kenar uyumsuzluğu dişin, periodontal dokuların ve restorasyonun zarar görmesine neden olabilir (5-7). Restorasyon

kenarlarındaki geniş açıklıklar yapıştırma simanının çözünmesine ve bunun sonucunda da bakteri ve bakteri yan ürünlerinin mikro sızıntısına neden olur. Mikrosızıntı da diş pulpa iltihabına, sekonder çürüklere ve restorasyon kenarlarında renklenmeye neden olur (8, 9).

Son derece estetik ve kenar uyumu uygun şekilde hazırlanmış PLV'lerin klinik başarısını tamamlayabilmesi için uygun bir siman ve simantasyon tekniği seçilmelidir. Günümüzde seramik restorasyonların yapıştırılmasında, hem seramiğe hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları kullanılmaktadır. Bu simanların kimyasal, ışıkla ve hem ışık hem kimyasal yolla (dual) sertleşebilen tipleri vardır (10, 11). PLV'ler, kimyasal sertleşen rezin simanların içersindeki amin grubunun zaman içinde dişte renklenmeye neden olmasından dolayı dual ve ışıkla sertleşen rezin simanlarla simante edilmektedir (12). Diş dokularına adezyonun sağlanması ile restorasyona yeterli stabilite kazandırılarak, diş ve restorasyonun kırılma dayanımı artırılır ve post operatif hassasiyet önlenir (13).

Seramikler, doğal yapılarının dayanıksızlığından dolayı kırılındır. Kırılma dayanımları ve gerilme dirençleri düşüktür. Ağız ortamında ortalama çiğneme kuvvetleri 11-150 N arası değişmektedir. En yüksek değerler ise ön bölgede 200 N, arka bölgede 350 N ve parafonksiyonel hareketler ile 1000 N'a ulaşmaktadır. Kırılma dayanımının tespit edilmesi, dental seramikler gibi kırılğan materyallerin performanslarının belirlenmesi açısından oldukça önemlidir (14).

Çalışmamızda periodontal nedenle çekilmiş çürük içermeyen sağlam insan üst 1. keser dişleri kullanılarak, iki farklı preparasyon (Bevel, Overlap) ve yapım tekniğiyle (Cerec, ısı-press) hazırlanan PLV restorasyonların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının değerlendirilmesi ve simantasyon sonrasında kırılma dayanımlarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın hipotezi, iki farklı seramik, preparasyon ve siman kullanıldığında PLV restorasyonların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası farklı kenar uyumu göstereceği ve PLV restorasyonların kırılma dayanımının seramik sistemine, preparasyon dizaynına ve siman tipine bağlı olarak farklılık sergileyeceğidir. Çalışmamızda bu hipotezin doğruluğu test edilecektir.



## 2. GENEL BİLGİLER

Dişlerin estetik olmayan görünümünü düzeltmek için birçok tedavi seçeneği uygulanabilir. Günümüzde adeziv sistemlerin ve seramiklerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle bu alanda sıklıkla laminate restorasyonlar tercih edilmektedir.

### 2.1. Laminate Veneer Restorasyonlar

Laminate veneer restorasyonlar, ön grup dişlerin labial yüzeylerine uygun yapıştırıcı ajanlar vasıtasıyla ince bir tabaka halinde uygulanan fasetlerdir (4). Laminate veneer yapımında ilk olarak yapım kolaylığı ve ekonomik olması nedeniyle akrilik ve kompozit rezin materyalleri kullanılmıştır. Ancak akrilik ve kompozit rezinlerin uzun ömürlü olmamaları, zaman içinde renklenmeleri, aşınmaları ve mevcut estetiği uzun dönem sürdürememeleri nedeniyle günümüzde laminate veneer yapımında porselen esaslı materyaller tercih edilmektedir (15, 16).

1930'larda Dr. Pincus'un Hollywood artistlerine yaptığı restorasyonlar ilk laminate veneerler olarak bildirilmektedir. 1970' lerde Dr. Frank Faunce, tek parça prefabrik akrilik rezin laminate veneerleri tanımlamıştır. Daha sonra 1983'te Horn, PLV'lerle ilgili çalışmalarında platin foli yöntemi uygulamış, 1985'te Hobo ve Iwata ise dökülebilir apatitten laminate veneer yapım yöntemini tanımlamışlardır. Son yıllarda ise, asitle pürüzlendirilmiş porselene uygulanan silanın porselen ile rezin arasında bağlantıyı güçlendirmesi ile bu çalışmalar hızlanmış ve günümüze kadar gelmiştir (17).

#### 2.1.1. Porselen Laminate Veneerlerin Endikasyonları

PLV'lerin endikasyonlarını sıralayacak olursak;

1. Çeşitli nedenlere bağlı olarak oluşan diş renklenmelerinde,
2. Ön grup dişlerde orta düzeydeki diastemaların kapatılmasında,
3. Çeşitli tipteki mine hipoplazisi ve malformasyonlarında,
4. Dişlerin labial yüzeylerindeki estetik olmayan ve sağlıksız restorasyonların varlığında,
5. Kısmen rotasyona uğramış veya hafif malpoze dişlerde,
6. Lateral kesici agenezisinde (kanin dişine lateral dişi taklit edecek şekilde PLV uygulanabilir),

7. İnsizal kenar kırıkları gibi hasar görmüş ön dişlerin onarılmasında,
8. Geniş pulpalı genç bireylerde dişlerin tüm kuronlarla restore edilmesinin mümkün olmadığı durumlarda,
9. Klinik kuron boyu kısa olan dişlerin uzatılmasında,
10. Mikrodonti veya diş transpozisyonu olan hastalarda diş konfigürasyonunun değiştirilmesi gerektiğinde kullanılmaktadır (15, 18, 19).

### **2.1.2. Porselen Laminate Veneerlerin Kontrendikasyonları**

1. Bruksizm ve clenching gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında,
2. Class III maloklüzyon ve başbaşa kapanışın bulunduğu vakalarda,
3. Aşırı çapraşıklık ve rotasyona sahip dişlerde,
4. Kötü oral hijyene sahip, çürük insidansı yüksek bireylerde,
5. Bağlantı için yeterli miktarda diş dokusunun eksikliği veya yeterli miktarda olmasına rağmen zayıflamış mine varlığında,
6. Boks, güreş gibi kontakt sporlarla uğraşan bireylerde,
7. Sürmesi tamamlanmamış dişlerde,
8. Süt dişlerinde ve florozisli dişlerde asitle pürüzlendirme işlemi etkin şekilde yapılamayacağından porselen laminate veneerler kontrendikedir (18, 19).

### **2.1.3. Porselen Laminate Veneerlerin Avantajları**

1. Az miktarda preparasyon gerektirirler. Konservatif bir uygulamadır,
2. Kompozitlere göre renkleri stabildir ve aşınmaya daha dirençlidir,
3. Asitle pürüzlendirildiklerinde mineye adezyonları oldukça iyidir,
4. Gerilme ve makaslama kuvvetlerine dirençlidir,
5. Mükemmel estetik sağlar,
6. Sıvı absorpsiyonuna karşı dirençlidir,
7. Preparasyon süreleri kısadır (18).

### **2.1.4. Porselen Laminate Veneerlerin Dezavantajları**

1. Tamiri zordur,
2. Yapıştırıldıktan sonra renginin değiştirilmesi zordur,
3. Yapımı zaman alıcıdır,
4. Yapıştırılmadan önce oldukça kırılabilir yapıdadır,
5. Maliyeti yüksektir,

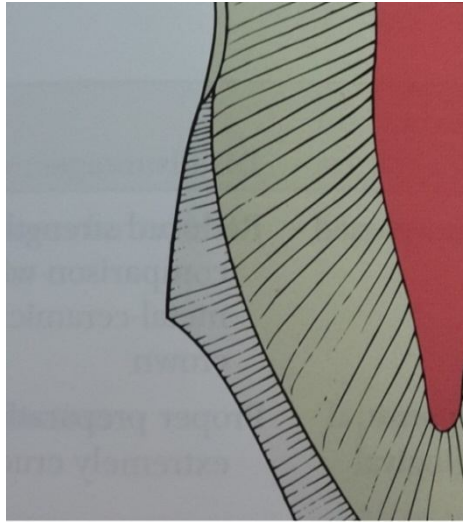
6. Provalar sırasında diş üzerinde uygun konumda tutulma zordur,
7. Glaze tabakası bozulduğunda kompozite göre tekrar cilalanması daha zordur (15, 18).

## **2.1.5. Porselen Laminate Veneerlerin Yapım Aşamaları**

### **2.1.5.1. Diş Preparasyonu**

PLV'ler için önceleri preparasyon yapılmaması yada minimal preparasyon önerilirken, bugün için güncel yaklaşım aşırı konturu engellemek, düzgün bir çıkış profili elde etmek ve renklenmiş diş yüzeyini kapatmak amacıyla minimal invaziv yaklaşımla preparasyon yapılması yönündedir. Ayrıca zayıf retansiyon kapasitesinden dolayı erişkinlerde minenin aprizmatik dış tabakası uzaklaştırılmalıdır (20).

Basamak, mine dokusu içerisinde olacak şekilde, dişeti hizasında veya çok az daha dişeti altında konumlanmış chamfer basamak tasarımında olmalıdır (10, 21).



**Şekil 2.1.** Chamfer basamak dizaynı (22)

PLV yapımında diş preparasyonu üç aşamada gerçekleştirilebilir:

#### **Labial yüzey preparasyonu:**

Genel olarak porselen laminate veneer elde ederken, minimal porselen kalınlığına müsaade edecek şekilde minede yaklaşık olarak 0,5 mm diş dokusu uzaklaştırılır. Renklenmenin hafif olduğu dişlerde, servikal 1/3'te 0,3mm fasial ve

insizal 2/3'te 0,5 mm preparasyon endikedir. Bu preparasyon universal preparasyon olarak bilinir. Çünkü % 90'dan fazla vakada bu preparasyona ihtiyaç duyulur.

Renklenmenin daha ağır olduğu dişlerde, servikal 1/3'te 0,4 mm ve insizal 2/3'te 0,6 mm preparasyon gereklidir. Aşırı renklenmeye sahip dişlerde ise (tetrasiklin renklenmesi ve endodontik tedavi sonrası renk değişikliği olan dişlerde), diş morfolojisinin elverdiği ölçüde servikal 1/3'te 0,5 mm ve insizal 2/3'te 0,7 mm preparasyon yapılması gerekir. Mandibuler kesicilerde servikal 1/3'te 0,3 mm'den fazla ve insizal 2/3'te ise dentin açığa çıkmayacak şekilde 0,5 mm'den fazla preparasyon yapılmamalıdır. Diş üzerinde horizontal oluk hazırlayan frezlerin kullanılmasının preparasyon derinliğini ölçmede en iyi yöntem olduğu belirtilmiştir. Bu frezler, iki farklı büyüklüktedir ve diş yüzeyinde horizontal iki derinlik yivi açar (18).

#### **Aproksimal yüzey preparasyonu:**

Aproksimal kenar preparasyonu, ucu yuvarlatılmış ve uca doğru incelen bir fissür frezin dişetini takip ederek kontakt noktasına kadar ilerletilmesi ile yapılır. Temel olarak labial yüzey preparasyonunun devamıdır.

Aproksimal yüzeye doğru özellikle bitim çizgisi bölgesinde yeterli preparasyon yapılır. Uygun bitim çizgisi, frez dişin uzun aksına paralel olarak tutulduğunda elde edilir. Bu proksimal alanın gingival ve insizal kısımlarında eşit kesim derinliği elde edilmesini sağlar. Proksimal redüksiyon interproksimal temas alanına kadar uzanır ancak temas kaldırılmaz. Birden fazla sayıda komşu diş prepare edildiğinde interproksimal bitim çizgilerinin zarar görmesini engellemek amacıyla bu temas noktaları kaldırılmalıdır (23).

**İnsizal kenar preparasyonu:** İnsizal bitim çizgisinin oluşturulmasında dört farklı preparasyon şekli vardır (24).

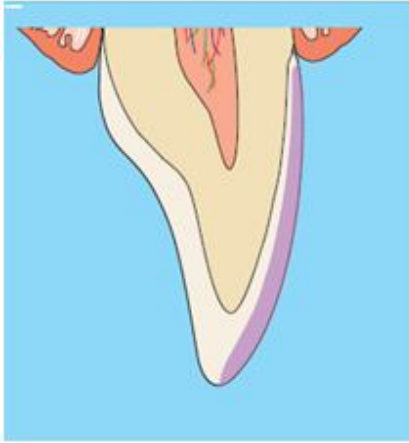
**Tip I:** Knife Edge tipi insizal bitim çizgisi (window- mine içi pencere): İnsizal kenardaki preparasyon vestibül ve aproksimal yüzeylerde yapılan preparasyonun devamı şeklindedir ve insizal kenarı aşmaz. Restorasyonun oturacağı tüm yüzeylerde diş, knife-edge tarz sonlanma ile prepare edilmiş olur (23). Bu preparasyon tasarımında insizalde minenin zayıflatılması bir dezavantajdır. İnsizal aşınmanın olduğu durumlarda veneer kenarları da savunmasız kalacaktır (24). İstenen estetik sonuç elde edilemez (18)



**Şekil 2.2.** Mine içi pencere (24)

**Tip II:** Feather Edge tipi insizal bitim çizgisi (açısız insizal preparasyon): Bazı durumlarda dişteki yansımaları kontrol edebilmek için insizal kenarda daha kalın bir porselen tabakası avantaj sağlayabilir. Bu tür durumlarda knife edge preparasyon tipine göre insizal kenarda biraz daha fazla kesim yapılır. Feather edge tipi insizal bitiş çizgisinde de doğal diş rehberliği mevcuttur ancak protrüziv rehberlik esnasında restorasyon makaslama kuvvetlerine maruz kalabilir (23, 24).

Bu iki preparasyon tipi, yapılacak restorasyonun stop noktasına sahip olmaması nedeniyle pek tercih edilmezler (18).(Şekil 2.3.)

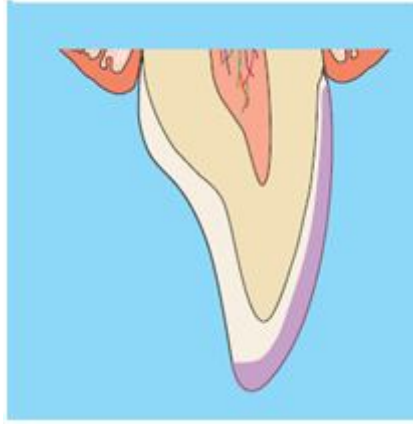


**Şekil 2.3.** Açısız insizal preparasyon (24)

**Tip III:** Bevel Edge tip insizal bitim çizgisi (30-40° açılı insizal preparasyon): Bu tip tasarımda porselen, dişin insizal kenarının palatinal/lingual tarafına doğru uzanmaktadır. Kesici dişlerin insizal yüzeyleri palatinal yüzeye doğru 30-40°.lik açı ile prepare edilir. İnsizal kenar gelebilecek okluzal kuvvetlerin şiddetine bağlı olarak 0,75-1,5 mm (ortalama 1 mm) kadar kısaltılır. Bu işlem ile restorasyonun palatoinsizal kısmı

porcelene ilave direnç sağlar. Aynı zamanda insizal estetiği sağlayıp, restorasyonun simantasyon ve prova aşamalarında bu insizal preparasyon stop rolü oynayarak restorasyonun kaymasını önler.

Bu preparasyon şekli kron boyu kısa olan dişlerde insizal kenarı uzatmak için kullanılır. Ancak anterior rehberliği bozmamaya dikkat edilmelidir(18). Restorasyon marjineri protrüzüv hareket sırasında makaslama kuvvetlerine maruz kalmamaktadır. Bu tip preparasyonda insizal bölgedeki porcelenin kalınlığı önemlidir. Metal destekli porcelenlerde olduğu gibi, porcelenin insizalden 2 mm'den daha fazla uzatılması desteksiz porcelenin kırılma riskini artırmaktadır. Bu tasarım ilk iki tipe göre daha estetikdir ancak daha fazla diş doku kaybı gerektirir (23, 24).



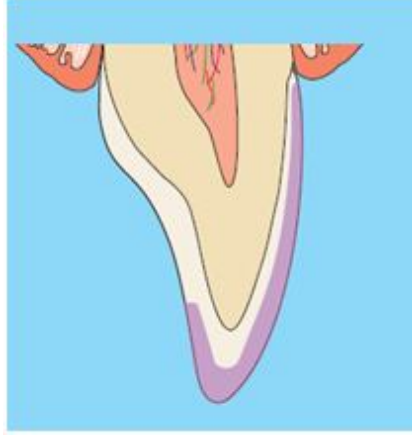
**şekil 2.4.** 30-40° açılı insizal preparasyon (24)

**Tip IV:** İnsizal overlap tarzı bitim çizgisi (insizal kenarın tamamını içine alan ve dişin palatinalinde sonlanan preparasyon): İnsizal kenardan 1-1.5 mm' lik bir diş dokusu uzaklaştırılır ve preparasyon palatinal yüzeye dönerek burada chamfer bir basamak ile sonlandırılır. Tüm keskin köşe ve kenarlar yuvarlatılmalıdır.

Bu preparasyon tipi ile porcelen laminate veneerin diş yüzeyine sadece bukkal yönde değil, bukkal-insizal yönde yerleştirilmesi için de bir yol oluşturulur. Böylece, porcelen laminate veneer diş üzerine yerleştirilmesi ve simantasyonu daha kolaydır. Ancak, bu preparasyon tipi ile daha fazla miktarda diş dokusunun uzaklaştırılması gerekir.

Porcelen baskı kuvvetlerine gerilme kuvvetlerinden daha dirençlidir. Laminate veneerlerde porcelenin insizal kenarı sarıp lingual yüzeyde sonlanması; fonksiyon sırasında porcelenin baskı kuvvetlerine maruz kalmasına neden olur.

İnsizalde preparasyonun daha fazla yapılması teknisyene porselenin işlenmesinde kolaylık sağlar. Böylece, porselenin daha estetik yapılması sağlanır. Lingual bitim çizgisinin yerleştirilmesi dişin kalınlığına ve hastanın oklüzyonuna bağlıdır. Mümkün olduğunca bitim çizgisi lingual yüzeyde yer almalıdır(23, 24). Bu iki preparasyonda dikkat edilecek en önemli nokta, karşıt dişlerin porselenin diş üzerinde sonlandığı noktaya temas etmemesidir. Dikkat edilmezse restorasyon kısa sürede kırılabilir (18).



**Şekil 2.5.** İnsizal kenarın tamamını içine alan ve dişin palatinalinde sonlanan preparasyon (24).

#### **2.1.5.2. Ölçü Alımı**

PLV restorasyonların yapımı için ölçü alımı hassasiyet gerektirmektedir. Gingival bitim çizgisi, dişeti kenarı veya hemen altında yer aldığından dişeti retraksiyonu gereklidir (18).

Tek bir diş üzerine veneer preparasyonu yapılmış olsa bile tüm dental arkın ölçüsü polivinilsiloksan ölçü materyali ile alınmalıdır. Bu işlem, teknisyenin her iki arkı birbiriyle ilişkilendirebilmesini kolaylaştıracak ve oklüzyon üzerinde daha fazla kontrole sahip olmasını sağlayacaktır. Karşıt diş arkının da bütün halinde ölçüsü alınmalıdır. Bunun için aljinat ölçü yeterlidir. Günümüzde ölçü materyalleri oldukça gelişmiştir. Ölçü almada sabit protetik restorasyonlar için uygun olan herhangi bir ölçü maddesi kullanılarak mükemmel bir ölçü kolaylıkla elde edilebilir (20).

### **2.1.6. PLV Yapımında Kullanılan Seramiklerin Sınıflaması**

Veneerlerin yapımında kullanılan porselen materyaller beş grup altında sınıflandırılabilirler:

1. Geleneksel yöntem ile hazırlanmış feldspatik porselen
2. Isıya dayanıklı güdük model tekniği ile folyo matriks üzerinde hazırlanmış feldspatik porselen
3. Dökülebilir cam seramik
4. Preslenebilir seramik
5. Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) işlemine tabi tutulmuş fabrike çekirdek porselenler (20).

#### **2.1.6.1. Geleneksel Yöntem İle Hazırlanmış Feldspatik Porselen**

Bu sistem farklı renk tonlarında toz ve likitten oluşur. Tabakalar halinde alt yapı üzerine uygulanır. Bu porselenlere örnek olarak Optec HSB, Vita Dur N, Mirage II, Ceramco, Ceramco II verilebilir(25).

Feldspatik porselen ile 0.3 mm kalınlıkta çalışılabilmesi, dolayısıyla hekimin mine dokusunun sadece minimal bir kısmını uzaklaştırmasının yeterli olması mümkündür. Ancak bu özellik, ince veneerin kırılğan yapıda olması ve porselen partiküllerinin düşük esneme direncine yol açan mikropörözitelere yol açması nedeniyle dezavantaj oluşturabilir (20).

#### **2.1.6.2. Isıya Dayanıklı Güdük Model Tekniği İle Folyo Matriks Üzerinde Hazırlanmış Feldspatik Porselen (Refractory Die Technique- RDT)**

RDT, modern laboratuvar teknolojisi gerektirmez. Daha çok teknisyene ekstra donanım ihtiyacını ortadan kaldıran bir çözüm sunmak amacıyla geliştirilmiştir.

Bu ürünler çoğunlukla sinterize edilmiş porselenden yapılmıştır. Eğer aslı doğal amorf hammadde ise, genelde bu materyaller yüksek miktarda kristal içermezler. Bu teknikte kullanılan seramikler genellikle çok yüksek fiziksel özellikler göstermezler.

Yöntem, ilave silikonlar veya diğer hassas ölçü materyalleri kullanarak güdük modelinin kopyalanmasını içermektedir. Ölçüyü dökmek için yaygın olarak ısıya dayanıklı, fosfat bağlı bir day materyali kullanılır. Sertleşme süresi ve ön ısıtma fırınındaki sinterizasyon işlemi zaman alıcı olmakla birlikte yöntemin başarısı açısından önemli ve kaçınılmaz aşamalardır.



Son olarak seramiği güdük modeli üzerine uygulamak için modelin suya konulması ve yüzeyin örtülmesi gerekmektedir. Diğer adımlar her vakaya göre dentin, modifiye ediciler ve insizallerin tabakalanmasıdır. Düzeltme, boyama ve glazrleme dahil olmak üzere fırınlama işlemleri her zaman objeyi gdkten uzaklaştırmadan yapılır. Tüm işlemler tamamlandığında, ısıya dayanıklı güdük çok kk tanecikli cam bilyalar kumlama cihazından püskürtülerek restorasyondan uzaklaştırılır. Restorasyonun uyumu orijinal model üzerinde tekrar değerlendirilmelidir.

Bu yöntemin avantajları, donanım maliyetinin düşük olması ve yüksek estetik sonuçlar elde edilmesidir. Ancak teknik hasasiyet gerektirir, zaman alıcıdır ve endikasyonları sınırlıdır.

### **Folyo-matriks tekniği:**

Bu teknikte platin folyo kor porseleni için destek olarak kullanılmaktadır. Kor materyali, alüminöz kor porselenleri gibi ürünlerle glendirilmeyi gerektirmektedir. Sonraki tabakalar, güçlendirilmiş kor ile uyumlu olan dentin ve mine porselenidir.

Folyo-matriks tekniği için çok çeşitli ve pahalı ekipman gerekmez. Teknisyen 0,025 mm kalınlıktaki folyoyu tam olarak adapte ederek birleşim yerlerinden iyice sıkıştırılmalıdır. Kor porseleninin uygulamasını ve fırınlanmasını takiben elde edilen kor porseleni kalınlığı restorasyonun stabilitesini ve direncini belirler. Kompense edilmesi gereken bir büzülmenin meydana gelmesi ve bu nedenle marjinal uyum açısından bazı sorunlarla karşılaşılabilmesi kaçınılmazdır. Donanım maliyeti düşüktür. Restorasyon kısa sürede elde edilir (20).

### **2.1.6.3. Dökülebilir Cam Seramikler**

Dökülebilir seramik sistemler, mum atımı tekniği ile kullanılır. Anterior ve posterior tek kronların yapımında endikedir. Die zerine mum modelasyon yapılır ve modelasyon metal kronların döküm prosedürüne benzer şekilde fosfat bağlı revetmana alınır. Seramik ingot materyali özel bir potaya yerleştirilerek motorlu santrifüj döküm makinesi ile 1380 °C’de eritilir. Elde edilen saydam yapı birkaç saat seramikleşme prosedürüne tabi tutularak kristalin yapı oluşturulur (26).

### **Dicor:**

%30 oranında cam ve %70 oranında tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramiktir(27). Dicor, normal porselenin iki katı esneme dayanımına

sahiptir ve yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu, aşınmaya karşı direnci, ısıl genişleme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal diş dokusuna benzer.(28) Yüksek translusenslikleri nedeniyle ince yapılmaları gerekliliği ve ince olduklarında da kırığa direnç gösterememeleri gibi sorunlar nedeni ile günümüzde kullanımı tercih edilmemektedir (29).

### **CeraPearl:**

Doğal diş yapısını taklit eden sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olabileceği düşüncesiyle ortaya çıkarılmıştır (30). Doğal diş minesi gibi hidroksiapatit kristalleri içerir. Dökümle elde edilen kron üzerine Cerastain glaze maddesi ve boya uygulanarak fırınlanır. Fiziksel özellikleri mineye benzer, biyouyumludur, ısı iletkenliği düşük ve aşınmaya karşı dirençlidir (28).

### **2.1.6.4. Preslenebilir Seramik**

Kayıp mum tekniği ile pres döküm tekniği birlikte kullanılır. Lösit ile güçlendirilmiş seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenir (10). Üretim kolaylığı, oklüzal netlik, marjinal uyum, translusentlik, presleme sayesinde elde edilen net morfoloji ve porözitenin azaltılmış olması avantajları arasındadır (31).

### **IPS Empress:**

Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5µm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer. IPS Empress, ingot formundaki bir feldspatik porselen tipidir. Full kontur kron mum ile modele edilir, revetmana alınır, 850°C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Döküm yoluna seramik blok ve alüminyum piston yerleştirilir. Manşet, EP 500 adı verilen özel porselen fırınına konur. Isı 1500°C'ye çıktıktan sonra 20 dk. süre ile yumuşamış seramik blok 0.3-0.5 MPa basınç ile yavaş yavaş vakum altında preslenir. Revetmandan çıkarılan kron kumlama ile temizlenerek model üzerinde kontrol edilir. Hastada da kontrol edildikten sonra daha iyi bir estetik için boyama veya tabakalama tekniği ile yeni bir görüntü verilebilir. Estetiğin önemli olduğu ön bölgede tabakalama, anatomik özelliklerin önem kazandığı arka bölgede boyama tekniği kullanılır (10).

### **IPS Empress 2:**

Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityum disilikat cam seramik, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiş, ancak bu materyal düşük kimyasal direnç, yetersiz yarı geçirgenlik, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir.

1988 yılında lityum disilikat cam seramik kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat fazda homojen yapı oluşumu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına imkan sağladığı belirtilmiştir.

Cam seramik yapının içine kimyasal bozulmaya karşı direnci arttırmak için özel bileşimler ilave edilmiş ve kimyasal dayanıklılıktaki en önemli gelişme  $\text{SiO}_2\text{LiO}_2$  gibi esas bileşimler arasında kuvvetli bir bağlantı kurulması ile sağlanmıştır. IPS Empress 2 sisteminde, hazır lityum disilikat cam tabletler EP 500 adı verilen özel fırınında  $920^\circ\text{C}$ 'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollar.

Kor yapı, esas kristal yapı olarak en az %60 oranında lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak lityum ortofosfat kristalleri içermektedir (10).

Kırılma direnci 2.8-3.5 MPa, bükülme direnci 300-400 MPa arasındadır (28). IPS Empress 2 sistemi ile anterior bölgede üç üye köprü, posterior bölgede en çok ikinci küçük azı bölgesine kadar uzanan ve en fazla küçük azı kadar genişliğinde olan gövdeye sahip, üç üye köprü ve tek kuron restorasyonları uygulanabilir (10).

### **IPS e-max:**

Preslenebilen lityum disilikat içeren cam seramiktir. Farklı derecelerde opasiteye ve  $400\pm 50$  MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir. Hem fiziksel özelliklerinin üstünlüğü hem de daha yüksek estetik özellikleri kullanımını arttırmıştır. IPS Empress ile karşılaştırıldığında IPS e-max'ın çapı daha geniş olduğundan her preslemede daha çok restorasyon elde edilebilir. Hem press hem CAD/CAM teknikleri için uygun ingotlar bulunmaktadır (32).

### **IPS Empress Esthetic:**

Ivoclar firmasının pres teknolojisi için ürettiği lösit cam seramik son ürünüdür. Yüksek dayanıklılığın yanında üstün estetik özellik kazandırılmıştır. Materyal homojen

yapısıyla ışığı doğal bir şekilde yansıtır ve dengeli bir bukalemun etkisi yaratır. 7 farklı translusentlikte 12 farklı ingot bulunmaktadır. Esneme dayanımı 160 MPa'dır. Laminate veneerlerde, inley-onleylerde, parsiyel kronlarda, anterior ve posterior tek kronların yapımında endikedir (33, 34).

#### **2.1.6.5. Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)**

Bu teknik, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile ölçü alımı ve model eldesi işlemleri ortadan kaldırılarak, dijitalize veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar oluşturulur. Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı milledme cihazına aktarılarak çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış porselen blokların kazınması ile istenilen restorasyonlar elde edilir. Bu işlemi takiben oklüzal uyumlama, cila ve restorasyonun iç yüzeyinde pürüzlendirme işlemleri yapılarak restorasyon simante edilir (10). Bu teknik ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir (35). 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD/CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın, preparasyonun ya da ölçülerinin taranarak bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların aşındırılması ile şekillendirilebilir (36).

#### **2.1.6.6. CEREC Sistemi**

CEREC sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir. CEREC, "Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics" ifadesinin kısaltmasıdır. Mörmann ve arkadaşı Brandestini 1983 yılında CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sisteminin prototipini geliştirmiş, 1985 yılında ise Zürih Üniversitesi'nde ilk hasta başı inley restorasyonu gerçekleştirmiştir.

1994 yılında geliştirilen CEREC 2 (Siemens, Münih, Almanya) sistemiyle de ağız içi tarama gerçekleştirilmiştir, ancak görüntüleme iki boyutlu olarak sağlanabilmiştir. CEREC 2 sistemiyle CEREC 1'e ek olarak parsiyel kronlar, tam kronlar ve kopingler üretilebilmiştir.

2000 yılında CEREC 3 in Lab sistemi geliştirilmiş ve üç üyeli köprü yapımına olanak sağlanmıştır. 2003 yılında bu sistem daha da geliştirilerek iki boyutlu olan yazılım sistemi üç boyutlu hale getirilmiş ve dört üyeli köprü yapımı sağlanmıştır. 2005

yılında dört üyeli köprü yapımına ek olarak antagonist diş ile olan oklüzal ilişkilerin sağlanması başarılmıştır (37).

CEREC sisteminin en önemli avantajlarından biri tek seansta restorasyonun tamamlanmasıdır. Böylece konvansiyonel sistemlere göre çok kısa sürede restorasyon elde edilir ve geçici restorasyon gereksinimi ortadan kalkar. Prepare edilen diş intraoral kamera ile ağız içinde taranabildiği gibi, CEREC inLab sisteminde modelden de tarama yapılabilmektedir (38, 39).

