

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

**CAD/CAM SİSTEMİ VE YÜKSEK ISIDA PRESLEME YÖNTEMİ İLE
ÜRETİLEN PORSELEN İNLETLERİN KENAR UYUMU VE KIRILMA
DAYANIKLILIĞI AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatma Dilşad Öz

**Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2015**

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

**CAD/CAM SİSTEMİ VE YÜKSEK ISIDA PRESLEME YÖNTEMİ İLE
ÜRETİLEN PORSELEN İNLETLERİN KENAR UYUMU VE KIRILMA
DAYANIKLILIĞI AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatma Dilşad Öz

Tedavi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Şükran Bolay

ANKARA

2015

Anabilim Dalı : Diş Hastalıkları ve Tedavisi
Program : Tedavi
Tez Başlığı : CAD/CAM SİSTEMİ VE YÜKSEK ISIDA
PRESLEME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN
PORSELEN İNLEYLERİN KENAR UYUMU
VE KIRILMA DAYANIKLILIĞI AÇISINDAN
DEĞERLENDİRİLMESİ

Öğrencinin Adı-Soyadı : Fatma Dilşad Öz
Savunma Sınavı Tarihi : 6 Nisan 2015

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

Jüri Başkanı ve Danışmanı:

Prof Dr. Şükran Bolay
Hacettepe Üniversitesi



Üye:

Prof Dr. Mine Betül Üçtaşlı
Gazi Üniversitesi



Üye:

Prof. Dr. Oya Bala
Gazi Üniversitesi



Üye:

Prof. Dr. Rüya Yazıcı
Hacettepe Üniversitesi



Üye:

Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakar
Hacettepe Üniversitesi



ONAY

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


Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU
Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince her konuda ilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerileri ile bana yol gösteren ve yeni projelerde çalışmam için beni cesaretlendirerek ufkumu açan çok değerli tez danışmanım, Restoratif Diş Tedavisi Öğretim Üyesi Prof. Dr. Şükran Bolay'a,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum lisans ve doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini, deneyimlerini benimle paylaşan ve eğitimime önemli katkıları olan değerli hocalarım Prof. Dr. Saadet Gökalp'e, Prof. Dr. Alev Önen'e, Prof. Dr. Sevil Gürgan'a, Prof. Dr. Gül Özgünaltay'a, Prof. Dr. Jale Görücü'ye, Prof. Dr. Meserret Başeren'e, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi'ye, Prof. Dr. Nuray Attar'a, Prof. Dr. Rüya Yazıcı'ya, Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a, Doç. Dr. Esra Ergin'e, Yrd. Doç. Dr. Elif Öztürk'e,

Tez çalışmam boyunca tez izleme komitesi olarak, değerli bilgi ve destekleri ile gelişimime katkıda bulunan Prof. Dr. Oya Bala ve Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Doktora ve tez çalışmamın yanı sıra, her konuda yanımda olan ve bana moral veren sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince manevi desteklerini esirgemeyen yardımcı ve idari personele,

Hayatımın her döneminde, her konuda yanımda olan, bana daima sonsuz sevgi, destek ve anlayış gösteren, mutluluğumu benden çok isteyen, sevgili annem Mürüvvet Öz'e, babam Prof. Dr. Mehmet Öz'e ve kardeşim Bilgehan Kürşad Öz'e,

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Öz, FD. CAD/CAM sistemi ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile üretilen porselen inleylerin kenar uyumu ve kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2015. Bu *in vitro* çalışmada bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan içeriği farklı seramik bloklardan hazırlanan porselen inleyler ve presleme yöntemi ile hazırlanan porselen inleylerin kenar uyumu ve kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır. 60 adet çekilmiş insan alt molar dişi 4 gruba rastgele ayrılmıştır (n=15). Üç gruptaki 45 dişe standart MOD (mezio-okluzal-distal) inley preparasyonu yapılmıştır. Deney grupları şu şekilde belirlenmiştir; Grup 1: Sağlam dişler, Grup 2: **IPS e.max CAD** (Ivoclar Vivadent) bloklar ve **Cerec Omnicam** (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany), Grup 3: **Lava Ultimate** (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar ve Cerec Omnicam, Grup 4: **IPS Empress Esthetic** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ingotlar ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile hazırlanmış MOD restorasyonlar. Simantasyon öncesinde restorasyonların kenar uyumları stereomikroskop ile değerlendirilmiş ve kenar aralığı ölçümleri 12 noktadan (mezialden 3, distalden 3, okluzobukkalden 3, okluzolingualden 3) yapılarak ortalama değerleri hesaplanmıştır. Restorasyonlar *dual-cure* rezin siman **Variolink N** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak dişlere simante edilmiş ve distile suda 37⁰C'de 24 saat süreyle bekletilmiştir. Daha sonra tüm örnekler 5000 döngülük termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Örneklerle universal bir test cihazında kırılma dayanıklılığı testi 0,5 mm/dak hızla yükleme yapılarak uygulanmıştır. Restorasyon bulunan grupların kırılma tipleri incelenmiş ve fotoğraflanmıştır. Kenar aralığı bulguları Kruskal-Wallis testi, kırılma dayanıklılığı testi bulguları tek yönlü ANOVA varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Kenar aralığı ölçümleri ile elde edilen bulgulara göre, Grup 2'nin ortalama kenar aralığı değeri 33,54 µm, Grup 3'ün 33,77 µm ve Grup 4'ün 85,34 µm'dir. Grup 4'ün ortalama kenar aralığı değeri anlamlı olacak şekilde diğer gruplardan yüksektir (p<0,05). En yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı sağlam dişleri içeren Grup 1'de görülmüştür (3959,00 ±1279,79 N), bu değer diğer grupların ortalama değerlerinden anlamlı olarak yüksektir (p<0.05). Grup 2 (2408,00±607,97 N), Grup 3 (2206,73±675,16) ve Grup 4 (2879,53±897,30)'ün ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasında ise anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p>0.05). Cerec Omnicam sistemi ile üretilen porselen inleylerin, presleme yöntemiyle üretilenlere göre daha iyi kenar uyumu gösterdiği ve kullanılan materyallerin kırılma dayanıklılığı değerlerinin benzer olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, kenar uyumu, kırılma dayanıklılığı, stereomikroskop.

Destekleyen Kurumlar: Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi. Proje No:1757

ABSTRACT

Öz, FD. Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Porcelain Inlays Produced by CAD/CAM systems and Hot-Pressed Technique. Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2015. The aim of this in vitro study was to evaluate marginal adaptation and fracture strength of porcelain inlays produced by a CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) system using different types of ceramic blocs and hot-pressing technique. 60 extracted human mandibular molars were divided randomly into 4 groups (n=15). 45 molars in three groups, received MOD (mesio-occlusal-distal) inlay preparations. Experimental groups were; Group 1: Intact teeth, Group 2: **IPS e.max CAD** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blocs and **Cerec Omnicam** (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany), Group 3: **Lava Ultimate** (3M ESPE, Seefeld, Germany) blocs and Cerec Omnicam, Group 4: **IPS Empress Esthetic** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ingots and hot-pressing technique. MOD restorations were obtained according to these groups. Marginal gap measurements were taken at 12 points (mesial 3, distal 3, occlusobuccal 3, occlusolingual 3) with a stereomicroscope and mean values were calculated. Restorations were cemented with **Variolink N** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and stored in distilled water at 37°C for 24 hours. All samples were subjected to thermocycling for 5000 cycles in water baths between 5°C and 55°C. The fracture strength of specimens was determined under compressive loads along the long axis of the restored teeth at a 0.5 mm/min crosshead speed until fracture. Fracture modes were determined and photographed. Statistical analyses were performed using one-way analysis of variance for fracture strength data and Kruskal-Wallis for marginal gap data (p=0.05). The mean marginal gap size of Group 2, Group 3 and Group 4 were 33,54 µm, 33,77 µm and 85,34 µm, respectively. Group 4 had statistically higher values than other groups. The fracture strength values were significantly higher in the intact teeth group (3959,00 ±1279,79 N), than those of restored groups (Group 2 (2408,00±607,97 N), Group 3 (2206,73±675,16) ve Group 4 (2879,53±897,30). Inlays fabricated using Cerec Omnicam demonstrated better marginal fit but fracture resistance values of different materials were similar.

Key Words: CAD/CAM, marginal adaptation, fracture strength, stereomicroscope.

Supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Center.

Project No: 1757

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGE VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Kapsam	1
1.2 Amaç ve Hipotezler	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Posterior Dişlerde Estetik Restorasyonların Yapım Teknikleri	5
2.1.1. Direkt Teknik	6
2.1.2. Semidirekt Teknik	7
2.1.3. İndirekt Teknik	7
2.2. Seramikler	8
2.3. Dental Seramiğin Yapısı ve Elemanları	10
2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri	11
2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	12
2.5.1. Dental Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	13
2.5.2. Dental Seramiklerin Kristal İçeriklerine Göre Sınıflandırılması	15
2.6. Porselen inleyler	18
2.7. CAD/CAM Sistemleri	20
2.7.1. CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları	22
2.7.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	24
2.7.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	24
2.7.4. CAD/CAM Sisteminin Ticari Modelleri	25
2.8. CEREC Sistemi (<i>CEramic REConstruction System</i>)	28

2.8.1. Dijital Ölçünün Alınması	30
2.8.2. Restorasyonun Tasarımı	31
2.8.3. Restorasyonun Üretimi	31
2.9. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar	32
2.10. İnley Preparasyonu	34
2.11. Rezin Simanlar	35
2.12. Kenar Aralığı Ölçümünde Kullanılan Yöntemler	38
2.13. Yaşlandırma	39
2.14. Kırılma Dayanıklılığı	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	43
3.2. Örneklerin Hazırlanması	43
3.2.1. Dişlerin Preparasyonu	46
3.2.2. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması	48
3.3. Kenar Aralığı Ölçümü	68
3.4. Restorasyonların Simantasyonu	72
3.5. Termal Siklus	80
3.6. Kırılma Dayanıklılığı Testi	77
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	79
4. BULGULAR	80
4.1. Kenar Aralığı Ölçümünde Elde Edilen Bulgular	80
4.2. Kırılma Dayanıklılığı Testi Bulguları	85
5. TARTIŞMA	88
6. SONUÇLAR	106
KAYNAKLAR	107
EK 1: ETİK KURUL	138
EK 2: PROJE	139
ÖZGEÇMİŞ	140

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
μm	Mikron
AC	Acquisition Center
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Bis-GMA	Bisglisidil metakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CCD	Charge Coupled Device
Co	Kobalt
Cu	Bakır
dk	Dakika
Fe	Demir
GPa	Gigapaskal
K_2O	Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Feldspar
KAlSi_2O_6	Lösit
Li_2O	Lityum oksit
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit
Ni	Nikel
nm	Nanometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
SiO_2	Silisyum dioksit, kuartz

TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	Titanyum
UDMA	Üretan dimetakrilat
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Dental Restorasyonların Uygulama Teknikleri	6
3.1. Akril içine gömülmüş dişlerin görünümü	44
3.2. Örnek Gruplarındaki Dişler	44
3.3. IPS e.max CAD Bloklar	45
3.4. Lava Ultimate Bloklar	45
3.5. IPS Empress Esthetic	45
3.6. Örnek Grupları	46
3.7. A. MOD inley preparasyonu yapılmış bir örnek, B. MOD preparasyon çizimi	47
3.8. Cerec Omnicam	48
3.9. A. Cerec SW Yazılımı Giriş; B. "Add New Patient" seçeneği	49
3.10. Hasta Kimlik Kartı	50
3.11. Blokların Seçimi	51
3.12. A. Restorasyon Tipi ve Diş Numarası Seçimi B. Biogeneric Individual seçeneği	52
3.13. Acquisition	54
3.14. Modelin Hazırlanması	59
3.15. A. Kenar sınırı çizilmemiş dijital ölçü görünümü B. Kenar Sınırın Çizilmesi	55
3.16. Restorasyonun Tasarımı	56
3.17. Restorasyonların Tasarımının Yapılması	57
3.18 A. Restorasyon Parametrelerinin seçilmesi B. Çalışma için seçilen parametreler	57
3.19. A. "Design" Ekranı, B. "Tools" Seçenekleri	58
3.20. A. "Design" Ekranı B. "Form" bölümünün seçenekleri	58
3.21. A. "Design" Ekranı, B. "Shape" bölümünün seçenekleri	59
3.22. A. "Design" Ekranı, B. "Analyzing Tools" bölümü seçenekleri	60
3.23. "Milling Preview	60

3.24. Blokların Boyutlarının Belirlenmesi	61
3.25. Sof-Lex Bitirme Diski ve Sof-Lex Polisaj Diski	62
3.26. A. Ivoclar progmat P310 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	63
B. Porselen yastığı (Object Fix Flow, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	
C. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş restorasyonlar	
3.27. IPS e.max CAD glazür kitindeki "Glaze and Stain Liquid ve "Glaze Paste	64
3.28. IPS e.max CAD restorasyonların glazür aşaması	65
3.29. Grup 4'ün ölçülerinin alınması	66
3.30. Modelasyon ve Tijleme	66
3.31. A. Programat EP 5000 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),	67
B. IPS Empress Esthetic restorasyonlar	
3.32. A. Leica MZ 16A (Leica Microsystems, Switzerland) ve Leica KL 1500 LCD ışık kaynağı	68
B. Restorasyonların Ölçüm Yapılırken Sabitlenmesi	
3.33. Leica Application Suite yazılımı	69
3.34. Örneğin fotoğrafın çekilmesi	69
3.35. Fotoğraflara İsim Verilmesi	70
3.36. A. "Distance Line" seçeneğinin tıklanması, B. "Process" Ekranı	70
3.37. A. "Scale Bar" seçeneğinde "Show" seçilmesi	71
B. "Merge" seçeneği ile fotoğrafın birleştirilmesi	
3.38. Kenar aralığı ölçümleri;	72
A. Mezial ve distal ölçüm noktaları,	
B. Okluzobukkal ve okluzolingual ölçüm noktaları	
3.39. Bisco Porcelain Etchant uygulanması	73
3.40. PrepStar Kumlama Cihazı	73
3.41. Monobond S uygulanması (Silan Uygulaması)	74
3.42. Syntac Primer Uygulanması	74

3.43. Syntac Adhesive Uygulanması	75
3.44. Heliobond Uygulanması	75
3.45. Dual-cure rezin siman uygulanması	76
3.46. LED ışık cihazı ile polimerizasyon	76
3.47. Simantasyon sonrası örnekler	76
3.48. Termal siklus işlemi	77
3.49. A. Lloyd Instruments LR 50K test cihazı	78
B. Kırılma dayanıklılığı testi uygulanması	
4.1. Ortalama kenar aralık değerlerinin grafik olarak gösterilmesi	82
4.2. Kenar aralığı ölçümlerine ait örnekler;	84
A. IPS e.max CAD- gingival	
B. IPS e.max CAD-distal	
C. Lava Ultimate-okluzal	
D. Lava Ultimate-gingival	
E. IPS Empress Esthetic-distal	
F. IPS Empress Esthetic-okluzal	
4.3. Kırılma dayanıklılığı analizi değerlerinin grafik olarak gösterilmesi	86
4.4. Kırılma Tipleri	87
4.5. Kırılma Tipleri	87

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Seramik materyallerinin içerikleri ve üretim şekilleri	18
3.1. Kullanılan materyaller	42
3.2. Test edilen porselenlerin materyallerinin özellikleri	43
4.1. Kenar Aralığı Değerleri (μm)	81
4.2. Restorasyonların Farklı Yüzeyle Ait Kenar Aralığı Değerlerinin Karşılaştırılması (Çapraz Tablo)	83
4.3. Deneysel Grupların Ortalama Kırılma Dayanıklılığı Değerleri ve Standart Sapmaları	85
4.4. Burke Sınıflamasına Göre Restore Edilmiş Grupların (Grup 2, 3, 4'ün) Kırılma Tipleri (Yüzdelik tablosu)	87

1. GİRİŞ

1.1. Kapsam

Restoratif diş hekimliğinde temel amaç doku devamlılığının korunarak, kaybedilmiş diş sert dokularının fonksiyon ve estetiğinin geri kazandırılmasıdır (1). Kaybedilen sağlıklı diş dokularını taklit edebilecek ideal restorasyonlar belirli özelliklere sahip olmalıdır. Doğal dişlere görsel olarak benzeseler de restoratif materyaller tam olarak doğal dokular gibi davranmamaktadır. Bu uyumsuzluğun yanısıra son yıllarda diş sert dokularını daha belirgin olarak anlayabilmek için çalışmalarda biyomimetik yaklaşım ön plana çıkmaktadır. Biyomimetik teriminin tanımı, restoratif diş hekimliği alanında, materyallerin yapısal, fonksiyonel, ve biyolojik olarak tasarlanması ve üretiminde dişin kendisinin model alınmasıdır (2).

Kaybedilen diş dokularının yerine yapılan restorasyonlardan beklenen özellikler, doğal dişe benzer optik özelliklerinin olması, zaman içinde renk değişikliğine uğramamaları, aşınmaya karşı dirençli yapıda olmaları, kenar ve iç uyumlarının iyi olması, ağız içindeki çeşitli kuvvetleri karşılayabilecek mekanik özellikler taşımaları, yapım tekniklerinin ise kolay ve ekonomik olmalarıdır. Tedavilerin başarısı özellikle uygulanan teknik ve kullanılan malzemelerden etkilenmektedir (3).

Günümüzde estetik anlayışının sürekli gelişmesiyle hastalar çoğunlukla arka grup dişlerine uygulanan restorasyonlarda da doğal diş görünümünü ve estetiği tercih etmektedirler. Estetik restorasyonlara ilgi ve talebin artmasıyla yeni materyal ve tekniklerin geliştirilmesi önem kazanmıştır (4). Hastaların estetik beklentilerinin yükselmesi ve arka grup dişlerde direkt kompozit rezin restorasyonlarda zamanla görülen bozulmalar, porselen restorasyonların daha sık kullanılmaya başlanmasına neden olmuştur. Son yıllarda daha konservatif bir yaklaşımla porselen restorasyonların uygulanabilmesi için kullanılan adeziv sistemler diş sert dokularında daha az kayıp olmasını sağlamıştır (5).

Porselen, doğal dişe renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal olması, su emiliminin olmaması, zaman içerisinde bozulmaması, ağız dokuları tarafından iyi tolere edilmesi nedeniyle çoğunlukla tercih edilmektedir (6,7). Porselen inley restorasyonlar ise ancak lösit kristallerinin geliştirilerek, porselen materyalinin kırılabilirliğinin azaltılması ile posterior dişlerde kullanılabilmiştir (8). Günümüzde

kullanılan porselen restorasyon sistemlerinden olan IPS Empress Esthetic sistemi (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lösit kristallerinin kullanıldığı bir tekniktir. Yüksek ısıda porselenin enjeksiyonu (presleme) yöntemi ile seramik ingotlar ısıtılıp eritilerek yavaş yavaş preslenir. Literatür incelendiğinde, IPS Empress sisteminin başarısının yüksek olduğu görülmektedir (9).

Diş hekimliği sürekli olarak yeni bir materyal veya teknoloji arayışı içindedir. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi de bu arayışın bir sonucu olarak ortaya çıkmıştır. CAD/CAM diş hekimliğinde ilk olarak Francois Duret tarafından 1970'lerde kullanılmıştır (10). Daha sonra Werner H. Mörmann 1980'lerde çalışmalar yapmış ve sonunda Cerec sistemleri geliştirilmiştir (11). CAD/CAM günümüzde, modern dental laboratuvarlarda ve girişimci klinisyenler tarafından hasta başında kullanılan, kabul edilmiş bir teknolojidir. CAD/CAM teknolojileri arasında klinikte hekim tarafından uygulanan ve günümüzde çok ilgi çeken bir sistem olan Cerec (Ceramic Reconstruction) yıllar içerisinde geliştirilerek en son olarak Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kamera, Cerec SW (Software) 4.3 yazılımı ve Cerec MC XL frezleme cihazı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) geliştirilmiştir (12).

CAD/CAM sistemlerinde farklı özelliklere sahip pek çok seramik materyali kullanılabilir. Bu seramik tipleri arasında diğerlerine göre daha zayıf özelliklere sahip feldspatik seramikler, lösitle güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler ve zirkonyum seramikler sayılabilir. Lityum disilikatın, materyale oldukça iyi dayanıklılık ve optik özellikler kazandırdığı öne sürülmektedir. Lityum disilikat geleneksel olarak preslenebilmekte (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ya da CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile işlenebilmektedir. Dayanıklılığı nedeniyle lityum disilikat içeren seramik kronlar, inleyler, onleyler, veneerler ve implant restorasyonlarda kullanılabilirler (13,14). Son zamanlarda ise bir rezin nanoseramik hibrit blok, CAD/CAM restorasyon olarak kullanılmak üzere tanıtılmıştır (15). Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren nanoseramik rezin bloklardır (16). Bu blokların inley restorasyonlar için dişin mekanik özelliklerini taklit edebilme potansiyeli olması nedeniyle araştırılması gerekmektedir. Bu iki blokla ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

In vitro ortamda porselen restorasyonların hem üretim teknikleri arasındaki farklılıkları, hem de kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin inceleneceği daha çok çalışma yapılmalıdır. Cerec sisteminin geliştirilmesiyle son olarak kullanıma sunulan Cerec Omnicam ile tasarlanan ve üretilen porselen inleylerin değerlendirildiği bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu nedenle, bu sistemle yapılan restorasyonların özelliklerinin incelenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

1.2 Amaç ve Hipotezler

Bu çalışmanın temel amacı, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan içeriği farklı seramik bloklardan hazırlanan inleyler ve presleme yöntemiyle hazırlanan porselen inleylerin kenar uyumunun ve kırılma dayanıklılığının değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın amaçları;

- a. Polivinilsiloksan materyali kullanılan geleneksel ölçü yöntemi ve Cerec Omnicam optik kamerası ile dijital ölçü alınarak iki farklı ölçü yöntemi ile elde edilen porselen inleylerin kenar uyumlarını karşılaştırmak,
- b. CAD/CAM bloklarının (IPS e.max CAD ve Lava Ultimate) kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmak,
- c. Presleme yöntemi ve CAD/CAM sistemi olmak üzere iki farklı yöntemle üretilen porselen inleylerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmaktır.

Hipotezler

- 1- Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan farklı bloklarla hazırlanan porselen MOD inleylerin kenar uyumu açısından birbirleri arasında bir fark bulunmaması,
- 2- CAD/CAM sisteminde üretilen porselen inley restorasyonların, yüksek ısıda presleme yöntemi ile hazırlanan porselen inleylere göre daha iyi kenar uyumuna sahip olması,
- 3- CAD/CAM sisteminde kullanılan farklı bloklarla üretilen ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile hazırlanan porselen inleyler kırılma dayanıklılığı

açısından karşılaştırıldığında, Lava Ultimate bloğun en yüksek, IPS e.max CAD blokların ise en düşük değere sahip olması,

- 4- Sağlam dişlerin bulunduğu grubun ise en yüksek kırılma dayanıklılığına sahip olması beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Posterior Dişlerde Estetik Restorasyonların Yapım Teknikleri

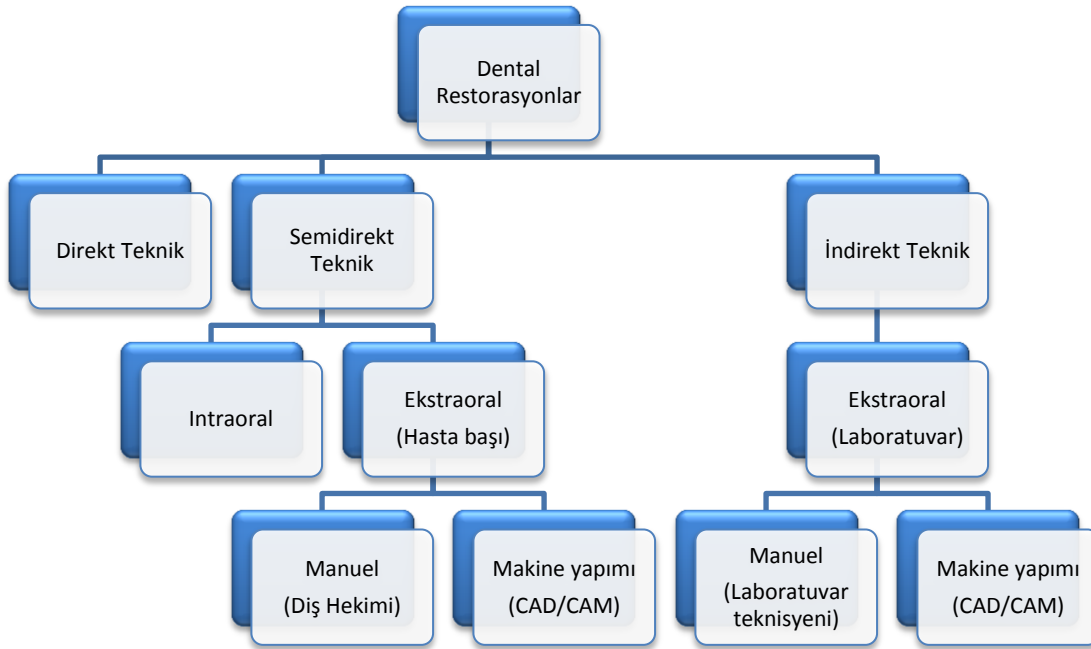
Posterior dişlerde dental amalgam klinik başarısından dolayı iki yüz yıldan fazla bir süredir yaygın olarak kullanılmaktadır (17). Amalgamın uygulama kolaylığı, kavite kenarlarını iyi kapatması, uzun ömürlü ve ekonomik olması gibi avantajları, diş hekimliğinde amalgamın hala kabul görmesini sağlamaktadır (18). Olumlu özelliklerinin yanısıra, kopma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olması, renginin estetik olmaması, galvanik akıma neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, korozyona uğrayarak dişte renklenmelere neden olması ve vücut için zararlı bir madde olarak kabul edilen civa içermesi gibi olumsuz özellikleri nedeniyle son yıllarda oldukça azalmıştır (19-21).

Posterior dişlerde uzun yıllar boyunca tercih edilmiş başka bir materyal de altın inley ve onley restorasyonlardır. Altın restorasyonların kırılma dirençlerinin iyi olmaları, karşıt arktaki dişleri aşındırmamaları, iyi polisaj yapılabilme özellikleri tercih edilme nedenlerindedir. Estetik olmayan bu restorasyonlar, pahalı olmalarının yanısıra uzun, zor laboratuvar işlemleri de gerektirmektedir. Diş renginde estetik restorasyonların çok hızlı bir şekilde kabul görmesi hekimlerin altın restorasyon uygulamalarını zamanla tercih etmemelerine sebep olmuştur (22).