Günümüzde CEREC blokları dışında CEREC sistemiyle aşındırılabilen bloklara örnek olarak Vitablock Mark II (Vident), IPS Empress CAD (Ivoclar), Paradigm C (3M ESPE), IPS e-max CAD (Ivoclar), Paradigm MZ100 (3M ESPE) kompozit rezin blok ve geçici restorasyonların üretiminde kullanılan Vita CAD-Temp (Vident) ve Telio (Ivoclar) verilebilir (40).

## **2.2. Rezin Simanlar:**

Günümüzde seramik restorasyonların yapıştırılmasında, hem seramiğe hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları kullanılmaktadır (11).

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu yapıştırma simanları yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, inley, onley, lamina ve kron köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler (12).

### **2.2.1. Kompozit Rezin Simanların İçeriği**

Kompozit rezin simanlar doldurucu Bis-GMA rezin ve diğer metakrilatların türevleridir. Rezin simanlar doldurucu tiplerine göre mikro doldurucu ve hibrit doldurucu sistemler olarak ayrılır. Yapı olarak üç ayrı fazdan oluşurlar:

#### **Organik Polimer Faz:**

Sıklıkla Bis-GMA'dan oluşur. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Hem Bis-GMA hem UDMA aşırı viskoz yapıda olduğundan viskoziteyi kontrol etme amaçlı tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) matrikse ilave

edilmiştir. Bu simanların polimer matrisi kimyasal yapı olarak mine ve dentin adezivlerine benzerdir. Mine ve dentin bağlayıcı sistemlerin adezivleri daha düşük viskoziteli Bis-GMA rezinlerdir.

### **İnorganik Faz:**

İnorganik doldurucu miktarı ağırlık olarak %20-75 arası değişir. Matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, iterbium, cam, çinko gibi doldurucu partiküller vardır. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü azaldıkça organik matris oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır, dayanıklılık artar. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. Doldurucu partiküller rezin simana bazı özellikler kazandırır. Örneğin silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışık geçirgenliği sağlar. Doldurucular sayesinde yüksek basma dayanıklılığına, gerilim direncine sahiptirler ve çözünürlükleri azalmıştır. Bunlara ilaveten bu doldurucular sayesinde hibrit rezinlere ve cam iyonomer simana kıyasla marjinal aşınma dirençleri de yüksektir. Ancak bununla beraber yüksek doldurucu içeriği akıcılığı azaltarak simanın film kalınlığını arttırır. Simanın film kalınlığı ultrasonik aletlerle de azaltılabilir.

### **Ara Faz:**

Kompozit rezinlerde matris ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz ajanı ile sağlanır. Bu ara faz organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrise bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip olan matristen, nisbeten daha güçlü yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (10).

## **2.2.2. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları**

### **2.2.2.1. Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları**

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzol peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır. Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir. Bu simanlar ışık geçişinin mümkün olmadığı metal, metal-seramik veya opak yüksek dirençli tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar (12).

### **2.2.2.2. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları**

Tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Yapılarında ışık emici olarak komforkinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen; ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Işıkla polimerize olan yapıştırıcı rezinlerin en önemli avantajı dual-cured veya kimyasal olarak polimerize olan materyallere göre hekime daha fazla çalışma zamanı sağlamalarıdır. Bu durum hekimin, polimerizasyon öncesinde kenarlara taşan fazla simanı uzaklaştırmasına olanak tanır ve restorasyonların bitirme işlemleri için gereken süreyi kısaltır. Ayrıca, ışıkla polimerize olan sistemlerin renk stabilitesi, dual veya kimyasal olarak polimerize olan sistemlerle karşılaştırıldığında daha üstündür. Bu simanlar görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan, translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminatelerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (10, 41).

### **2.2.2.3. Hem Işıkla Hem Kimyasal Yolla (Dual) Sertleşen Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları**

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler iki pat (ana madde-katalizör) veya toz-likit şeklinde bulunmaktadır. Bu simanların ana kısmında komforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon başlatıcı sistemleri; katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri (peroksitamin) vardır. Bu simanlar restoratif

malzeme üzerinden uygulanan ışık enerjisinin simana yeteri kadar ulaşamayacağı durumlarda yani 1,5-2 mm'den kalın ve opak restorasyonlarda kullanılır (10). Işık uygulaması sırasında simana ulaşan ışık yoğunluğu polimerizasyonun başlaması için yeterli olabilir, ancak kendiliğinden polimerize olabilen katalizör, polimerizasyonun tamamlanması için gereklidir (42). Bu simanlar, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtan (bukalemun etkisi) ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayan translüsent yapıdadırlar. Yapılan araştırmalarda dual polimerize olan simanlarda ışığın ulaşmadığı bölgelerin, hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlardaki kadar tam sertliğe ulaşmadığı gösterilmiştir. Bu sebeple tüm siman tabakası boyunca sertleşmenin tamamen sağlanabilmesi için kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanılması önerilmiştir. Tam seramik kronların, laminate veneerlerin, seramik inley ve onleylerin simantasyonunda kullanılır (10, 42).

### **2.3. Kenar Uyumu**

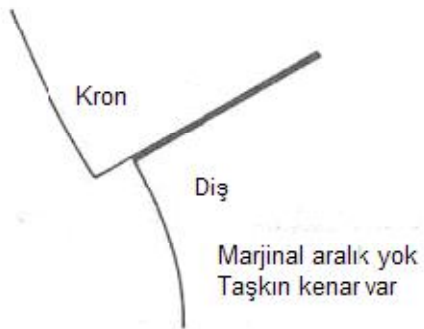
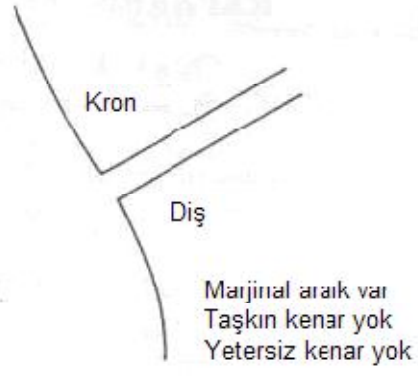
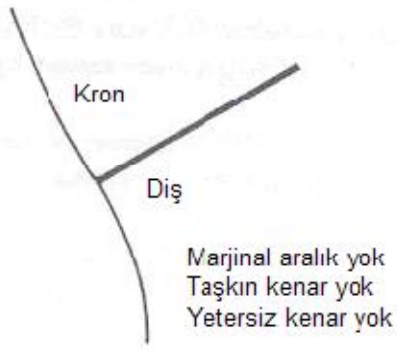
Estetik ve dayanıklılığın yanında tam seramik restorasyonların kenar uyumluluğu da önemlidir. Kenar uyumundaki eksiklikler dişin, periodontal dokuların ve restorasyonun zarar görmesine neden olabilir. Geniş marjinal açıklıklar, yapıştırma simanının çözünmesine ve bunun sonucunda da bakteri ve bakteri yan ürünlerinin mikro sızıntısına neden olur. Böylece diş pulpa iltihabına, sekonder çürüklere ve restorasyon kenarlarında renklenmeye karşı duyarlı hale gelir (7, 43).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin aksine, restorasyonların marjinal uyumları ile ilgili kesin tanımlamalar uzun süre yapılmamıştır. Literatürlerde marjinal uyumu tanımlayan ve uyum miktarını farklı tekniklerle ölçen birçok çalışma mevcuttur. Kenar uyumunu ölçmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermektedir (44, 45).

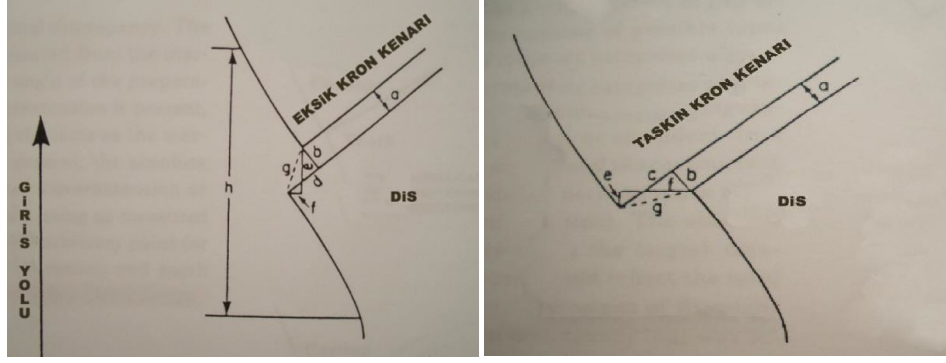
Holmes ve arkadaşları (45) terminolojide sık kullanılan terimleri daha detaylı olarak açıklamışlardır. Preparasyon yüzeyinden kron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm “iç uyum (iu değeri)” olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa “kenar aralığı (ka değeri)” olarak adlandırılır. Vertikal kenar uyumsuzluğu kron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve “vertikal kenar aralığı” olarak isimlendirilir. Horizontal kenar uyumsuzluğu preparasyon kenarından kron kenarının izdüşümüne çizilen dikin ölçülmesiyle belirlenir ve “horizontal kenar aralığı” olarak tanımlanır.



Ayrıca kron kenarı taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kron kenarına çizilen dik mesafedir. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan dışın cavo-surface açısına çizilen dik mesafedir. Kenar aralığı, taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısal kombinasyonu “mutlak kenar aralığı (mka değeri)” dır. Başka bir deyişle kenar aralığı ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal kenar aralığı ile horizontal kenar aralığının açısal kombinasyonu da aynı şekilde “mutlak kenar aralığı” nı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak kenar aralığı kron kenarı ile preparasyonun cavo-surface açısı arasından ölçülür. Kron kenarında hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında kenar aralığıyla mutlak kenar aralığı aynıdır. Eğer hiç kenar aralığı gözlenmezse, mutlak kenar aralığı kronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur (Şekil 2.6). Kronun oturmaması durumunda kronun dış yüzeyi ve dış üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılır (45).



**Şekil 2.6.** Holmes'e (45) göre marjinal uyumsuzluk tipleri



**Şekil 2.7.** Holmes(45)'e göre marjinal uyum ile ilgili kullanılan terimler;

- a.** İnternal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçüm olarak belirtilmektedir.
- b.** Marjinal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçümün marjinalde uygulanmasıdır.
- c.** Taşkın kron marjini
- d.** Eksik kron marjini
- e.** Vertikal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna paralel olarak ölçülen mesafedir. Bu değerlendirme için ölçüm kronun uç köşesinden başlamakta, giriş yoluna paralel çizilen dikmenin horizontal marjinal uyumsuzlukla kesişmesi ile oluşan iki nokta arasındaki mesafe olarak belirtilmektedir.
- f.** Horizontal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna dik çizilen çizginin, dişin uç köşesinden çıkan ve vertikal marjinal uyumsuzluk ile kesiştiği nokta arası mesafe olarak tanımlanmıştır
- g.** Mutlak marjinal uyumsuzluk; marjinal aralık ile taşkın yada eksik krun kenarının hipotenüsünü oluşturan mesafe olarak belirtilmektedir. Eğer kron taşkın veya eksik değilse bu mesafe marjinal aralığa eşit olmaktadır.
- h.** Yerleşme uyumsuzluğu; kron dış yüzeyi ve diş marjininden uzakta olan, giriş yoluna dik olarak ölçülen ve krunun oturtulmaması ile elde edilen yola verilen isimdir.

### 2.3.1. Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Teknikler

Literatürde kenar uyumunun değerlendirilmesiyle ilgili birçok teknikten söz edilmiştir. Pek çok araştırmacı çıplak gözle görülemeyen veya bir sond ile fark edilemeyen klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığı saptamak için çalışmalar yapmıştır (46). Bu teknikler 5 ana grupta toplanır:

1. Direkt yöntem
2. Kesit alma
3. Ölçü alma (replika)
4. Sondla ve gözle değerlendirme
5. Mikro BT

Direkt yöntem, hızlı ve kolay bir tekniktir. Kesit almaya ve örnekleri epoksi rezin içerisine gömmeye gerek yoktur. Bu yöntemde hazırlanan örnek üzerine

yerleştirilen restorasyonun stereomikroskop veya elektron mikroskopuyla kenar aralığının fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler, hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay değerlendirmeler yapılabilir. Bu teknikte restorasyon zarar görmemektedir. Bu nedenle değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla değerlendirilebilir. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, dublikasyon veya ara madde gerekmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir.

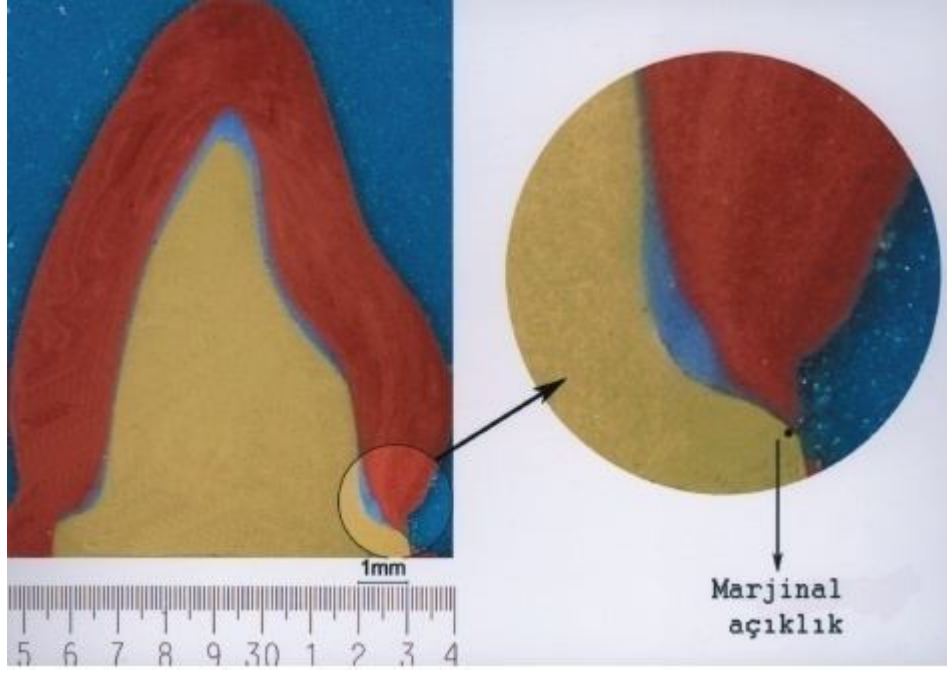
Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için ise örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir. Buna ek olarak kronların ölçüm işlemleri sırasında tekrar tekrar modele yerleştirilmeleri sırasında aşınmaların oluşabilmesi ve diş örnekleri üzerine her zaman tam oturmaması standart sapmayı değiştirerek, istatistiksel değerlendirmenin önemini azaltabilir (46-48).

Kesit alma yönteminde yüzeyi seviyelendirmek için kesitler elde edilir. Genelde numuneler katı bir materyale gömülür ve kesit alındıktan sonra yüzey düzleştirilir. Bu yöntem iki metod içermektedir:

1. Numuneden kesit alınması (diş ve restorasyonun birlikte kesilmesi)
2. Elde edilen ara yüzey silikon ölçüsünden kesit alınması (5).

Kesitler elde edildikten sonra ışık mikroskobu veya taramalı elektron mikroskobunda ölçümler yapılmaktadır (47). Kesit alma tekniğiyle simante inleylerin, metal-seramik ve tam seramik kronların marjinal uyumları değerlendirilebilir (46).

Replika yönteminde, preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen kronun silikon ile ölçüsü alınmakta ve bu ölçüden rezin replikalar elde edildikten sonra taramalı elektron mikroskobunda ölçümler yapılmaktadır (47). Akıcı kıvamdaki silikon ölçü materyali restorasyon içersine konur ve restorasyon kesik diş üzerine yerleştirilir. Silikon sertleştikten sonra parçalar birbirlerinden ayrılır. Kron iç kısmında kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, akıcı kıvamlı silikona destek sağlaması için daha kıvamlı silikon materyali enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı; siman aralığını ya da iç uyumunu gösterirken; orta kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş dişi temsil eder. Bu silikon yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır (Şekil 2.8) (49).



**Şekil 2.8.** Silikon replika tekniği (50)

Sondla, inspeksiyonla ve radyograflarla kenar uyumunun değerlendirilmesi kalitatif yöntemlerdir ve bu yöntemlerin hassasiyeti ise insan görme netliği olan 60  $\mu\text{m}$  ile sınırlıdır (5).

### **2.3.2. Mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro BT)**

1970'lerin başında bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesinden sonra diagnostik görüntüleme teknolojilerinde büyük bir ilerleme yaşanmıştır. Materyallerin ve dokuların yoğunluklarının uzaysal dağılım haritaları çıkarılarak farklı açılardan elde edilen görüntüler birleştirilip üç boyutlu görüntüler elde edilmiştir.

Mikro BT sistemi ilk olarak 1982 yılında Elliot ve Dover tarafından kullanıma sunulmuştur (51). BT tarayıcılarla genellikle 1  $\text{mm}^3$  hacimde elemanlardan (voksel) oluşan görüntüler elde edilirken, mikro BT ile 5-50  $\mu\text{m}$  boyutlar arası yani BT'nin voksellerinden yaklaşık 1000000 kat küçük hacimlerde vokseller üretilmektedir (52). Konvansiyonel BT'nin düşük çözünürlüğü diş ve diş kanalları gibi küçük objelerin incelenmesi için yeterli değildir (53). Mikro BT ile 1 mikrometreden daha küçük çözünürlükte görüntüler elde edilip ölçüm yapılması mümkündür ve iki boyutlu mikroskopi tekniğinden daha yüksek çözünürlükte, üç boyutlu ultrasonografik görüntülemeyle daha düşük çözünürlükte görüntüler elde edilir (54).

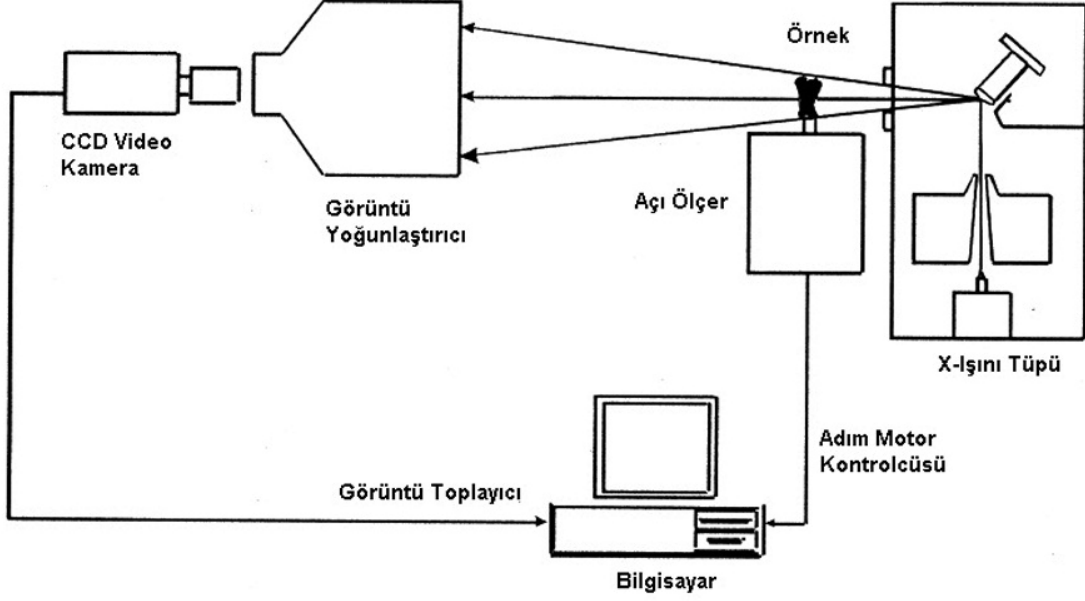
Günümüze kadar Mikro BT metalurji, elektronik, jeoloji, ağaç ya da kompozit polimerlerin incelenmesi gibi farklı bilim dallarında başarı ile kullanılmıştır. Biyoloji alanında ise, bu teknik kemik ya da diş gibi sert kalsifiye yapıların incelenmesi için kullanılmaktadır (55). Ancak yüksek radyasyon dozundan dolayı canlı organizmalara uygulanması mümkün değildir (56).

Mikro BT ile örnek üzerinde herhangi bir deformasyon oluşmaması ve görüntünün tekrar tekrar incelenebilmesi önemli bir avantajdır. Bu yöntem ile dişler, kemikler, dental implantlar ve dental restorasyonlar gibi küçük ve kompleks yapıların iç yüzeylerinin, taranan cisimde herhangi bir zarara yol açmadan, dijital görüntüleri alınır. Bu görüntülerin daha sonra üç boyutlu model analizi ile üç boyutlu görüntüsü elde edilerek tam ve kesin veriler sağlanır. Dişlerin tüm yapıları yoğunluk derecelerine göre farklı gri tonlarında ve farklı piksel değerlerinde görülmesi mümkündür. Sistemden elde edilen görüntüler ve veriler daha sonra yapılabilen biyolojik, histolojik ve mekanik testler ile karşılaştırılabilir (57, 58).

### **2.3.2.1. Mikro BT'nin temel prensipleri**

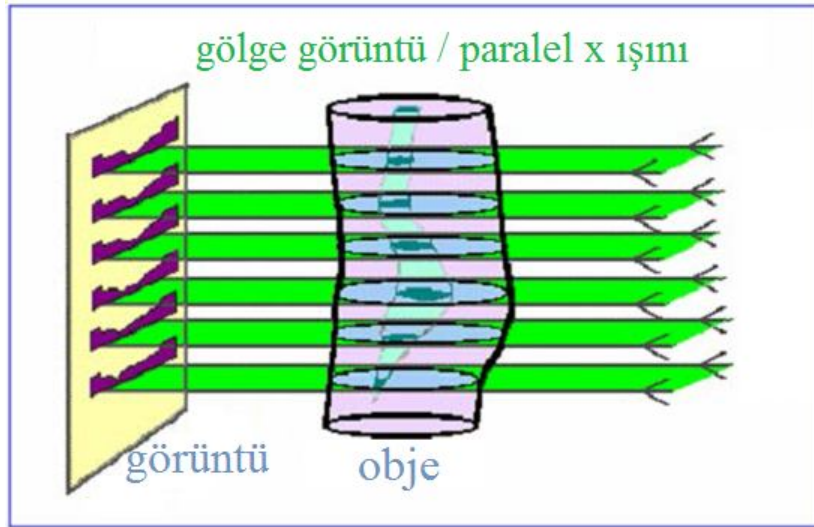
Mikro BT ve bilgisayarlı X ışınlı tomografide temel prensipler aynıdır. X ışınlı tomografi sistemi, numune preparasyonu yada kimyasal fiksasyon gerektirmeden üç boyutlu görüntüleme ve ölçüme izin verir (59).

Mikrotomografi cihazının ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli aralıklar ile çeviren bilgisayar kontrollü bir adım motoru, ortamdaki X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcısı ve tüm bunları kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır (Şekil 2.9) (60).



Şekil 2.9. Mikrotomografi cihazının ana parçaları (60)

Bir röntgen gölge görüntüsü, üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu bir projeksiyonunu temsil eder. Yani röntgen ışınları bu gölge görüntüye paralel olarak tanımlanabilir. Oluşan gölge görüntünün üzerindeki her nokta ilgili kısmi röntgen ışınının yolu boyunca nesne tarafından radyasyonun emilme bilgisinin birleşimini içerir. Mikro BT'nin temel çalışma prensibi de tek boyutlu gölge çizgilerden iki boyutlu nesne dilimlerinin seri halde yeniden üretiminden iki boyutlu projeksiyonların üretilmesi ve iki boyutlu projeksiyonlardan da üç boyutlu projeksiyonların üretilmesine dayanır (Şekil 2.10) (54).



Şekil 2.10. Üç boyutlu objenin iki boyutlu gölgesi (61)

X ışını görüntülemesi için, x ışınları nesnenin içinden geçirildiğinde ışınlar saçılır yada absorbe edilir. Bir BT kesitindeki grilik derecesi x ışını atenüasyonuna (zayıflama katsayısı) karşılık gelir ve her bir vokselden geçerken saçılan veya soğurulan x ışını oranını yansıtır. Birçok yönden kesit düzleminde gönderilen x ışınının yoğunluğundaki azalma ölçülerek BT görüntüsü oluşturulur. Bu kesit düzeninde x ışını dağılımının düzenlenmesi için özel bir algoritma kullanılmaktadır. Ardışık BT görüntüleri kullanılarak bütün hacmi tanımlayan bir bilgi elde edilir (61)

Mikro BT taraması esnasında nesne sabit bir dönme hareketi ile 180 veya 360 derece döner. Her açısal konumda bir gölge görüntüsü veya iletim görüntüsü elde edilir. Bilgi edinme programı bütün bu projeksiyon görüntülerini diske kaydeder. Taramadan sonra veri seti bir set normal transmisyona röntgen görüntüsü içerir. Elde etme sona erdiğinde, yeniden yapılandırma başlayacaktır. Elde edilen gölgesel açı projeksiyonları nesnenin içinden sanal dilimlerin yeniden yapılandırılması için kullanılacaktır. Yeniden yapılandırmanın tamamlanmasıyla 3 boyutlu modeller oluşturulmuş olur. Görüntüler üzerinden analiz yapılabilmesi için dosyalar oldukça büyük olduğundan terabyte büyüklükte harici belleklerin kullanılarak verilerin transfer edilmesi önerilmektedir. Görüntü analiz yazılımları kopyalanarak yüksek hafıza kapasiteli bilgisayarlara yüklenerek çalışılabilir (54, 61)

### **2.3.2.2. Diş Hekimliğinde Mikro BT Uygulamaları**

Mikro BT diş hekimliğinde; mine kalınlığının ölçülmesi, kök-kanal morfolojisinin incelenmesi, kök-kanal işlemlerinin değerlendirilmesi kafa-yüz kemik yapısının incelenmesi, mikro-element modelleme, diş dokusu mühendisliği, diş sert dokularının mineral yoğunluğunun belirlenmesi, dental implantların incelenmesinde kullanılmaktadır (62). Mikro BT ile dental restorasyonların iç ve kenar uyumları mikron boyutlarında yüksek çözünürlükle birçok alan ve doğrultuda numuneye zarar vermeden, tekrarlanabilir ve hızlı bir şekilde incelenebilmektedir. Ancak diğer kenar uyumu belirleme tekniklerine göre daha pahalıdır (63).

Borba ve arkadaşları (64, 65) zirkonya ve tam seramik sistemlerle üretilmiş restorasyonların adaptasyonlarını Mikro BT ile değerlendirmiştir. Mously ve arkadaşları (66), Pelekanos ve arkadaşları (59), Neves ve arkadaşları (63), Demir ve arkadaşları (43), Pimenta ve arkadaşları (67) da tam seramik restorasyonların kenar uyumunu Mikro BT ile karşılaştırmıştır.



## 2.4. Dayanıklılık

Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilim olarak tanımlanır. Baskın olan gerilim cinsine göre çekme, basma ve makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır.

Metaller gibi esneyebilen materyallerde çekme dayanımı kolayca tespit edilebilirken porselen gibi kırılğan materyallerde sıklıkla basma dayanımı ölçülmektedir. Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan cismin kırıldığı anda meydana gelen gerilim miktarıdır. Restorasyon üzerinde meydana gelen gerilim tipleri genellikle birbirinden ayrı olarak incelenemez (68-70).

Dayanım değeri materyalin yüzeyindeki çatlaklar, defektler ve ortamda suyun varlığı gibi faktörlerden etkilenir (71).

## 2.5. Kırma Testi

Diş Hekimliği araştırmalarında, ISO tarafından önerilen kırılma testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Kırılma testleri cam materyallerin kırılma dayanımını karşılaştırmada tercih edilen basit, güvenilir ve hassas bir metottur (68, 71).

Tam seramik restorasyonların kırılğan yapıda olması klinik uygulamaları sırasında en çok şüphe uyandıran konudur. Uzun süren, zahmetli ve maliyetli bir klinik çalışma yerine in vitro çalışmalar materyalin mekanik özelliği konusunda bilgi sahibi olmamıza yardımcı olacaktır. Ancak, restorasyonların kompleks geometrisi nedeniyle standart bir metodun bulunduğunu söylemek mümkün değildir. Genelde in vitro çalışmalarda standart bar yada disk şekilli örnekler kullanılmaktadır (72-74). Bu basit geometrik şekilli yöntemler klinik koşulu tam olarak yansıtamaz. Dişin anatomik konfigürasyonuna daha yakın, siman faktörünü de içeren seramik örneklere uygulanacak kırılma testleri, materyalin davranışı hakkında bilgi vermek açısından daha kullanışlı olacaktır (75, 76).

Lin ve arkadaşları (77) iki farklı seramik sistemi kullanarak hazırladıkları porselen laminate veneer restorasyonların kırılma dayanımını üniversal test cihazı kullanarak karşılaştırmıştır. Chun ve arkadaşları (78) restore edilmemiş, kronla restore edilmiş ve laminate veneer ile restore edilmiş çekilmiş insan dişlerinin kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Schmidt ve arkadaşları (79), Akoğlu ve arkadaşları (80) preparasyon tasarımının porselen laminate veneerlerin kırılma dayanımları üzerine etkisini araştırmıştır. Gresnigt ve arkadaşları (81) kompozit restorasyonu olan ve olmayan dişlere uygulanan porselen laminate restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır.

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İnönü Üniversitesi Araştırma Merkezi ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda in vitro şartlarda gerçekleştirildi.

Bu çalışmada iki farklı laminate veneer preparasyon şekli (bevel ve overlap) ve PLV yapımında güncel olarak kullanılan iki farklı teknik (Cerec ve ısı-press tekniği) kullanıldı. Üretilen porselen örnekler, simantasyon öncesi ve iki farklı tip rezin siman (Variolink Veneer ve Clearfil Esthetic Cement EX) ile yapılan simantasyon sonrası Mikro BT cihazı ile tarandı ve kenar uyumu ölçümleri yapıldı. Daha sonra, simante edilen örneklere kırma testi uygulandı. Çalışmada kullanılan porselen sistemleri, simantasyonda kullanılan rezin simanlar ve oluşturulan deneysel gruplar tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.1).

**Tablo 3.1.** Seramik sistemleri

Seramik sistemi	İçerik	Yapım tekniği	Üretici Firma
<b>IPS Empress</b>	Lösit ile güçlendirilmiş	Basınç altında	Ivoclar Vivadent
<b>Esthetic</b>	porcelen	presleme	
<b>CEREC</b>	Feldspatik porcelen	CAD/CAM	Sirona Dental
<b>Premium</b>			

**Tablo 3.2.** Simantasyonda kullanılan materyaller

Materyal	İçerik	Üretici firma, seri no
Variolink veneer	Dimetakrilatlar, İnorganik doldurucular Ytterbium Trifluoride, Katalizör ve stabilizatörler, Pigmentler	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein Seri no: S41433
Total etch	%25-50 fosforik asit	
Syntac primer	Aseton, TEGDMA, polietilen glikol dimetakrilat, maleik asit	
Syntac adhesive	Polietilen glikol dimetakrilat, glutaral	
Monobond	Ethanol, metakrilat fosforik asit ester	
Heliobond	Bis-GMA, TEGDMA	
Clearfil esthetic cement EX	(1) PAT A: Bis-GMA, TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Silanlanmış baryum cam, Kolloidal silica (2) PAT B: Bis-GMA, TEGDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, Silanlanmış baryum cam, Silanlanmış silika, Kolloidal silika, Katalizörler, dl-kamforkinon, pigmentler	Kuraray Medical inc. Okayama, Japan Seri no: 000001
K-etchent gel	%35-45 fosforik asit, kolloidal silika, su, renklendiriciler	
Clearfil dc bond liquid a	2-hidroksietil metakrilat, bisfenol A diglisidilmetakrilat, benzoil peroksit, MDP, dl-kamforkinon, başlatıcılar ve diğerleri.	
Clearfil dc bond liquid b	Etanol, su, katalizörler, hızlandırıcılar	
Clearfil ceramic primer	Etanol, 3-trimetoksililpropil metakrilat, MDP	

Bis-GMA: Bisfenol A diglisidileter metakrilat; HEMA: 2-hidroksietil metakrilat; TEGDMA: trietilenglikol dimetakrilat; MDP: 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat

**Tablo 3.3.** Deney grupları

<b>Deneysel gruplar</b>	<b>Kullanılan seramik sistemi</b>	<b>Preparasyon şekli</b>	<b>Kullanılan siman</b>
<b>COV</b>	CEREC	Overlap	Variolink Veneer
<b>COCI</b>	CEREC	Overlap	Clearfil Esthetic EX
<b>CBV</b>	CEREC	Bevel	Variolink Veneer
<b>CBCI</b>	CEREC	Bevel	Clearfil Esthetic EX
<b>EOV</b>	IPS Empress Esthetic	Overlap	Variolink Veneer
<b>EOCI</b>	IPS Empress Esthetic	Overlap	Clearfil Esthetic EX
<b>EBV</b>	IPS Empress Esthetic	Bevel	Variolink Veneer
<b>EBCI</b>	IPS Empress Esthetic	Bevel	Clearfil Esthetic EX
<b>KONTROL</b>			

Çalışmada, periodontal nedenlerle çekilmiş, çürük ve kron kısmında herhangi bir defekt içermeyen, benzer boyutlarda 72 adet insan üst 1. keser dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki diştaşı, eklentiler ve doku artıkları el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra her dişin mine sement sınırı işaretlendi ve otopolimerizan akril tozu ve likidi (Meliodent, Bayer Dental, Almanya) üretici firma önerileri oranında karıştırılarak bu işaretli bölgenin 2 mm altından, kron kısımları açıkta kalacak şekilde kalıp içine döküldü ve polimerizasyonu beklendi. Sonra dişler, biri kontrol grubu olmak üzere rastgele 8'erli 9 gruba ayrıldı.

### **3.1. Diş Preparasyonu**

Çalışmada overlap ve bevel insizal bitim çizgisi olmak üzere iki farklı preparasyon tipi uygulandı. Laminate veneer preparasyonu için özel olarak üretilmiş laminate frez seti (Komet set 4151 Ceramic Veneer System, Germany) kullanıldı (Şekil 3.1).



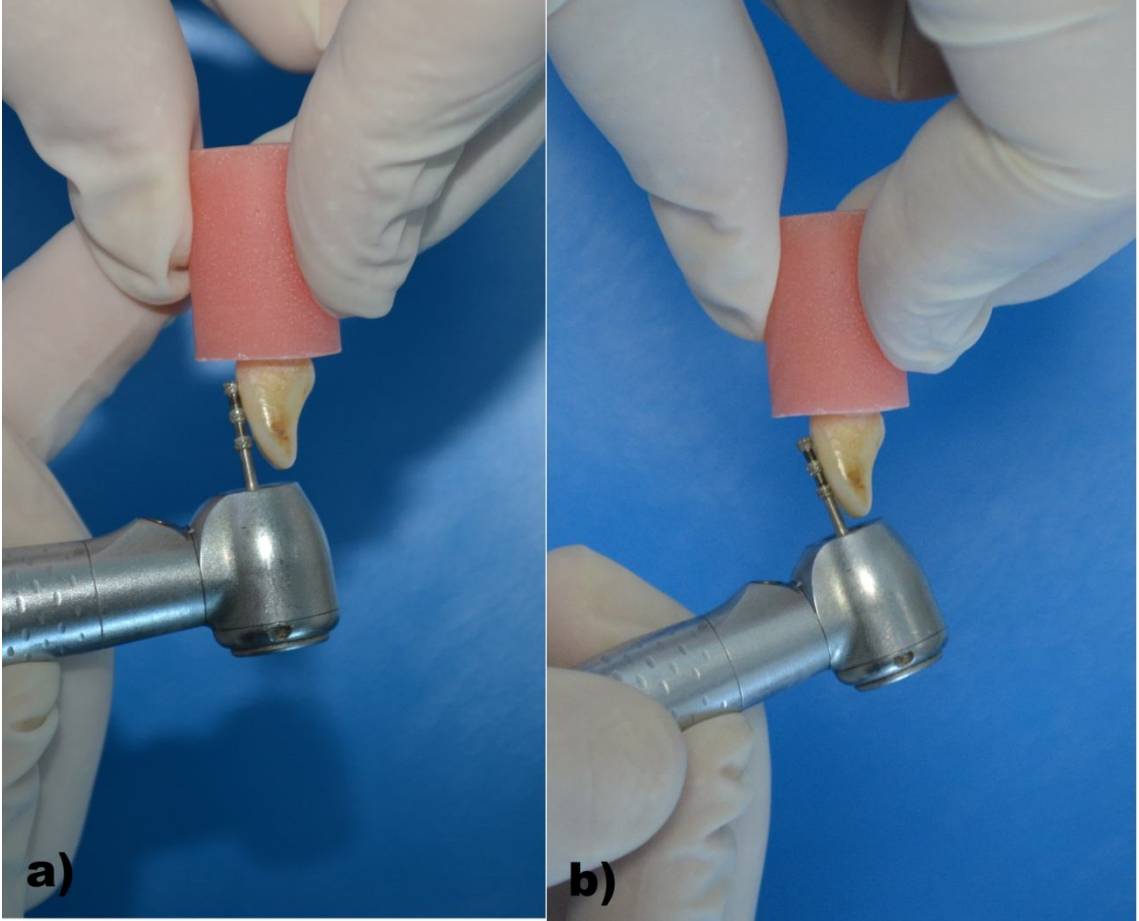
Şekil 3.1. Komet laminate frez seti

### 3.1.1.Overlap İnsizal Bitim Çizgisi

Öncelikle, derinlik belirleme frezleri (Şekil 3.2) kullanıldı ve dişin labial yüzeyinde dişi üç bölüğe şekilde horizontal olarak derinlik yivi (Şekil 3.3 a-b) hazırlandı. Gingival yönde genişletme ve marjinal preparasyon laminate veneer setindeki elmas frezle yapıldı. Basamak chamfer tarzında hazırlandı. Gingival marjin interproksimal bölgeye doğru uzatıldı ve interproksimal bölgeden insizal yüzeye doğru mezial ve distal marjinler oluşturacak şekilde preparasyon sınırları genişletildi. Dişlerin labial yüzeyinde açılan derinlik belirleme yivlerinin oluşturdukları adacıklar, bu aşamada derinlik yivlerinin tabanına kadar kaldırıldı, ve 0.5 mm'lik preparasyon tamamlandı. İnsizal kenarda ortalama 1mm preparasyon yapıp, preparasyon dişin palatinalinde chamfer tarzında sonlandırıldı. Keskin kenarlar düzeltildi. Sarı kuşaklı bitirme frezi ile mine çıkıntıları düzeltilerek yüzeyler pürüzsüz hale getirildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.2. Preparasyon derinliğini belirlemede kullanılan frezler



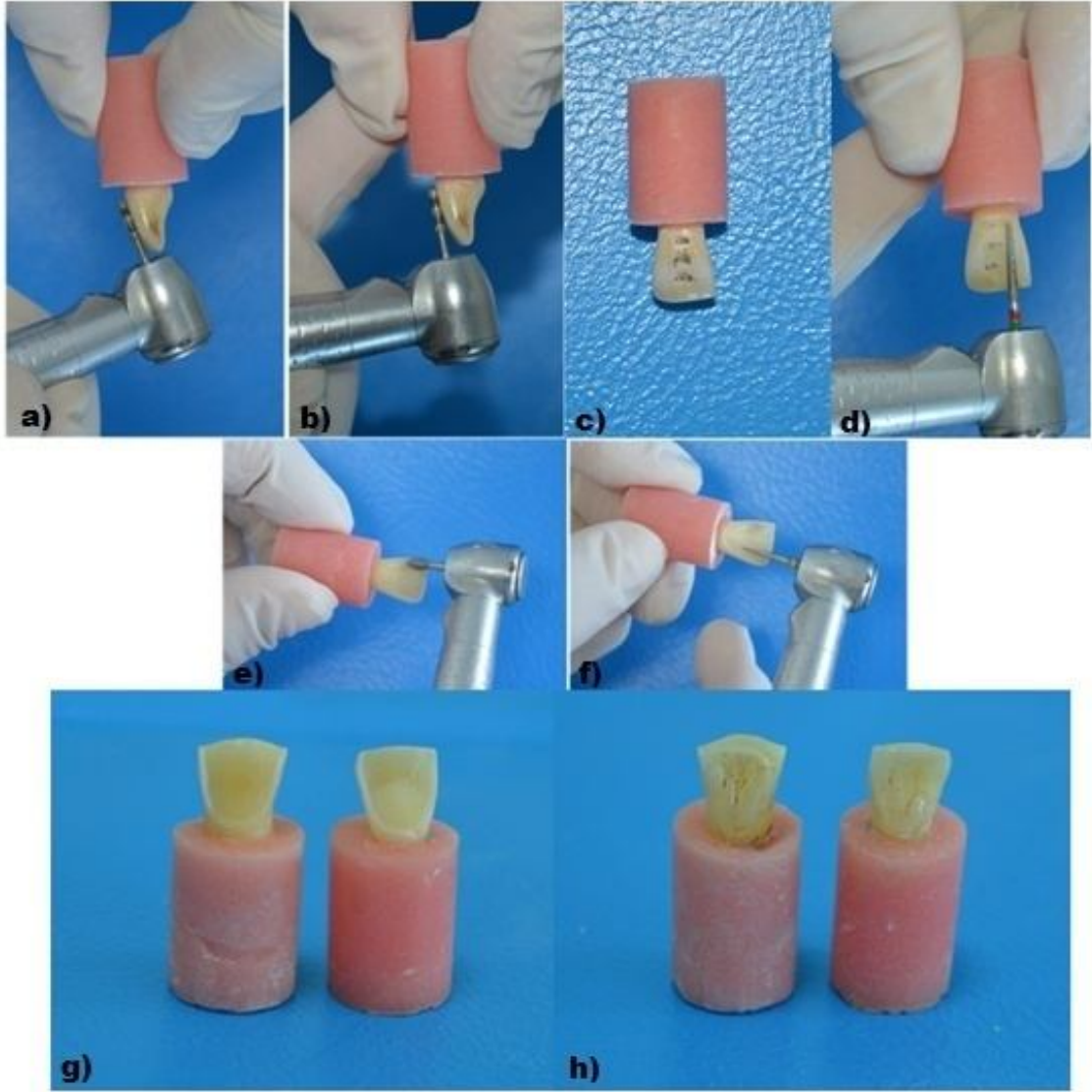
**Şekil 3.3.** Preparasyon derinliğinin belirlenmesi

a) servikal üçlüde preparasyon derinliğinin belirlenmesi, b) orta üçlü ve insizal üçlüde preparasyon derinliğinin belirlenmesi

### 3.1.2. Bevel İnsizal Bitim Çizgisi

Dişin labial yüzeyinde dişi üçe bölecek şekilde derinlik yivi hazırlandı. Gingival yönde genişletme ve marjinal preparasyon laminate veneer setindeki elmas frezle yapıldı. Basamak chamfer tarzında hazırlandı. Gingival marjin interproksimal bölgeye doğru uzatıldı ve interproksimal bölgeden insizal yüzeye doğru mesial ve distal marjinler oluşturacak şekilde preparasyon sınırları genişletildi. Dişlerin labial yüzeyinde açılan derinlik belirleme yivlerinin oluşturdukları adacıklar, bu aşamada derinlik yivlerinin tabanına kadar kaldırıldı, 0.5 mm'lik kesim yapıldı. Kesici dişlerin insizal yüzeyleri palatinal yüzeye doğru 30-40°lik açı ile prepare edildi. İnsizal kenar ortalama 1 mm kadar kısaltıldı. Sarı kuşaklı bitirme frezi ile mine çıkıntıları düzeltilerek yüzeyler pürüzsüz hale getirildi. Böylelikle bevelli preparasyon şekli tamamlandı (Şekil 3.4).

Her iki preparasyon tipinde de preparasyonun mine sınırları içinde kalmasına özen gösterildi.



**Şekil 3.4.** Preparasyon aşamaları

a-b) Preparasyon derinliğinin belirlenmesi; c) kurşun kalemle rehber olukların işaretlenmesi d) olukların birleştirilmesi; e-f) sarı kuşak bitirme frezleriyle yüzeylerin düzeltilmesi g) overlap ve bevel preparasyon tiplerinin labialden görüntüsü h) overlap ve bevel preparasyon tiplerinin palatinalden görüntüsü

### 3.2. PLV yapımı

#### 3.2.1. IPS Empress Esthetic Örneklerin Hazırlanması

Bu örnekler As Vital (Konya) Dental Laboratuvarı'nda hazırlandı. Prepare edilmiş dişlerin yarısından (32 adet (16 bevel-16 overlap)) polivinilsiloksan ölçü maddesi (Elite HD + Light Body Fast Setting, Zhermack SpA, Rovigo, Italy) ile ölçü alındı. Alınan ölçülerin içerisine poliüretan esaslı day materyali (Alpha Die MF;

Schultz-Dental GmbH, Rosbach, Germany), vibrasyon makinesi (Emmevi SpA-Badia Polesine RO, Italy) üzerinde dökülerek 1 saat boyunca sertleşmesi beklendi. Sertleşen poliüretan esaslı day materyali polivinilsiloksan ölçü maddesinden çıkartıldı.

Elde edilen day'ların üzerine marjinden 0,5 mm uzaklıkta olacak şekilde 2 kat day spacer (Aqua Fit, Renfert GbmH, Hilzingen, Germany) uygulandı. Özel Empress mumu (Ground Wax, Schuler Dental, Germany) ile mum modelasyon yapıldı. Modelajlar tijlere bağlandı ve tijler kaide üzerine mum ile sabitlendi. Özel IPS döküm seti ve revetmanı (IPS PressVest, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı.

Vakumlu karıştırıcıda (Mixing, Carlo De Geargo, Italy) revetman (IPS PressVEST speed, Bego, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve likidi karıştırılarak homojen hale getirildi. Bu homojen karışım hafif vibrasyonla silindirin içine plastik halka hizasına kadar dökülerek üzeri kapatıldı ve revetmanın sertleşmesi için 30-45 dk beklendi.

Revetmanın sertleşmesinden sonra kapak ve plastik kaide çıkarıldı. Döküm silindiri, alüminyum oksit piston ve ingot' lar ile birlikte ön ısıtma (Nüve 1200, Nüve, Türkiye) için fırına yerleştirildi.

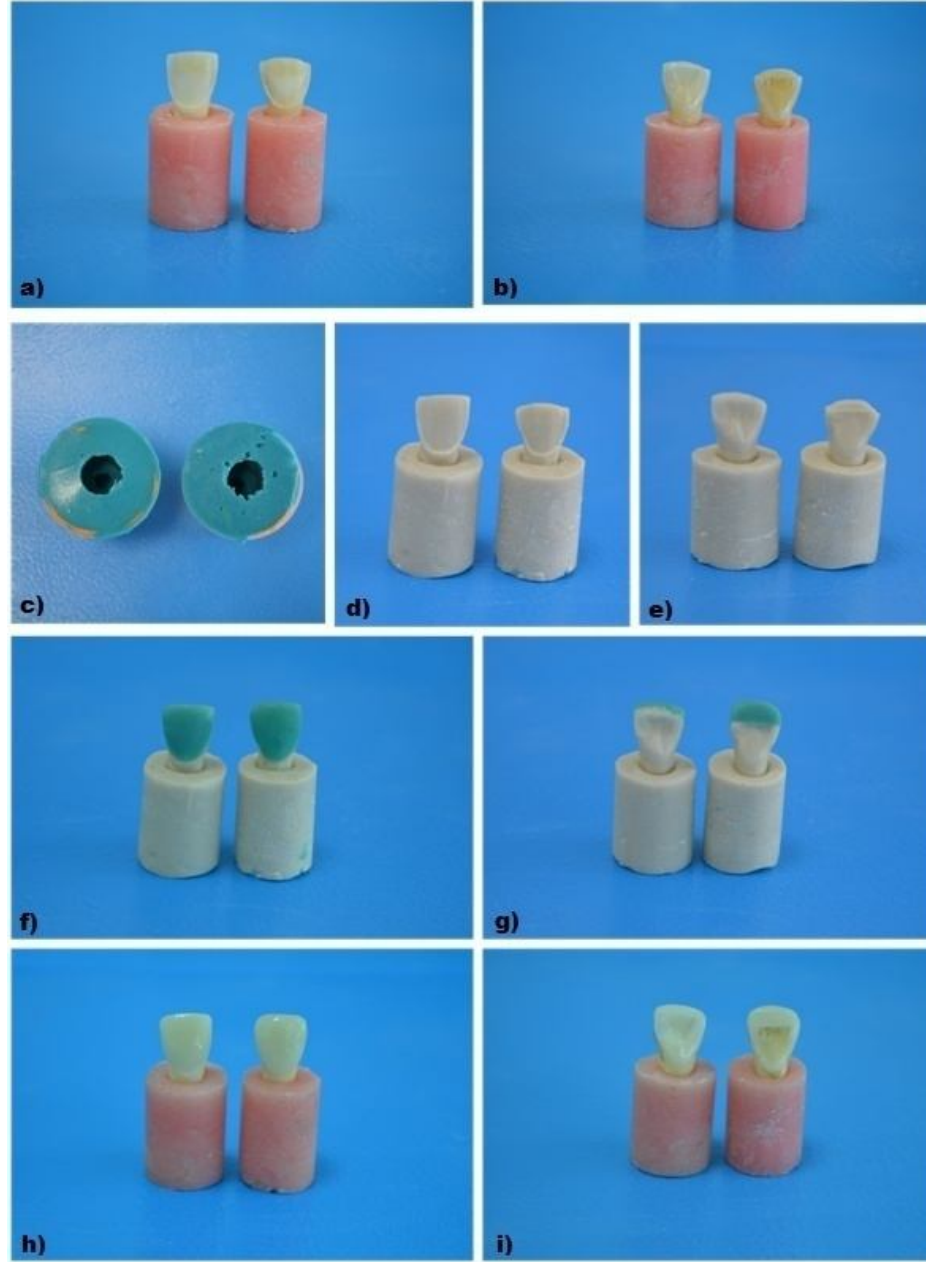
Fırının ısısı 850°C' ye çıkartılıp bu sıcaklıkta da 60 dakika bekletildi. Ön ısıtma fırınından döküm silindir çıkarıldıktan sonra içindeki boşluğa ingot ve alüminyum oksit piston yerleştirildi. Bu şekilde presleme fırınının (EP 600 Kombi, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) merkezine yerleştirilip, kapağı kapatılarak 915°C 'de enjeksiyon yöntemiyle vakum altında presleme yapıldı ve firma önerileri doğrultusunda fırınladı.

Presleme işlemi sonunda revetman silindir fırından çıkartılarak soğumaya bırakıldı. Alüminyum oksit pistonun uzunluğu revetman silindir üzerinde işaretlenerek bu bölgeden separe ile kesildi. Daha sonra revetman silindir içindeki seramik örneklere zarar vermeyecek şekilde 4 barlık basınçla seramiklerin bulunduğu bölgenin dışından itibaren dışa doğru kumlama (BEGO, Perblast Micro, Bremen, Germany) yapılarak örnekler kabaca revetmandan ayrıldı.

Daha sonra 2 barlık basınç ile kumlanarak revetmandan tamamen temizlendi. Elmas separe ile IPS Empress Esthetic örnekler tijlerinden ayrıldı ve örneklerin model üzerine uyumlamaları yapıldı. Elde edilen IPS Empress Esthetic örneklerin iç yüzeyi 0.1-0.2 MPa basınçla 30-50 mikron çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 2-3 sn süreyle pürüzlendirilerek 2 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (Whaledent Biosonic Jr, Newyork, USA) bekletildi. IPS Empress Esthetic örnekler 15 dakika ultrasonik



temizleyicide tutulup üzerindeki artıklardan temizlendi. Böylece lösitle güçlendirilmiş cam seramik örnekler dişlere simante edilmek için hazır hale getirildi.



**Şekil 3.5.** IPS Empress Esthetic örneklerin hazırlanması

a-b) prepare edilmiş dişlerin labial ve palatinalden görünümü c)  l  d-e) poliüretan daylar  
f-g) modelasyonların labial ve palatinalden görünümü h-i) hazırlanan IPS Empress Esthetic laminate  
restorasyonlar

### 3.2.2. CEREC  rneklerin Hazırlanması

Geriye kalan 32 örnek (16 bevel - 16 ovarlap) CEREC Premium ile feldspatik CEREC PC bloklardan Sirona Dental Ltd. Şti. (İstanbul) tarafından üretildi. CAD/CAM

teknolojisiyle restorasyonun tasarlanması ve üretilmesi için preperasyon üç boyutlu olarak dijitalize edildi. CEREC sisteminde optik ölçü işlemi ağız içi tarayıcı ile gerçekleştirildi.

Işık yoğunluğunun yüksek ve düşük voltaj olarak tanımlandığı optik ölçü işleminde görüntü artefaktlarının olmaması için tüm dış yüzeyleri ince opak bir tabaka (titanyum dioksit tozu- Cerec Powder, Vita, Germany) ile kaplandı ve böylelikle ışığın eşit bir şekilde yansmasıyla optik ölçüde parlaklığa bağlı bozuklukların oluşması önlendi. Ayrıca titanyum dioksitin dış yüzeyine uniform bir şekilde yapışması için de görüntüleme likidi (Cerec Optispray) kullanıldı.

Örnekler CEREC Bluecam tarayıcı (Sirona, Bensheim, Germany) ile taranarak elde edilen üç boyutlu sanal modeller milleden cihazına gönderildi. CEREC 4.2 yazılımı kullanılarak siman aralığı 30µm olarak ayarlandı, restorasyon kalınlığı standart hale getirildi. Marjinal sınırlar belirlenerek restorasyon sanal ortamda oluşturuldu. Seramik blok olarak feldspatik seramik CEREC Blocks PC kullanıldı (Şekil 3.6). Blok, CEREC cihazının milleden bölümüne (Cerec MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) yerleştirildi (Şekil 3.7). Veriler milleden ünitesine sanal olarak aktarıldıktan sonra aşındırma işlemine geçildi. Her bir restorasyon ortalama 7-15 dk içerisinde tamamlandı.



**Şekil 3.6.** CEREC Blocks PC

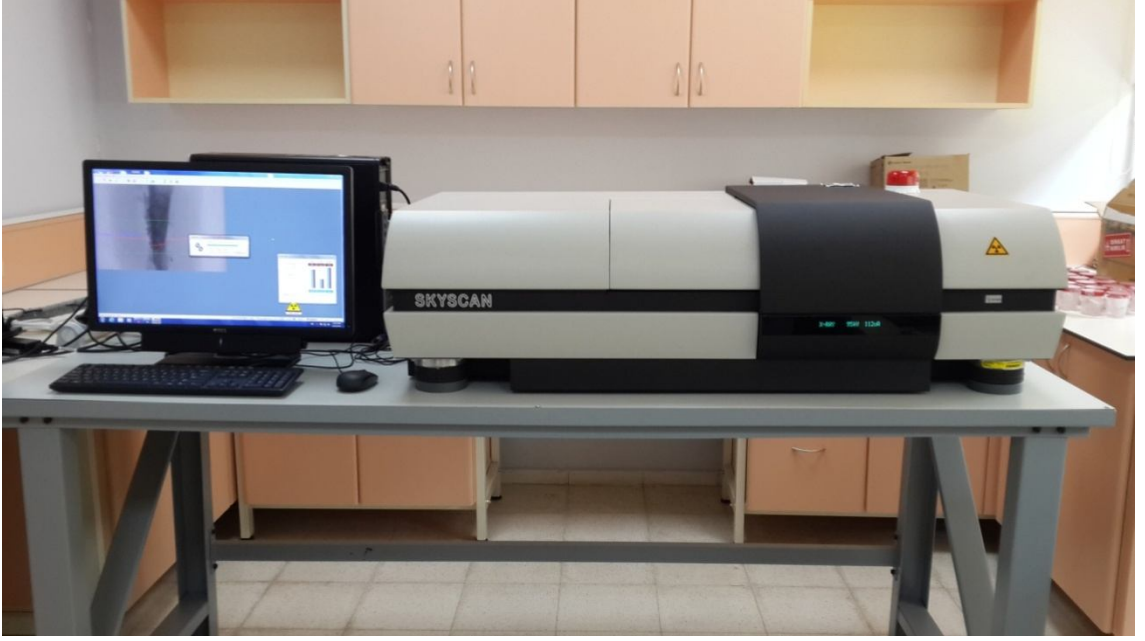


**Şekil 3.7.** CEREC MC XL

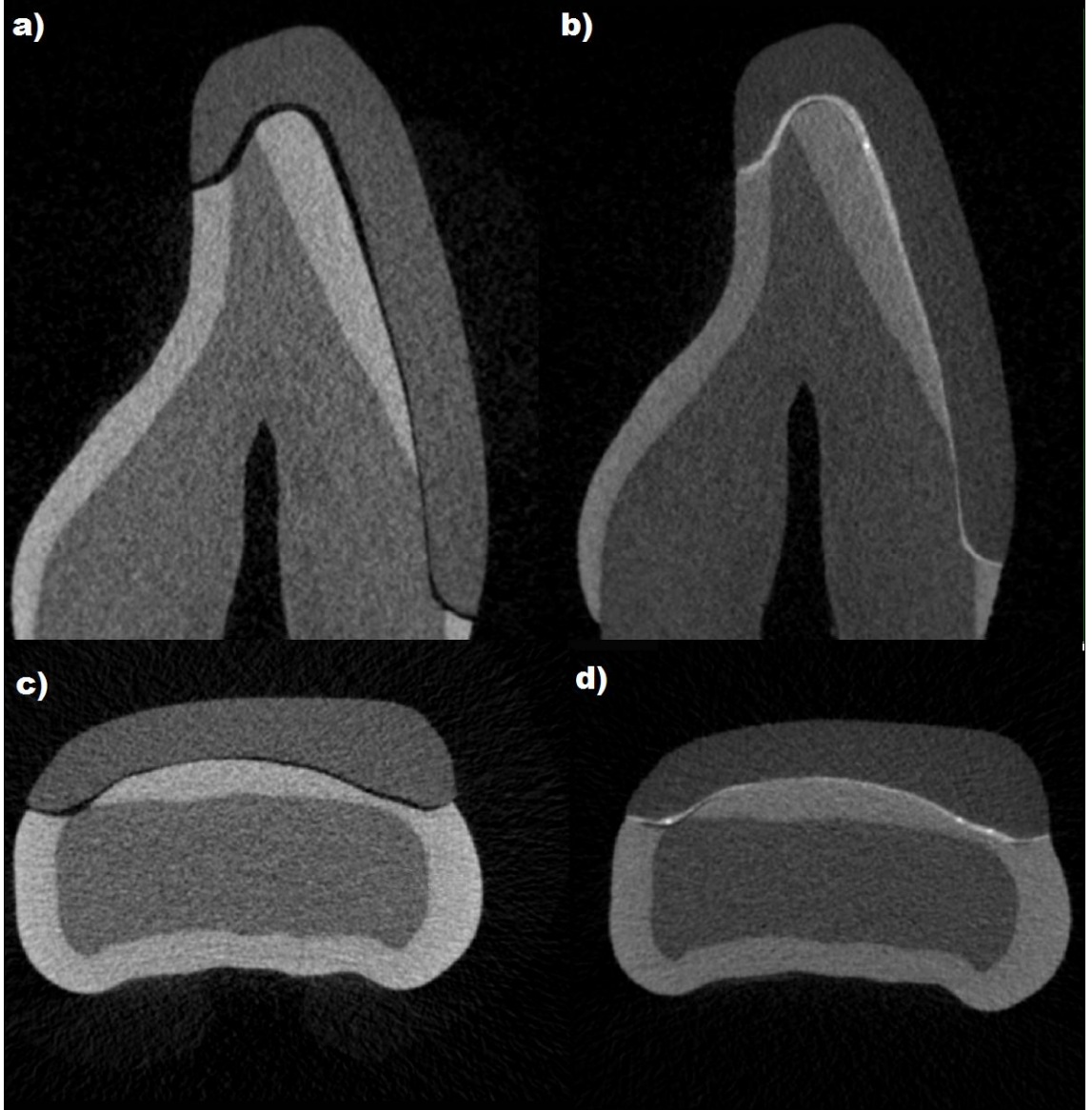
### **3.3. Mikro BT Taraması**

Tarama için SkyScan1172 compact Micro CT (Kontich, Belgium) cihazının döner platformu ortasında örneklerin yerleştirileceği yuva içine silikon ölçü maddesi yerleştirildi ve diş üzerine tam olarak yerleştirilen laminate restorasyon dikkatlice sabitlendi. Rotasyonel tarama sırasında x ışın tüpü diş mesafesini değiştirecek ve dişin expoz alanından dışına çıkmasına neden olabilecek aksiyel konumlardaki sapmaları önlemek için sabitleme işlemi sırasında örneğin vertikal olarak olabildiğince merkezi, açılanma yapmadan yerleştirilmesine dikkat edildi. Daha sonra tarama işlemine geçildi.