Hastaların estetik talepleri, çevresel etkenler, kitle iletişim araçlarının bu konulardaki yayınları ve her geçen gün gelişen teknolojiden etkilenebilmektedir (23). İlk olarak estetik beklentiler sadece anterior dişler için geçerliyken, zamanla posterior dişlerde de aynı talepler ortaya çıkmıştır. Estetik diş hekimliğinin popüleritesi, materyal ve tekniklerdeki gelişmelerden hastaların farkında olması ve yeni tedavi seçeneklerini takip etmeleri hekimlerin zamanla posterior dişlerde estetik uygulamaları daha çok tercih etmelerine neden olmaktadır (24). Estetik restorasyon talebinin artması sonucu araştırmacılar pek çok materyal ve teknik geliştirmiş ve halen geliştirmeye devam etmektedir. Kompozit rezin 1960'lı yıllarda posterior dişlerde iki yüzlü kavitelerde kullanılmış olmasına rağmen, partikül boyutlarının büyüklüğü, zamanla renk değişimi meydana gelmesi, aşınma dirençlerinin düşük olması ve post-operatif duyarlılık nedeniyle kullanımlarına bir süre ara verilmiştir. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin üretilmesi, inisiyatör ve katalizörlerin bulunmasıyla 1980'li yılların başında bu materyal kullanılabilir hale gelmiştir. Materyal

ve tekniğin yanısıra kullanılan aletlerin de gelişmesiyle kompozit rezinlerin kullanımı ve başarısı artmıştır (25).

Kompozit rezinler farklı tekniklerle uygulanabilmektedirler. Bu teknikler direkt, semidirekt ve indirekt teknik olarak 3'e ayrılabilir. İndirekt teknik aynı zamanda porselen inleyler için de kullanılabilir (23,26,27). Dental restorasyonların uygulama tekniklerini Şekil 2.1.'deki gibi sınıflandırabiliriz (28) .



Şekil 2.1. Dental Restorasyonların Uygulama Teknikleri

2.1.1. Direkt Teknik

Tek seansta uygulanan ve laboratuvar da çalışma gerektirmeyen bir tekniktir. Diş sert dokularında kayıp az ise, ya da doku kaybı çok fazla ise kompozit restorasyonlar direkt olarak uygulanabilmektedir. Sert doku kaybının fazla olduğu sınıf II restorasyonlarda, direkt tekniğin uygulanması polimerizasyon büzülmesine, kenar uyumsuzluğuna, mikrosızıntıya ve sekonder çürük oluşumu gibi sorunlara neden olabilmektedir (23,29). Restorasyonlarda düşük aşınma direnci ve post-operatif duyarlılık da direkt tekniğin kullanılması durumunda ortaya çıkan başlıca problemlerdir (25). Kompozit rezin restorasyonların başarısı hekimin tekniği, uygun hasta seçimi, polimerizasyon büzülmesi oranı, dentin bağlayıcı ajanların türü ve

kompozit rezinlerin su emiliminden etkilenmektedir (23). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla, restorasyonların yapımında tabakalama tekniğinin kullanılması, üç açılı polimerizasyon uygulaması, cam seramik insertlerle kompozit materyalinin hacminin küçültülmesi, semidirekt ve indirekt tekniklerle inley yapımı gibi yöntemler kullanılabilir (23,29,30).

2.1.2. Semidirekt Teknik

Hasta başında uygulanabilen indirekt tekniğe göre daha basit bir teknik olan semidirekt teknik 1980'li yıllarda tanıtılmıştır. Bu teknikte diş hekimi restorasyonu intraoral ve ekstraoral işlemler ile tek seansta tamamlayarak kendisi üretmektedir (31-33). İntraoral yaklaşımda kompozit izole kaviteye direkt uygulanır ve polimerize edilir. Ağız içi polimerizasyondan sonra ise restorasyon preparasyondan çıkartılarak ekstraoral olarak tekrar polimerize edilir, bitirme ve polisaj işlemleri tamamlanır. Daha sonra restorasyon simante edilir. Bu tekniğin en büyük dezavantajı restorasyonun polimerize edildikten sonra kaviteden çıkarılmasının güç olmasıdır. Preparasyon şekli ve elmas frezlerin mikro retansiyonları bu durumun temel nedenidir. Ekstraoral çalışma şeklinde ise silikon çalışma modeli ile ölçü alınarak restorasyon üretilmektedir. Bu uygulama tekniğinde preparasyon duvarlarının okluzale doğru diverjan açıları daha az verilebilmektedir, böylece daha konservatif bir preparasyon hazırlanmış olur. Ancak teknik daha maliyetlidir ve ölçü materyali deforme olabilir. Mezio-okluzal-distal (MOD) preparasyonlarda direkt uygulamada aksiyal duvarlardan dolayı restorasyonu çıkartmak zor olabilir (34).

Geniş çürüklü bir veya birkaç dişe geniş sınıf I ve II restorasyonlar uygulanacağı zaman, restorasyonun mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla semidirekt teknik uygulanabilmektedir (26).

2.1.3. İndirekt Teknik

Estetik gereksinimlerin artması ve civa toksisitesine karşı kaygıların yaşanması, alternatif restorasyonların araştırılmasına neden olmuştur ve buna bağlı olarak inleyler ve onleyler güncel hale gelmiştir (27). Direkt kompozit rezin restorasyonlardaki polimerizasyon büzülmesi ve iyi bir anatomik form elde etmedeki

problemler nedeniyle indirekt teknikle uygulanan kompozit ve porselen inleyler geliştirilmiştir (23).

Restore edilecek dişlerin çok sayıda olması, ulaşılması zor bölgelerde bulunması, aynı seansta istenilen anatomik ve fonksiyonel şeklin verilemeyecek olması durumunda indirekt teknik tercih edilmelidir. Hasta ağzından ölçü alınır. Alçı model elde edilerek ağız dışında çalışılan bir yöntemdir. Restorasyonlar birden fazla seansta tamamlanır (26).

İndirekt teknikle kompozit rezin ve seramik kullanılarak inley ve onley restorasyonlar yapılabilmektedir. İlk olarak 1980'li yıllarda geliştirilen kompozit rezin inley sistemlerinin avantajları; karşıt dişte aşındırmaya neden olmamaları, estetik olmaları, tamir edilebilir olmaları ve seramik restorasyonlara göre ucuz olmalarıdır (35-37). Dezavantajları ise biyouyumluluklarının altın ve seramik inleyle göre yetersiz olması, aşınma dirençlerinin düşük olması ve seramiklere göre okluzal streslere karşı dayanıksız olmalarıdır (35,36,38).

2.2. Seramikler

M.Ö. 1950" li yıllarda seramik, Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmış, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemleri ve çinicilikte uygulama alanı bulmuş ve XVI. yy'da Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir (39,40). Topraksı bir materyal olan seramik, silikat yapısındadır ve ismini Yunanca'da "çömlek" anlamına gelen, "*keramikos*" kelimesinden almaktadır (7).

Pierre Fauchard, 1723'te diş ve gingival dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmalar yapmıştır (6,41). Protetik tedavilerde seramik, ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır (6,39,41) . İlk seramik diş materyali patentini, 1789 yılında, Fransız diş hekimi Dubois de Chamont, Duchateau ile birlikte almıştır (42). Chamont ilk porselen tozunu ve porselen dişleri 1792'de imal etmiş ve protezlerde suni diş olarak, doğal dişlerde ise dolgu maddesi olarak kullanmıştır (43).

İlk kez 1808 yılında Paris'te İtalyan asıllı Fonzi tek diş seramiklerini, kullanmıştır ancak opasite ve kırılabilirlik nedeni ile pek başarılı olamamıştır (44). Mekanik özellikleri çok zayıf olan ilk seramikler opak ve pöröz yapıda olduklarından diş hekimliğinde kullanılamamıştır ve çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanım

alanı bulmuşlardır. Daha sonraları ise diş hekimliğinde kullanılan porselenler seramiğin geliştirilmesi ile gündeme gelmiştir. Diş hekimliğinde seramikler özellikle estetik nedenlerden dolayı tercih edilmişlerdir (45). White ve Ash 1850 yılında seramiği restoratif bir materyal olarak ticari alana sunmuşlardır. John Allen ise 1851 yılında seramik restorasyonların patentini almıştır. Seramikler 19. yy sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmış ve Charles Land Detroitte 1889 yılında porselen jaket kronların yapımı için patent alarak uygulamaya başlamıştır (6,41,46). Charles Land 1889 yılında platin matriks üzerine seramikleri şekillendirmiştir ve veneer kuronların yapımı rutin olarak 1900 yılında kullanıma girmiştir. 1907'de W.H. Taggart diş hekimliğinde mumu kullanarak ilk döküm örneğini ve yeni bir döküm sistemini geliştirmiştir (47). Albert Le Go'nun "Diş Hekimliğinde Seramikler" kitabı 1925'te yayınlanması ile seramikler daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır. Mc Lean ve Hughes 1963 yılında alümina seramikleri geliştirmişlerdir ve günümüzdeki metal desteksiz sistemlerin temeli oluşturulmuştur (46). Kayıp mum tekniği kullanılarak kronlarda estetik sonuçlar elde edilen dökülebilir cam seramik sistemler 1980'lerde kullanılmaya başlanmıştır (Dicor ve Cerapearl). Cerestore alümina seramikler de aynı dönemlerde diş hekimliğinde kullanılmıştır. Bununla birlikte posterior restorasyonlarda yüksek kırılma oranları izlenmiş ve yeni materyaller geliştirilmiştir. IPS Empress ve In-Ceram sistemleri 1985 yılında piyasaya sürülmüştür ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmışlardır (48). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşmaktadırlar. Bu seramiklerin; kırılma olmaları, fırınlamada büzülme göstermeleri renk ve şekil uyumunda sorun ortaya çıkarmaları dezavantajları olarak gösterilmiştir (45). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler eşya yapımında kullanılanlardan oldukça farklıdır (49).

Bir veya birden çok metalin, metal olmayan bir elementle (oksijen) kombinasyon yapması ile seramikler oluşmaktadır (7). Oksijen elementi matriks yerine geçmektedir. Daha küçük yapıda olan metal ya da silisyum (Si) gibi yarı metal atomlar oksijen atomları arasında yer almaktadır (46,50,51). Seramiklerin temel yapısını kaolin, silika ve feldspar oluşturmaktadır (50,52). Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu bağlar seramiklerin stabilitesinin ve sertliğinin, yanısıra kırılma dayanımının da nedenidir. Aynı zamanda seramiğin direncinin ve yüksek elastisite modülünün kaynağı olarak da bu bağlar gösterilmektedir (46).

2.3. Dental Seramiğin Yapısı ve Elemanları

Seramikler, metal oksit, borit, karbit, nitrit ve inorganik materyallerden oluşmaktadır (53). Silisyum iyonları seramik matriksi içinde düzensiz bir ağ şeklinde dağılmıştır. Bu ağ sodyum, potasyum ve lityum gibi geniş bir alkali iyon ailesi tarafından sarılmıştır. Porselene kırılma, sertlik ve ısıya direnç gibi fiziksel özellikleri kazandıran bu amorf yapıdır (54).

Dental seramiklerle ilgili terminoloji farklılıklar göstermektedir. Bazı araştırmacılar “seramik” terimini kullanırken, araştırmacıların bir kısmı da “dental porselen” terimlerini kullanmışlardır (55).

Tüm porselenlerin temel yapısı üç esas maddeden oluşur; feldspar, kaolin ve kuartz (46).

Feldspar ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) potasyum alüminyum silikat ve albitin karışımı bir bileşendir (41). Feldspar, kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olmaktadır. Porselenin yapısında %70–80 oranında bulunur (41). Porselene şeffaflık vererek, ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutar ve camlaşmış bir birleştiricilik görevi yapmaktadır (56). Feldspar saf değildir, içerisinde sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) farklı oranlarda bulunmaktadır (46). Fırınlama esnasında önceden verilmiş formun bozulması anlamına gelen piroplastik akış, feldspar tarafından porselenin pişirme ısısı düşürülerek artırılmaktadır (56,57). Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde potasyum oksit miktarı yüksek olan feldspar tercih edilmektedir. Çünkü potasyum oksit, dental seramiğin şeffaflık kalitesini artırmaktadır (58). Feldspar $1530^\circ C$ 'de tamamen erimektedir. $1250^\circ C$ - $1300^\circ C$ ısı aralığında ise sodyum ve potasyum oksit alkalileri (Na_2O ve K_2O), silika (SiO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ile birleşmektedir (46).

Kaolin ($2H_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$) alümina silikat kilin saf formudur. Çin kili olarak da bilinmektedir ve çok ince yumuşak bir materyaldir (58). Kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı olarak rol alan kaolin porselenin yapısında %1-10 arasında bulunmaktadır (46,58). Kaolin porselene opaklık özelliğini vermektedir. Su ile karıştırıldığı zaman yapışkan hale gelir ve diğer bileşenleri bir arada tutar. Şekil verirken seramiğin çalışılabilir formda olmasına yardım ederek modelasyon kolaylığı sağlamaktadır (52).

Kuartz (SiO_2) silisyum dioksit (silika) yapısındadır ve matriks içerisinde doldurucu görevi yapmaktadır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önleyerek kitleye stabilite sağlar (41). Porselenin yapısında %11-18 arasında bulunur

(46,58). Eriyerek şekillenme ısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaflık verir. Seramiğin kırılma kırılganlığı kuartz materyalinden kaynaklanmaktadır (41).

Potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), magnezyum oksit (MgO), lityum oksit (Li_2O) gibi oksitler cam modifiye edicilerdir. Bu bileşenler cam yapının erime derecesini düşürmek amacı ile kullanılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin fırınlama sırasında akmaya karşı oldukça dirençli olması gerekmektedir. Bundan dolayı camın viskozitesini ve pişirme derecesini düşürmek amacı ile bu oksitler kullanılmaktadır. Bu oksitler cam oluşturma yeteneğine sahip olmamalarına rağmen, cam içinde yer alabilmektedirler. Bir camın sertliği ve viskozitesi, **alüminyum oksit (Al_2O_3)** ile artırılabilir. **Titanyum (Ti), magnezyum (Mg), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni)** gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler ise porselene renk vermek için kullanılmaktadır (46).

2.4. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler, ağız içindeki kimyasal olaylardan etkilenmeyen, ağız sıvılarına karşı dirençli stabil materyallerdir ve uzun dönemde bozulmadan, hastaları tatmin edecek iyi bir estetik görünüm sağlayabilmektedirler (45,49). Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, doğal dişlerinkine benzer renge, ışık geçirme özelliğine ve translusentlik derinliğine sahiptirler. Porselenlerin ısı iletkenlikleri ve ısıl genleşme katsayıları mine ve dentininkilere yakın değerlerdedir (49). Su emilimi bulunmamaktadır ve biyouyumlu bir materyaldir (45). Ancak çok güçlü asitler karşısında çözünebilen porselenlerin, çözünürlüğü camlaşma derecelerinden ve yüzeylerinin polisajlı ve glazürlü olup olmamasından etkilenmektedir (46). Yüzey özellikleri besinlerin yapışmasını engellemektedir. Plak birikimi, glazürlü porselen yüzeyi üzerinde minimumdur ve bakteri plağı kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir (59,60).

Seramikler, korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmayan, yüksek derecede oksidasyona uğramış materyallerdir (60). Seramikle restore edilmiş dişlerle okluzal ilişkide bulunan minenin, glazürlü seramik yüzeyi karşısında daha az aşınma gösterdiği gözlenmiştir (61,62).

Dental seramiklerin sıkışma dayanıklılığı ve gerilme dayanıklılığı değerleri materyaller arasında farklılık göstermektedir (49). Dental seramiklerin genel olarak sıkışma dayanıklılıkları 350-550 MPa arasındadır. Seramik materyalinin içinde küçük çatlaklar, pöröziteler görülebilmektedir. Gerilim yoğunlaşmasından kaynaklanan bu yapısal düzensizlikler, çatlaklara neden olabilmektedir. Bu gerilimler, porselenlerde esneme olmadığından restorasyonlarda kırıklarla sonuçlanabilmektedir. Bu durum porselenlerin kullanımında büyük bir dezavantajdır (41,63).

2.5. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramiklerin birçok tipi farklı özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Günümüzde, yaygın olarak kullanılan porselenler farklı şekilde sınıflandırılmaktadır. Vakalara uygun porselenlerin seçilebilmesi için bu sınıflandırmaların bilinmesi önem kazanmaktadır. Porselenler; yapım tekniklerine ve içeriklerine göre sınıflandırılabilirler (64).

Rosenbulm ve Shulman (7) seramikleri metal destekli ve tam seramik olarak iki sınıfta incelemiştir. Tam seramikleri ise geleneksel, dökülebilir, frezlenebilir, preslenebilir ve infiltre edilebilir porselenler olarak 5 gruba ayırmıştır.

O'Brien (63) tam seramik sistemleri içeriklerine göre 3 başlıkta sınıflandırmıştır. Bu sınıflandırma;

1. Güçlendirilmiş alt yapı seramikleri: Alüminyum ile güçlendirilmiş, magnezyum ile güçlendirilmiş ve zirkonyum ile güçlendirilmiş olanlar,
2. Feldspatik: Yüksek ve düşük lösit oranı bulunanlar,
3. Dökülebilen ve Preslenebilen cam seramikler: Lösit ile güçlendirilmiş, lityum disilikat ile güçlendirilmiş ve mika içerenler şeklindedir.

Conrad ve diğ'ne (13) göre seramikler 3 grupta toplanmaktadır. Bunlar cam seramikler, alüminyum esaslı seramikler ve zirkonyum dioksit esaslı seramiklerdir. Cam seramikler 3'e ayrılır: lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve feldspatik seramikler.

Geleneksel feldspatik porselenler çok iyi bir estetik görünüm sağlarlar, fakat kırılğandırılar. Kırılğan olmaları problemlere yol açabilmektedir. Bileşenleri, %11-17 alüminyum oksit ve % 46-66 silisyum oksit veya kuartz'dır (64).

En yaygın kullanılan sınıflandırma yöntemi ise yapım tekniğine göre olandır (65-67).

2.5.1. Dental Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler ısı ve basınçla şekillendirilen seramikler, dökülebilir sistemler, sinterlenebilen seramikler ve makine ile şekillendirilen seramikler olmak üzere aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (7,68,69).

Isı ve basınçla şekillendirilen (modele enjekte edilen) tam seramik sistemleri

Seramiklerdeki porözitelerin ve homojen olmayan yapıların engellenmesi için, önceden hazırlanmış seramik materyalleri (ingotlar) kullanarak, üretici firmalar bir ısıtma tekniği geliştirmişlerdir. Manşet içindeki döküm boşluğuna önceden hazırlanmış porselen ingotların, yüksek sıcaklık ve vakum altında, basınçla enjekte edilmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Bu teknik için geliştirilen seramik materyali esas olarak felspatik seramik olup lösit kristalleri veya lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiştir. İngot seramik, ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra boyama teknikleri kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır(13). Bu seramik sistemlerinden bazıları şunlardır: IPS Empress I ve II (Ivoclar, Lichtenstein), Carrara Press-Full ceramic system (Elephant, Holland), OPTEC (Jeneric/Pentron, USA), PLATINA press system ceramic (Heimerle, Germany).

Dökülebilir Seramikler

Tetrasilisik flormika kristalleri içeren cam seramiklerin 1350°C ısıda refraktör day içerisinde santifruj tekniği kullanılarak hazırlandığı tam seramik sistemidir. Porözitelerin azaltılabilmesi amacıyla seramikler önceden ısıtılmış ve likit cam fazına getirilmiştir. Dökülebilir seramiklerden Dicor 1983 yılında David Grossman'ın çalışmaları ve Cerapearl 1984 yılında Peter Adair'in çalışmaları sonucunda kullanıma sunulmuştur. Kullanılan materyal mika-cam-seramik (hacimce %45 cam, %55 kristalin tetrasilisik flor mika) bileşimidir. Geleneksel kayıp mum tekniği ile cam dökümünün kombine edildiği bir metodla uygulanmaktadır. Restorasyonun mum modelajı fosfat bağlı rövetmana alınır. Mum eliminasyonundan sonra şeffaf cam-seramik kütleler 1350°C'de santrifüjlü döküm apareyinde dökülür. Bu ısıl faz sırasında 25-100 µm'lik dış tabaka seramikleşir ve eksternal yüzey oluşmuş olur.

Döküm işlemi tamamlandıktan sonra şeffaf ve zayıf olan restorasyon tekrar rövetmana alınarak yüksek sıcaklıkta seramikleştirme işlemi gerçekleştirilir. On saat süren fırınlama, kristallerin gelişmesini sağlayarak restorasyonların dayanıklılığını da büyük oranda arttırmaktadır. Bu aşamada ulaşılan en yüksek ısı 1075°C'dir. Böylece cam matriks içinde tetrasilik mika kristallerine benzer fazın gelişmesi sağlanır (70).

Hobo ve Kyocera tarafından Cerapearl, dökümü yapılabilen apatit bir seramik olarak geliştirilmiştir (71). Cerapearl (Kyocera Corporation, Kyoto, Japan) doğal diş minesine benzer özelliklere sahip dökülebilir apatit seramik materyalidir. Bu materyalde kristalizasyon sonucu apatit kristalleri oluşmaktadır. Dicor'a benzeyen ancak ana kristal yapı olarak hidroksiapatit kullanan bir sistemdir.

Sinterlenebilen Seramikler

Refraktör day üzerinde seramiğin tabakalanarak şekillendirilmesi ile tam seramik restorasyonların hazırlanabildiği sistemlerdir. Seramik model üzerinde toz ve likidi karıştırılarak tabaka tabaka yerleştirilerek uygulanan bir tekniktir. Ancak, tabakalama tekniği kristalizasyonun kontrollü yapılmasını engeller. Bu sistemlerin en büyük dezavantajı; partiküllerin birlikte sinterlenmesi sonucu, mikropörözitelere ve homojen olmayan bir yapıya neden olabilmeleridir (69). Bazı literatürlerde sinterleme tekniği refraktör day tekniği olarak geçmektedir. Refraktör day tekniği ile hazırlanan bazı sistemler şunlardır: Hi-Ceram (Vita, Germany), Mirage (Chameleon Dental, USA), Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., USA).

Bu sistemde diş preperasyonundan sonra ölçü alınır ve day alçısı ile ana model dökülür. Dayın kopyası çıkarılır ve porselen pişirme ısısına dayanabilen bir rövetman ile dökülür (refraktör day). Kopyalama metodu, ana day ile sonuçlanmalıdır ve refraktör day tam olarak aynı boyutlarda olmalıdır. Refraktör dayın preperasyon bölgesine porselen eklenir ve porselen bir fırınında pişirilir. Büzülmenin kompanse edilmesi için, çok sayıda tabaka ve pişirme gereklidir. Porselen restorasyon, refraktör daydan çıkartılır, temizlenir, son uyumlama ve bitirme için ana day üzerine oturtulur (3).

Makine ile Şekillendirilen Seramikler

Mil Kopyalama Tekniği: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar bu teknikte de kullanılmaktadır. Teknisyen tarafından yapılan modelasyon sistemin tarama odasına yerleştirilir ve kopyası sistemin diğer bir bölgesinde kesim yapılarak çıkarılmaktadır. Kopyalama bölümünde, kesim özelliği olmayan, tarayıcılar modelajın yüzeyinde dolaştırıldığında kesim bölümünde özel frezler ve diskler eş zamanlı olarak seramik bloğu şekillendirmektedir (69).

CAD/CAM (Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing/ Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim) tekniği ile hazırlanan tam seramik sistemleri: Sistemin temelini; bilgisayarda verilerin toplanması, bu verilerle tasarımların gerçekleştirilmesi ve tasarımlar doğrultusunda da seramik blokların kesilmesiyle üretimin tamamlanması oluşturmaktadır. Bu sistemde optik bir kamera, bilgisayar ve su ile çalışan frezleme ünitesi bulunmaktadır. Optik ölçü için 3 boyutlu ağız içi bir tarayıcı kullanılır. Restorasyonun sınırları çizici uç yardımı ile belirlenerek hafızaya alınır ve elmas kaplı disklerle seramik bloktan yapılan kesim ile restorasyon yaklaşık olarak 10-15 dakikada içinde tamamlanır (69). Bu sistemde kullanılan seramik bloklardan bazıları şunlardır: Cerec Blocks, VitaMark II, IPS e.max CAD.

2.5.2. Dental Seramiklerin Kristal İçeriklerine Göre Sınıflandırılması

Farklı kristal yapılar, diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla yapı içinde yer alırlar. Güçlendirmede en sık kullanılan kristal yapılar lösit (KAlSi_2O_6), lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), alüminyum oksit (Al_2O_3), magnezyum oksit ve alüminyum oksitin birlikte kullanımı (MgO , Al_2O_3) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) tir (64,72).

Lösit kristalleriyle güçlendirilmiş seramikler: Potasyum alümina silikat yapıdaki bir mineral olan lösit, %68 kuartz ve %18 alüminyum oksit içermektedir. Bu seramiklerin üretimindeki presleme işlemleri sonucunda porözitede azalma görülmektedir (64,66). Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu olarak bilinmektedir (59). Bu doldurucu, seramiğin metal altyapı üzerine başarılı bir şekilde fırınlanmasını sağlamak amacıyla ilave edilmiştir. Feldspatik camlarla

kıyaslandığında daha yüksek termal genleşme ve büzülme katsayısına sahip olan lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle, fırınlama sırasında metal alaşımlarla ısı özelliği açısından daha iyi uyumluluk gösteren seramikler elde edilmektedir (73). Lösitle güçlendirilmiş seramik restorasyonlar 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiştir ve IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi adı altında 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Bu sistemin temel avantajı, materyalin içinde homojen olarak dağılan lösit kristallerinin, mikroçatlakların oluşumuna neden olan gerilme stresine karşı koyan bir bariyer oluşturmasıdır (74). IPS Empress sisteminde kullanılan lösit esaslı cam seramik materyal temel olarak potasyum oksit (K_2O), silisyum oksit (SiO_2) ve alüminyum oksitten (Al_2O_3) meydana gelmiştir (75). Lösit cam matriks içinde %30–40 oranında bulunmaktadır ve lösit kristalleri 1–5 μm büyüklüğündedir (8,76). Materyalin yarı geçirgenlik özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzerken, bükülmeye karşı direnci ise 160-300 MPa'dır (60,64,66,77). Elastisite modülleri ise 65-70 GPa civarındadır (78). Materyalin dayanıklılığı cam matriks içindeki kontrollü kristalizasyon ile sağlanmaktadır. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılarak yavaş yavaş preslenerek restorasyonlar elde edilmektedir (79).