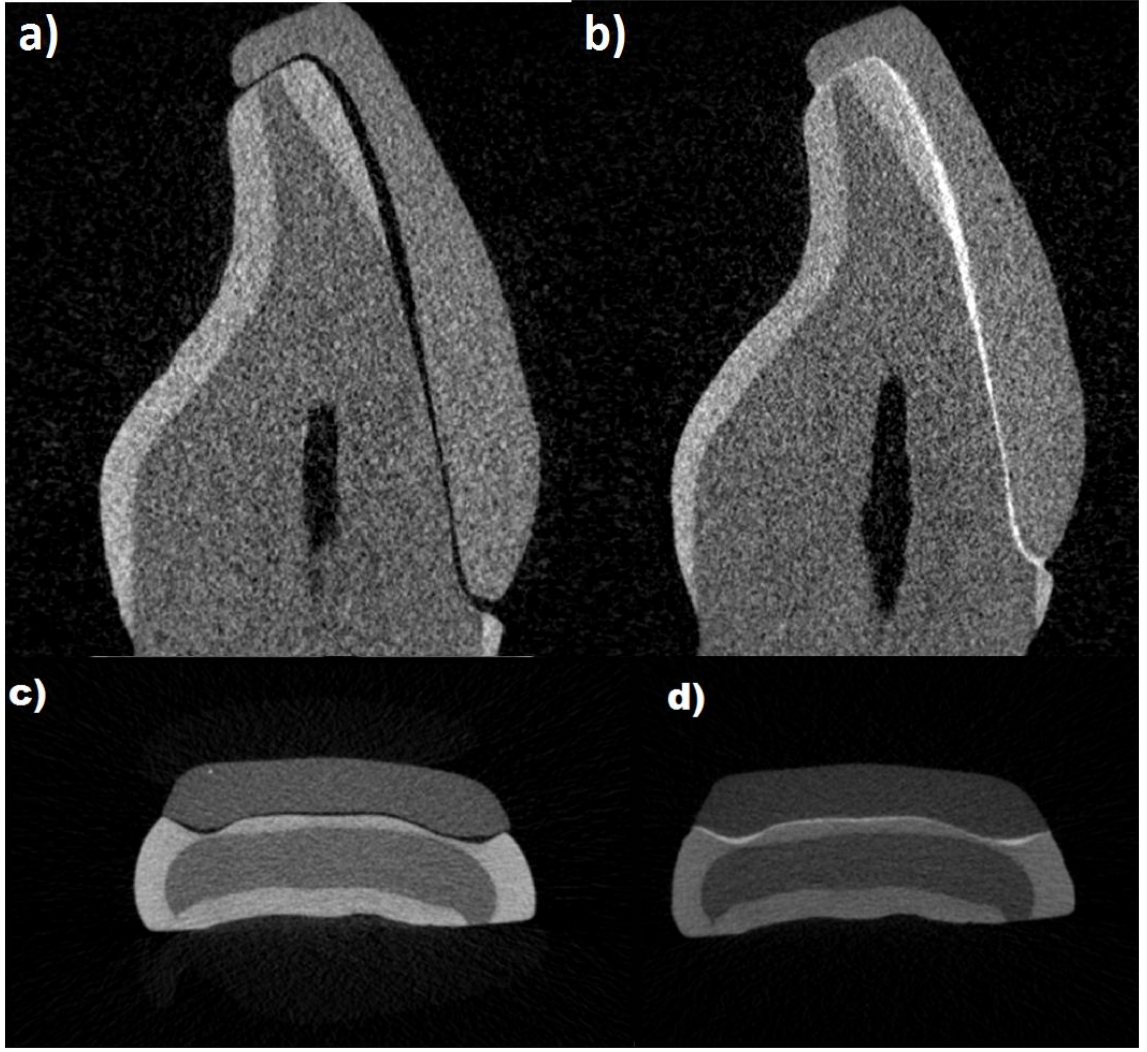
Her bir örnekten 100 kV güç, 1mm alüminyum filtre, 11 Mega Piksel kamera yardımıyla, 12 mikron boyutunda 900-1000 kesit alındı (Şekil 3.9-3.10). Kesitlerden alınan DICOM (Digital Imaging and Commumation in Medicine) uyumlu görüntüler BMP (Bit Map Picture) formatına dönüştürüldü.



**Şekil 3.8.** SkyScan1172 compact Micro CT cihazı



**Şekil 3.9.** Overlap preparasyon tipine göre hazırlanan örneğin kesit görüntüsü  
a) sagittal kesit simantasyon öncesi, b) sagittal kesit simantasyon sonrası, c) transversal kesit simantasyon öncesi, d) transversal kesit simantasyon sonrası



**Şekil 3.10.** Bevel preparasyon tipine göre hazırlanan örneğin kesit görüntüsü  
a) sagittal kesit simantasyon öncesi, b) sagittal kesit simantasyon sonrası, c) transversal kesit simantasyon öncesi, d) transversal kesit simantasyon sonrası

### 3.3.1. Alınan kesitlerin modellenmesi

Kayıt verisinin CTAn (SkyScan, Contich, Belgium) yazılımında işlenmesi ve modellenmesi şu şekilde yapıldı (Şekil 3.11)

a. Verinin yazılıma aktarılması (Import): BMP formatındaki veri “CTAn temel modül”de yer alan import fonksiyonu yardımıyla yazılım içerisine taşındı.

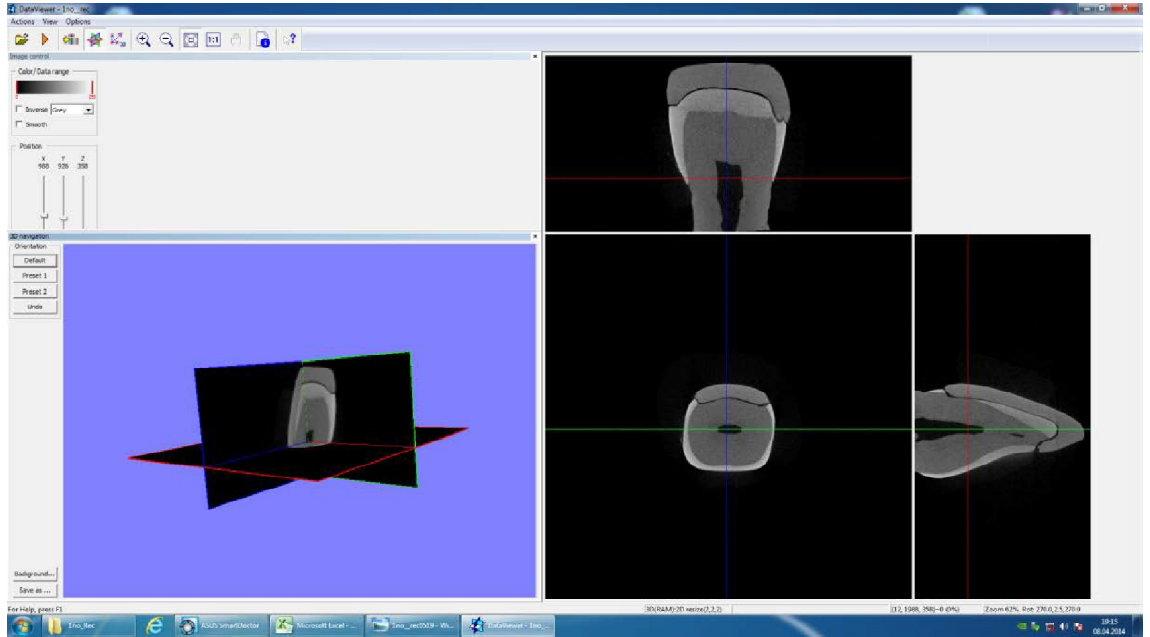
b. Ayırıştırma (Segmentation): Ayırıştırma işlemi yapıldı. Bu işlemin amacı; kayıt verisinin, üç boyutlu görüntülerde en küçük yapıtaşı olan voxel parçacıklarının bir araya getirildiği ve incelenecek restorasyonun istenilen bölgesinin diğer yapılardan ayrıştırılarak farklı renklerde gösterildiği formatta bir 3 boyutlu model oluşumu sağlamaktır.

-Profil Line (Profil çizgisi): Aksial kesitler üzerinde ayrıştırılacak bölgenin Hounsfield Unit (HU) değerleri ile yoğunluk profilinin belirlenmesi ve çalışma aralığının tespiti amacıyla uygulandı.

-Thresholding (Çalışma aralığının tespiti): Değerlendirmeye alınacak maksimum ve minimum yoğunluk değerleri belirlendi ve üç boyutlu modelde yer alması istenen bölgenin bu değerler kapsamında olmasına dikkat edildi.

-Region Growing (Bölge Geliştirme): Bu fonksiyonun amacı istenmeyen görüntü kirliliklerinin temizlenmesi ve sisteme doğrudan bağlı olmayan yapıların ayrılmasıdır. Bölge geliştirme fonksiyonuna dahil olan "Editing" fonksiyonu yardımıyla görüntü artefaktları elimine edildi ve üç boyutlu modele dahil olması düşünülmeyen yapılar değerlendirme alanından çıkarıldı.

c. Model kontrolü ve ölçümü: Elde edilen üç boyutlu model simülatif müdahaleler ile teyit edilerek ve istenilen bölgenin ölçümleri tanısal değerlendirilmesi yapıldı. Bu basamakta yazılımın "CTVox" modülünden yararlanıldı.

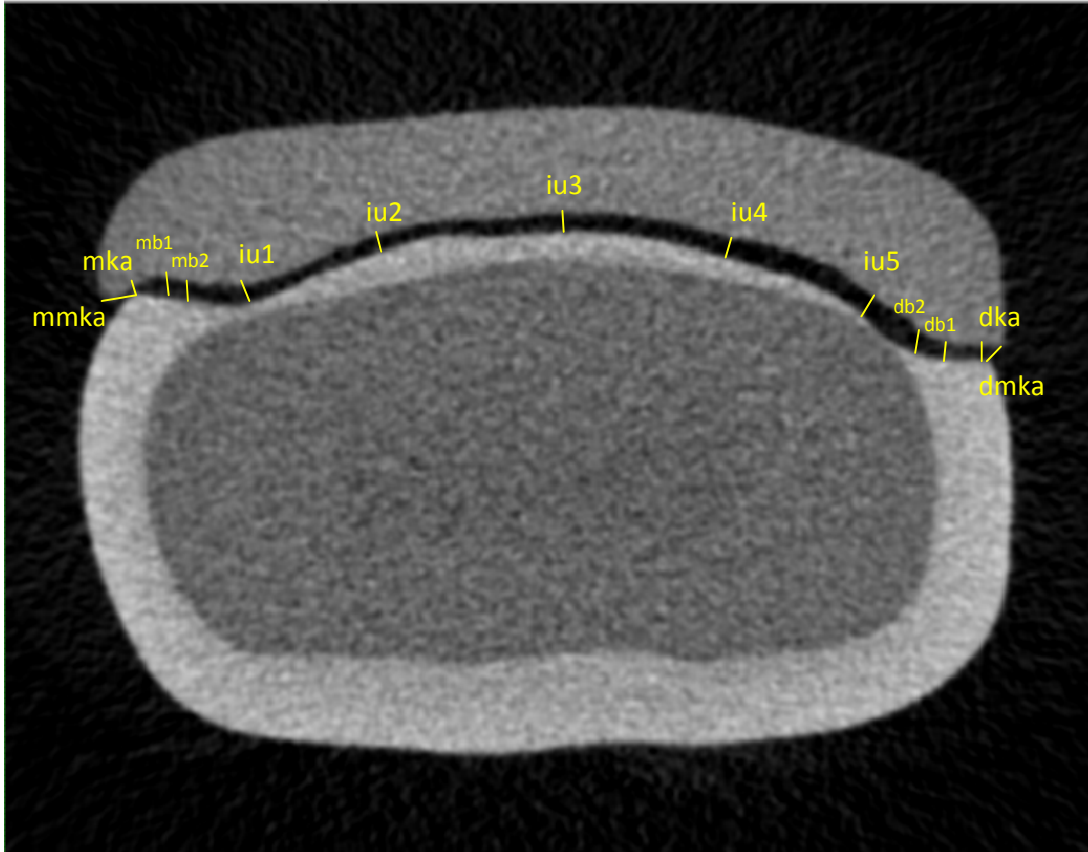


Şekil 3.11. Örneklerin vertikal, sagittal ve aksial olarak 3 boyuttaki ham görüntüsü

### 3.3.2. Kenar, Basamak ve İç Uyularının Değerlendirilmesi

Elde edilen görüntüler transversal ve sagittal yönde incelenerek ölçümler yapıldı. Transversal görüntülemeye örneğin mezial ve distaldeki kenar uyumu 8 noktadan, iç uyumu da 5 noktadan eşit aralıkta farklı 5 kesitten ölçüldü (Şekil 3.12). Sagittal kesitte ise servikal ve insizalden toplam 6 adet yine eşit aralıkta farklı 5 kesitten ölçüm yapıldı (Şekil 3.13). Veriler 0.001mm lik hassasiyette CTAn programının ölçüm menüsü kullanılarak yapıldı. Elde edilen veriler kaydedildi.

Yapılan ölçümler Microsoft Excel programına kaydedilerek istatistik analiz için hazır hale getirildi. Sonuç olarak simantasyon öncesinde laminate veneer restorasyonların iç ve dış kenar uyumu ölçümleri tamamlandı.



**Şekil 3.12.** Transversal düzlemde yapılan ölçümler

(mmka: mezial mutlak kenar aralığı, mka: mezial kenar aralığı, mb: mezial basamak uyumu, iu: iç uyum, db: distal basamak uyumu, dmka: distal mutlak kenar aralığı, dka: distal kenar aralığı)





**Şekil 3.13.** Sagittal düzlemde yapılan ölçümler

(smka: servikal mutlak kenar aralığı, ska: servikal kenar aralığı, sb: servikal basamak uyumu, ika: insizal kenar aralığı, imka: insizal mutlak kenar aralığı)

### **3.4. Simantasyon İşlemi**

Mikro BT ile restorasyonların diş üzerindeki dış kenar ve iç uyumu hesaplandıktan sonra seramik restorasyonlar (64 adet) tek bir klinisyen tarafından 2 farklı siman ile (Variolink veneer ve Clearfil Esthetic Cement EX) üretici firmanın talimatına göre yapıştırıldı.

#### **3.4.1. Restorasyonların Clearfil Esthetic Cement EX ile Simantasyonu**

K-etchant gel mine yüzeyine 10 sn uygulandı ve yıkayıp kurutuldu (Şekil 3.15 a). K-Etchant gel 5 dk restorasyon iç yüzeyine uygulandı, yıkandı ve kurutuldu (Şekil 3.15 b). Clearfil ceramic primer restorasyonun iç yüzeyine uygulandı ve hava spreyi ile yeterince kurutuldu (Şekil 3.15 c). Eşit miktarda Clearfil DC Bond liquid A ve B karıştırılıp mine yüzeyine uygulandı ve 20 sn beklenildi. 5sn boyunca kurutuldu (Şekil

3.15 d). Fazla bond aspire edildi. Işık cihazı ile polimerize edildi. Restorasyon iç yüzeyine siman uygulandı (Şekil 3.15 e). Restorasyon dış yüzeyine adapte edildi. Reflektör ışığından uzak tutuldu. Siman fazlalıkları dikkatlice uzaklaştırıldı. Kuvvet ölçer ile 500gr lık standart kuvvet uygulandı (Şekil3.15 f). 20 sn LED ışık cihazı uygulanarak polimerizasyon tamamlandı (Şekil 3.15 g). Sarı kuşak bitirme frezi ve lastik ile parlatıldı.



Şekil 3.14. Clearfil Esthetic Cement EX



**Şekil 3.15.** Clearfil Esthetic Cement EX simantasyon aşamaları

a) dişe asit uygulanması b) restorasyona asit uygulanması c) restorasyona primer uygulanması d)diş yüzeyine bond uygulanması e) restorasyon iç yüzeyine siman uygulanması f) 500 gr standart kuvvet uygulanması g) simanın polimerize edilmesi

### 3.4.2. Restorasyonların Variolink Veneer ile Simantasyonu

Mine Total-Etch Gel ile 30 sn asitlenip, yıkayıp kurutuldu (Şekil 3.17 a). Diş yüzeyine 15 sn Syntac primer uygulandı ve kurutuldu (Şekil 3.17 b). Diş yüzeyine 10 sn Syntac adeziv uygulandı ve kurutuldu (Şekil 3.17 c). Restorasyona 60 sn Monobond plus uygulandı ve kurutuldu (Şekil 3.17 d). Mine, dentin ve restorasyona 10 sn Heliobond uygulandı (Şekil 25 e). Restorasyon içine Variolink Veneer uygulandı (Şekil 3.17 f). Restorasyon dişe yerleştirildi (Şekil 3.17 g). Kuvvet ölçer ile 500 gr lık standart kuvvet altında (Şekil 3.17 h) 5 sn ışık ( 3M ESPE Elipar S10) uygulandı. Artık siman temizlendi. Liquid strip gliserin jel uygulandı (Şekil 3.17 i). 30 sn polimerize edildi (Şekil3.17 j). Marjinler temizlendi. Sarı kuşak bitirme frezi ve lastik ile parlatıldı.



**Şekil 3.16.** Variolink Veneer siman



**Şekil 3.17.** Variolink Veneer siman simantasyon aşamaları

- a)Diş yüzeyine asit uygulanması; b)Diş yüzeyine Syntac primer uygulanması; c)Syntac adeziv uygulanması; d)Restorasyon iç yüzeyine Monobond plus uygulanması e)Restorasyon ve dişe Heliobond uygulanması f)Simanın restorasyon iç yüzeyine uygulanması g)Restorasyonun dişe adapte edilmesi h) 500 gr kuvvet uygulanması i) Liquid strip gliserin jel uygulanması j)LED ışık kaynağı ile 30 saniye polimerize edilmesi

### 3.5. Simantasyon Sonrası Kenar ve İç Uyumlarının Değerlendirilmesi

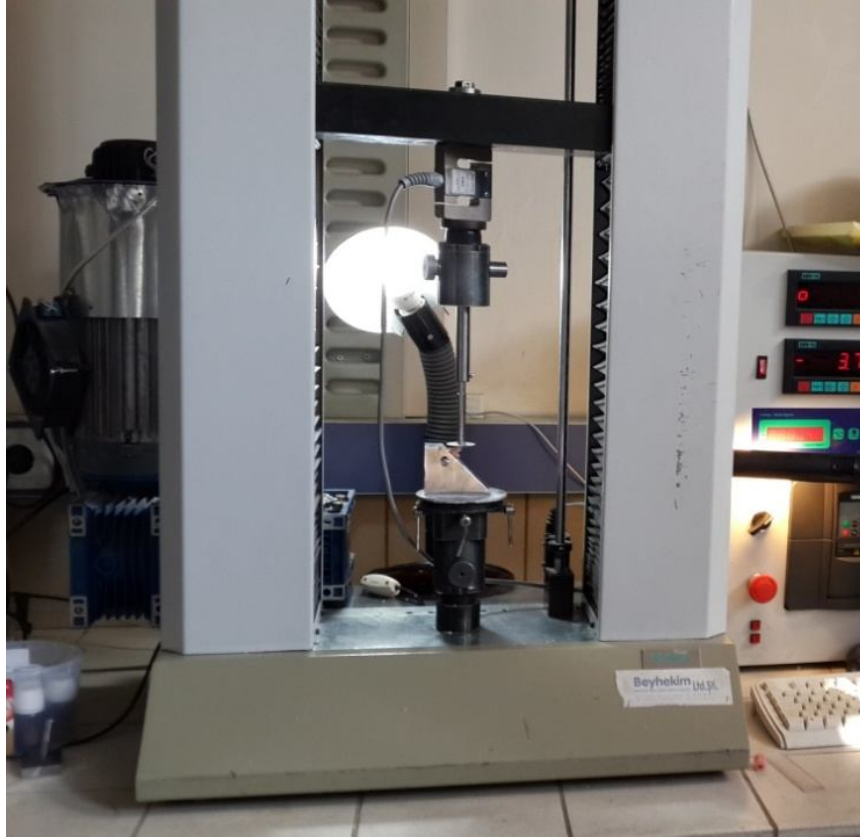
Dişlerin simantasyonunu takiben örnekler ikinci tarama için SkyScan1172 compact Micro CT cihazına yerleştirilerek ilk taramada kullanılan 100 kV güç, 1mm aliminyum filtre, 11 Mega Piksel kamera yardımıyla, her bir örnekten 12 mikron boyutunda kesitler alındı. Kesitlerden alınan DICOM uyumlu görüntüler BMP formatına dönüştürüldü. Alınan kesitlerin modellenmesi için kayıt verisinin CTAn yazılımında işlenmesi ve modellenmesi daha önce anlatıldığı gibi yapıldı.

### 3.6. Kırma Testi

Kırma testi için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde Çekme Koparma Basma Test cihazı (TSTM 02500 Elista Ltd. Şti. İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.19).



Şekil 3.18. Kırma testi için hazırlanan parçalar

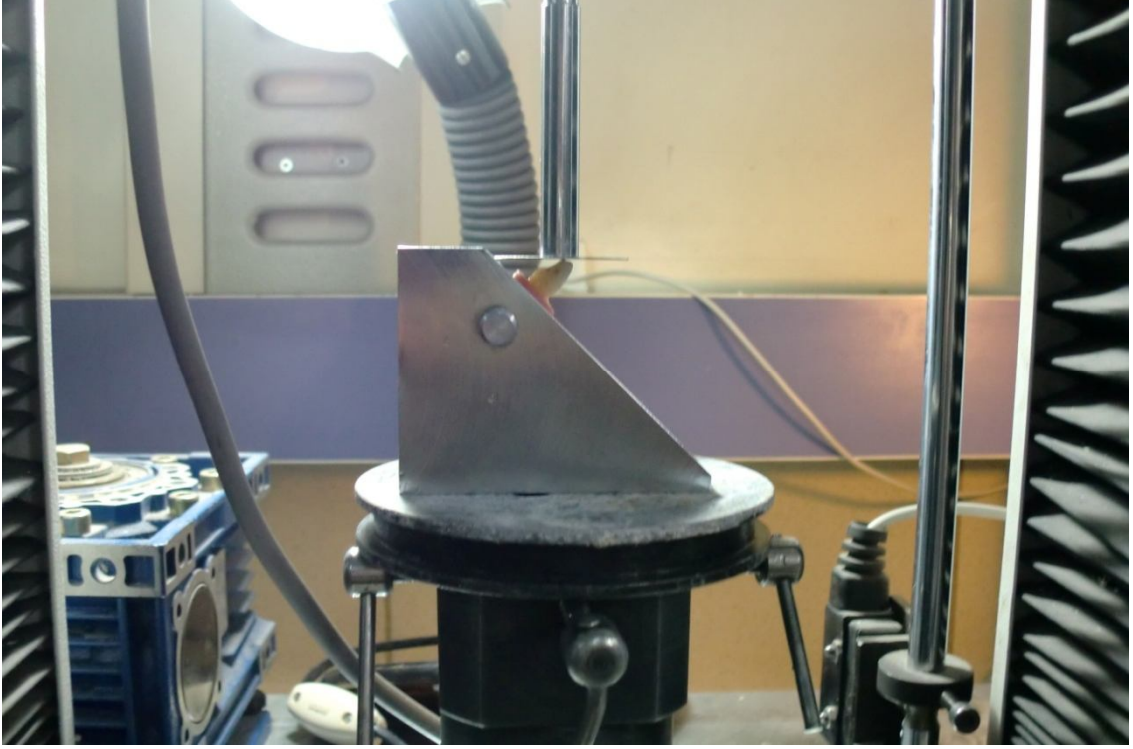


**Şekil 3.19.** Çekme koparma basma test cihazı

Örneklerin yapımının, boyutlarının ve ortamın standardizasyonunun yanı sıra, seçilen yükleme hızı da çok önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlakın büyümesi için gerekli zaman olmaması nedeniyle, dayanıklılık artacak ve hatalı veriler elde edilmesine neden olacaktır. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir. ISO, hızı  $1\pm 0.5$  mm/dakika olarak belirlemiştir. Bu doğrultuda yükleme hızı 1 mm/dakika olarak uygulandı.

Ağız içinde üst santral dişlere gelen kuvvetin yönü dikkate alınarak örneklere gelecek kuvveti  $45^\circ$  açı ile yönlendirecek çelik platform hazırlatıldı.

Düz uçlu kırma ucu hazırlatıldı ve kuvvet kırıcı olarak metal disk kullanıldı. Başlık hızı 1,0 mm/dakika olarak ayarlandı. Kırılacak örnek platform üzerine hareket etmeyecek şekilde sabitlendi. Kırıcı uç ve kuvvet kırıcı disk, sabit duran örnek üzerinde pozisyonlandırıldı (Şekil 3.20).



**Şekil 3.20.** Kıırma testi düzeneği

Hazırlanan 72 örneğe kıırma testi uygulandı. Kıırılma gerçekteştiğinde cihaz durduruldu ve cihazın çalışmasını destekleyen bilgisayar ve yazılımla elde edilen maksimum kuvvet değerleri Newton (N) olarak kaydedildi. Her bir örneğin kıırıldıktan sonra fotoğrafı çekilerek bilgisayar ortamına aktarıldı. Her diş kendi grubu içinde ve gruplar birbirleriyle kırık şekilleri açısından karşılaştırıldı.

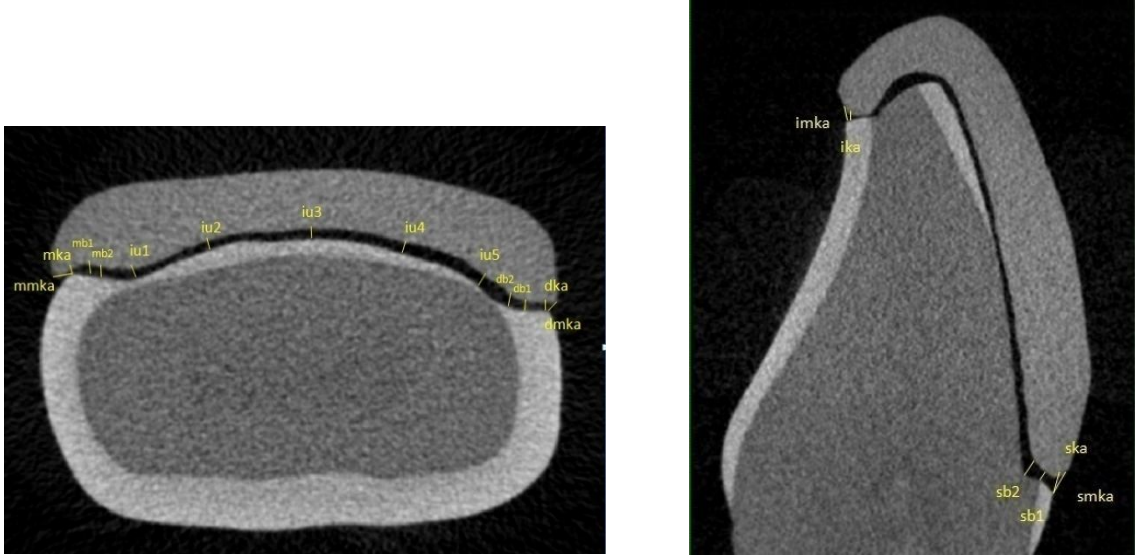
### **3.7. İstatistiksel Değerlendirme**

Veriler ortanca (en küçük-en büyük) olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile değerlendirildi. Verilerin analizinde Kruskal Wallis H testi ve çoklu karşılaştırmalarda ise Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı.  $P < 0.05$  değerleri istatistiksel olarak önemli kabul edildi. Analizlerde IBM SPSS statistics for Windows, Version 22.0, Armonk, NY: IBM Corp. paket programı kullanıldı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kenar Uyumu Bulguları

Her gruptan 8 örnek olmak üzere toplam 64 PLV restorasyonda simantasyon öncesinde ve sonrasında transversal düzlemde mezial mutlak kenar aralığı (mmka), mezial kenar aralığı (mka), mezial basamak uyumu (mb), iç uyum (iu), distal basamak uyumu (dbu), distal mutlak kenar aralığı (dmka), distal kenar aralığı (dka); sagittal düzlemde servikal mutlak kenar aralığı (smka), servikal kenar aralığı (ska), servikal basamak uyumu (sb), insizal kenar aralığı (ika), insizal mutlak kenar aralığı (imka) ölçümleri CTan programı kullanılarak değerlendirildi. Her düzlemde beş kesitten ölçümler yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak tek değer elde edildi. Beş noktadan yapılan iç uyum ölçümlerinin ve distal basamak uyumu, mezial basamak uyumu ve servikal basamak uyumu için elde edilen ikişer ölçümün ortalaması alınarak her parametre için tek değer elde edildi. Tüm ölçümler milimetre (mm) cinsinden elde edildi (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Kesitler üzerinde belirlenen ölçüm noktaları

#### 4.1.1. PLV Restorasyonların Simantasyon Öncesi Kenar, Basamak ve İç Uyum Değerlerinin Karşılaştırılması

Simantasyon öncesi 4 grubun kenar ve iç uyumu ölçümleri için ortanca, en küçük, en büyük değerleri Tablo 4.1'de verilmiştir.



**Tablo 4.1.** PLV restorasyonların simantasyon öncesi kenar, basamak ve iç uyum karşılaştırması

Ölçüm noktası	Grup												P
	CB			CO			EB			EO			
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	
<b>mmka</b>	0.12 <sup>a,b</sup>	0.06	0.37	0.15	0.09	0.29	0.19	0.08	0.50	0.22	0.10	0.49	0.006
<b>mka</b>	0.05 <sup>a,b,c</sup>	0.02	0.21	0.08	0.03	0.19	0.09	0.03	0.17	0.10	0.05	0.15	0.002
<b>mb</b>	0.10	0.05	0.26	0.12	0.05	0.26	0.14	0.07	0.39	0.13	0.09	0.22	0.061
<b>iu</b>	0.08 <sup>a,b</sup>	0.05	0.18	0.10	0.05	0.76	0.13	0.04	0.16	0.12	0.04	0.18	0.028
<b>db</b>	0.11	0.03	0.35	0.12	0.06	0.24	0.12	0.05	0.24	0.12	0.07	0.30	0.913
<b>dka</b>	0.05 <sup>a</sup>	0.03	0.33	0.06 <sup>a</sup>	0.03	0.16	0.10	0.01	0.19	0.13	0.04	0.27	0.009
<b>dmka</b>	0.13 <sup>ab</sup>	0.08	0.22	0.16 <sup>a</sup>	0.08	0.20	0.19	0.11	0.41	0.20	0.11	0.38	0.006
<b>smka</b>	0.16 <sup>a,b</sup>	0.09	0.32	0.17 <sup>a</sup>	0.12	0.25	0.27 <sup>a</sup>	0.06	0.40	0.33	0.14	0.46	0.00
<b>ska</b>	0.07 <sup>a</sup>	0.04	0.13	0.10 <sup>a</sup>	0.03	0.21	0.08 <sup>a</sup>	0.02	0.25	0.18	0.08	0.31	0.00
<b>sb</b>	0.09 <sup>a</sup>	0.03	0.18	0.13	0.05	0.24	0.10 <sup>a</sup>	0.04	0.21	0.16	0.09	0.25	0.004
<b>ika</b>	0.07 <sup>a,c</sup>	0.02	0.12	0.13	0.06	0.21	0.08 <sup>a</sup>	0.03	0.25	0.16	0.06	0.28	0.00
<b>imka</b>	0.15 <sup>a,b,c</sup>	0.07	0.21	0.18	0.11	0.25	0.21	0.09	0.43	0.29	0.13	0.41	0.001

a: EO'ya göre istatistiksel olarak farklı ( $p<0.05$ ); b: EB'ye göre istatistiksel olarak farklı ( $p<0.05$ ); c: CO'ya göre istatistiksel olarak farklı ( $p<0.05$ ); Med: Medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; C: Cerec; E: Empress Esthetic; B: bevel; O: overlap; mmka: mezial mutlak kenar aralığı; mka: mezial kenar aralığı; mb: mezial basamak uyumu; iu: iç uyum; db: distal basamak uyumu; dmka: distal mutlak kenar aralığı; dka: distal kenar aralığı; smka: servikal mutlak kenar aralığı; ska: servikal kenar aralığı; sb: servikal basamak uyumu; ika: insizal kenar aralığı; imka: insizal mutlak kenar aralığı

Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde CB, CO, EB, EO grupları için; mmka, mka, iu, dka, dmka, smka, ska, sb, ika, imka değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ); mb ve db değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

#### **mmka değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EO grubu sahipken, en küçük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.12 mm), EO (0.22 mm) ve EB (0.19 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

#### **mka değerleri karşılaştırıldığında;**

EO grubu en büyük değere sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.05 mm); EO (0.10 mm), EB (0.09 mm) ve CO (0.08 mm) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ( $p<0.05$ ).

**iu değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EB grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.08 mm) ile, EO (0.12 mm) ve EB (0.13 mm) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0.05$ ).

**dka değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. EO grubu (0.13 mm), CB (0.05 mm) ve CO (0.06 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

**dmka değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.13 mm), EO (0.20 mm) ve EB (0.19 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

**smka değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.16 mm), EO (0.33 mm) ve EB (0.27 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ). EO grubu (0.33 mm), CO (0.17 mm) ve EB (0.27 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

**ska değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO, en düşük değere CB grubu sahiptir. EO grubu (0.18 mm); CB (0.07 mm), CO (0.10 mm) ve EB (0.08 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

**sb değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değer EO, en düşük değer CB grubunda saptanmıştır. EO grubu (0.16 mm), EB (0.10 mm) ve CB (0.09 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

**ika 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. EO grubu (0.16 mm), CB (0.07 mm) ve EB (0.08 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark vardır ( $p<0.05$ ). CO grubu (0.13 mm) ve CB grubu (0.07 mm) arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

**imka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EO grubu sahipken, en düşük değeri CB grubu göstermiştir. CB grubu (0.15 mm); EO (0.29 mm), EB (0.21 mm) ve CO (0.18 mm) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ( $p<0.05$ ).

**4.1.2. PLV Restorasyonlarda Simantasyon Sonrası Kenar, Basamak ve İ Uyumlarının Karşılaştırılması**

Simantasyon sonrası kenar, basamak ve i uyumların karşılaştırılması için ortanca, en küçük ve en büyük değerleri Tablo 4.2'de verilmiştir.

**Tablo 4.2.** PLV restorasyonların simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması

Ölçüm noktası	Grup																							
	CBCI			CBV			COCI			COV			EBCI			EBV			EOCI			EOV		
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
<b>mmka</b>	0.15 <sup>a,b</sup>	0.11	0.26	0.11 <sup>a,b,c,d</sup>	0.09	0.14	0.12 <sup>a,b,c</sup>	0.11	0.17	0.14 <sup>a,b</sup>	0.09	0.30	0.25	0.15	0.34	0.20	0.18	0.46	0.18	0.13	0.33	0.19	0.11	0.25
<b>mka</b>	0.10	0.05	0.19	0.09	0.07	0.14	0.09	0.07	0.16	0.11	0.08	0.20	0.12	0.06	0.19	0.11	0.08	0.18	0.13	0.10	0.16	0.09	0.03	0.20
<b>mb</b>	0.14 <sup>e</sup>	0.11	0.17	0.10 <sup>b,c</sup>	0.07	0.15	0.10 <sup>b</sup>	0.09	0.17	0.10 <sup>b</sup>	0.09	0.22	0.16	0.11	0.22	0.12	0.08	0.28	0.14	0.07	0.24	0.12	0.08	0.24
<b>iu</b>	0.12 <sup>e</sup>	0.07	0.14	0.09 <sup>b,c</sup>	0.06	0.11	0.11 <sup>b</sup>	0.08	0.12	0.10 <sup>b</sup>	0.08	0.87	0.13 <sup>a</sup>	0.12	0.16	0.10	0.06	0.16	0.12	0.05	0.15	0.10	0.08	0.15
<b>db</b>	0.15	0.09	0.18	0.10	0.08	0.34	0.11	0.10	0.20	0.12	0.08	0.25	0.14	0.10	0.17	0.12	0.09	0.24	0.16	0.07	0.20	0.15	0.09	0.19
<b>dka</b>	0.10	0.06	0.15	0.11	0.09	0.33	0.09	0.08	0.23	0.09	0.06	0.16	0.10	0.07	0.18	0.12	0.05	0.19	0.11	0.07	0.23	0.13	0.08	0.20
<b>dmka</b>	0.17	0.09	0.23	0.13	0.09	0.23	0.14	0.10	0.24	0.17	0.11	0.20	0.18	0.15	0.28	0.18	0.10	0.41	0.16	0.12	0.28	0.21	0.12	0.27
<b>smka</b>	0.16 <sup>c</sup>	0.09	0.29	0.12 <sup>a,b,c,d</sup>	0.10	0.17	0.14 <sup>a,b,c,d</sup>	0.09	0.20	0.15 <sup>a,b,c,d</sup>	0.06	0.19	0.26	0.16	0.35	0.21	0.13	0.41	0.23	0.18	0.36	0.23	0.14	0.37
<b>ska</b>	0.10 <sup>c,d</sup>	0.07	0.13	0.09 <sup>c,d</sup>	0.08	0.13	0.10 <sup>c,d</sup>	0.05	0.15	0.12 <sup>c</sup>	0.06	0.20	0.13	0.09	0.14	0.13	0.09	0.24	0.16 <sup>b</sup>	0.12	0.22	0.14	0.08	0.27
<b>sb</b>	0.12	0.09	0.20	0.09	0.08	0.15	0.10	0.06	0.17	0.11	0.08	0.16	0.11	0.06	0.13	0.11	0.07	0.21	0.16	0.09	0.20	0.13	0.08	0.17
<b>ika</b>	0.11	0.06	0.14	0.10	0.08	0.12	0.11	0.07	0.15	0.12	0.07	0.15	0.11	0.06	0.16	0.11	0.06	0.25	0.15	0.09	0.23	0.14	0.08	0.18
<b>imka</b>	0.17 <sup>c,e</sup>	0.15	0.24	0.11 <sup>b,c,d</sup>	0.09	0.19	0.15 <sup>b,c</sup>	0.12	0.20	0.16 <sup>c</sup>	0.13	0.26	0.23	0.18	0.27	0.15	0.10	0.43	0.27 <sup>b</sup>	0.16	0.35	0.19	0.11	0.39

a: EBV'den farklı (p<0.05); b: EBCI'den farklı (p<0.05); c: EOCl'den farklı (p<0.05); d: EOV'den farklı (p<0.05); e: CBV'den farklı (p<0.05); Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; C: Cerec; E: Empress Esthetic; B: bevel; O: overlap; Cl: Clearfil Esthetic EX; V: Variolink Veneer; mmka: mezial mutlak kenar aralığı; mka: mezial kenar aralığı; mb: mezial basamak uyumu; iu: iç uyum; db: distal basamak uyumu; dmka: distal mutlak kenar aralığı; dka: distal kenar aralığı; smka: servikal mutlak kenar aralığı; ska: servikal kenar aralığı; sb: servikal basamak uyumu; ika: insizal kenar aralığı; imka: insizal mutlak kenar aralığı

Simantasyon sonrası 8 grubun mmka, mb, iu, smka, ska, imka değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ); mka, db, dka, dmka, sb, ika değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

**mmka ölçümleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EBCI grubu sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. CBCI grubu (0.15 mm), EBV (0.20 mm) ve EBC (0.25 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ). CBV grubu (0.11 mm); EBV (0.20 mm), EBC (0.25 mm), EOC (0.18 mm) ve EOV (0.19 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). COCI grubu (0.12 mm), EBV (0.20 mm) ve EBCI (0.25 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). COV grubu (0.14 mm), EBV (0.20 mm) ve EBCI (0.25 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**mb ölçümleri karşılaştırıldığında;**

En büyük ölçüm değerini EBCI grubu göstermiştir. EOCI grubu (0.14 mm), CBV grubundan (0.10 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCI grubu (0.16 mm); CBV (0.10 mm), COCI (0.10 mm) ve COV (0.10 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). CBCI grubu (0.14 mm) CBV grubundan (0.10 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**iu ölçümleri karşılaştırıldığında;**

En büyük ölçüm değeri EBCI, en küçük ölçüm değeri ise CBV grubunda saptanmıştır. EBCI grubu (0.13mm); EBV (0.10 mm), COCI (0.11 mm), CBV (0.09 mm) ve COV (0.10 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). CBCI grubu (0.12 mm), CBV grubundan (0.09 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EOCI grubu da (0.12 mm), CBV grubundan (0.09 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**smka değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük ölçüm değerine EBCI grubu sahipken, en küçük değeri ise CBV grubu göstermiştir. EOCI grubu (0.23 mm); CBCI (0.16 mm), CBV (0.12 mm), COC (0.14 mm) ve COV (0.15 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCI grubu (0.26 mm); CBV (0.12 mm), COC (0.14 mm) ve COV (0.15 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBV grubu (0.21 mm); CBV (0.12 mm), COC (0.14 mm) ve COV (0.15 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EOV grubu (0.23 mm); CBV (0.12 mm), COC (0.14 mm) ve COV (0.15 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

#### **ska değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOCl grubu sahipken, en kk değeri CBV grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.16 mm); CBCl (0.10 mm), CBV (0.09 mm), COC (0.10 mm), COV (0.12 mm) ve EBCl (0.13 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EOCl grubu (0.14 mm); CBCl (0.10 mm), CBV (0.09 mm) ve COC (0.10 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

#### **imka değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOCl grubu sahipken, en kk değeri CBV grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.27 mm); CBCl (0.17 mm), CBV (0.11 mm), COCl (0.15 mm) ve COV (0.16 mm) gruplarından istatistiksel farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCl grubu (0.23 mm); CBV (0.11 mm), COC (0.15 mm) ve EOCl (0.27 mm) gruplarından istatistiksel farklıdır ( $p<0.05$ ). CBV grubu (0.11 mm), CBCl (0.17 mm) ve EOCl (0.19 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

#### **4.1.3. Clearfil Esthetic Cement EX ile Simante Edilen Grupların Simantasyon ncesi Ve Simantasyon Sonrası Kenar, Basamak ve İ Uyumlarının Karşılaştırılması**

Clearfil Esthetic Cement EX kullanılan gruplardan elde edilen kenar uyumu ölçümleri için ortanca, en kk ve en büyük değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

**Tablo 4.3** Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması

Ölçüm noktası	CBCI			COCI			EBCI			EOCI			P
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	
mmka_1	0.12 <sup>a</sup>	0.06	0.37	0.15 <sup>a</sup>	0.11	0.21	0.26	0.08	0.37	0.27	0.19	0.49	0.027
mmka_2	0.15 <sup>b</sup>	0.11	0.26	0.12 <sup>a,b</sup>	0.11	0.17	0.25	0.15	0.34	0.18	0.13	0.33	0.003
mka_1	0.05 <sup>a</sup>	0.02	0.21	0.06 <sup>a</sup>	0.03	0.09	0.08	0.05	0.11	0.11	0.06	0.15	0.009
mka_2	0.10	0.05	0.19	0.09	0.07	0.16	0.12	0.06	0.19	0.13	0.10	0.16	0.086
mb_1	0.13	0.07	0.26	0.10	0.05	0.16	0.14	0.11	0.19	0.15	0.12	0.22	0.064
mb_2	0.14	0.11	0.17	0.10	0.09	0.17	0.16	0.11	0.22	0.14	0.07	0.24	0.072
iu_1	0.08 <sup>a,b</sup>	0.06	0.18	0.08 <sup>a,b</sup>	0.05	0.11	0.15	0.12	0.16	0.12	0.08	0.18	0.002
iu_2	0.12 <sup>b</sup>	0.07	0.14	0.11 <sup>b</sup>	0.08	0.12	0.13	0.12	0.16	0.12	0.05	0.15	0.019
db_1	0.12	0.09	0.21	0.09	0.06	0.14	0.11	0.05	0.19	0.14	0.07	0.30	0.219
db_2	0.15	0.09	0.18	0.11	0.10	0.20	0.14	0.10	0.17	0.16	0.07	0.20	0.456
dka_1	0.05 <sup>a</sup>	0.03	0.13	0.05 <sup>a</sup>	0.03	0.09	0.11	0.01	0.16	0.14	0.05	0.27	0.011
dka_2	0.10	0.06	0.15	0.09	0.08	0.23	0.10	0.07	0.18	0.11	0.07	0.23	0.90
dmka_1	0.14 <sup>a</sup>	0.08	0.22	0.14 <sup>a,b</sup>	0.08	0.17	0.20	0.14	0.35	0.24	0.16	0.38	0.002
dmka_2	0.17	0.09	0.23	0.14	0.10	0.24	0.18	0.15	0.28	0.16	0.12	0.28	0.285
smka_1	0.21 <sup>a</sup>	0.12	0.32	0.16 <sup>a,b</sup>	0.12	0.23	0.28	0.21	0.32	0.36	0.25	0.46	0.000
smka_2	0.16 <sup>a</sup>	0.09	0.29	0.14 <sup>a,b</sup>	0.09	0.20	0.26	0.16	0.35	0.23	0.18	0.36	0.004
ska_1	0.06 <sup>a</sup>	0.04	0.13	0.07 <sup>a</sup>	0.03	0.14	0.07 <sup>a</sup>	0.02	0.09	0.18	0.15	0.31	0.001
ska_2	0.10 <sup>a</sup>	0.07	0.13	0.10 <sup>a</sup>	0.05	0.15	0.13 <sup>a</sup>	0.09	0.14	0.16	0.12	0.22	0.004
sb_1	0.10 <sup>a</sup>	0.05	0.18	0.10 <sup>a</sup>	0.05	0.21	0.10 <sup>a</sup>	0.04	0.13	0.17	0.10	0.25	0.025
sb_2	0.12	0.09	0.20	0.10 <sup>a</sup>	0.06	0.17	0.11 <sup>a</sup>	0.06	0.13	0.16	0.09	0.20	0.039
ika_1	0.07 <sup>a</sup>	0.05	0.12	0.13	0.06	0.21	0.08 <sup>a</sup>	0.04	0.18	0.18	0.06	0.28	0.025
ika_2	0.11	0.06	0.14	0.11	0.07	0.15	0.11	0.06	0.16	0.15	0.09	0.23	0.082
imka_1	0.16 <sup>a,b</sup>	0.11	0.21	0.17 <sup>a</sup>	0.11	0.24	0.21	0.12	0.41	0.34	0.17	0.41	0.001
imka_2	0.17 <sup>a,b</sup>	0.15	0.24	0.15 <sup>a,b</sup>	0.12	0.20	0.23	0.18	0.27	0.27	0.16	0.35	0.001

a: grup EOC'ye göre farklı ( $p<0.05$ ); b: grup EBC'ye göre farklı ( $p<0.05$ ); Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; C: Cerec; E: Empress Esthetic; B: bevel; O: overlap; Cl: Clearfil Esthetic EX; mmka: mezial mutlak kenar aralığı; mka: mezial kenar aralığı; mb: mezial basamak uyumu; iu: iç uyum; db: distal basamak uyumu; dmka: distal mutlak kenar aralığı; dka: distal kenar aralığı; smka: servikal mutlak kenar aralığı; ska: servikal kenar aralığı; sb: servikal basamak uyumu; ika: insizal kenar aralığı; imka: insizal mutlak kenar aralığı. Kısaltmaların sonundaki "1" rakamı simantasyon öncesi, "2" rakamı simantasyon sonrası ölçümü ifade etmektedir.

CBCI, COCI, EBCI, EOCI grupları arasında simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde mmka, mka, iu, dka, dmka, smka, ska, sb, ika değerlerinde; simantasyon sonrası yapılan ölçümlerde ise mmka, iu, smka, ska, sb, imka değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

CBCI, COCI, EBCI, EOCl grupları arasında simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde mb ve db değerlerinde; simantasyon sonrasında ise mka, mb, db, dka, dmka, ika değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

**mmka 1 değerleri karşılaştırıldığında ;**

En yüksek değer EOCl grubunda, en düşük değer CBCI grubunda saptanmıştır. EOCl grubu (0.27 mm), CBCI (0.12 mm) ve COCI (0.15 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark vardır ( $p<0.05$ ).

**mmka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değer EBCI grubunda, en düşük değer COCI grubunda saptanmıştır. EBCI grubu (0.25 mm), CBCI (0.15 mm) ve COCI (0.12 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). COCI grubu (0.12 mm), EOCl (0.18 mm) ve EBCI (0.25 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**mka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değer EOCl grubunda, en düşük değer CBCI grubunda saptanmıştır. EOCl grubu (0.11 mm), CBCI (0.05 mm) ve COCI (0.06 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**iu 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EBCI grubu göstermiştir. EBCI grubu (0.15 mm), COCI (0.08 mm) ve CBCI (0.08 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EOCl grubu (0.12 mm), CBCI (0.08) ve COCI (0.08 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**iu 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EBCI grubu göstermiştir. EBCI grubu (0.13 mm), CBCI (0.12 mm) ve COCI (0.11 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak aralarında fark vardır ( $p<0.05$ ).

**dka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu(0.14 mm), CBCI (0.05 mm) ve COCI (0.05 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**dmka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl (0.24 mm) grubu, CBCI (0.14 mm) ve COCI (0.14 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark vardır



( $p<0.05$ ). EBCI grubu da (0.20 mm), COCl grubundan (0.14 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**smka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EOCl grubu sahipken, en küçük değeri COCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.36 mm), CBCl (0.21 mm) ve COCl (0.16 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCI grubu da (0.28 mm), COCl grubundan (0.16 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**smka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EBCI grubu sahipken, en düşük değeri COCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.23 mm), CBCl (0.16 mm) ve COCl (0.14 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCI grubu da (0.26 mm) COCl grubundan istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**ska 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere EOCl grubu sahipken, en düşük değeri CBCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.18 mm); CBCl (0.06 mm), COCl (0.07 mm) ve EBCI (0.07 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**ska 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.16 mm); CBCl (0.10 mm), COCl (0.10 mm) ve EBCI (0.13 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**sb 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.17 mm); CBCl (0.10 mm), COCl (0.10 mm) ve EBCI (0.10 mm) gruplarıyla kıyaslandığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**sb 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.16 mm), COCl (0.10 mm) ve EBCI (0.11 mm) gruplarıyla kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak fark vardır ( $p<0.05$ ).

**ika 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.18 mm), CBCl (0.07 mm) ve EBCI (0.08 mm) gruplarıyla kıyaslandığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**imka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değeri EOCl grubu göstermiştir. EOCl grubu (0.34 mm), CBCl (0.16 mm) ve COCl (0.17 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBCl grubu (0.21 mm) CBCl grubundan (0.16 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**imka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

EOCl grubu (0.27 mm), CBCl (0.17 mm) ve COCl (0.15 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak fark vardır ( $p<0.05$ ). EBCl grubu (0.23 mm), CBCl (0.17 mm) ve COCl (0.15 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**4.1.4. Variolink Veneer ile Simante Edilen Grupların Kenar, Basamak ve İ Uyumlarının Karşılaştırılması**

Variolink Veneer kullanılarak simante edilen grupların kenar, basamak ve i uyumu ölçümleri için ortanca, en küçük, en büyük değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

**Tablo 4.4.** Variolink Veneer ile simante edilen grupların kenar, basamak ve iç uyumlarının karşılaştırılması

Ölçüm noktası	Grup												P
	CBV		COV			EBV			EOV				
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	
mmka_1	0.11	0.06	0.17	0.15	0.09	0.29	0.16	0.12	0.50	0.18	0.10	0.24	0.067
mmka_2	0.11 <sup>a,b</sup>	0.09	0.14	0.14 <sup>b</sup>	0.09	0.30	0.20	0.18	0.46	0.19	0.11	0.25	0.006
mka_1	0.05 <sup>a,b,c</sup>	0.04	0.08	0.11	0.05	0.19	0.09	0.03	0.17	0.09	0.05	0.15	0.009
mka_2	0.09	0.07	0.14	0.11	0.08	0.20	0.11	0.08	0.18	0.09	0.03	0.20	0.332
mb_1	0.08 <sup>a,b,c</sup>	0.05	0.11	0.13	0.08	0.26	0.15	0.07	0.39	0.12	0.09	0.18	0.023
mb_2	0.10	0.07	0.15	0.10	0.09	0.22	0.12	0.08	0.28	0.12	0.08	0.24	0.247
iu_1	0.08	0.05	0.14	0.14	0.10	0.76	0.10	0.04	0.16	0.12	0.04	0.16	0.087
iu_2	0.09	0.06	0.11	0.10	0.08	0.87	0.10	0.06	0.16	0.10	0.08	0.15	0.296
db_1	0.09	0.03	0.35	0.15	0.10	0.24	0.14	0.05	0.24	0.10	0.07	0.16	0.261
db_2	0.10	0.08	0.34	0.12	0.08	0.25	0.12	0.09	0.24	0.15	0.09	0.19	0.115
dka_1	0.07	0.03	0.33	0.08	0.05	0.16	0.10	0.04	0.19	0.13	0.04	0.17	0.623
dka_2	0.11	0.09	0.33	0.09	0.06	0.16	0.12	0.05	0.19	0.13	0.08	0.20	0.503
dmka_1	0.12	0.08	0.22	0.17	0.13	0.20	0.13	0.11	0.41	0.18	0.11	0.36	0.265
dmka_2	0.13	0.09	0.23	0.17	0.11	0.20	0.18	0.10	0.41	0.21	0.12	0.27	0.141
smka_1	0.13 <sup>a</sup>	0.09	0.19	0.17	0.15	0.25	0.14 <sup>a</sup>	0.06	0.40	0.27	0.14	0.41	0.024
smka_2	0.12 <sup>a,b</sup>	0.10	0.17	0.15 <sup>a</sup>	0.06	0.19	0.21	0.13	0.41	0.23	0.14	0.37	0.002
ska_1	0.07 <sup>a</sup>	0.04	0.13	0.11	0.08	0.21	0.11	0.04	0.25	0.17	0.08	0.27	0.024
ska_2	0.09	0.08	0.13	0.12	0.06	0.20	0.13	0.09	0.24	0.14	0.08	0.27	0.076
sb_1	0.08 <sup>a,c</sup>	0.03	0.13	0.14	0.09	0.24	0.12	0.06	0.21	0.14	0.09	0.21	0.038
sb_2	0.09	0.08	0.15	0.11	0.08	0.16	0.11	0.07	0.21	0.13	0.08	0.17	0.567
ika_1	0.07 <sup>a,c</sup>	0.02	0.10	0.12	0.08	0.15	0.08	0.03	0.25	0.15	0.07	0.26	0.009
ika_2	0.10	0.08	0.12	0.12	0.07	0.15	0.11	0.06	0.25	0.14	0.08	0.18	0.128
imka_1	0.12 <sup>a,c</sup>	0.07	0.17	0.21	0.16	0.25	0.16	0.09	0.43	0.20	0.13	0.39	0.022
imka_2	0.11 <sup>a,c</sup>	0.09	0.19	0.16	0.13	0.26	0.15	0.10	0.43	0.19	0.11	0.39	0.04

a: grup EOV'ye göre farklı ( $p<0.05$ ); b: grup EBV'ye göre farklı ( $p<0.05$ ); c: grup COV'ye göre farklı ( $p<0.05$ ); Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; C: Cerec; E: Empress Esthetic; B: bevel; O: overlap; V: Variolink Veneer mmka: mezial mutlak kenar aralığı; mka: mezial kenar aralığı; mb: mezial basamak uyumu; iu: iç uyum; db: distal basamak uyumu; dmka: distal mutlak kenar aralığı; dka: distal kenar aralığı; smka: servikal mutlak kenar aralığı; ska: servikal kenar aralığı; sb: servikal basamak uyumu; ika: insizal kenar aralığı; imka: insizal mutlak kenar aralığı. Kısaltmaların sonundaki "1" rakamı simantasyon öncesi, "2" rakamı simantasyon sonrası ölçümü ifade etmektedir.

COV, EOV, CBV, EBV grupları arasında simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde mmka, iu, db, dka, dmka değerlerinde; simantasyon sonrasında mka, mb, iu, db, dka, dmka, ska, sb, ika değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). Simantasyon öncesi yapılan ölçümlerde mka, mb, smka,

ska, sb, ika, imka değerlerinde; simantasyon sonrasında ise mmka, smka, imka değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

**mmka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOv grubu sahipken, en düşük değeri CBV grubu göstermiştir. EOv grubu (0.19 mm), CBV grubundan (0.11 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBv grubu (0.20 mm), CBV (0.11 mm) ve COV (0.14 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**mka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En yüksek değere COV grubu sahipken, en düşük değeri CBV grubu göstermiştir. EOv grubu (0.09 mm), CBV grubundan (0.05 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). EBv grubu (0.09mm), CBV grubundan (0.05mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). COV grubu (0.11 mm), CBV grubundan (0.05 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**mb 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EBv sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. CBV grubu (0.08 mm); COV (0.13 mm), EOv (0.12 mm) ve EBv (0.15 mm) gruplarından istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**smka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değeri EOv, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. EOv grubu (0.27 mm), CBV (0.13 mm) ve EBv (0.14 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**smka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOv grubu sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. EOv grubu (0.23 mm), COV grubundan (0.15 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). CBV grubu (0.12 mm), EOv (0.23 mm) ve EBv (0.21 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**ska 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOv grubu sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. EOv grubu (0.17 mm), CBV grubundan (0.07 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**sb 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En küçük değer CBV grubuna (0.08 mm), en büyük değerler COV ve EOv gruplarına aittir (0.14 mm). EOv ve COV grupları, CBV grubundan istatistiksel olarak

farklıdır ( $p<0.05$ ). COV grubu (0.14 mm), CBV grubundan (0.08 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**İka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOY grubu sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. EOY grubu CBV grubundan istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). CBV grubu (0.07 mm), EOY (0.15 mm) ve COV (0.12 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**İmka 1 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değeri COV, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. EOY grubu (0.20 mm), CBV grubundan (0.12 mm) istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ). CBV grubu (0.12 mm), EOY (0.20 mm) ve COV (0.21 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**İmka 2 değerleri karşılaştırıldığında;**

En büyük değere EOY grubu sahipken, en küçük değeri CBV grubu göstermiştir. CBV grubu (0.11 mm), EOY (0.15 mm) ve COV (0.16 mm) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklıdır ( $p<0.05$ ).

**4.1.5. PLV Restorasyonların Simantasyon Öncesi ve Sonrası Kenar,  
Basamak ve İç Uyumu Değerlerinin Tüm Gruplarda  
Karşılaştırılması**

**Tablo 4.5.** PLV restorasyonlarda simantasyon öncesi ve sonrası kenar, basamak ve iç uyumu değerlerinin karşılaştırılması

	CBCI			CBV			COCI			COV		
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
mmka_1	0.12	0.06	0.37	0.11	0.06	0.17	0.15	0.11	0.21	0.15	0.09	0.29
mmka_2	0.15	0.11	0.26	0.11	0.09	0.14	0.12	0.11	0.17	0.14	0.09	0.30
P Değeri	0.26			0.67			0.16			0.57		
mka_1	0.05	0.02	0.21	0.05	0.04	0.08	0.06	0.03	0.09	0.11	0.05	0.19
mka_2	0.10	0.05	0.19	0.09	0.07	0.14	0.09	0.07	0.16	0.11	0.08	0.20
P Değeri	0.03			0.01			0.02			0.40		
mb_1	0.13	0.07	0.26	0.08	0.05	0.11	0.10	0.05	0.16	0.13	0.08	0.26
mb_2	0.14	0.11	0.17	0.10	0.07	0.15	0.10	0.09	0.17	0.10	0.09	0.22
P Değeri	0.40			0.32			0.26			0.14		
iu_1	0.08	0.06	0.18	0.08	0.05	0.14	0.08	0.05	0.11	0.14	0.10	0.76
iu_2	0.12	0.07	0.14	0.09	0.06	0.11	0.11	0.08	0.12	0.10	0.08	0.87
P Değeri	0.09			0.26			0.09			0.20		
db_1	0.12	0.09	0.21	0.09	0.03	0.35	0.09	0.06	0.14	0.15	0.10	0.24
db_2	0.15	0.09	0.18	0.10	0.08	0.34	0.11	0.10	0.20	0.12	0.08	0.25
P Değeri	0.07			0.57			0.04			0.09		
dka_1	0.05	0.03	0.13	0.07	0.03	0.33	0.05	0.03	0.09	0.08	0.05	0.16
dka_2	0.10	0.06	0.15	0.11	0.09	0.33	0.09	0.08	0.23	0.09	0.06	0.16
P Değeri	0.03			0.16			0.01			0.16		
dmka_1	0.14	0.08	0.22	0.12	0.08	0.22	0.14	0.08	0.17	0.17	0.13	0.20
dmka_2	0.17	0.09	0.23	0.13	0.09	0.23	0.14	0.10	0.24	0.17	0.11	0.20
P Değeri	0.48			0.77			0.67			0.67		
smka_1	0.21	0.12	0.32	0.13	0.09	0.19	0.16	0.12	0.23	0.17	0.15	0.25
smka_2	0.16	0.09	0.29	0.12	0.10	0.17	0.14	0.09	0.20	0.15	0.06	0.19
P Değeri	0.12			0.48			0.09			0.03		
ska_1	0.06	0.04	0.13	0.07	0.04	0.13	0.07	0.03	0.14	0.11	0.08	0.21
ska_2	0.10	0.07	0.13	0.09	0.08	0.13	0.10	0.05	0.15	0.12	0.06	0.20
P Değeri	0.09			0.03			0.12			0.88		
sb_1	0.10	0.05	0.18	0.08	0.03	0.13	0.10	0.05	0.21	0.14	0.09	0.24
sb_2	0.12	0.09	0.20	0.09	0.08	0.15	0.10	0.06	0.17	0.11	0.08	0.16
P Değeri	0.09			0.07			0.57			0.16		
ika_1	0.07	0.05	0.12	0.07	0.02	0.10	0.13	0.06	0.21	0.12	0.08	0.15
ika_2	0.11	0.06	0.14	0.10	0.08	0.12	0.11	0.07	0.15	0.12	0.07	0.15
P Değeri	0.06			0.01			0.88			0.77		
imka_1	0.16	0.11	0.21	0.12	0.07	0.17	0.17	0.11	0.24	0.21	0.16	0.25
imka_2	0.17	0.15	0.24	0.11	0.09	0.19	0.15	0.12	0.20	0.16	0.13	0.26
P Değeri	0.07			0.67			0.20			0.04		

Ölçüm noktaları	EBCI			EBV			EOCI			EOV		
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
mmka_1	0.26	0.08	0.37	0.16	0.12	0.50	0.27	0.19	0.49	0.18	0.10	0.24
mmka_2	0.25	0.15	0.34	0.20	0.18	0.46	0.18	0.13	0.33	0.19	0.11	0.25
P Değeri	0.32			0.12			0.02			0.48		
mka_1	0.08	0.05	0.11	0.09	0.03	0.17	0.11	0.06	0.15	0.09	0.05	0.15
mka_2	0.12	0.06	0.19	0.11	0.08	0.18	0.13	0.10	0.16	0.09	0.03	0.20
P Değeri	0.02			0.02			0.02			0.67		
mb_1	0.14	0.11	0.19	0.15	0.07	0.39	0.15	0.12	0.22	0.12	0.09	0.18
mb_2	0.16	0.11	0.22	0.12	0.08	0.28	0.14	0.07	0.24	0.12	0.08	0.24
P Değeri	0.09			0.57			0.57			0.67		
iu_1	0.15	0.12	0.16	0.10	0.04	0.16	0.12	0.08	0.18	0.12	0.04	0.16
iu_2	0.13	0.12	0.16	0.10	0.06	0.16	0.12	0.05	0.15	0.10	0.08	0.15
P Değeri	0.20			0.57			0.67			0.94		
db_1	0.11	0.05	0.19	0.14	0.05	0.24	0.14	0.07	0.30	0.10	0.07	0.16
db_2	0.14	0.10	0.17	0.12	0.09	0.24	0.16	0.07	0.20	0.15	0.09	0.19
P Değeri	0.06			0.77			0.88			0.12		
dka_1	0.11	0.01	0.16	0.10	0.04	0.19	0.14	0.05	0.27	0.13	0.04	0.17
dka_2	0.10	0.07	0.18	0.12	0.05	0.19	0.11	0.07	0.23	0.13	0.08	0.20
P Değeri	0.12			0.88			0.67			0.67		
dmka_1	0.20	0.14	0.35	0.13	0.11	0.41	0.24	0.16	0.38	0.18	0.11	0.36
dmka_2	0.18	0.15	0.28	0.18	0.10	0.41	0.16	0.12	0.28	0.21	0.12	0.27
P Değeri	0.48			0.26			0.02			0.77		
smka_1	0.28	0.21	0.32	0.14	0.06	0.40	0.36	0.25	0.46	0.27	0.14	0.41
smka_2	0.26	0.16	0.35	0.21	0.13	0.41	0.23	0.18	0.36	0.23	0.14	0.37
P Değeri	0.32			0.12			0.02			0.48		
ska_1	0.07	0.02	0.09	0.11	0.04	0.25	0.18	0.15	0.31	0.17	0.08	0.27
ska_2	0.13	0.09	0.14	0.13	0.09	0.24	0.16	0.12	0.22	0.14	0.08	0.27
P Değeri	0.01			0.05			0.06			0.48		
sb_1	0.10	0.04	0.13	0.12	0.06	0.21	0.17	0.10	0.25	0.14	0.09	0.21
sb_2	0.11	0.06	0.13	0.11	0.07	0.21	0.16	0.09	0.20	0.13	0.08	0.17
P Değeri	0.57			0.57			0.26			0.57		
ika_1	0.08	0.04	0.18	0.08	0.03	0.25	0.18	0.06	0.28	0.15	0.07	0.26
ika_2	0.11	0.06	0.16	0.11	0.06	0.25	0.15	0.09	0.23	0.14	0.08	0.18
P Değeri	0.26			0.32			0.26			0.48		
imka_1	0.21	0.12	0.41	0.16	0.09	0.43	0.34	0.17	0.41	0.20	0.13	0.39
imka_2	0.23	0.18	0.27	0.15	0.10	0.43	0.27	0.16	0.35	0.19	0.11	0.39
P Değeri	0.88			0.77			0.03			0.83		

Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; C: Cerec; E: Empress Esthetic; B: bevel; O: overlap; Cl: Clearfil Esthetic EX; V: Variolink Veneer; mmka: mezial mutlak kenar aralığı; mka: mezial kenar aralığı; mb: mezial basamak uyumu; iu: iç uyum; db: distal basamak uyumu; dmka: distal mutlak kenar aralığı; dka: distal kenar aralığı; smka: servikal mutlak kenar aralığı; ska: servikal kenar aralığı; sb: servikal basamak uyumu; ika: insizal kenar aralığı; imka: insizal mutlak kenar aralığı. Kısaltmaların sonundaki "1" rakamı simantasyon öncesi, "2" rakamı simantasyon sonrası ölçümü ifade etmektedir.