Lösit ile güçlendirilmiş seramik sistemlerden bir diğeri de, Optec (Jeneric, Pentron Inc., USA) preslenebilir cam seramik sistemidir. Feldspatik bir porselen lösit ile güçlendirilmiştir ve şeffaf bir yapı göstermektedir. Lösit kristallerinin çekirdek oluşturarak büyümeleri ile daha dayanıklı bir materyal elde edilmiştir. Restorasyonlar presleme tekniği ile üretilmektedir (66).

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler: Tam seramik restorasyonlarda, alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardan birisi de lityum disilikattır ($Li_2Si_2O_5$). Lityum disilikatın mikroyapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı artırmaktadır (59). Kimyasal kompozisyonunda; artırılmış olarak %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 alüminyum oksit bulunur. Bu kristallerin eklenmesiyle bükülme dayanıklılığı 320-450 MPa'a çıkmaktadır (64). Elastisite modülleri ise 90-95 GPa aralığındadır (78).

Feldspatik cam yapıya, hacimce %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi geliştirilmiştir (73). IPS Empress II, IPS Empress'e göre daha yüksek bir bükülme dayanıklılığına (360

MPa) sahiptir (80). IPS-Empress II ingotlar, IPS Empress ile aynı fırında preslenirler ancak presleme ısı 920°C'dir ve presleme işlemi 5 bar basınç altında 5-15 dakika kadar sürmektedir (81). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS Empress II'nin fiziksel özellikleri geliştirilmiştir, translusensisi artırılmıştır ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) olarak piyasaya sunulmuştur(13). IPS e.max Press camsı matriks içerisine gömülmüş, 3-6 µm uzunluğunda %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir. Bükülme dayanıklılığı ise 400 MPa olarak bildirilmiştir (14). Ivoclar firması CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle IPS e.max CAD blokları piyasaya sürmüştür.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler: Zirkonyum üç farklı yapıda görülebilmektedir. Bu yapılar monolitik, kübik, tetragonaldır ve monolitik yapıda materyal stabil değildir. Zirkonyumun tetragonal yapıda yitrium oksitle stabilize edilmesi ile materyalin sertliği sağlanabilmektedir (82). Bloklar halindedir. Üretilen zirkonyum seramiklerin bükülme dayanıklılıkları 900 MPa-1200MPa arasında değişmektedir (83). DC-Zirkon (Dcs Dentalsysteme GmbH, Kelkheim, Germany) ve Everest (KaVo Dental, Germany) bu seramiklere örnek olarak gösterilebilir (64). Cerec sistemlerinde kullanılabilen yeni bir zirkonyum blok Vita Suprinity (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2014 yılında piyasaya sunulmuştur. Lava Ultimate bloklar zirkonyum blok olmamalarına rağmen içeriğinde zirkonyum oksit partikülleri bulunmaktadır.

Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler: Bu tip seramiklerde %45-85 oranında alüminyum ve %15 oranında silika bulunmaktadır. En büyük avantajları kırılmaya karşı dirençli olmalarıdır (64). Alüminyum oksit seramikler kron yapımında ve metal alt yapıların üzerinde faset şeklinde kullanılabilir. Bu porselenlere In-Ceram Alümina ve Procera All-Ceram örnek gösterilebilir (64,72).

Tablo 2.1. Seramik materyallerinin içerikleri ve üretim şekilleri

Seramik Materyali	Geleneksel Teknik ile Üretilen Porselenler	CAD/CAM Sistemleri ile Üretilen Porselenler
Feldspatik Seramikler	Vintage, Duceram, IPS Classic	Vita Mark II, Cerec Blocs, Vita Triluxe
Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	IPS Empress Esthetic, Optec OPC	IPS Empress CAD
Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler	IPS e.max Press	IPS e.max CAD
Zirkonyum Oksit ile Güçlendirilmiş Seramikler	In-Ceram Zirconia (Press)	In-Ceram Zirconia, DC-Zirkon, InCoris ZI
Alüminyum Oksit ile Güçlendirilmiş Seramikler	In-Ceram Alümina	Procera All-Ceram
Rezin Hibrit Nanoseramikler		Lava Ultimate, Vita Enamic, GC Cerasmart

2.6. Porselen inleyler

Porselen inley tekniği ilk olarak 1862 yılında ortaya atılmış olmasına rağmen (84) tekniğin zorluğu, yapımının uzun zaman alması ve pahalı olması gibi nedenlerle porselen inleyler rutin uygulamaya girememiştir (41). Ancak 1913 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır (23). 1955’de Buonocore’un asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam iyonomer simanlar gibi yeniliklerin tamamı porselen inleylerin popülaritesini olumlu yönde etkilemiştir (84). Estetik porselen inley restorasyonlar, özellikle porselenin kırılğan yapısı nedeniyle posterior

dişlerde 1980'li yıllara kadar yaygın olarak uygulanamamıştır. Ancak 1985 yılından itibaren ve lösit kristalleri ile güçlendirilmiş mekanik direnci çok yüksek güçlü porselenler ile ileri teknoloji ürünü yeni sistemler geliştirilmiştir. Porselen inleyler tarihsel gelişimi içinde en yüksek ilgiyi 1990'lı yıllarda görmeye başlamış ve posterior dişlerde daha sık tercih edilmiştir (8,85,86).

Porselen inleyler içeriklerine ve üretim şekillerine göre 4'e ayrılır. Platin folyo üzerinde pişirilen porselen inleyler, refraktör day tekniği, döküm seramik inleyler ve CAD/CAM ile yapılan inleylerdir. Platin folyo tekniğinde seramik yığılırken ve platin folyo day üzerinden çıkartılırken dikkat edilmezse şekil bozukluğu meydana gelebilmektedir. Bu yüzden, elde edilen inleylerde tam bir uyum sağlanamayabilir. Yeni geliştirilen rövetmanlar ile bu yöntem gerekliliği kalmamıştır (87).

Porselen İnleylerin Endikasyonları

Porselen inleyler, aşağıdaki durumlarda uygulanabilirler (3,36,88-91);

- 1- Hastada estetik restorasyon gereksinimi veya talebi varsa,
- 2- Madde kayıplarının fazla olduğu ya da fasiyolingual olarak geniş ve kaspların örtülmesini gerektiren durumlar olduğunda,
- 3- Tüberkül kırığı olduğunda,
- 4- Endodontik tedavi görmüş dişlerde,
- 5- Aşınmanın fazla olduğu bölgelerde,
- 6- Karşit arkta porselen kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde,
- 7- Metal allerjisi olan hastalarda kompozit restorasyona alternatif olarak,
- 8- Geniş okluzal kavitelere.

Porselen İnleylerin Kontrendikasyonları

Porselen inleyler aşağıdaki durumlarda uygulanamazlar (3,36,91);

- 1- Bruksizm (diş sıkma, gıcırdatma) gibi aşırı okluzal kuvvetler uygulayan hastalarda,
- 2- İyi izolasyon sağlanamayan durumlarda,
- 3- Ekonomik sınırlamalar olduğunda,
- 4- Tedavi süresinin kısıtlı olduğu durumlarda.

Porselen İnleylerin Avantajları (3,84,88,92)

- 1- Daha iyi fiziksel özelliklere ve dayanıklılığa sahiptir.

- 2- Yapımlarında farklı materyaller ve teknikler kullanılabilir (İndirek teknikler, CAD/CAM tekniği gibi) .
- 3- Aşınmaya daha dirençlidirler.
- 4- Polimerizasyon büzülmesi önemsizdir.
- 5- Adezivlerle bağlandıklarından diş yapısını desteklerler.
- 6- Renkleri stabildir.

Porselen İnleylerin Dezavantajları (88,93)

- 1- Geleneksel tekniklerde geçici restorasyon yapımı gerekmektedir.
- 2- Simantasyonu zordur.
- 3- Maliyeti yüksektir.
- 4- Yapım süresi uzundur.
- 5- Karşıt dişlerde aşındırıcı etkisi bulunmaktadır.

2.7. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) teknolojileri insan hayatının neredeyse her alanında kullanılabilir. Endüstriyel ürünlerin yapımında, iletişimde, mobilya yapımında, elektronikte, uzay araştırmalarında, otomobil, uçak üretiminde, tıp ve diş hekimliğinde bu sistemler kullanım alanı bulmuştur. CAD/CAM sistemleri ile çalışma teknikleri basitleştirilerek daha iyi materyallerin kullanılabilmesine imkan sağlanmıştır (94,95). Diş hekimliğinde estetik ve fonksiyonel beklentilerin karşılanabilmesi için porselen restorasyonların yapımında yeni teknikler geliştirilmiştir. Daha iyi materyallerin kullanıldığı otomatik üretim yöntemlerinde laboratuvar işlemlerine ihtiyaç ortadan kalkmaktadır. Sonuç olarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (95). CAD/CAM terimi, bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı yapılan restorasyonun makine ile üretilmesi anlamında kullanılmaktadır (96). CAD (*Computer Aided Design*); özel bir yazılım kullanılarak, bilgisayarda bir cismin tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Sanal ortamda üç boyutlu bir model çizilmektedir. CAM (*Computer Aided Manufacturing*); ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılması anlamına gelir(97) . CAD/CAM sistemlerine ait prototipler farklı sanayi dallarında 1950 ve 1960

yılları arasında kullanılmıştır. Diş hekimliğinde bu tip sistemlerin kullanımı için araştırmalar ise 1970'li yıllarda başlamıştır (98).

1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret, İsviçre'de Werner Mörmann ve Marco Brandestini diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamalarını gerçekleştirilmişlerdir. Arnie Young ve Bruce Altschuler 1977'de intraoral ölçüm amacıyla optik bir araç geliştirerek kullanıma sunmuşlardır (98). Paul Heitlinger ve Frederic Rodder 1979 yılında, daha sonrasında ise Mörmann ve Brandestini 1980'de CAD/CAM sistemleriyle ilgili çalışmalar yapmışlardır. İlk diş hekimliği alanı için üretilen CAD/CAM sistemi Fransa'da 1983'te Garanciere konferansında sunulmuştur. 1985'te klinik ortamında hazırlanan, herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağızda uygulanan ilk kron uygulaması yapılmıştır (99). Diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 1980'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır (100).

İlk olarak CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilen sistemle diş hekimliğinde restorasyonların otomatik olarak yapımı gündeme gelmiştir (94,95). Duret, dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü alma işlemi ile başlayan, fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve kronu sayısal olarak kontrol edilen bir frezleme cihazında kesim işlemine uzanan bir dizi sistem kullanmıştır. Kronları okluzal şekilleri fonksiyonel olacak şekilde üretmeyi bu sistem ile başarmıştır. 1990-1991 yıllarında Fransa'da dünyada dental CAD/CAM sistemleri için büyük bir etki yaratan "Duret sistemi"ni geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem "Sopha Bioconcept sistem" olarak piyasaya sunulmuştur (101).

İkinci olarak Werner H. Mörmann 1988 yılında Cerec sistemini geliştirmiştir. Mörmann bu sistemi klinikte hasta başında kullanmayı denemiştir. İntraoral kamera ile prepare edilmiş kavite görüntülemiş ve hasta başında inley tasarımı yaparak seramik bloklardan kazıma ile restorasyon üretimini başarmıştır. Aynı gün içerisinde seramik restorasyonun yapılmasını mümkün hale getirdiğinden diş hekimleri arasında Cerec sistemi ile CAD/CAM uygulamaları yaygınlaşmaya başlamıştır (101).

Son olarak Matts Andersson 1993 yılında Procera sistemini geliştirmiştir. 1980'lerde altın fiyatları nedeniyle nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak Kuzey Avrupa'daki metal alerjileri nedeniyle, alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. Andersson, o dönemlerde titanyumun uygun bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle, titanyum altyapıların farklı yöntemlerle üretilmesini

gündeme getiren CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Bu sistem daha sonra seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak kullanılmıştır (101).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini artırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (102). İnley, onley, kron ve sabit parsiyel protezlerin yapımı için; Cerec ve Procera sistemlerinin dışında Cercon ve Cicero gibi farklı CAD/CAM sistemleri de geliştirilmiştir. Cerec sistemleri hem ofiste hem de laboratuvarında kullanılabilen sistemlerdir. Laboratuvarında kullanılan CAD/CAM sistemlerinden birkaçı DCS, Precident, Cerec InLab, Lava ve Procera'dır (103).

CAD/CAM sistemleri ile ilgili yapılan bir sınıflama makine destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarında gerçekleştirilmesine göre yapılmaktadır. Eğer restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu "**chair-side concept**" olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması dolayısıyla zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer yöntem diş laboratuvarı işlemini gerektirirse bu "**lab-side concept**" olarak ifade edilir (94,95).

2.7.1. CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları

Dental CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel elemandan oluşur:

1. Optik (dijital) veya mekanik bir tarayıcı: Yapının geometrisini dijital ortama aktarır. Hazırlanan preparasyondan 3 boyutlu veriyi toplayan bu tarayıcı (94,95,104) ile hazırlanmış diş preparasyonu, okluziyondaki dişler ve komşu dişler intraoral olarak taramaktadır (96,99). Diş hekimliğinde lazer uçlu, mekanik ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı bulunmaktadır. Mekanik tarayıcılarda pin, küre veya iğne ucu kullanarak day ya da model üzerinden mekanik tarama yapılmaktadır. Lazer tarayıcılar ise uzaklık ölçerek daha kısa sürede ölçüm yapmasına rağmen, difüzyon nedeniyle görüntünün hassasiyeti düşmektedir. Optik tarayıcıda ise beyaz ışık, renkli ışık veya lazer kullanılarak dijital tarama yapılmaktadır (101,105).