Simantasyon öncesi ve sonrası grup içi dikey karşılaştırma yapıldığında;

**CBCI grubunda;**

Simantasyon sonrası mka değeri (0.10 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.05 mm) daha yüksektir (p=0.03). Simantasyon sonrası dka değeri (0.10 mm) simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.05 mm) daha yüksektir (p=0.03).

**CBV grubunda;**

Simantasyon sonrası mka değeri (0.09 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.05 mm) daha yüksektir (p=0.01). Simantasyon sonrası ska değeri (0.09 mm) simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.07 mm) daha yüksektir (p=0.03). Simantasyon sonrası ika değeri (0.10 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.07 mm) daha yüksektir (p=0.01).

**COCI grubunda;**

Simantasyon sonrası mka değeri (0.09 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.06 mm) daha yüksektir (p=0.02). Simantasyon sonrası db değeri (0.11 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.09 mm) daha yüksektir (p=0.04). Simantasyon sonrası dka değeri (0.09 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.05 mm) daha yüksektir (p=0.01).

**COV grubunda;**

Simantasyon sonrası smka değeri (0.15 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.17 mm) daha düşüktür. (p=0.03) Simantasyon sonrası imka değeri (0.16 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.21 mm) daha düşüktür (p=0.04).

**EBCI grubunda;**

Simantasyon sonrası mka değeri (0.12 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.08 mm) daha yüksektir (p=0.02). Simantasyon sonrası ska değeri (0.13 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.07 mm) daha yüksektir (p=0.01).

**EBV grubunda;**

Simantasyon sonrası mmka değeri (0.11 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.09 mm) daha yüksektir (p=0.02).

**EOCI grubunda;**

Simantasyon sonrası mmka değeri (0.18 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.21 mm) daha düşüktür (p=0.02). Simantasyon sonrası mka değeri (0.13 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.11 mm) daha yüksektir (p=0.02). Simantasyon sonrası dmka değeri (0.16 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.24 mm) daha düşüktür (p=0.02). Simantasyon sonrası smka değeri (0.23 mm),



simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.36 mm) daha düşüktür ( $p=0.02$ ). Simantasyon sonrası imka değeri (0.27 mm), simantasyon öncesi yapılan ölçümden (0.34 mm) daha düşüktür ( $p=0.03$ )

**EOV grubunda;**

Hiçbir ölçümde iki aşama arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**4.2. Kırılma Dayanımı Bulguları**

Tablo 4.6'da PLV restorasyonların kırılma dayanımı test sonuçlarının ortanca, en küçük ve en büyük değerleri verilmiştir. Elde edilen değerlerin birimi Newton'dur

**Tablo 4.6.** PLV restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup adı	CBCI			CBV			COCI			COV			EBCI			EBV			EOCI			EOV		
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
<b>Değer (Newton)</b>	274.88	237.07	446.06	367.49	245.64	537.49	279.88	196.69	498.25	294.20	201.60	358.36	392.11	227.59	801.67	400.45	102.81	642.36	224.75	180.11	600.86	237.40	160.00	468.11

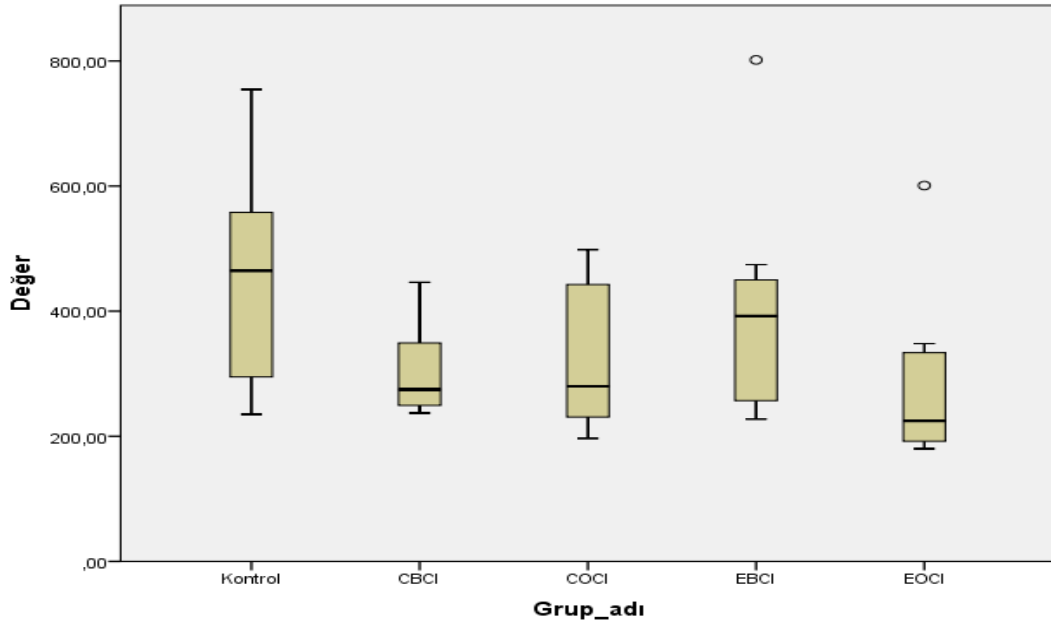
Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum (p=0.092)

Grupların kırılma dayanımları karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir (p=0.092).

**Tablo 4.7.** Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların kırılma dayanımının kontrol grubuyla karşılaştırılması

Grup_adı	CBCI			COCI			EBCI			EOCI			Kontrol		
	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
	<b>Değer (Newton)</b>	274.88	237.07	446.06	279.88	196.69	498.25	392.11	227.59	801.67	224.75	180.11	600.86	464.70	235.05

Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; (p=0.152)



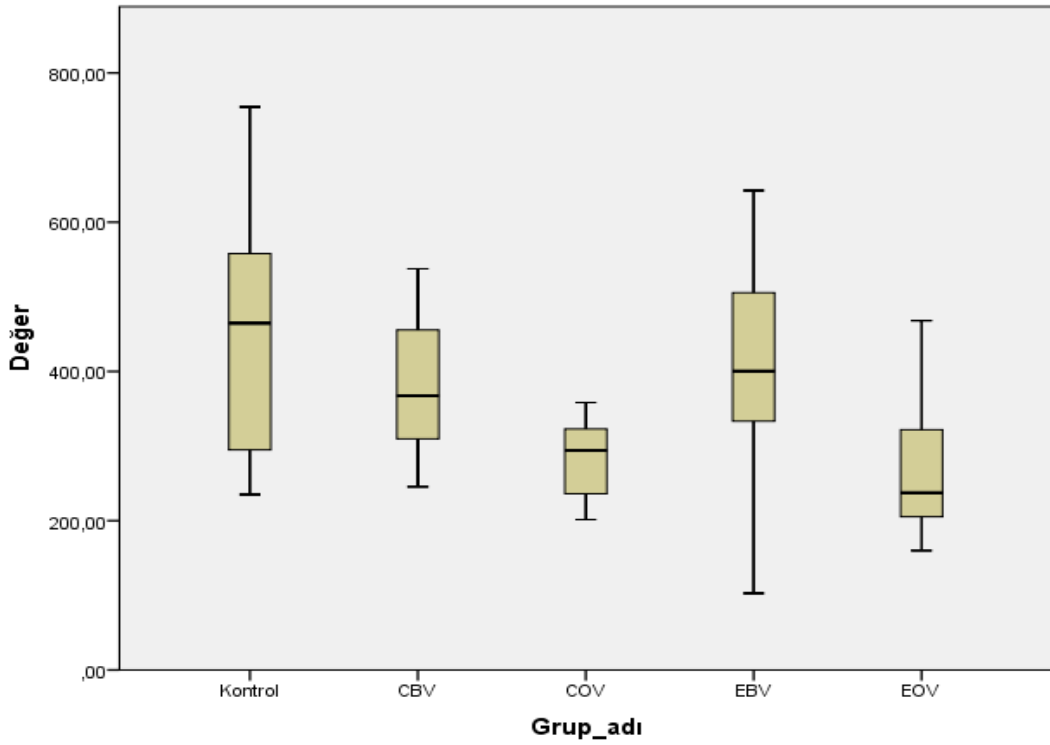
**Şekil 4.2.** Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların kontrol grubuyla karşılaştırılması

Clearfil Esthetic EX ile simante edilen grupların kırılma dayanımları kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p=0.152).

**Tablo 4.8.** Variolink Veneer ile simante edilen grupların kırılma dayanımının kontrol grubuyla karşılaştırılması

	Grup_adi														
	CBV			COV			EBV			EOV			Kontrol		
Değer (Newton)	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks	Med	Min	Maks
	367.49 <sup>a</sup>	245.64	537.49	294.20	201.60	358.36	400.45 <sup>a,b</sup>	102.81	642.36	237.40	160.00	468.11	464.70 <sup>a,b</sup>	235.05	754.49

Med: medyan; Min: minimum; Maks: maksimum; a) EOV'den farklı ( $p<0.05$ ); b) COV'den farklı ( $p<0.05$ ); ( $p=0.021$ )



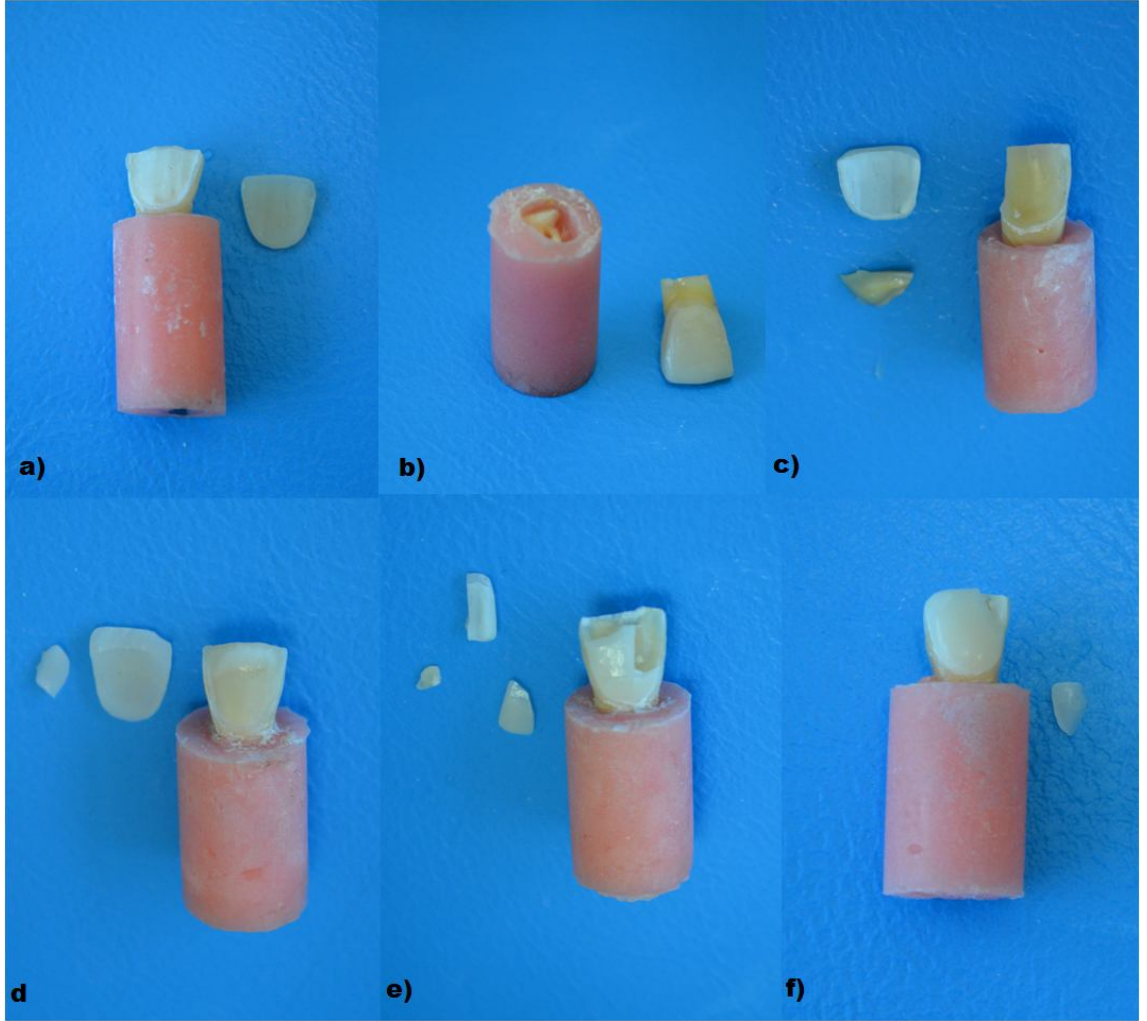
Şekil 4.3. Variolink Veneer ile simante edilen grupların kontrol grubuyla karşılaştırılması

Variolink Veneer ile simante edilen gruplar kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gruplar arası fark bulunmuştur ( $p=0.021$ )

En yüksek değeri kontrol grubu, en düşük değeri ise EOV grubu göstermiştir. EOV grubu kırılma dayanımı değeri (237.40 N); CBV (367.49 N), EBV (400.45 N) ve Kontrol (464.70 N) gruplarından istatistiksel farklıdır ( $p<0.05$ ).

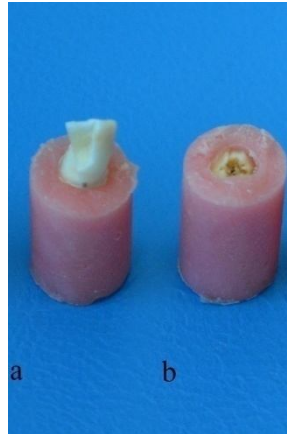
COV grubu (294.20 N), EBV (400.45 N) ve Kontrol (464.70 N) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ).

#### 4.2.4. Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi



Şekil 4.4. PLV restorasyonlardaki kırılma tipleri

- a) debonding, b) kök kırığı, c) debonding + dişte kırılma d) debonding + seramikte kırılma  
e) seramik ve dişte kırılma, f) seramikte kırılma



Şekil 4.5. Kontrol grubundaki numunelerde kırılma tipleri

- a) kron kırığı; b) kök kırığı

**Tablo 4.9.** Kırılma tiplerinin gruplara göre dağılımı

	EBCI	EBV	EOCI	EOV	CBCI	CBV	COCI	COV	Kontrol
<b>Debonding</b>	4	4		1					
<b>Kök kırığı</b>	1	1	4		1	1	6		6
<b>Debonding +dişte kırılma</b>	2	2			1	3			
<b>Debonding + seramikte kırılma</b>			4			1			
<b>Seramik ve dişte kırılma</b>	1	1		3	2	3	2	2	
<b>Seramikte kırılma</b>				4	4			6	
<b>Kronda kırılma</b>									2

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda periodontal nedenle çekilmiş çürük içermeyen üst 1. keser dişleri kullanılarak, iki farklı preparasyon (Bevel, Overlap) ve yapım tekniğiyle (Cerec, ısı-press) hazırlanan PLV restorasyonların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kenar, basamak ve iç uyumlarının değerlendirilmiş ve simantasyon sonrasında kırılma dayanımları belirlenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre kenar uyumu üzerine kurulu hipotezimiz simantasyon öncesinde seramik ve preparasyon dizaynı, simantasyon sonrasında ise seramik tipi değerlendirildiğinde kabul edilmiştir. Kırılma dayanımı üzerine kurulu hipotezimiz ise gruplar arası karşılaştırmada reddedilirken, kontrol grubuyla siman tipinin karşılaştırılmasında kabul edilmiştir.

Günümüzde teknolojinin gelişmesi ve yükselen hayat standardı ile hastaların estetik beklentisi artmıştır. Geliştirilen dental materyaller sayesinde daha az madde kaybı ile daha sağlıklı restorasyonlar elde edilmektedir. PLV'ler özellikle ön dişlerde estetiğin sağlanmasında konservatif bir metot olarak kullanılmaktadır (82). PLV'lerin uzun dönem klinik başarısı dikkatli hasta seçimine, tedavi planlamasına, diş preparasyonuna, laboratuvar işlemlerine ve adeziv yapıştırma işlemlerine bağlıdır (21).

Seramik restorasyonların marjinal uyumunu tespit etmek için in vivo ve in vitro pek çok çalışma yapılmaktadır. İn vivo yöntemle yapılan internal ve marjinal uyum çalışmalarında standardizasyonu sağlamak mümkün değildir. Ayrıca bu tür çalışmaların uygulanması zordur. İn-vitro yöntemlerle elde edilen marjinal uyum değerleri, klinik uygulamalara rehber olabilecek bilgiler vermektedir (43, 65, 83).

Yapay dişlerle boyutsal standardizasyonu sağlamak mümkündür ancak, yapay dişler doğal diş dokusunun özelliklerini karşılamakta yetersiz kalmaktadır. Diş sert dokularının adeziv bağlanmadaki etkilerini taklit edemezler (84). Ancak diş dokularına adeziv bağlanma, yapısal dayanıklılığa önemli oranda etki etmektedir (85). Bazı araştırmacılar da, dentinin elastik katsayısının seramiklerin direncini etkilediğini ve dentinin yapısına benzemeyen day materyali kullanımının klinik durumu yansıtmayacağını bildirmişlerdir (86, 87). Rosentrit ve arkadaşları (88), tam seramiklerin kenar uyumu ve kırılma direncini metalden hazırlanmış destek dişler, likit kristalden hazırlanmış destek dişler ve doğal dişler üzerinde karşılaştırmalı olarak test etmiştir. Doğal dişlerin üzerinde test edilen örneklerin diğerlerine göre kenar uyumu ve

kırılma dayanımı değerlerini daha olumsuz bulmuşlardır. Bu nedenle doğal diş kullanımının daha gerçekçi sonuçlar vereceğini bildirmiştir (88).

Metal veya rezinden elde edilen örnekler, canlı bir doku olan diş tam olarak taklit edemediklerinden preparasyon sonrası sert dokunun mikroyapısı ve diş dokularına simantasyon ajanının adaptasyonu hakkında da gerçek bilgiler verememektedir (89). Ayrıca yapılacak olan Mikro-BT analizinin metal day ile yapılması, metal malzemedeki yoğun ışımaya sonucu artefaktlara neden olarak diş-restorasyon ayrımının değerlendirilmesini imkansız hale getirmektedir. Bu nedenlerle kliniğe en yakın ve gerçekçi sonuçlara ulaşabilmek için çalışmamızda çekilmiş doğal dişler kullanılmıştır.

Diş ve porselen arasında iyi bir adezyon ile bütünlük sağlanması dental restorasyonların başarısını direkt olarak etkiler. PVL'lerin başarısında da preparasyonun mine içerisinde sonlandırılması hem iyi bir bağlanma sağlanması hem de porselen ile minenin sertliklerinin yakın olması açısından tercih edilmektedir. Preparasyonun dentinde bitirilmesi restorasyonun ömrünü azaltmaktadır (90, 91). Çalışmamızda mine düzeyinde preparasyon yapılmıştır. PLV restorasyonların yapımında güncel olarak kullanılan overlap ve bevel preparasyon tasarımları tercih edilmiştir.

Dişin basamak tasarımı, restorasyonların oturacağı diş yüzeyinin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, simantasyonda kullanılan simanın akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, siman aralığı uygulaması diş ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyebildiği gibi, tam seramik kron restorasyonların üretimi sırasında izlenen yapım aşamaları da kenar uyumunu etkileyebilir (45, 73, 92). Çalışmamızda PLV yapımında sıklıkla kullanılan güncel seçeneklerden ısı-press tekniği ile elde edilen IPS Empress Esthetic ve CAD/CAM sistemlerinden biri olan Cerec ile Cerec PC Bloklar kullanılmıştır.

Diş ve restorasyon arasındaki aralığı kapatmak ve bağlantı oluşturarak restorasyonun uzun süre ağızda kalmasını sağlamak amacıyla simantasyon işlemi yapılır. Diş ve restorasyon arasındaki siman aralığının boyutu araştırmacılara göre değişim göstermektedir. Bu aralık, laboratuvar ortamında model üzerine die spacer sürülerek sağlanır. Die spacer, siman çözünürlüğü riskini önlemek için kole bölgesindeki 1mm genişliğindeki alan dışında tüm yüzeye sürülmelidir. Siman aralığı istenilenden az olursa simantasyon sırasında siman ince aralıktan çıkamaz ve bunun sonucunda oluşan basınç restorasyonun diş üzerine doğru şekilde yerleşmesini önleyebilir. Çok geniş olduğunda ise restorasyon, diş üzerinde istenilen konumdan farklı şekilde yerleşebilir ve restorasyonun rezistansı azalır (93).



CAD/CAM ile üretilen restorasyonların tasarımı sırasında siman aralığının ne kadar olması gerektiği konusunda ortak bir görüş bulunmamaktadır. Nakamura ve arkadaşları (94) dayanak dişlerin taper açılarının ve siman aralığının, Cerec 3 kronların iç ve kenar uyumuna etkisini inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre, taper açısının kenar uyumuna herhangi bir etkisinin olmadığı ancak seçilen yapıştırıcı siman aralığının internal açıklığı etkilediğini bulmuşlardır. Siman aralığını restorasyonun dijital tasarımı sırasında 30µm olarak seçtiklerinde 10µm seçilen örneklere göre daha küçük kenar aralıkları elde etmişlerdir. Borba ve arkadaşları (65) yaptıkları çalışmada CAD/CAM tekniğinde siman aralığı 20 µm olarak belirlendiğinde homojen bir kenar açıklığı sağlamanın mümkün olmadığını göstermişlerdir. Biz de çalışmamızda yukarıda bahsedilen araştırmaları dikkate alarak yazılım programı yardımıyla Cerec örnekler için 30 µm siman aralığı seçtik. IPS Empress Esthetic örneklerde ise bu aralık üretici firma talimatları doğrultusunda iki fırça kalınlığında die spacer uygulanarak 30 µm olarak ayarlanmıştır.

Restorasyonun uzun dönem başarısı için kenar uyumunun iyi olması şarttır. Kenar uyumunun iyi olmaması durumunda diş ve çevre dokular zarar görecektir. Aynı zamanda restorasyonun mekanik ve fiziksel dayanımı da olumsuz etkilenecektir (45).

Kronların kenar uyumu pek çok metot kullanılarak değerlendirilebilir. Bunlar; kesit görüntüsünün alınması, day üzerindeki kronun direkt görüntüsü (dijital mikroskop) (95), stereomikroskop ile görüntüleme (96, 97), kopyasını oluşturmak için ölçü alımı (silikon replika tekniği) (50, 98), klinik muayene, sondlama, radyografik inceleme (5) ve SEM incelemesi (99) 'dir. Replika tekniği ilk olarak McLean ve Fraunhofer (100) tarafından kronların diş dokusuna adaptasyonunu belirlemek için kullanılan, invaziv olmayan ve geçerli bir yöntem olarak tanımlanmıştır. Diğer araştırmacılar daha sonra bu yöntemi siman film kalınlığını belirlemek için kullanmışlardır (101).

Işık mikroskobu, stereomikroskop, dijital mikroskop ile başarılı kenar uyumu ölçümleri yapılabilir, ancak bu cihazların kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerinin seçilebilir olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır (102). Silikon replika tekniği güvenilir bir tekniktir. Ancak tekniğin uygulama şekline bağlı olarak restorasyon kenarlarının ve bitim çizgilerinin doğru belirlenememesi, silikonda meydana gelen düzensizlik ve büzülmelerin yanlış ölçümlere yol açabilmesi gibi sınırlamalar mevcuttur. İn vivo çalışmalarda kullanımında ise özellikle interproksimal bölgelerde derin subgingival basamakların ölçüsünü elde etmek mümkün değildir (103, 104).

Çalışmamızda bütün bu sınırlamaların önüne geçebilmek ve tam bir standardizasyon sağlayabilmek için Mikro-BT tekniği tercih edilmiştir. Mikro-BT tekniği birçok bölge ve yönlerde birkaç µm aralıklarla güvenilir 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar sağlar. Mikro-BT tekniği sayesinde her açı ve pozisyonda 2 ve 3 boyutlu ölçümler elde edilebilir. Bu özellik sayesinde çalışmada PLV'lerin kenar ve iç uyumu hem x hem de y akslarında daha net olarak değerlendirilebilmektedir (64). Mikro-BT tekniğinin kenar uyumu değerlendirmesindeki başlıca dezavantajı iki materyal arası radyasyon emilim katsayısı farkı yüksek olduğunda radyasyon artefaktları oluşturabilmesi ve metalik yapıların yansımaya neden olarak artefaktlara neden olmasıdır (64, 66). Siman ve day materyali seçiminde bu konuda dikkatli olunmalıdır. Ayrıca bu teknik diğer tekniklere göre pahalıdır.

Borba ve arkadaşları (65), Mously ve arkadaşları (66), Pimenta ve arkadaşları (67) yaptıkları çalışmalarda seramik restorasyonların kenar ve iç uyumunu Mikro-BT tekniği ile değerlendirmiş ve bu tekniği güvenilir bir metot olarak önermişlerdir.

Kenar uyumu ölçümleri simantasyon öncesi veya sonrasında yapılabilir. Ancak simantasyon öncesi yapılan ölçümler klinik koşulları tam olarak yansıtmayacaktır (77). Bu nedenle çalışmamızda hem simantasyon öncesi hem de simantasyon sonrası kenar uyumu ölçümleri yapılmıştır. İki aşama için elde edilen değerler birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

PLV restorasyonların simantasyonu hem estetik hem de mekanik dayanıklılık gereksinimlerinden dolayı önem taşımaktadır. Rezin simanlar, translusent özellikleri, bukalemun etkisi ve yüksek mekanik dayanımları ile tercih edilmektedir. PLV restorasyonların simantasyonunda ise dual veya ışıkla polimerize olan rezin simanlar tercih edilmelidir. Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar, içeriğindeki tersiyer aromatik aminlerin ağızda kimyasal değişikliğe uğraması ile renklenmeye neden olması dezavantaj oluşturmaktadır (10, 12). Çalışmamızda dual yolla polimerize olan rezin siman Clearfil Esthetic EX ve ışıkla polimerize olan Variolink veneer rezin siman kullanılmıştır.

Kenar uyumuyla ilgili literatürde birçok terim tanımlanmıştır. Bu terimler, araştırmalar arasında farklılık göstermektedir ve genellikle aynı ölçümler için farklı terimler ya da farklı ölçümler için aynı terimler kullanılabilir (101). Çalışmamızda, Holmes ve arkadaşları (45) tarafından tanımlanan terminolojiye göre kenar aralığı tanımı yapılmıştır. Mutlak kenar aralığı, kenar bölgesindeki hatalar içinde ölçülen en büyük değerdir ve bu değer vertikal ve horizontal bölgelerdeki aralıkların

açısal değerlerini de yansıtmaktadır (45). Çalışmamızda mutlak kenar aralığı ve kenar aralığı değerleri 4 farklı bölgeden (mezial, distal, servikal, insizal) ve 2 farklı düzlemde (transversal ve sagittal) incelenmiştir.

Çalışmamızda simantasyon öncesi ve sonrası mezial, distal, servikal ve insizal kenar aralığı ve mutlak kenar aralığı, iç uyum, mezial, distal ve servikal basamak uyumu Mikro BT yöntemiyle ölçülmüştür. Protetik açıdan restorasyonun prognozunu olumlu yönden etkileyen faktör bileşenleri kenar, basamak ve iç uyumdur. İç uyum; literatürde Mikro BT yöntemi kullanılan çalışmalar da dahil olmak üzere iki boyutlu uzunluk olarak değerlendirilmiştir (65, 97, 105).

Kenar ve iç uyum değerlendirilmesinde ölçüm nokta sayısı ile ilgili belirlenmiş bir standart yoktur (63, 66, 67, 89). Groten ve arkadaşları (106) ölçüm nokta sayısının artırılmasının standart sapma miktarını azaltacağını, elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını, ideal olarak 50 noktada ölçüm yapılmasını veya en azından 20-25 noktada değerlendirme yapılmasını, ölçüm sayısının 4-12 arasında yapılacağı durumlarda ise örnek sayısının artırılması gerektiğini belirtmişlerdir. Neves ve arkadaşları (63) çalışmalarında lityum disilikat kronların kenar uyumunu Mikro BT ile değerlendirdikleri çalışmalarında sagittal ve koronalden 13'er, toplamda 26 kesitten, 2'şer vertikal 2'şer horizontal kenar uyum ölçümü yapmışlardır. Pimenta ve arkadaşları (67) seramik ve metal kopinglerin kenar ve iç uyumunu Mikro BT yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmada koronal ve sagittal düzlemde alınan toplam 9 adet iç uyum ve 4 adet kenar uyumu ölçümünü değerlendirmişlerdir. Mously ve arkadaşları (66) Mikro BT tekniği kullandıkları çalışmada CAD/CAM ve ısı-basınç tekniği ile elde edilen seramik kronların iç ve kenar uyumlarını değerlendirmek amacıyla 5 bukkolingual, 5 meziodistal olmak üzere 10 kesitten 12'şer ölçüm yapmışlardır. Bu çalışmada transversal görüntüleme örneğinin mezial ve distaldeki kenar uyumu 8 noktadan ve iç uyumu da 5 noktadan eşit aralıkta farklı 5 kesitten, sagittal kesitte ise servikal ve insizalde toplamda 6 adet yine eşit aralıkta farklı 5 kesitten; tek örnekten toplam 95 noktadan ölçümler yapılmıştır.

Klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı 50-120  $\mu\text{m}$  arasındadır (92, 100). Simante edilmiş restorasyonların kenar aralıklarının teorikte 25-40  $\mu\text{m}$  arasında olması amaçlanır, ancak klinikte bu durum çok ender gözlenir (107). Uzun dönemli prognozun iyi olması için klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı ise McLean'e (100) göre 120  $\mu\text{m}$  ve Bjorn'e (108) göre ise en fazla 200  $\mu\text{m}$  olmalıdır.

Literatürde PLV'lerin kenar ve iç uyum değerlerinin birlikte değerlendirildiği bir Mikro-BT çalışması bulunmamaktadır. Ancak farklı tip restorasyonların Kenar, basamak ve iç uyumlarının Mikro-BT ile değerlendirildiği çalışmalar literatürde mevcuttur (63-66).

Borba ve arkadaşları (64) Cerec inLab ünitesi ile hazırladıkları tam seramik köprü alt yapılarının kenar ve iç uyumunu Mikro-BT yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Vita In-Ceram YZ ve Vita In-Ceram Zirconia altyapı seramikleri için kenar aralığı değerleri sırasıyla ortalama 75 ve 99µm bulunmuştur. Bu değerler bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerdir. Bizim çalışmamızda simantasyon öncesi CB ve CO gruplarında sırasıyla mezialde 50-80µm, distalde 50-60µm, servikalde 70-100µm ve insizalde 70-130µm olarak bulunmuştur.

Borba ve arkadaşları (65) yaptıkları diğer bir çalışmada Lava sistemi ile hazırladıkları köprü restorasyonlarını incelemiştir. Tasarım aşamasında siman aralığı 20µm seçilmiştir. Mikro-BT değerlendirmesi sonucu kenar aralığı ortalama 47µm bulunmuştur. Bu durum, restorasyonların servikal çizgi kurvatürü olmaksızın hazırlanan metal daylar üzerine hazırlanmasından yada CAD/CAM ile restorasyon tasarımı sırasında daha küçük değerde siman aralığı seçilmiş olmasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca servikal çizgi kurvatürünün derinleştikçe kenar uyumunu olumsuz etkilediği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (109-111). Çalışmamızda servikalde mine-sement birleşimine paralel şekilde, kurvatürlü preparasyon yapılmıştır. Borba ve arkadaşları (65) dayanak dişi temsilen kurvatürsüz metal die kullanmıştır. Çalışmamızda elde edilen en büyük kenar aralığı değerleri servikal bölgede elde edilmiştir (70-180µm). En küçük kenar aralığı değeri mezial ve distal kenarlarda CB grubunda 50µm ölçülmüştür. Servikal bölgede kenar aralığının fazla olması mikrosızıntıya, renklenmeye ve estetik problemlere neden olabilir.

Kim ve arkadaşları (112) iki farklı preparasyon şekli ile hazırladıkları Cerec parsiyel kronların uyumlarını Mikro-BT yöntemi ile değerlendirmiştir. Siman aralığı 30µm olarak ayarlanmıştır. Retantif preparasyon tasarımı ile hazırlanan grupta kenar aralıkları 82–306µm, non-retantif preparasyon tasarımı ile hazırlanan grupta ise 81–243µm olarak bulunmuştur. Çalışmamızda elde edilen değerler ise belirtilen değerlerden daha küçüktür. Bu durum preparasyon tasarımındaki farklılıktan kaynaklanıyor olabilir. Çalışmamızda Cerec ile üretilen gruplarda en yüksek kenar aralığı değeri CO grubunda insizal bölgede 130µm olarak elde edilmiştir. Bevel preparasyon tipinde hazırlanan grupta kenar aralığı değerleri 50-70µm iken overlap grubunda 80-130µm arasındadır.

Mously ve arkadaşları (66) yaptıkları çalışmada standart şekilde prepare edilen yapay dişler üzerine siman aralığını 30µm seçerek CAD/CAM ile hazırladıkları kron restorasyonlarının kenar aralığını ortalama 55µm bulmuştur. Çalışmamızda elde edilen en küçük değer CB grubunda 50µm olmakla beraber CO grubunda 100µm'a kadar artmaktadır. Her iki çalışmada restorasyon tiplerinin farklı olması sonuçlardaki bu farklılığa sebep olabilir.

Pimenta ve arkadaşları (67) yapay diş kullanarak zirkonya ve lityum disilikattan elde ettikleri kronların kenar aralığını Mikro-BT ile değerlendirmişlerdir. Zirkonya örnekler için kenar uyum değerleri 0-68µm arası, lityum disilikat için ise 52-99µm arası bulunmuştur. Çalışmamızda EB grubunda kenar aralığı değerleri mezialde 90µ, distalde 100µ, servikalde 80µ ve insizalde 80µ bulunmuştur. EO grubunda ise kenar aralığı değerleri mezialde 100µm, distalde 130µm, servikalde 180µm ve insizalde 160µm bulunmuştur. Elde ettiğimiz değerlerin daha yüksek olması restorasyon tipinin, destek diş tipinin, yada teknisyenin farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Overlap preparasyon tasarımının laboratuvar aşamasında teknisyen için daha zor ve hassas olması, bevel preparasyon tasarımına göre hazırlanan restorasyonların kenar aralığının daha düşük bulunmasının nedeni olabilir.

Pelekanos ve arkadaşları (59) tam seramik kronların kenar uyumlarını Mikro BT ile değerlendirmiştir. Wol ceram, slip cast, Cerec ve Celay restorasyonların kenar aralığını sırasıyla 34µ, 21µ, 55µ, 139µm olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda Cerec ile hazırlanan grupların kenar aralığı değerleri 50-130µm arasında değişmektedir.

Neves ve arkadaşları (63) IPS e-max press ve IPS e-max CAD kronların kenar uyumunu karşılaştırdıkları çalışmada tasarım aşamasında siman aralığını 0µm seçmişlerdir. Isı-pres tekniği ile elde edilen grupta kenar aralığı ortalama 36.8µm iken, Cerec ile üretilen grupta ortalama 39.2µm bulunmuştur. Çalışmamızda IPS Empres Esthetic ile üretilen gruplar (90-180µm), Cerec ile üretilen gruplara göre (50-130µm) daha yüksek kenar aralığı değerleri göstermiştir. Isı ile presleme tekniği çok aşamalı bir uygulama olduğundan hata oranı CAD/CAM tekniğine göre daha yüksektir. Teknisyen hassasiyeti ve materyallerin termal ekspansiyonu kenar uyumunu olumsuz etkileyebilir. Siman aralığının 0µm olarak belirlenmesi klinik koşullar için uygun değildir. Klinikte uygulanacak restorasyon ve diş arasında 50-120µm siman aralığı bulunmalıdır. Siman aralığı istenilenden az olursa simantasyon sırasında siman ince aralıktan çıkamaz ve bunun sonucunda oluşan basınç restorasyonun diş üzerine doğru şekilde yerleşimine engel olabilir (93).

Borba ve arkadaşları (64) Cerec inLab ile hazırladıkları tam seramik köprü alt yapılarının kenar ve iç uyumunu Mikro-BT ile değerlendirdikleri çalışmada iki farklı tam seramik için basamak uyumunu 150 ve 200 $\mu$ m bulmuştur. Çalışmamızda Cerec ile elde edilen gruplarda simatasyon öncesi basamak uyumu ölçümleri mezialde 100-120 $\mu$ m, distalde 110-120 $\mu$ m, servikalde 90-130 $\mu$ m'dir. Elde ettiğimiz değerler Borba ve arkadaşlarının sonuçlarından klinik olarak daha uygundur.

Borba ve arkadaşları (65) 2013'te Mikro-BT ile yaptıkları çalışmada LAVA sistemiyle elde ettikleri tam seramik köprü restorasyonlarının basamak uyumunu 69 $\mu$ m bulmuştur. Bu değer çalışmamızda elde ettiğimiz değerden düşük olması die olarak düzgün hatlara sahip, servikal kurvatür taşımayan paslanmaz çelik modellerin kullanılması neden olmuş olabilir. Servikal çizgi kurvatürü derinleştikçe kenar uyumu olumsuz etkilenmektedir (109-111).

Pimenta ve arkadaşları (67) Mikro BT ile yaptıkları çalışmada lityum disilikat tam seramik kronların basamak uyumunu 80-99 $\mu$ m arası bulmuştur. Çalışmamızda EB grubunda simantasyon öncesi basamak ölçümleri mezialde 140 $\mu$ m, distalde 120 $\mu$ m, servikalde 100 $\mu$ m olarak bulunmuştur. EO grubunda mezialde 130 $\mu$ m, distalde 120 $\mu$ m, servikalde 160 $\mu$ m bulunmuştur. Restorasyon tipi, preparasyon farklılığı, siman aralığının miktarı kenar uyumu değerlerini etkilemiş olabilir.

Borba ve arkadaşları (64) yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile hazırladıkları restorasyonların aksiyal iç uyum değerini 68- 78 $\mu$ m aralığında, oklüzal iç uyum değerlerini ise 280-300 $\mu$ m aralığında bulmuştur. Borba ve arkadaşları (65) 2013'te yaptıkları çalışmada LAVA CAD/CAM sistemi ile hazırladıkları tam seramik köprü restorasyonlarının aksiyal iç uyum değerini ortalama 65 $\mu$ m, oklüzal iç uyum değerini 133 $\mu$ m bulmuştur. Çalışmamızda CAD/CAM ile üretilen PLV'lerde iç uyum değerleri 80-100 $\mu$ m arası bulunmuştur.

Mously ve arkadaşları (66) CAD/CAM kullanarak siman aralığını 30 $\mu$ m seçerek hazırladıkları tam seramik restorasyonların aksiyal iç uyumunu ortalama 90 $\mu$ m, oklüzal iç uyumunu 130 $\mu$ m bulmuştur. Isı-press tekniği ile üretilen grupta ise aksiyal iç uyum 74 $\mu$ m, oklüzal iç uyum 128 $\mu$ m bulunmuştur. Çalışmamızda iç uyum değerleri CB grubunda 80 $\mu$ m, CO grubunda 100 $\mu$ m, EB grubunda 130 $\mu$ m, EO grubunda 120 $\mu$ m bulunmuştur. Çalışmamızda CAD/CAM ile üretilen PLV'lerde iç uyum değerleri ısı-press yöntemiyle üretilenlerden daha küçüktür.

Pimenta ve arkadaşları (67) Mikro BT ile yaptıkları çalışmada iç uyum için 9 noktadan ölçüm yaparak zirkonya ve lityum disilikat kronların ortalama iç uyum

değerlerini sırasıyla 86µm ve 73µm bulmuştur. Çalışmamızda iç uyum değerleri simantasyon öncesinde CB grubunda 80µm, CO grubunda 100µm bulunmuştur. İç uyum değerleri EB ve EO grupları için sırasıyla 130-120µm bulunmuştur.

Holmes ve arkadaşları (45) kenar uyumu değerlendirmesinde mutlak kenar uyumu ölçümünün restorasyonun vertikal ve horizontal uyumsuzluğunu kapsayan bir veri sağladığını belirtmiştir. Bu ölçüm her zaman kenar uyumu hataları içinde en büyük ölçüm değeridir (45).

Subaşı ve arkadaşları (113) çalışmalarında chamfer ve shoulder basamak tasarımı ile IPS e-max press ve Zirkozahn koping materyallerinin simantasyon sonrası mutlak kenar aralıklarını stereomikroskopla ölçüp karşılaştırmıştır. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Zirkonya gruplarında 112-119µm, IPS e-max press gruplarında 98-105µm mutlak kenar aralığı değerleri elde edilmiştir.

Pelekanos ve arkadaşları (59) seramik kronların kenar uyumunu Mikro BT ile değerlendirdikleri çalışmada Wol ceram, slip cast, Cerec ve Celay restorasyonların ortalama mutlak kenar aralığı değerlerini sırasıyla 49µm, 60µm, 187µm, 179µm bulmuşlardır. Çalışmamızda mutlak kenar aralığı değerleri CB ve CO gruplarında sırasıyla mezialde 120-150µm, distalde 130-160µm, servikalde 160-170µm ve insizalde 150-180µm bulunmuştur. Bu değerler Pelekanos ve arkadaşlarının (59) Cerec kronlardan elde ettiği sonuçlarla benzerdir.

Mously ve arkadaşları (66) CAD/CAM tekniklerinden olan E4D sistemiyle ve siman aralığını 30µm seçerek hazırladıkları tam seramik restorasyonların ortalama mutlak kenar aralığı değerini 100µm, ısı ile presleme tekniğiyle hazırladıkları grupta ise 41µm bulmuşlardır.

Çalışmamızda CAD/CAM gruplarında mutlak kenar aralığı ısı ile presleme yöntemiyle elde edilenlerden daha küçük bulunmuştur. CAD/CAM gruplarında mezialde 120-150µm, distalde 130-160µm, servikalde 160-170µm ve insizalde 150-180µm ölçülürken, IPS Empress Esthetic gruplarında mezialde 190-220µm, distalde 190-200µm, servikalde 270-330µm ve insizalde 210-290µm ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında diş-restorasyon birleşim bölgesine sarı kuşak bitirme frezleri ve lastik ile cila işlemi yapılmıştır. Bu aşamada sivri ve taşkın restorasyon kenarları aşınarak bazı gruplarda ilk aşamaya göre mutlak kenar aralığı değerlerinin azalmasına neden olduğu düşünülmektedir. Cila işlemleri uyumsuzluğu azaltarak klinik başarıyı arttırabilir.

Çalışmamızda simantasyon öncesi yapılan kenar aralığı ölçümlerinde CAD/CAM ile hazırlanan Cerec örnekler, ısı-pres tekniğiyle üretilen IPS Empress

Esthetic örneklerden daha az kenar aralığı değerine sahip olup, daha iyi kenar uyumu göstermiştir. Yapılan kenar aralığı ölçümlerinde en düşük değeri bevel preparasyon tasarımına sahip CB grubunun mezial ve distal bölgeleri gösterirken ( $50\mu\text{m}$ ), en yüksek değeri overlap preparasyon dizaynına sahip EO grubunun servikal bölgesi ( $180\mu\text{m}$ ) göstermiştir.

Cerec sistemi, indirekt tekniklerden farklı olarak konvansiyonel ölçü alımı ve model elde edilmesini gerektirmediğinden, ölçü ve model materyallerinin boyutsal değişimlerinden etkilenmez. Buna ek olarak Cerec sisteminde seramik bloklar frezelenerek şekillendirildiğinden seramik materyalde ısıya bağlı büzülme ve deformasyon da olmaz ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilir (94). Overlap preparasyon tasarımı da restorasyonun dişe adaptasyonunu zorlaştıran bir faktör olarak kenar aralığı değerlerinin artışına neden olabilir. Overlap preparasyon tasarımının tarama ve modellemesi bevel preparasyon dizaynına göre daha fazla detay gerektirmektedir. Çalışmamızda da kenar aralığı değerleri CB grubunda  $50-70\mu\text{m}$  arası iken, CO grubunda  $60-130\mu\text{m}$  arasındadır.

Borges ve arkadaşları (114) çekilmiş sığır dişi üzerine hazırladıkları seramik kronların kenar uyumunu optik mikroskopla simantasyon öncesi ve sonrasında değerlendirmiştir. In Ceram, IPS e-max Press, Cergogold seramik tipleri kullanılmış ve kenar aralığında simantasyon sonrasında tüm seramik-siman kombinasyonlarında artış gözlenmiştir. Çalışmamızda simantasyon sonrasında kenar aralığı değerleri incelendiğinde mezialde CBC, CBV, COV ve EOC gruplarında, distalde CBC ve COC gruplarında, servikalde CBV ve EOC gruplarında, insizalde CBV grubunda artış saptanmıştır.

Bir simanın iki düz yüzey arasında 10 saniye süreyle dikey yönde 150 N yük uygulanarak sıkıştırılması sonrası 10 dakika beklenip, iki yüzey arasındaki mesafenin ölçülmesiyle elde edilen değer film kalınlığıdır. Siman film kalınlığı restorasyonun dişe uyumunda önemli bir faktördür. İdeal film kalınlığı  $25\mu\text{m}$  olmalıdır. Simantasyon esnasında simanın film kalınlığına ve viskozitesine dikkat edilmediği durumda kole bölgesinde aralık kalması ve oklüzyonda yükseklik oluşması gibi sorunlar yaşanabilir (93). Çalışmamızda kullandığımız iki farklı rezin simanın film kalınlığı  $25\mu\text{m}$ 'dan küçüktür.

Gonzalo ve arkadaşları (115) yaptıkları çalışmada üç farklı zirkonya sisteminin simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumunu karşılaştırmışlardır. Simantasyonda cam iyonomer siman kullanılmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan metal döküm köprülere



göre CAD/CAM ile hazırlanan deney grupları daha üstün kenar uyumu özellikleri göstermiştir. Tüm gruplarda vertikal kenar uyumu değerlerinde simantasyon sonrasında hafif bir artış olmuştur. Ancak bu artış miktarı hiçbir grupta anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda 8 grubun 7'sinde simantasyon sonrası ölçüm değerlerinde artış saptanmıştır. En büyük artış değerini servikal bölgede EBC grubunun kenar aralığı değeri göstermiştir. Rezin simanların film kalınlığı geleneksel simanlara göre daha fazladır (93). Çalışmaların sonuçları arasındaki farklılığın nedeni çalışmalarda farklı tipte siman kullanılması olabilir.

Wolfart ve arkadaşları (104) yaptıkları klinik çalışmada ağız içinde hazırladıkları lityum disilikat tam seramik kron ve inley restorasyonlardan elde ettikleri silikon ölçüler üzerinde SEM ile ölçüm yaparak simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumu değerlerini karşılaştırmışlardır. Simantasyonda rezin siman kullanılmıştır. Sırasıyla simantasyon öncesi ve sonrası değerleri kronlarda 96-130µm, inleylerde ise 89-92µm bulunmuştur. Simantasyon sonrası kenar aralığındaki artış kron restorasyonlarında anlamlı bulunurken, inleylerde anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda EOV grubunda simantasyon sonrası ölçüm değerlerinde anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Diğer 7 grupta bazı ölçüm noktalarında özellikle mezial bölgede fark elde edilmiştir.

Gemalmaz ve arkadaşları (116) Ducera MOD inleylerin simantasyon öncesi ve sonrası kenar aralığı değerlerini silikon replika ve kesit alma yöntemleri ile değerlendirmişlerdir. Simantasyon öncesi ve sonrası değerlerde fark saptanmamıştır. Dual cure rezin simanın yeterli çalışma süresi sağlaması ve viskozitesinin düşük olması sayesinde restorasyonun simantasyon sonrası aynı pozisyonda yerleştirilebildiği belirtilmiştir (116). Çalışmamızda 8 gruptan 6'sında mezialde kenar aralığı değerlerinde simantasyon sonrası istatistiksel olarak anlamlı artış elde edilmiştir. Ancak distal bölümde fark elde edilmemiştir. Kron restorasyonlarında çepeçevre marjinal basamağın olması ve oklüzal temas noktaları restorasyonun yerleştirilmesinde referans olurken, PLV restorasyonların tek yüzeyde konumlanması ve kesim miktarının azlığıyla birlikte restorasyonu pozisyonlandırmak oldukça hassas bir işlemdir. Çalışmamızda elde edilen sonuca bu durum etki etmiş olabilir.

Kern ve arkadaşları (117) yaptıkları in vivo çalışmada simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumunu epoksi replika tekniğiyle değerlendirmişlerdir. Çinko fosfat siman ile yapıştırılan kronlarda kenar aralığı istatistiksel olarak anlamlı şekilde artış gösterirken cam iyonomer simanla yapıştırılanlarda anlamlı fark elde edilmemiştir. (117).

Quintas ve arkadaşları (118) yaptıkları çalışmada iki preparasyon tipi, üç farklı seramik ve üç farklı simanın kenar uyumuna etkisini araştırmışlardır. Her örnek üzerinde tek noktadan profil projektörü ile ölçüm yapılmıştır. Simantasyon öncesi en küçük kenar aralığı değerini Procera ile üretilen shoulder bitiş çizgisi ile prepare edilen grupta  $22\mu\text{m}$  ölçülmüştür. En büyük değer ise İn Ceram ile üretilen chamfer preparasyon tipi ile hazırlanan grupta  $85\mu\text{m}$  ölçülmüştür. Simantasyon sonrasında en düşük değer Procera ile üretilen chamfer preparasyon tipi uygulanan ve cam iyonmer siman kullanılan grupta  $38\mu\text{m}$  olarak ölçülürken, en büyük değer ilk aşamada da en yüksek değeri gösteren grupta cam iyonmer siman kullanıldığında elde edilmiştir. Siman tipinin simantasyon sonrası kenar aralığı artışına etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Lin ve arkadaşları (77) yaptıkları çalışmada Cerec sistemi ve refraktör die tekniği ile hazırladıkları tam seramik kronlar ve PLV restorasyonların kenar uyumunu epoksi rezin replikalardan kesit alarak dijital mikroskopla incelemişlerdir. En düşük sonuçları  $110\mu\text{m}$  ortalama değer ile refraktör die tekniğiyle üretilen PLV restorasyonlar göstermiştir. En yüksek kenar uyum değerlerini ise  $170\mu\text{m}$  ortalama ile Cerec sistemi ile elde edilen PLV'ler göstermiştir. Bu değerler çalışmamızda elde ettiğimiz bulgularla çelişmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre en başarılı grup CB'dir. Cerec ile üretilen gruplardan en yüksek kenar aralığı değeri simantasyon öncesinde CO grubunda insizal bölgede  $130\mu\text{m}$ 'dir. Lin ve arkadaşları aynı çalışmada CAD/CAM ile üretilen gruplarda tijin mezialde olduğunu ve distal bölgede uyumsuzluğun daha fazla olduğunu belirtmiştir. Bu durum milledme ünitesinin tije uzak bölgede oluşturduğu vibrasyonun fazlalığına bağlanmıştır. Çalışmamızda tij tüm gruplarda insizalde yer almıştır. Simantasyon öncesinde CB grubunda mezial ve distal kenar aralığı değerleri  $50\mu\text{m}$ 'dir. CO grubunda mezialde kenar aralığı  $80\mu\text{m}$ , distalde  $60\mu\text{m}$  ölçülmüştür.

Tsitrou ve arkadaşları (101) 'nın yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre kronların kenar aralığının ölçülmesi için kullanılan teknikte silikon replika ya da rezin siman kullanılması arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak rezin siman ile elde edilen değerler daha düşük bulunmuştur. Bu durum replikaların elde edildiği silikon ile yapıştırıcı rezin simanın farklı akıcılıklara sahip olmasına bağlanabilir ki; rezin siman daha iyi bir akıcılık göstermektedir. Her iki materyalin de benzer sonuçlar göstermesi hem silikon replika yönteminin hem de rezin siman ile yapıştırıp daha sonra kesit alma yönteminin kenar aralığının ölçülmesinde güvenilir olduğunu göstermektedir. Biz de çalışmamızda PLV restorasyonların kenar uyumunu simantasyon öncesi ve iki farklı

siman olan Clearfil Esthetic Cement EX ve Variolink Veneer rezin siman ile simante ettikten sonra değerlendirdik. Simantasyon sonrasında daha yüksek değerler elde ettik. Bunun nedeni kullanılan rezin simanın restorasyon ve diş arasında oluşturduğu kalınlık olabilir. Tsitrou ve arkadaşları bu çalışmada (101)  farklı basamak tasarımıyla Cerec ile elde edilen rezin kompozit kronların kenar aralığı değerleri 75-110µm arası bulunmuştur (101). Bizim alışmamızda Cerec ile elde edilen restorasyonların kenar aralığı değerleri 50-130µm arasında değişmektedir.

Porselen materyali, üstün estetik ve biyoyumluluk gibi özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahiptir. Ancak kırılğan olmaları klinik başarılarını önemli oranda etkilemektedir. Dental restorasyonlar ağız içinde çiğneme kuvvetleriyle oluşan gerilme, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Dental materyallerin klinik kullanıma uygunlukları için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları ve dayanıklılık miktarının da belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla kırılma dayanımı testleri uygulanmaktadır (77, 79, 80, 85).

PLV restorasyonların g ve dayanıklılığının temini için diş yüzeyi, yapıştırıcı siman ve PLV arasında adeziv bağlanma sağlanarak adezyon kompleksi oluşturulmalıdır (41).

Bağlanma (bonding) terimi, diş hekimliğinde genellikle bir maddenin bir başka maddeye kimyasal, mekanik veya bunların kombinasyonu şeklinde tutunması olayını ifade etmektedir. Bu bağlantı; rezin materyalin mineye, dentine, diğer restoratif materyallere veya restoratif materyallerin birbirine bağlanması olarak karşımıza çıkabilir. Mine ve dentinde hem kimyasal hem de mikromekanik bağlanma sağlanabilir. Aynı şekilde kompozit ile porselen arasındaki bağlantı; hem kimyasal, hem de mikro boşlukların doldurulmasına bağlı olarak mekanik olarak sağlanabilir. Bundan dolayı bağlantı, porselen i yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi ve silan uygulaması ile %25 oranında arttırılabilir (119).

Ağız ortamında ortalama çiğneme kuvvetleri 11-150 N arası değişmektedir. En yüksek değerler ise n bölgede 200 N, arka bölgede 350 N ve parafonksiyonel hareketler ile 1000 N'a ulaşmaktadır. Klinik başarı için kırılma dayanımı değerleri restorasyonlara etki eden bu kuvvet değerlerinden fazla olmalıdır (14).

Tam seramik sistemlerinin kırılma dayanımlarının belirlenmesinde araştırmacılar tarafından değişik yöntemler kullanılmıştır. Bazı araştırmacılar, hazırladıkları porselen örnekler üzerinde (120, 121), bazıları ise gerçeği taklit eden protetik restorasyonlar üzerinde kırılma testi uygulamışlardır (77, 80, 85). İn vitro

çalışmamızın klinik koşullara uygunluğunu sağlamak amacıyla çalışmamızda çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

PLV'lerin kırılma dayanımını inceleyen bazı çalışmalarda dişlerin insizal kenarlarından uzun aksa paralel kuvvet uygulanmıştır (85, 122). Ancak çiğneme sırasında mandibulanın ileri hareketi ile bu şekilde bir kuvvet iletimi olmamaktadır. Chun ve arkadaşları (78), keser dişlere 40° açı ile kuvvet uygulanmasının maksilla-mandibula ilişkisine göre fizyolojik olduğunu ve kontrol edilemeyen stres konsantrasyonlarının oluşumunu engellemek amaçlı düz yüzeyle bir kuvvet kırıcı uygulanması gerektiğini belirtmiştir. Gresnigt ve arkadaşları (81), Stawarczyk ve arkadaşları (123) ve Türkaslan ve arkadaşları (124) klinik koşulları yansıtmaya amaçlı çalışmalarında örneklere 45° açı ile kuvvet uygulamışlardır. Çalışmamızda bu literatürler örnek alınarak 45° açı ile kuvvet uygulanmıştır. Kırıcı uç ve örnek arasına kuvvet kırıcı amaçla metal disk yerleştirilmiştir (77, 123, 125).

PLV'lerle ilgili makaslama ve mikromakaslama çalışmaları da yapılmıştır. Bu çalışmalarda diş-siman arasındaki bağlanmanın gücü ile ilgili bilgi edinilmektedir (126-128). PLV'lerin klinik başarısında adeziv bağlanmanın gücü oldukça önemlidir. Biz de çalışmamızda ışıkla ve dual yolla polimerize olan rezin simanların kırılma üzerine etkisi ile beraber, farklı seramik ve preparasyon tiplerinin bir arada kullanıldığı PLV'lerin iki farklı simanla simantasyonu sonrası kırılma dayanımını değerlendirdik.

Kullanılan test cihazının yükleme hızı önemlidir. Yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir. (71, 81, 129, 130). ISO, hızı  $1 \pm 0.5$  mm/dakika olarak belirlemiştir. Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada yükleme hızı 1mm/dakika olarak uygulanmıştır.

Tam seramik restorasyonların mekanik özelliklerini ve kırılma dayanımını yapım tekniği, restorasyon-siman ara yüzeyi, yüzey bitirme işlemleri ve depolama koşulları gibi birçok faktör etkilemektedir. Simanların da çekme, baskı ve bükülmeye karşı yüksek direnç göstermesi klinik başarı açısından önemlidir. Adeziv simantasyon, nonadeziv simantasyona göre restorasyonların mekanik özelliklerini arttırmaktadır (131). Çalışmamızda dual yolla polimerize olan rezin siman Clearfil Esthetic EX ve ışıkla polimerize olan rezin siman Variolink Veneer kullanılmıştır.

Attia ve arkadaşları (131), siman tipinin kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada çekilmiş insan premolar dişleri üzerine Cerec sistemiyle Vita Mark II bloklardan kron restorasyonları hazırlamışlardır. Hazırlanan restorasyonlar dual cure rezin siman olan Rely X ARC, rezin modifiye cam iyonomer siman Fuji Cem ve

çinko fosfat simanla simante edilmiştir. Simante edilen seramik kronlardan en olumlu kırılma dayanımı sonucunu 929N ile Rely X ARC grubu göstermiş, en düşük değeri ise 772N ile çinko fosfat siman grubu göstermiştir.

Attia ve arkadaşları (132) yaptıkları diğer çalışmada premolar dişler üzerine Panavia F rezin siman, Superbond C&B ve ProTec CEM hibrit cam iyonomer simanla yapıştırılmış IPS Empress II kronların kırılma dayanımını karşılaştırmıştır. Panavia F rezin siman ile simante edilen kronlar (1007N), ProTec CEM hibrit cam iyonomer simanla yapıştırılanlara göre (928N) daha üstün bulmuştur. Diğer bir adeziv rezin siman olan Superbond C&B ve Panavia F arasında fark bulunamamıştır. Çalışmamızda elde edilen kırılma dayanımı değerleri 224.75-400.45N arasındadır ve bu değerler Attia ve arkadaşlarının elde ettiği değerlerden daha düşüktür. Bu durum çalışmada kullanılan materyal ve siman tipinin farkından kaynaklanabilir.

Bindl ve arkadaşları (133) lityum disilikat, lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve feldspatik porselen ile üretilen posterior kronlarda adeziv simantasyonun kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada rezin siman Panavia 21 ve DeTrey Zinc çinko fosfat simanla simante edilmiş üç farklı seramik tipine kırma testi uygulamışlardır. Resin siman, çinko fosfat simana göre daha dayanıklı bulunmuştur. Kırma testinin sonunda resin siman ile simante edilen üç tip seramik arasında fark elde edilmemiştir. Tüm değerler 1500N'dan yüksektir.

Lin ve arkadaşları (77) iki farklı preparasyon şekli (tam kron ve geleneksel laminate preparasyonu) ve iki farklı seramik tipi (feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş seramik) ile ürettikleri restorasyonların kenar uyumu ve Variolink Veneer ile simante ettikten sonra kırılma dayanımlarını araştırdıkları çalışmalarında gruplar arası kırılma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Ortalama değer olarak en düşük değerleri feldspatik porselen ile üretilmiş tam kronlar göstermiştir. 150-500N arası değerler elde edilmiştir. Çalışmamızda Variolink Veneer kullanılan gruplardan Cerec ile feldspatik porselenden üretilenlerin kırılma dayanımı 294.20-367.49 N arası bulunmuştur. Isı-press tekniği kullanılarak lösitle güçlendirilmiş porselenden üretilen PLV'lerin kırılma dayanımları ise 237.40-400.45N arası bulunmuştur.

Chun ve arkadaşları (78) laminate veneerler, IPS Empress tam seramik kronlar ve parsiyel kronların kırılma dayanımını karşılaştırmış ve örneklere 40 derece açı ile 0.5mm/d hızla kırma testi uygulanmıştır. Çalışmada mine düzeyinde preparasyon yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Dentin

düzeyinde preparasyon yapılan gruplar minedekilere göre daha düşük kırılma dayanımı sonuçları göstermiştir. Sonuçların tümü 400 N'dan büyük, yani klinik olarak kabul edilebilir değerlerdir. Çalışmamızda preparasyonların tümü mine düzeyinde hazırlanmıştır ve 224.75-400.45 N arası kırılma dayanımı sonuçları elde edilmiştir.

Hahn ve arkadaşları (122) PLV'lerin kırılma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada insizal bölümü kapsayan preparasyonlarda kırılma dayanımını ortalama 466 N, pencere tipi preparasyonlarda ortalama 693 N, prepare edilmemiş dişlerde ise ortalama 653 N bulmuştur. Pencere tipi preparasyona sahip grup ve prepare edilmemiş dişler arasında istatistiksel olarak fark elde edilmemiştir. Bu sonuca göre insizali kapsamayan restorasyonların prepare edilmemiş dişlerle aynı kırılma dayanımını gösterdiği belirtilmiştir. Prepare edilmemiş dişlerden oluşan kontrol grubunda kırılma tipi kök kırığı şeklinde gerçekleşmiştir. Bu sonuçlar çalışmamızla benzerlik taşımaktadır. Variolink Veneer siman kullanılan gruplar ve kontrol grubu karşılaştırıldığında en yüksek kırılma dayanımı sonuçlarını EBV (400.45N) ve kontrol grubu (464.70N) göstermiştir. Bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. En düşük değeri ise EOV grubu (237.40N) göstermiştir. Bu grup en yüksek kenar aralığı değerlerini gösteren gruptur. Kenar aralığının fazlalığı siman kalınlığının fazla olmasına neden olarak restorasyonun dayanımını azaltmış olabilir.

Tuntiprawon ve arkadaşları (134) tam seramik kronların ortalama internal aralığı 73 µm olduğunda yüksek bağlanma dayanıklılığı gösterdiklerini belirtmişlerdir. Ayrıca ortalama internal aralığın 122 µm'ye yükselmesinde, adaptasyonda önemli bir farklılık gözlenmezken; dayanıklılıkta azalma olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle, bir tam seramik kron hassas bir uyumla üretilebilirse klinik olarak çok daha iyi bir prognoz gösterecektir (107). Overlap preparasyon tasarımında sağlam diş doku kaybı bevel preparasyon tasarımına göre daha fazla olduğu için kesitsel olarak diş zayıflamış ve kırılma dayanımı azalmış olabilir. Çalışmamızda Variolink Veneer siman ile simante edilen gruplar ve kontrol grubu karşılaştırıldığında CBV, EBV ve kontrol gruplarının kırılma dayanımları benzer bulunurken, COV ve EOV gruplarının kırılma dayanımları daha düşük bulunmuştur.

Alghazzawi ve arkadaşları (135), zirkonya, cam seramik ve feldspatik porselenle elde ettikleri laminate veneer restorasyonların kırılma dayanımını Variolink II rezin simanla simante ettikten sonra inceledikleri çalışmada preparasyon tasarımının kırılma dayanımına etki etmediğini, cam seramiklerin feldspatik porselenden daha dayanıklı olduğunu bulmuştur. Bu çalışma bizim çalışmamızla benzer özellikler göstermektedir.

Yaptığımız çalışmada PLV restorasyonlara yapılan farklı preparasyon tasarımı kırılma dayanımını etkilememiştir. Ancak seramik tipleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda feldspatik porselenin ortalama kırılma dayanımı değerleri (287N) Alghazzawi ve arkadaşlarının sonuçlarından (161N) daha yüksektir. Bu da çalışmamızda kullandığımız feldspatik seramiğin yığma tekniğiyle değil Cerec sistemde kullanılan fabrikasyon bloklarla hazırlanmasından kaynaklanmaktadır.

Schmidt ve arkadaşları (79) aşınmış ve aşınmamış dişlere uygulanan iki farklı preparasyon tipi ile hazırlanan IPS Empress PLV'lerin kırılma dayanımını incelemişlerdir. Palatal chamfer basamak hazırlanmış aşınmamış dişlere uygulanan restorasyonlar en yüksek kırılma dayanımını gösterirken (166.67N), en düşük değerleri aşınmış dişlere uygulanan shoulder basamak tasarımı ile hazırlanan dişlere uygulanan restorasyonlar göstermiştir (90.56N). Biz de çalışmamızda IPS Empress sisteminin Empress Esthetic seramiğini kullandık. IPS Empress Esthetic ile bevel preparasyon tasarımı ile elde edilen grupların kırılma dayanımı 392.11-400.45N bulunurken, overlap preparasyon tasarımı kullanılan gruplarda 224.75-237.40N bulundu. Bizim çalışmamızda elde edilen değerler Schmidt ve arkadaşlarının bulduğu değerlerden daha yüksektir. Bunu nedeninin kullanılan seramik tipi ve siman tipinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Gresnigt ve arkadaşları (81) pencere tipi preparasyon ve Empress II ile hazırladıkları PLV'lerin kırılma dayanımını ortalama 178,6 N olarak bulmuşlardır. Overlap insizal bitim çizgisinin mekanik bağlanma sağlayarak kırılma dayanımını arttırabileceği tartışılmıştır (81). Bu değer bizim çalışmamızdaki değerlerden düşüktür. Ancak bizim çalışmamızda insizal kenarı kaplayan overlap preparasyon tasarımına sahip gruplar ile bevel preparasyon tasarımına sahip PLV'ler arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Akoğlu ve Gemalmaz (80), yaptıkları çalışmada 2 ve 4 mm insizal indirgeme ile mine ve dentin düzeyinde hazırlanmış preparasyonların kırılma dayanımına etkilerini karşılaştırmışlardır. Bevel preparasyon tipi ve Empress II ile hazırlanan PLV'lerden 4mm insizal indirgeme ve dentin düzeyinde preparasyon ile hazırlanan grup en düşük olan 162N ortalama kırılma dayanımı değerini gösterirken, en başarılı sonuçları sağlam dişlerden oluşan kontrol grubu ve sonrasında 262 N ile 2 mm insizal indirgeme ve mine düzeyinde preparasyonla hazırlanan grup göstermiştir. Bizim çalışmamızda tüm preparasyonlar mine düzeyinde yapılmıştır. IPS Empress Esthetic ile bevel preparasyon

tasarımıyla üretilen PLV'ler 392.11-400.45N arası kırılma dayanımı değerleri göstermiştir.

Andreasen ve arkadaşları (136) ile Stokes ve arkadaşları (137) PLV uygulanan dişlerin kırılma dayanımının aslında dişin kendi orijinal kırılma dayanımına eşit olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Clearfil Esthetic Cement EX ile simante edilen gruplar kontrol grubuyla karşılaştırdığında istatistiksel olarak fark bulunmadı. Variolink Veneer ile simante edilen gruplar ve kontrol grubu karşılaştırıldığında da kontrol grubu ve bevel preparasyon tasarımı uygulanan gruplar arasında fark elde edilmezken, kontrol grubu overlap preparasyon tasarımına göre hazırlanan gruplara göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

Bağlanma (bonding) terimi, diş hekimliğinde genellikle bir maddenin bir başka maddeye kimyasal, mekanik veya bunların kombinasyonu şeklinde tutunması olayını ifade etmektedir. Mine ve dentinde hem kimyasal hem de mikromekanik bağlanma sağlanabilir. Aynı şekilde kompozit ile porselen arasındaki bağlantı; hem kimyasal, hem de mikro boşlukların doldurulmasına bağlı olarak mekanik olarak sağlanabilir. Bundan dolayı bağlantı, porselen iç yüzeyinin asitle dağlanması ve silan uygulaması ile %25 oranında arttırılabilir (119). Ancak yaptığımız çalışmada silan içeren Clearfil Esthetic Cement EX ile silan içermeyen Variolink Veneer siman arasında PLV restorasyonların kırılma dayanımları değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu simanların bağlanma dayanımları shear, microshear yada microtensile test yöntemleriyle ve daha fazla sayıda örnek kullanılarak karşılaştırılabilir.

Chun ve arkadaşlarının (78) çalışmasında örneklerin kırılma tipleri değerlendirildiğinde intakt dişlerin tümünde kırılmanın kole bölgesinin altından kök kırığı şeklinde gerçekleştiği görülmüştür. Klinikte kök kırıklarının genelde vertikal kök kırığı olarak ortaya çıktığı belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada ve bizim çalışmamızda periodontal ligament ve kemiğin esnekliği taklit edilmemiştir. Bizim çalışmamızda da 8 diştin 6'sında kök kırığı, ikisinde kron kırığı görülmüştür. Akrilik materyalin esnemeye izin vermemesi bu kırılma tipine neden olmuş olabilir.

Schmidt ve arkadaşları (79) yaptıkları çalışmada aşınmış dişleri temsilen insizal kenarı kısaltarak palatal chamfer (overlap) ve shoulder (bevel) kesimle hazırladıkları PLV restorasyonlarda çoğunlukla adeziv başarısızlık tespit etmişlerdir. İnsizal indirgeme yapılmadan hazırlanan gruplardan overlap grubunda %87.5 oranında seramikte koheziv kırık, %12.5 oranında kök kırığı izlenmiştir. Bevel kesim ile



hazırlanan grupta %62.5 oranında seramik kırığı, %25 seramik ve dişte kırık ve %12.5 oranında da kök kırığı tespit edilmiştir.

Tuntiprawon ve arkadaşları (134) tam seramik kronların ortalama internal aralığı 73  $\mu\text{m}$  olduğunda yüksek bağlanma dayanıklılığı gösterdiklerini belirtmişlerdir. Ayrıca ortalama internal aralığın 122  $\mu\text{m}$ 'ye yükselmesinde, adaptasyonda önemli bir farklılık gözlenmezken; dayanıklılıkta azalma olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda EBCI ve EBV gruplarında %50 oranda adeziv başarısızlık gerçekleşirken, CBV gruplarında adeziv başarısızlık izlenmemiştir. Bu duruma Cerec ile üretilen PLV'lerin kenar ve iç uyum değerlerinin daha düşük olması neden olmuş olabilir. COV grubunda %75 oranda seramikte kırılma izlenmiştir. Bu durum feldspatik porselenin dayanımının daha zayıf olmasından ve uygulanan kuvvetin bevel tasarımından farklı olarak daha fazla oranda seramiğe etki etmesinden kaynaklanabilir.

Hahn ve arkadaşları (122), restorasyonun insizal kenarını kapsamayan restorasyonlarda kırılma dayanımının dişin kendi dayanımına eşit olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bevel preparasyon tasarımına sahip gruplar ve kontrol grubunun kırılma dayanımları arasında fark bulunmamıştır.

## SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda periodontal nedenle çekilmiş sağlam üst 1. keser dişleri kullanılarak, iki farklı preparasyon (B,O) ve yapım tekniğiyle (C, E) hazırlanan PLV restorasyonların simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası (V, Cl) kenar, basamak ve iç uyumları değerlendirilmiştir. Ayrıca örneklerin simantasyondan sonra kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın sınırları içinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

### **1. Simantasyon öncesinde kenar, basamak ve iç uyum değerlendirildiğinde**

Cerec ile üretilen restorasyonların kenar uyumu değerleri (50-180 $\mu$ ), ısı ile presleme tekniği (80-330 $\mu$ ) ile elde edilenlere göre daha düşüktür. En yüksek ölçüm değerleri smka (160-330 $\mu$ ) ve imka (150-290 $\mu$ ) ölçümlerinde, en düşük ölçüm değerleri mka (50-100 $\mu$ ) ve dka (50-130 $\mu$ ) ölçümlerinde elde edilmiştir. Overlap preparasyon tasarımı, bevel preparasyon tasarımına göre kenar uyumu değerlerini olumsuz etkilemiştir.

### **2. Simantasyon işlemi sonrasında kenar, basamak ve iç uyum ölçümleri değerlendirildiğinde**

En iyi kenar uyumu değeri (90 $\mu$ ) CB gruplarında elde edilmiştir. Kullanılan seramik tipi kenar uyumu değerlerini etkilemiştir. Cerec sistemi ısı ile presleme tekniğine göre daha iyi kenar uyumu göstermiştir. Kullanılan preparasyon tasarımı simantasyon sonrası ölçümlerde kenar uyumunu etkilememiştir.

### **3. Clearfil Esthetic EX ile simante edilen gruplar karşılaştırıldığında**

En küçük kenar aralığı değeri (50 $\mu$ ) CBCl grubunda, en yüksek kenar aralığı değeri (340 $\mu$ ) ise EOCl grubunda ölçülmüştür. Cerec ile üretilen restorasyonlar, ısı ile presleme tekniği ile üretilen gruplardan daha düşük kenar aralığı değerlerine sahiptir. Cerec grupları arasında fark yoktur. Ancak ısı ile presleme tekniği ile üretilen gruplarda simantasyon öncesinde ve simantasyon sonrasında servikal ve insizal bölgede yapılan ölçümlerde overlap grubunda bevel grubundan daha yüksek ölçümler elde edilmiştir.

### **4. Variolink veneer ile simante edilen gruplar karşılaştırıldığında**

En düşük kenar aralığı değeri (50 $\mu$ ) CBV grubunda, en yüksek kenar aralığı değeri (270 $\mu$ ) ise EOv grubunda ölçülmüştür. Simantasyon öncesinde CBV grubu, mezial ve servikal basamak ile insizal kenar ölçümlerinde COV grubundan daha düşük değerler göstermiştir. Cerec ile üretilen gruplar karşılaştırıldığında simantasyon

sonrasında bevel ve overlap preparasyon tasarımı arasında fark yoktur. Isı ile presleme tekniği ile üretilen gruplarda da sadece simantasyon öncesi smka değeri bevel preparasyon tasarımında overlap preparasyon tasarımındakine göre düşük bulunmuştur.

### **5. Simantasyon öncesi ve sonrası kenar, basamak ve iç uyum değerleri karşılaştırıldığında**

CBCI grubunda mka ve dka; CBV grubunda mka, ska ve ika; COCI grubunda mka, db ve dka; EBCI grubunda mka ve ska; EBV grubunda mka; EOCl grubunda mka, değerleri artmıştır. COV grubunda smka ve imka; EOCl grubunda dmka, smka ve imka değerleri azalmıştır.

### **6. Kırılma dayanımı bulgularına göre**

Grup içi kırılma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında fark bulunmamıştır. Kullanılan siman tipi kırılma dayanımını etkilememiştir. Clearfil Esthetic Cement EX ile simante edilen grupların kırılma dayanımları kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gruplar arasında fark yoktur. Variolink Veneer siman ile simante edilen grupların kırılma dayanımları kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gruplar arasında fark bulunmuştur. En yüksek değeri kontrol grubu, en düşük değerleri EOv ve COV grupları göstermiştir. Bevel preparasyon tasarımına sahip PLV'ler overlap preparasyon tasarımına sahip olanlardan daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

7. Çalışmamızın sonuçlarına göre Cerec tekniği ısı-press tekniğine göre daha iyi sonuç verdiği için klinik olarak PLV restorasyon yapımında tercih edilebilir. Overlap preparasyon tipi, simantasyon öncesi daha yüksek değer verirken simantasyon sonrası elde edilen değerler bevel preparasyon tasarımı ile aynıdır. Her iki tip preparasyon tekniği de klinik olarak tavsiye edilebilir. Blok halinde bulunan Cerec PC feldspatik seramik bloklar da klinik olarak PLV yapımında güvenle kullanılabilir.

Dişin basamak tasarımı, restorasyonların oturacağı diş yüzeyinin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, simantasyonda kullanılan simanın akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, siman aralığı uygulaması diş ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyebildiği gibi, tam seramik kron restorasyonların üretim aşamaları sırasında izlenen prosedür de marjinal uyumu etkileyebilir.

Klinik olarak PLV restorasyonlarında Cerec yapım tekniği ve bevel preparasyon tasarımı tercih edilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014, 58: 208-16.
2. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001, 86: 520-5.
3. Öztürk E. Porselen Laminate Veneerlerin Mineye, Dentine, Mine Ve Mine-Dentin Kompleksine Adezyonunda Farklı Rezin Simanların Kullanılmasının Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2011.
4. Yüzügüllü B. Tezcan S. Renk değişimine ve erozyona uğramış dişlerde laminate veneer restorasyon seçeneklerinin endikasyon bakımından karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg.* 2005, 8: 133-7.
5. Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2000, 83: 362-6.
6. Idriss S, Habib C, Abduljabbar T, Omar R. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulk placement techniques: an ESEM study. *J Oral Rehabil.* 2003, 30: 1000-7.
7. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008, 139: 8-13
8. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991, 65: 436-42.
9. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol.* 1982, 11: 439-50.
10. Zaimoğlu A. Can G. *Sabit Protezler.* Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004: 140-60, 245-9.

11. Öztürk A.N, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *CÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2001, 4: 128-31
12. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg.* 2011, 21: 150-62.
13. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004, 92: 359-64.
14. Yilmaz H, Aydın C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007, 98: 120-8.
15. Aristidis GA. Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2000, 83: 504-7.
16. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal.* 2011, 56: 84-96
17. Nalbant AD, Ömeroğlu N. Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uyumu açısından değerlendirilmesi. *CÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2000, 3: 94-8.
18. Gür E, Kesim B. Porselen laminate veneerler. *CÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2004, 7: 172-9.
19. Christensen GJ. Ceramic veneers: state of the art. *J Am Dent Assoc* 1999, 130: 1121-3
20. Gürel G. *Porselen Laminat Veneerler Bilim ve Sanatı*, 1. Baskı. İstanbul, Quintessence yayıncılık Ltd. Şti., 2004: 37-40, 258-317 .
21. Smales RJ, Etemadi S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2004, 17: 323-6.
22. Rosenstiel S. F., Land M. F., J F. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Lois, Mosby company, 2001: 331

23. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 2<sup>th</sup> ed. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co Inc., 1997: 440-7
24. Walls AWG, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations. *Br Dent J* 2002, 193: 73-82.
25. Rosenblum MA, Schulman AA. A review of all-ceramic restorations. *JADA* 1997, 128: 78-80.
26. O'Brien W.J. *Dental materials and their selection*. 2<sup>th</sup> ed. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997: 224-5
27. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003, 90:18-23.
28. Ural Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi* 2011, 86: 27-38.
29. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001, 85: 61-6.
30. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002, 5: 97-102.
31. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003, 89: 374-80.
32. Başbuğ S, Gözneli R. Tam seramik sistemler: konvansiyonel yöntemler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012, 6: 147-154.
33. Höland W, Rheinberger VM. Glass-Ceramic Dental Restorations. *New Materials and Technologies for Healthcare*. 2012: 457-60.

34. Rigolin FJ, Miranda ME, Florio FM, Basting RT. Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium disilicate-based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin agents. *Acta odontologica latinoamericana* 2014, 27: 16-24.
35. Yöndem İ, Aykent F. Bilgisayar Desteği İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008, 32:79-87.
36. Suh P, Johnson R, White S. Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. *Oper Dent* 1996, 22: 121-7.
37. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association* 2006, 137: 7-13.
38. Mörmann W, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002, 46: 405-26.
39. Christensen G.J. Computerized restorative dentistry State of the art. *JADA* 2001, 132: 1301-3.
40. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010, 31:702-9.
41. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000, 28(3): 163-77.
42. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007, 51: 453-71.
43. Demir N, Ozturk AN, Malkoç MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 2014, 8: 437-44.
44. Groten M, Axmann D, Pröbster D, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000, 83: 40-9.

45. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989, 6): 405-8.
46. Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005, 93: 346-55.
47. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990, 64: 18-24.
48. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995, 73: 49-54.
49. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 2002, 87: 248-55.
50. Berksun S, Yazgan Y, Atsü SS. Isı ile preslenen farklı tam seramik kronların marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg* 2006, 33: 39-47.
51. Elliott J, Dover L. X-ray microtomography. *J Microsc* 1982, 126: 211-3.
52. Çivitci F, Malkoç AM. *Diş hekimliğinde mikro bt'nin kullanım alanları. Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2013, 14: 7-12.
53. Jung M, Lommel D, Kliek J. *The imaging of root canal obturation using micro-CT. Int Endod J* 2005, 38: 617-26
54. Landis EN, Keane DT. X-ray microtomography. *Mater Charact* 2010, 61(12): 1305-16
55. Davis GR, Wong FS. X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas* 1996, 17: 121-46
56. Kamburoğlu K, Brenboim SF, Arıtürk T, Kaffe I. Quantitative measurements obtained by micro-computed tomography and confocal laser scanning microscopy. *Dentofac Radiol* 2008, 37(7): 385-91



57. Balto K, Muller R, Carrington DC, Dobeck J, Stashenko P. Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography. *J Dent Res* 2000, 79: 35-40.
58. Verdonschot N, Fennis WMM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NHJ. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 310-5.
59. Pelekanos S, Koumanou M, Kouyatas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Int J Esthet Dent* 2009, 4: 279-92.
60. Şahin FÜ, Topuz Ö. Diş hekimliği araşırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları. *Acta Odontol Turc* 2014, 31: 114-20.
61. [https://www.temple.edu/medicine/research/RESOURCES\\_CORE/documents/skyscan\\_1172\\_introduction.pdf](https://www.temple.edu/medicine/research/RESOURCES_CORE/documents/skyscan_1172_introduction.pdf), 10 Mayıs 2015
62. Swain MV, Xue J. State of the art of micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009, 1: 177-88.
63. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Caneiro TA, Zancope K, Davi LR, Mendonca G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent* 2014, 112: 1134-40.
64. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011, 27: 1119-26.
65. Borba M, Miranda WR, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res* 2013, 227: 396-402.
66. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 2014, 112(2): 249-56.

67. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015, 114(2): 223-8.
68. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990, 69(12): 1791-9
69. Craig R G. *Restorative dental materials*. 9th ed. St. Louis, Mosby Year Book Inc.1993:
70. Üçtaşlı S., Harrington E., Wilson H.J. The fracture resistance of dental materials. *J Oral Rehabilitation* 1995,22: 877-86.
71. Zeng K., Oden A.,Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *The Int J Prosthodont* 1997, 11: 183-89.
72. Claus H. (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont*, 2,:376-84
73. Alkumru H., Hullah W.R., Marquis P.M., Wilson H.J. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J* 1998, 164: 39-43.
74. Rosenritt M., Furer C., Behr M., Lang R., Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured post and cores. *J Oral Rehabil* 2000, 27: 595-601
75. Nakamura T., Ohyama T., Imanishi A., Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass–ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002, 29: 951-5.
76. Burke F.J. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater* 1999, 15: 359-62.
77. Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent* 2012, 40: 202-9.

78. Chun YH, Raffelt C, Pfeiffer H, Bizhang M, Saul G, Blunck U, Roulet JF. Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. *J Adhes Dent* 2010, 12: 45-54.
79. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Philips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2011, 105: 374-82.
80. Akoglu B., Gemalmaz D. Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. *J Prosthodont* 2011, 20: 380-4.
81. Gresnigt MM, Özcan M, Kalk W, Galhano G. Effect of Static and Cyclic Loading on Ceramic laminate veneer adhered to teeth with or without aged composite restorations. *J Adhes Dent* 2011, 13: 569-77.
82. Çeşmeci HŞ, Yaşar A, Gümüş HÖ. Porselen laminate veneer restorasyonların simantasyonları sonrası renk değişikliğine etki eden faktörler: derleme. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 2013, 22(2): 172-7.
83. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhes Dent*. 2001, 3: 273-83.
84. Vilaplana-Vivo J, Vilaplana-Vivo C, Miguel-Sanchez A, Garcia-Ballesta C, Camacho-Alonso F. In vitro fracture resistance of mandibular incisors restored with modified partial-coverage ceramic restorations. *Dental traumatology* 2014, 30: 356-61.
85. Turkaslan S, Bagis B, Akan E, Mutluay MM, Vallittu PK. Fracture strengths of chair-side-generated veneers cemented with glass fibers. *Niger J Clin Pract* 2015, 18(2):240-6
86. Kelly, JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999, 81: 652-61.
87. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J* 2000, 45(2): 103-7.

88. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000, 13: 378-91
89. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999, 26: 582-93
90. Gürbulak AG, Demircan A. Geçmişten günümüze porselen laminate venerlerde preparasyon teknikleri: bir literatür değerlendirmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 2012, 21: 136-42.
91. Burke FJ. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2012, 24: 257-65.
92. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Paradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 229-32.
93. Şen D. *Simantasyon*, 1. Baskı. İstanbul, Quintessence yayıncılık ltd şti., 2003: 4-13, 23-28.
94. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 244-8
95. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997, 10: 478-84.
96. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010, 104: 216-27.

97. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J prosthodontics* 2011, 20: 535-40.
98. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013, 29(2): 174-180.
99. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent* 2012, 40: 670-7.
100. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971, 131:107-11.
101. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent.* 2007, 35:68-73.
102. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989, 3: 147-59.
103. Gemalmaz D, Kukrer D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *J Oral Rehabil* 2006, 33: 436-42.
104. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 587-92.
105. Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012, 108:165-72.
106. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000, 83: 40-9.

107. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998, 80:394-404.
108. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk revy.* 1970, 21:337-46.
109. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2013, 109:227-33.
110. Tao J, Yoda M, Kimura K, Okuno O. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Dental materials* : official publication of the *Academy of Dental Materials.* 2006, 22:397-404.
111. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2009, 40: 745-52.
112. Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta odontologica Scandinavica* 2015, 73: 107-13.
113. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *European journal of dentistry.* 2012, 6: 163-8.
114. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent.* 2012, 37: 641-9.
115. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009, 102:378-84.
116. Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruc AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil.* 1997, 24:646-51.

117. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont.* 1993, 6:585-91.
118. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004, 92: 250-7.
119. Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A. Shear bond strength of porcelain laminate veneers which bonded resin cements on enamel and dentine. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.* 1999, 5: 99-105.
120. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014, 30:954-62.
121. Gurram R, Krishna CH, Reddy KM, Reddy GV, Shastry YM. Evaluating the fracture toughness and flexural strength of pressable dental ceramics: an in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2014, 14: 358-62.
122. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil.* 2000, 27: 1024-9.
123. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Hammerle CH. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater* 2011, 30: 554-62.
124. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Shinya A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of intermediate fiber layer on the fracture load and failure mode of maxillary incisors restored with laminate veneers. *Dent Mater* 2008, 27: 61-8.
125. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hammerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater* 2011, 27: 1045-53.
126. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A. The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater* 2014, 30: 343-9.

127. Ozturk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent* 2013, 41: 97-105.
128. Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Arun T. Effect of Er:YAG laser on debonding strength of laminate veneers. *Eur J Dent* 2014, 8: 58-62.
129. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000, 13: 131-5
130. Ozcan M, Mese A. Fracture strength of indirect resin composite laminates to teeth with existing restorations: an evaluation of conditioning protocols. *J Adhes Dent* 2009, 11: 391-7.
131. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006, 95:117-23.
132. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004, 92: 551-6.
133. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006, 22: 29-36.
134. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian dental journal*. 1995, 40: 17-21.
135. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *J Prosthet Dent* 2012, 108: 386-93.
136. Andreasen FM, Flugge E, Daugaard-Jensen J, Munksgaard EC. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. An experimental study. *Endodontics & dental traumatology*. 1992, 8: 30-5.
137. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. *J Oral Rehabil* 1993, 20: 89-95.



## EKLER

### EK-1. ETİK KURUL RAPORU

MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU				
<b>BASVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN ACIK ADI	" Faklı sistemlerle hazırlanan laminare restorasyonların kenar uyumu, mikrosızıntısı ve kırılma dayanımının incelenmesi."		
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	2013/108		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVAN/AD/ŞİŞYADI	Yrd. Doç. Dr. Meral Arslan Malkoç		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI/İN UZMANLIK ALANI	İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavişi AD.		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI/İN BULGUSU/ŞİŞYADI	MALATYA		
	DESTEKLEYİCİ			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL İHMİNİCİSİ			
	ARAŞTIRMANIN FAZI	FAZ 1	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>	
	FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Encikasyon	<input type="checkbox"/>		
	Yüksek Doz Araştırması	<input type="checkbox"/>		
	Diger ise belirtiniz			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarih	Versiyon Numarası	Dil
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ ÇÖZÜMLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİYOLOJİK MATERYEL KANSER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	HASTA KARTI/GÜN LÖKLEKİ	<input type="checkbox"/>		
	İLAFI	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK RİPORT	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
DİĞER:	<input type="checkbox"/>			
Karar No:	Tarih: 13.05.2013			
<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	<p>Yukarıda bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekeceği amaç, yalıtım ve yönetimsel idkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen şartlarda gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üyesi sayısını saat çoğunluğu ile karar vermiştir.</p>			

**MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU**

MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU	
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Hamza KARABİBER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma İlişkisi		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hamza KARABİBER	Çocuk Sağlığı ve Hast.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Melin GENÇ	Halk Sağlığı	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Selim YOĞULU	Etyolojik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Tarkan TOĞAL	Anesteziyoloji ve Rea.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Akmet KARADAĞ	Çocuk Sağlığı ve Hast.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aladdin POLAT	Fizyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. H.İzzet CUMURCU	Psikiyatri	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Yusuf YAKUPOĞULLARI	Tıbbi Mikrobiyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet KARATAŞ	Tıp Tarihi ve Etik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Nezihan ŞİMŞEK	Diş Hekimliği	İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Seda TASDEMİR	Tıbbi Farmakoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzm. Dr. Öner Murat AYDIN	Nükleer Tıp Uzmanı	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Hasan KONAN	Sivil Üye	Zağazga Tıp Şi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* : 1. öğretimde bulunma

MALATYA  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURUL BAŞKANLIĞI

Sayı: B.39.2.İNÜ.0.20.05.04/89  
Konu:2013/108 no.lu çalışma

16/07/2014

Sayın;

Yrd. Doç. Dr. Meral Arslan Malkoç  
İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.

2013/108 Protokol no.lu "Farklı sistemlerle hazırlanan laminare restorasyonların kenar uyumu, mikrosızıntısı ve kırılma dayanımının incelenmesi" isimli çalışmanın başlığının "Farklı sistemlerle hazırlanan laminare restorasyonların kenar uyumu ve kırılma dayanımının incelenmesi" şeklinde değiştirilmesi Etik Kurul tarafından incelenmiş ve uygun bulunmuştur.

  
Prof. Dr. Rifat KARLIDAĞ  
Etik Kurul Başkanı