2. Yazılım programı: Elde edilecek ürüne ait verileri oluşturur ve özel yazılımlar kullanılarak dental restorasyon için tasarım yapılmaktadır (94,95,104). Bilgisayarda uç boyutlu restorasyonlar hazırlayabilmek için çeşitli yazılımlar bulunmaktadır. Otomatik sistemlerde, yazılımın tasarladığı restorasyon, kullanıcının kendi tercihine göre yeniden şekillendirilebilmektedir. Tarayıcılar gibi yazılımlar da CAD/CAM sistemlerine özgüdür ve birbirleri arasında değiştirilebilmeleri mümkün değildir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, yazılım hazırlanmış modeli özel bir komut serisine çevirmektedir. Daha sonra tasarlanan restorasyonun verileri üretim ünitesine aktarılmaktadır (106).

3. Üretim elemanı: Tasarlanan veriyi istenilen restorasyona dönüştüren frezleme ünitesidir. Dijital tasarıma uygun olarak üretim yapmaktadır (94,95,104). Üretim birimi genel bir merkezde veya laboratuarda bulunabilir. Bu bölümde restorasyon, istenilen materyalden aşındırılarak hazırlanmaktadır. Üretim için değişik uygulama yöntemleri mevcuttur:

a. Katı bloktan aşındırılma yöntemi (eksiltme) yöntem: Katı bir bloktan frezlerin yardımıyla restorasyonların elde edildiği bir yöntemdir (106). Üretilmek istenilen restorasyon, bloktan aşındırılarak oluşturulmaktadır. Bu yöntem, tek üye yapıları üretimde oldukça başarılıdır ancak büyük miktarda materyal aşındırılarak uzaklaştırılmaktadır (107).

b. Ekleme yöntemi: Eksiltme yöntemine alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntemin kullanıldığı CAD/CAM sistemlerinde, bilgisayarda tasarlanan restorasyonda, rehber bir koordinat oluşturulmaktadır. Üretim, blok kesmek yerine, oluşturulan rehber koordinat kullanılarak tasarlanan restorasyon oluşturulana kadar seramik kullanarak materyalin birleştirilmesi şeklindedir. Ekleme yönteminin avantajı atık malzeme oluşturmamasıdır. Bu yöntemin kullanıldığı sistemlerden biri Hint ELs (Bego Medical AG)'dir (106).

c. Kombine sistemler: Bazı mevcut CAD/CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerinin beraber kullanıldığı sistemlerdir. Procera ve Wol-ceram bunlara örnek olarak verilebilir(106).

2.7.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM sistemlerinin avantajları (10,95,103,108-110):

1. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmaktadır.
2. Laboratuvar işlemleri ortadan kalktığı için üretim süreleri daha kısadır.
3. Hata potansiyeli daha düşüktür.
4. İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmektedir.
5. Seramik materyallerin kondenzasyon, eritme ve kaynaştırma işlemleri daha azdır.
6. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalara hem de hekimlere zaman kazandırır.
7. Geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmaktadır. Ayrıca bu faktörün ortadan kalkması küçük de olsa ekonomik kazanç sağlamaktadır.
8. Altyapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandıkları için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır.
9. Geliştirilmiş materyaller kullanılmasına imkan sağlamaktadır.

2.7.3. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları (102,111,112):

1. CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerden biri üretim maliyetidir. Kullanılan cihazlar oldukça pahalıdır. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Makine ve ekipmana gerekli olan yatırım maliyeti kullanıcı sayısının sınırlı olmasında en büyük etkidir.
2. Tek renkli (monokromatik) blokların kullanılması nedeniyle, estetik beklentiler her zaman karşılanamamaktadır. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için dişin bölgelerine göre farklı renkler içeren (polikromatik) bloklar geliştirilmektedir.
3. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmektedir ve bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir.
4. Kullanıcıların, eğitim için zaman ve para ayırmaları gerekmektedir.

2.7.4. CAD/CAM Sisteminin Ticari Modelleri

Duret Sistemi

Duret tarafından 1971 yılında geliştirilen, karmaşık bir görüntüleme ve bilgisayar tasarımı gerektiren bir sistemdir (70). Dişlerin görüntülerini almak için elde edilebilmesi için lazer tarayıcı kullanılmaktadır. İnceley, onley, kronlar ve en çok 4 üyeli sabit köprüler üretilebilmektedir. Diş preparasyonundan sonra beyaz bir materyalle diş kaplanır. Lazer tarayıcının ucu mezial, distal, bukkal, lingual, ve kapanış görüntüsünü alır. Sistem elde edilmek istenen restorasyonun tasarımını yapar. Frezleme makinesi ile kompozit, altın, soy olmayan metal veya porselen restorasyonlar üretilebilmektedir. Seramik restorasyonlara geleneksel glazür işlemi uygulanır. Bu sistem, ticari olarak çok başarılı olamamıştır (113,114).

Comet Sistemi

Bu sistemde veri kaydı için mumdan örnek hazırlanabilir, fakat mum modelasyon olmasa da veri kaydı sağlayabilmektedir. Hazırlanan mum modelasyonların yüzey şekilleri hazırlanarak, kron, parsiyel protez ya da implant destekli üst yapılar üretilebilmektedir. Kamerası CCD (*Charge Coupled Device*) olan sistemin veri aralığı 400.000 - 1.000.000 arasındadır. Tasarım için bir program kullanılır ve veriler kesim ünitesine aktarılarak restorasyon tamamlanmaktadır (114-116).

Rekow Sistemi

Görüntüler doğrudan elektronik bir ortama kaydedilmektedir. Sistemde fotoğrafik görüntüler elde edilmektedir. Standart bir cihaz olan 35 mm'lik kamera modifiye edilmiştir fakat 512x512 pikselden yüksek çözünürlükte görüntü elde edilememiştir. Preparasyon yapılmış diş, komşu ve karşıt dişlerin görüntüsü film üzerine kaydedilir. Görüntüler laboratuvara gönderilir ve restorasyonun iç yüzeyi hesaplanır. Restorasyonun dış yüzeyinin morfolojisi kendi hafızasında hazır bulunan görüntülerden alınmaktadır. Daha sonra frezleme makinasında restorasyon hazırlanmaktadır (117).

Procera

Matts Andersson ve Agneta Oden, 1993'de Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials ortaklığı ile Procera sistemini geliştirmişlerdir (118,119). Yoğun sinterleme işlemine tabi tutulan alüminyum oksitle güçlendirilmiş restorasyonların üretimi için geliştirilmiş bir CAD/CAM sistemidir. Bu sistem kullanılarak tam seramik

restorasyonlar ve alt yapılar üretilmektedir. Zirkonyum oksit (Procera AllZirkon), alüminyum oksit (Procera AllCeram) ve titanyum (Procera AllTitan) alt yapıli restorasyonlar elde edilebilmektedir (120-122).

İlk aşamada model hazırlanır ve artikülatöre alınır. Daha sonra tarama işlemine geçilir. Safir uçlu tarayıcı ile bir restorasyon için 30000 ölçüm yapılmaktadır. Görüntüler İsveç ve Amerika'da bulunan iki üretim merkezindeki frezleme makinalarına aktarılır ve bu laboratuvarlarda restorasyonlar tamamlanmaktadır (42,118). Bu yöntemle, inley, onley, tam ve parsiyel kronlar, laminat venerler üretilmektedir. Dişin dayanıklılığını artıran ve kenar aralığı değerleri 50 µm'den az olan restorasyonlar elde edilebilmektedir (123).

LAVA Sistemi

Lava sistemi, yalnızca birkaç basamak işlem sonucunda yüksek kalitede porselen restorasyonların kolayca yapılabilmesini ve şekillendirilmesini sağlayan bir sistemdir. 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Preparasyonları hazırlanmış olan dişlerin ölçüsü dijital ortama aktarılmaktadır. Lava sistemindeki tasarım yazılımı kenar ve restorasyon tasarımını otomatik olarak yapmaktadır. Lava sistemi, optik tarayıcı, frezeleme makinesi, sinterizasyon fırını ve yazılımdan oluşmaktadır (110). CAD/CAM uygulamaları ile daha hızlı ve başarılı sonuçlar elde edildiğinden, bu sistemde de porselen kronlar ve zirkonyum oksitle güçlendirilmiş bloklar kesilerek yüksek kırılma dayanıklılığı olan alt yapılar üretilmektedir. Hastadan ölçü alınarak hazırlanan model optik tarayıcı ile taranır ve veriler, Lava sisteminin tasarımının yapıldığı Windows bilgisayar yazılımı ile değerlendirilir. Okluzyon verileri dijital ortama aktarıldıktan sonra üç boyutlu model bilgisayar ortamında oluşturulur. Dijital ölçü alma işlemi kron preparasyonları için yaklaşık 5 dakika sürmektedir. Üç üyeli köprülerde ise 12 dakikayı bulmaktadır. Okluzyon kaydı ve elde edilen tüm veriler, CAD/CAM teknolojisine sahip frezleme ünitesine restorasyonun oluşturulması için aktarılmaktadır. Restorasyon sistem parametrelerine göre elde edilmektedir. Mum modelasyonun yapımına gerek duyulmaması ve teknisyenin çok az çalışması sistemin avantajlarından dır. Sinterizasyon gerektiren alt yapılara Lava fırınında, sinterizasyon uygulanarak üst yapı porseleni ile restorasyonlar bitirilmektedir (124).

Celay Sistemi

Bu sistem Stefan Eidenbenz ve Claude Nowack tarafından 1987 yılında geliştirilmiştir. Mikrona Dental Technology (Switzerland) firması ise 1991 yılında sistemi tanıtmıştır. Frezleme makinası bulunan bu sistemle inley, onley, kron ve üç

üyeli köprülerin üretimi kısa bir sürede tamamlayabilmektedir (125). Kopyalama işleminin sonrasında frezleme işlemine geçilen bir tekniktir. Dişin üzerinde ya da ana modelde özel bir kompozit rezin kullanılarak ön modelasyon hazırlanmaktadır. Preparasyon sonrasında hastadan ölçü alınarak ana model hazırlanmaktadır. Siman için yer oluşturmak amacıyla die spacer sürülür. Kompozit modelin aynısı, frezleme makinasına yerleştirilmiş porselen blokların şekillendirilmesi ile elde edilir (126).

Celay sistemi iki bölümden oluşmaktadır. İki bölme birbirine geometrik transfer mekanizmasıyla bağlı olduğundan, kesim bölümüne porselen blok yerleştirilerek kopya bölümü ve kesim uçları üç boyutlu hareket ederek restorasyona şekil vermektedir. Özel bir materyal (sıvı) püskürtülerek kesim işlemi süresince soğutma sağlanmaktadır. Restorasyonların yapımında farklı tip frezler kullanılabilir. Dış yüzeyler disk şeklindeki frezler iç yüzeyler ise rond frezler kullanılarak kesilmektedir. Restorasyonun son şekillendirilmesi ise fissür elmas frez ile yapılmaktadır. Restorasyon büyüklüğüne göre değişiklik gösterse de, üretim süresi yaklaşık 15 dakika sürmektedir (94,125,127). Vita Mark II bloklar, InCeram Alumina ve InCeram Spinell Celay sistemlerinde kullanılabilir (128). Celay sistemle elde edilen In-ceram restorasyonlar geleneksel Inceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme dayanıklılığına sahiptir. Geleneksel InCeram restorasyonlara göre, Celay sisteminde %10 daha fazla bükülme dayanıklılığına sahip InCeram restorasyonlar elde edilebilmektedir (129). Celay sisteminde oluşabilecek uyum sorunları frezleme işlemi sırasında aşınmış frezlerin kullanılması ya da kompozit model kalınlığının üreticinin firma önerisi doğrultusunda hazırlanmamasıdır (130).

CICERO Sistemi

Cicero dental sistemleri (Hoorn, Hollanda) tarafından üretilmiş olan **CICERO**, “**Computer Integrated Ceramic Reconstruction**” anlamına gelmektedir. Bu sistem kullanılarak üretilen kron ve inleyler, alüminyum oksitle güçlendirilmiş altyapıların üzerine porselen uygulanması ile üretilirler. Sistem, optik tarama, sinterizasyon ve restorasyonun üretimi aşamalarından oluşmaktadır ve merkez laboratuvarında üretim yapılmaktadır. Bu sistemde görüntü alınabilmesi için preparasyon üç boyutlu olarak lazer ile taranmaktadır (122). Bu sistemde estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla yüksek dayanıklı alt yapılar oluşturulduktan sonra dentin ve insizal porselenleri tabakalar halinde eklenerek restorasyon tamamlanmaktadır (131). Restore edilecek dişin bulunduğu çenenin tamamının ölçüsü lazer tarayıcı ile alınmaktadır. Öncelikle dayın tek başına, daha sonra ise modelin tümü

taranmaktadır. Sistem veri bankasından en uygun kronu ya da restorasyonu belirlemektedir. Alt yapı seramiğine sinterizasyon uygulandıktan sonra, dentin ve mine porselenleri preslenir (131,132).

Cercon Sistemi

Bilgisayar destekli tasarımın yapılmadığı bir sistemdir. Frezleme ünitesi (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır. Hastadan ölçü alınarak elde edilen modelde, hazırlanacak altyapının mum modelasyonu hazırlanarak Cercon cihazına (Brain) yerleştirilir. Mum modelasyon gümüş tozları ile kaplanarak lazer sistemi ile tarama yapılmaktadır. Veriler frezeleme ünitesine aktarılır ve yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı üretilmektedir. Bu işlem sırasında alt yapılar daha büyük hazırlanır, çünkü son sinterlemeden dolayı %20 oranında büzülme meydana geleceği hesaplanmaktadır (133). Frezeleme işlemleri kron için yaklaşık 35 dakika gibi uzun bir zaman almaktadır. Restorasyonlara, sinterleme işlemi sonrası Cercon Ceram S seramiği ile son şekli verilmektedir (122).

2.8. CEREC Sistemi (*CE*ramic *RE*Construction *S*ystem)

Cerec sistemi CAD/CAM sistemleri arasında en yaygın olarak kullanılan ve ilk geliştirilen sistemlerden biridir. Cerec, "ceramic reconstruction ya da chairside economical restoration of esthetic ceramics" sistemi anlamına gelmektedir ve klinikte kullanılan ilk sistemdir. Günümüzde Sirona Dental Sistemleri (Bensheim, *Germany*) firması tarafından geliştirilmektedir. İlk Cerec sistemi, Cerec 1, 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından porselen inley yapmak üzere geliştirilmiştir ve 3 ekseninde aşındırma yapabilen ilk cihazdır (134,135). Bu sistem kullanılarak ilk inley Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde üretilmiştir (136,137). Cerec 1 sisteminin ilk versiyonunun (Cerec 1(A)) ardından 1988 yılında Siemens (Munich, *Germany*) firması Cerec 1(B)'yi geliştirmiştir. 1992 yılında geliştirilen Cerec 1'in üçüncü versiyonu ilk üretilen sistemlerden daha gelişmiş bir motora sahiptir. İnce grenli kesici diskler bu sistemde daha uzun ömürlüdür. 1994 yılında Siemens firması Cerec 2'yi geliştirmiştir. Bu sistem 6 ekseninde kazıma yapabildiğinden inley, onley ve kron restorasyonların yapımı gerçekleştirilebilmiştir (102). Bu sistem daha önceki sistemlerin yapamadığı tam seramik kronları yapabilmekteydi ve okluzal yüzey formu için yeterli bir yazılım sağlamaktaydı. Ayrıca ağız içi kamerası üç boyutlu tarama yapabilmekteydi ve kesici diskleri daha gelişmişti (95,137-139).

Sirona firması 2000 yılında Cerec 3 sistemini piyasaya sürmüştür. Cerec 3 sistemi internet, multimedya, ağız içi video kamera ve dijital bir radyografik birimle kombine edilmiştir (135,137,138). Kontrol ve aşındırma ünitesi ayrıdır ve radyo dalgaları aracılığıyla bağlantı kurmaktadırlar. Aşındırma ünitesinin uyumlu olduğu bir de tarayıcı (Cerec InEos Scanner) bulunmaktadır (136). Bu sistemde Windows NT platformlu yazılım kullanılmıştır. Üretim, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli ölçüde hızlandırılmıştır (136,140). Ağız içinden alınan görüntüler ile restore edilecek dişin ve restorasyonun detaylı olarak kaydedilmesi sağlanabilmiştir. Okluzal detaylar, eklenen ikinci elmas silindir ile daha detaylı olarak verilebilmiştir. Bu sistemle aynı zamanda, bir restorasyon kesilirken, ikinci bir restorasyonun tasarlanmasına olanak sağlanmıştır. Ayrıca restorasyonlar %27 oranında daha hızlı tamamlanabilmiştir (135). Cerec 3 sistemi porselen inley, onley, parsiyel ve tam kron yapımının yanısıra, üç üyeli köprü altyapıları için zirkonyum blokları da kullanabilmektedir (137). Hasta ağızında restorasyon için gerekli preparasyon yapıldıktan sonra, görüntüleme likidi (polysorbat bazı) dişe sürülür. Daha sonra özel opak titanyum oksit bir toz püskürtülür ve bu toz likide tutunur. Ağız içi üç boyutlu tarayıcı kamera diş üzerinde sabitlenerek optik ölçü alınabilmektedir. Alınan bu görüntü monitöre gönderilmektedir. Çift triangulasyon mekanizması kullanılarak net ve derin bir görüntü elde edilir. Cerec 3 yazılım programı ile restorasyon komşu dişlere göre tasarlanır. Ardından uygun boyutta ve renkte blok seçilerek kesme işleminin yapılacağı cihaza yerleştirilerek kesim işlemi yapılır. İşlem restorasyon boyutu ve karmaşıklığına göre 10-15 dakika sürmektedir. Restorasyon ağız içinde uyumlanarak simante edilir (115,136,137,140,141).

2003 yılında yeni bir yazılım geliştirilerek sisteme 3 boyutlu bir tasarım programı (Cerec 3D) dahil edilmiştir. Yeni programda restore edilecek diş, antagonist dişler ve fonksiyonel kayıtlar 3 boyutlu olarak görüntülenebilmektedir. 2005 yılında ise yazılıma eklenen "antagonist tool" okluzyonun sistem tarafından otomatik olarak ayarlanabilmesini sağlamaktadır. Aynı zamanda harici optik model tarayıcı ünitesi "inEos" piyasaya çıkmıştır ve tarama süresinin kısılması sağlanmıştır. Aynı zamanda tüm arkın taranabilmesi de bu tarayıcı ile mümkün olmaktadır (11). 2006 yılında tanıtılan yeni kesim ünitesi Cerec inLab MC XL firma tarafından yoğun kullanım için tavsiye edilmektedir. Bu ünite lazer tarayıcıya sahiptir. Cihaz 1.0-1.5 mm/dak aşındırma hızına sahiptir ve dakikada 64000 devire ulaşabilmektedir (142). Cerec in Lab, laboratuvar ortamında teknisyen kullanımı için uygun bir sistemdir. Hastadan

alınan geleneksel ölçü ile hazırlanan alçı model taranmaktadır. InEos X5 tarayıcı ile Cerec in Lab sistemi 10 sn'de tüm arka tarayabilmektedir (12).

Sirona firması 2009 yılında yeni bir görüntüleme sistemine geçmiştir. Cerec Bluecam kısa dalga boylu mavi ışığa dayalı bir kameradır ve daha hassas ölçü alınmasını sağlamaktadır. Bluecam ile ölçü alınmadan önce özel bir pudra taranacak alana püskürtülmektedir. 2011 yılında ise Cerec SW 4.0 yazılımı tanıtılmıştır. Bu yeni sistemde yazılımın arayüzü geliştirilmiş ve daha kullanışlı bir hale getirilmiştir (142). Sirona firması en son 2012 yılında Cerec Omnicam ağız içi kamerasını geliştirmiştir. Omnicam pudra kullanımını ortadan kaldıran ve renkli ölçü alınmasını sağlayan bir kameradır. Omnicam'de Cerec Bluecam kamerasından farklı olarak dıştan 0-15 mm uzaklıkta tutularak ölçü alınmaktadır. Bluecam ise dişe doğrudan dayanarak sabitlenir ve kamera ölçüyü alır. Omnicam'de devamlı ölçüler ile 3 boyutlu görüntüleme yapılırken, Bluecam birkaç tekli görüntüyü birleştirerek 3 boyutlu model oluşturabilmektedir (12).

2.8.1. Dijital Ölçünün Alınması

Dijital intraoral tarama yapan cihazlar yüzeylerin kaydını alabilmek için ışığı kullanmaktadırlar. Cerec Omnicam, değerleri aktif triangulasyon yöntemi ile hesaplamaktadır. Ağız içi yüzeylerden yansıyan şerit paternlerindeki farklı dalgaboylu ışıklar bir optik kuruluma gönderilir ve CCD (*charge-coupled device*) bir çip ile kaydedilir. Gönderilmiş ve geri dönen ışık arasındaki açı ile ilgili olan pozisyon değişikliği hesaplanmaktadır. Böylece triangulasyon uygulanarak üç boyutlu görüntü elde edilmiş olur. Cerec Omnicam ile sadece tek tarama ve kısa süreli bir uygulama ile üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. İşlemin hızlı bir şekilde tamamlanabilmesi kameranın titreme problemini ortadan kaldırarak, serbest hareketlerle ölçü alma tekniğinin kullanımına izin vermektedir. Ölçü ışığın yansıması ile elde edildiğinden dişler üzerinde görüntüyü etkileyebilecek tükürük ya da artıklar olmamalıdır (143).

Kızılötesi 840 nm'lik ışıkla çalışan Redcam'den sonra 2009 yılında piyasaya sürülen Bluecam ise 470 nm'lik mavi led ışığı ile görüntü almaktadır. Omnicam ise pudra gerektirmeden ölçü alınabilmesine olanak vermektedir. Tek tek görüntüler değil devamlı renkli görüntü almaktadır. Kamera bu tarayıcı kullanılırken dıştan 0-15 mm uzakta tutulmalıdır. Doğal diş renginde olduğundan klinik kullanımı daha kolaydır (12,111).

2.8.2. Restorasyonun Tasarımı

Planlanan porselen restorasyonun kenarları imleç yardımıyla belirlenmektedir. Kenar sınırları çizildikten sonra restorasyonun giriş açısı sabitlenir. Bilgisayar preparasyonunun gingival tabanının ve aksiyal duvarların lokalizasyonunu tespit edebilmektedir. Bu şekilde tüm restorasyonun sınırları ve şekli otomatik olarak sistem tarafından belirlenir. Daha sonra, gerekirse sistem tasarım üzerinde istenilen değiştirmeyi yapma imkanı da vermektedir. "Tools" bölümü kullanılarak tasarım istenilen şekilde değiştirilebilir. Özellikle yazılım yükseklik ya da mezial, distal kontaklarda fazlalık olacak şekilde tasarım yaptığında manuel olarak tasarımın düzeltilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde oluşturulan restorasyon üzerinde yapılacak uyumlama aşaması çok zaman kaybına neden olmaktadır. Elektronik olarak oluşturulan restorasyon sistem tarafından kaydedilir. Sonrasında cihaz restorasyonu seramik bloktan aşındırmaya hazır duruma gelir. Sistem düzenli olarak kullanıldığında tecrübe ile, kullanıcılar bu aşamayı çok hızlı bir şekilde tamamlayabilmektedirler (106,142).

2.10.3. Restorasyonun Üretimi

Farklı boyut ve renklerdeki seramik bloklardan uygun olanların seçimi yapılır. Renk seçimi her firmaya ait renk skalası üzerinden yapılmaktadır. Porselen blok, frezleme makinasına yerleştirilmesini sağlayan metal bir çubuk üzerine tutturulmuştur. Bu seramik bloğun frezleme makinasına vidalanmasından sonra kapağı kapatılır ve kesim işlemi başlatılır. Seramik restorasyonun kesimi yüksek hızlı su spreji altındaki elmas frezler kullanılarak yapılmaktadır. Frezlerden biri silindirik, diğeri ise konik uçludur. Porselen blok kesilerek tamamlanan restorasyon kesim bölmesinin tabanına düşer ve hazırlanmış kaviteye uygulanabilir hale gelir. Su eksternal bir su girişi ve drenajına gerek olmayacak şekilde internal olarak döndürülür. Pompa sistemi ve su rezervi mobil bir ünite veya cihazın gövdesinde yer alır. Ayrıca su rezervi kaçan elmas partiküllerini yakalayıp, ayırmak amacıyla bir mikropöröz filtreye sahiptir (106).

Restorasyon üretildikten sonra kullanılan bloğa göre farklı şekillerde polisaj işlemi ya da glazür uygulanır. Bu aşamada renk karakterizasyonu yapılabilmektedir. Daha sonra bitmiş restorasyon uyumlanarak simante edilebilir (140).

2.9. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar

Cerec sisteminde farklı içerikte, farklı boyutlarda, farklı renk seçeneklerine sahip bloklar kullanılabilmektedir. Cerec Bloklar, Lava Ultimate , IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Vita Mark II, Vita Enamic, Vita Trilluxe, Vita RealLife, Vita Suprinity, GC Cerasmart bunlardan bazılarıdır. Cerec sisteminde güncel olarak kullanılan pek çok blok bulunmaktadır. Bu bloklar farklı içeriklere ve boyutlara sahiptir. Aynı zamanda firmaların farklı renk skalaları ve renk seçenekleri bulunmaktadır.

Cerec Bloklar

Cerec bloklar mineye benzeyen fiziksel özelliklere ve translusensiye sahiptir. Bukelamun etkisi olarak adlandırılan translusensileri ve farklı tabakaların farklı renklere sahip olduğu polikromatik blokları ile doğal diş rengine benzeyen renkler elde edilebilmektedir. Cerec blokları açıktan koyu renge doğru (S0, S1, S2, S3, S4, S5) 6 renkte ve 3 farklı translusenside (opak, orta, translusent) üretilmektedir. Bu bloklara ek olarak 3 farklı renkte polikromatik bloklar da üreticiler tarafından kullanıma sunulmuştur (12).

IPS e.max CAD Bloklar

IPS e.max lityum disilikat, iğne uçlu kristal yapıya sahiptir ve geleneksel olarak preslenebilmekte (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ya da CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile işlenebilmektedir. Dayanıklılığı sayesinde kronlar, inleyler, onleyler, veneerler, implant restorasyonlarda kullanılabilmektedirler. IPS e.max CAD bloklar, kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır. Bu tozlar bir ergimiş cam elde etmek için kombine edilir. Bal kıvamına benzer, uygun vizkozite elde edildiğinde ergimiş cam istenilen şekildeki metal kalıplara dökülür. Daha sonra materyal kalıp içerisinde soğumaya bırakılır. IPS e.max CAD “mavi blok” iki basamaklı kristalizasyon işlemine tabi tutulur. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum

meta-silikat kristalleri çökelir. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. İkinci ısıl işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılır ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Bu ısıl işlem porselen fırınında 840-850°C'de gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilir (144).

Lava Ultimate Bloklar

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren nanoseramik rezin bloklar olarak tanıtılmışlardır. İçeriğinde 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında silan bağlantısının kullanılmasıyla rezin matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bir bağlantı oluşmaktadır. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetleri 0.6-10 mikrometre boyutundadır. Resin matriks içerisinde yüksek oranda gömülü olarak bulunan bu seramik, nanopartikül yapı materyale kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağlamaktadır. Blokların içerisindeki nanomer ve nanopartikül seramik demetleri %80 (hacimce) oranındadır. Üretim sırasında bloklar saatler süren ısıl işleme maruz bırakılmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların aksine tam sinterize nanoseramik bloklar ekstra ısıl işlem gerektirmezler (16,145). Lava Ultimate Blokların avantajları (16,145) şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Isıl işlemler fabrikasyon sırasında tamamlandığından, restorasyon üretilmesi sırasında ekstra işleme gerek duyulmaz.
- 2- Nanomer yapılarından dolayı yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı gösterirler.
- 3- Nanomer içeriği materyalin kolay mekanik polisajına izin verir ve polisajın kalıcılığı cam seramiklerle benzerlik gösterir ve kompozit materyallere göre daha yüksektir.
- 4- Yüksek direnç özelliği ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü sayesinde çiğneme sırasında dişe iletilen kuvvetleri dişe beraber absorbe edebilir.
- 5- Işıkla polimerize olan kompozitler kullanılarak tamir işlemine olanak vermektedirler.
- 6- Dişe benzer floresans özelliğinden dolayı estetiğin önemli olduğu alanlarda kullanılabilirler.

2.10. İnley Preparasyonu

İnleylerin preperasyonu, restoratif materyal için yeterli kalınlık sağlayacak ve kırık oluşmasını önleyebilecek şekilde olmalıdır. İçsel gerilim oluşumunu engellemek ve restoratif materyalin iyi adapte olmasını sağlayabilmek için iç açılar keskin bırakılmamalıdır. Fonksiyon sırasında küçük kırıklar oluşmaması için okluzal ve gingival kenarlar çok ince bırakılmamalıdır. Bu yüzden bizotaj işlemi tercih edilmemektedir. Tüm kenarların kavite yüzey açısı 90° ye yakın olmalıdır (146). Uca doğru daralan açılı karbit ya da fissür frezler, okluzal yüzde açılan, fasiyal ve lingual duvarları oluşturmak için kullanılmaktadır. İnternal açılar keskin bırakılmaması için kullanılan frezin ucu ve kenarları yuvarlatılmış olmalıdır. Estetik restorasyon adeziv yöntemle yapıştırılacağı için okluzale doğru açılan açılardırmanın gerektiği durumlarda arttırılmasında sakınca yoktur (3). İndirekt inley tekniklerinde yaklaşık 10° açılım yapılırken, semidirekt inley tekniğinde 15°'den daha büyük açılardırmanlar verilebilir (147). Preparasyon sırasında vertikal duvarları oluşturmak için dişin uzun aksı boyunca tek bir yönde frez kullanılır. Okluzal derinlik porselen inleyler için en az 2 mm olmalıdır. Kompozit rezin inleyler için ise kırık oluşumunu engellemek için 1,5 mm derinlikten daha az olmamalıdır. Bukkal ve palatinal duvarlar, sağlam diş dokusuna doğru genişletilerek şekillendirilmelidir. Restorasyonun sorunsuz bir şekilde yerleştirilebilmesi ve çıkarılabilmesi için preparasyonda andırkat bırakılmamalıdır. Pulpal duvar düzleştirilmeli ve pürüzsüz olacak şekilde bitirilmelidir. Eski restoratif materyal bulunan dişlerde, restorasyon tamamen uzaklaştırılmalıdır. Çürükler iç duvarlardan tamamen kaldırıldıktan sonra, preperasyon duvarında andırkatlar kalıyorsa ışıkla polimerize olan cam iyonomer kaide ile düzeltme yapılır. Proksimal kavite, komşu dişin açık bir şekilde görünebileceği şekilde genişletilmelidir. Bu aşamada preparasyon kenarlarından ölçü materyallerinin girişinin kolaylaşması, bitirme ve polisaj işlemlerinin tamamlanabilmesi için yeterli yer kazanılması amaçlanmaktadır. Kompozit ve porselen restorasyonlarda kırık oluşumunu önlemek için istmus genişliği en az 1,5-2 mm olmalıdır. Gingival basamak derinleştirilmemelidir, çünkü iyi bir bağlanma için mümkün olduğunca mine dokusunun korunması gerekmektedir (3).

2.11. Rezin Simanlar

Posterior dişlerde ilk porselen restorasyonlar geleneksel çinko fosfat simanlarla, daha sonraları ise cam iyonomer simanlarla simante edilmiştir. Retansiyon problemlerinden dolayı daha iyi bir bağlanma için başka yöntemler geliştirilmiştir. Hem seramiğe hem de mineye daha iyi bağlanan rezin simanlar ve dentin bağlayıcı ajanlarının kullanımı ile bu sorun ortadan kaldırılmıştır (88,148).

Porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonu için rezin simanların kullanılmasının gerekli olduğu, 1995 yılında Amerikan Estetik Dişhekimliği Akademisi tarafından bildirilmiştir (149). Restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklı olarak rezin simanlar, düşük doldurucu içeriğine sahiptirler ve daha az visköz yapıları bulunmaktadır. Rezin simanlar neredeyse hiç çözünmezler ve geleneksel simanlara kıyasla oldukça dayanıklıdırlar. Kompozit rezinler gibi üç ana bileşenden oluşurlar (150).

Organik Matriks Fazı

Organik matriks fazı, genellikle bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisglisidil metakrilattır (Bis GMA). Renk değişimine daha dirençli ve bağlanması daha iyi olan üretan dimetakrilat (UDMA) da matriks olarak kullanılabilir. Bis-GMA ve UDMA visköz olduğu için organik matrikse trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilerek viskozite azaltılmıştır (54,151).

İnorganik Faz

Organik matriks içerisine farklı boyutlarda ve oranlarda doldurucu partiküller (kuartz, borosilikat cam, alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam gibi) ilave edilmektedir. Rezin simanlarda; doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı azaldıkça materyalin daha akışkan bir hal aldığı, restorasyonun daha kolay yerleştirildiği bildirilmiştir (150,151). Bu partiküller rezin kompozite, dayanıklılığı arttırmak, uygulama işlemini kolaylaştırmak, radyoopasite sağlamak, polimerizasyon büzülmesini ve termal genleşme katsayısını azaltmak gibi nitelikler kazandırmaktadır (26,152).

Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Bağlayıcı ajanlar ile birlikte organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanma sağlanmaktadır. Organik silisyum bileşiği olan silanlar bu fazı oluşturmaktadır. Rezin simanlarda doldurucu partiküllerin yüzeyi ince bir silan

bağlama ajanı ile önceden kaplanmıştır. Doldurucu partikülleri yüzeyindeki serbest hidroksil grupları ajanların bir ucuna, organik matrikste bulunan polimerler ise diğer ucuna bağlanmaktadır. Bu bağlayıcı ajanlar rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Doldurucular, ara yüz boyunca su geçişini engellerler, su emilimini ve siman çözünürlüğünü azaltırlar (150-152). Silan ile bağlantının iyi olmaması, doldurucu partiküllerin yüzeyden kolaylıkla ayrılmasına ve doldurucu ile matriksin ara yüzeyine sıvıların kolayca geçmesine neden olmaktadır (151).

Monomerleri polimerlere dönüştürmek için birçok reaksiyon başlatıcı ajan kullanılmaktadır. Başlatıcı ajanlar kimyasal reaksiyonla radikallerine ayrılarak polimerizasyon işlemi başlatırlar. Temel olarak kullanılan polimerizasyon başlatıcı ajanlar, benzoil peroksit, benzoin eter ve kamforokinon'dur (152).

Rezin Simanların Polimerizasyonlarına Göre Sınıflandırılması

1. Kimyasal yolla polimerize (*self-cure*) olan kompozit rezin simanlar:

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, firmalar tarafından daha çok çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Kimyasal aktivasyonda iki komponent karıştırılmaktadır. Komponentlerden biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içermektedir. En yaygın olarak kullanılan iki patlı sistemde, her pat içinde hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu vardır (153).

2. Işıkla polimerize (*light-cure*) olan kompozit rezin simanlar

Işık ile polimerize olan kompozit restoratif materyallerden türetilmiş olan fotopolimerizan kompozit rezinlerdir. Başlatıcı olarak ışığa duyarlı 'kamforokinon' içerirler. İdeal olarak bu rezinlerin ıslatma özellikleri yüksek, mekanik olarak aşınmaya karşı dayanıklı ve rengi stabil olmalıdır. Asitlenmiş olan porselen yüzeyini ıslatabilmesi ve penetre olabilmesi için ışıkla polimerize olan çoğu siman sistemlerinde düşük viskoziteli, doldurucu içermeyen Bis-GMA rezin bulunmaktadır. Bazı sistemlerde ise rezin siman ile birlikte dentin/mine bağlayıcı ajanı kullanılmaktadır (154). Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) bu rezin simanlara örnek gösterilebilir.

3. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize (*dual-cure*) olan kompozit rezin simanlar: Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan sistemler, iki pat (ana madde-

katalizör) veya toz-likit şeklinde bulunmaktadır. *Dual* polimerize olan simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunmaktadır (153). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan bu kompozitlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilmektedir (153,155). Variolink N (Ivoclar Vivadent), RelyX U200 (3M ESPE) ve RelyX ARC bu rezin simanlara örnek gösterilebilir.

Ivoclar firmasının Variolink II'nin özelliklerini geliştirmesinden sonra, Variolink N üretilmeye başlanmıştır. Variolink II'den farklı olarak daha iyi estetik özellikleri bulunmaktadır. İçeriğinde, dimetakrilatlar, inorganik doldurucular, kataliz ve stabilizatörler, pigmentler bulunmaktadır. İnleyleyler, onleyleyler, venerler, fiberle güçlendirilmiş kanal postları ve kronların simantasyonu için uygundur. Lityum disilikat, cam seramik ve kompozit rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılabilir. *Dual-cure* ve ışıkla polimerize olabilen çeşitleri bulunmaktadır. Sertlik değeri 450 MPa, bükülme dayanıklılığı 85-115 MPa ve sıkışma dayanıklılığı 240-400 MPa değerleri arasındadır. Suda çözünürlüğü sıfıra yakın değerdedir (156). Variolink II ile yapılmış klinik çalışmalar uzun dönemde başarılı sonuçlar elde edildiğini göstermektedir (157,158).

Rezin Simanların Avantajları

Bu simanların avantajları (159,160);

- 1- Mineye, dentine ve hazırlanan restorasyonun iç yüzüne bağlanma özellikleri vardır.
- 2- Yüksek mekanik ve fiziksel dayanıklılığa sahiptirler.
- 3- Ağız içi sıvılarında çözünürlükleri düşüktür.
- 4- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
- 5- Bazı rezin simanların "yiterbiyum triflorid" içeriklerine bağlı olarak florür serbestleştirme özellikleri vardır.

Rezin Simanların Dezavantajları

Bu simanların dezavantajları (159,160);

- 1- Pulpa hassasiyetine neden olabilirler.
- 2- Diş ve restorasyon iç yüzeyine ilave işlemlere gerek vardır. Bağlanma için, adeziv sistem uygulaması gerektirir.

3- Hassas çalışma gerektirir. Kontaminasyon olmaması için çok dikkatli çalışılmalıdır.

4- Taşan simanları temizlemek daha zordur.

2.12. Kenar Aralığı Ölçümünde Kullanılan Yöntemler

Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir kenar uyumunun olması çok önemlidir. Yeterli uyumun olmayışı hem diş hem de destek dokular için zararlıdır. İndirekt restorasyonların, prepare dişler üzerindeki kenar uyumunu incelemek için araştırmacılar farklı yöntemleri tercih etmişlerdir(161). Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır (50,123,162). Bu yöntemler 4 kategoride toplanabilir.

Kenar uyumunun ölçümü ve değerlendirilmesi amacı ile çeşitli yöntemler uygulanabilir. Bu yöntemler 4 kategoride toplanır ;

1. Direkt yöntem
2. Kesit alma
3. Ölçü alma (silikon replika tekniği) ve rezin replika tekniği
4. Sondla ve gözle değerlendirme (163).

Ölçülen değerler genellikle mikrometre (μm) olarak belirtilir (164).

1. Direkt Yöntem: Direkt yöntem, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen metottur. Bu yöntemde, hazırlanan diş üzerine restorasyon yerleştirilir, stereomikroskop veya taramalı elektrton mikroskopuyla (SEM) kenar aralığının fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler yapılabilir, hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılması mümkündür. Bu yöntemin en önemli avantajlarından birisi direkt ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesidir. Böylece değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla ölçülebilir. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, duplikasyon veya ara madde gerekmediği için daha hassastır (60,89,165).

2. Kesit Alma Yöntemi: Restorasyon dişin üzerine simante edildikten sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır. Daha sonra örneklerden kesit alınır ve restorasyon ile diş arasına sızmış olan boyayıcı madde miktarı ölçülür. Kesit alma yöntemi çok daha zor ve zaman alıcı bir yöntemdir. Ek basamakları vardır ve restorasyonları bir daha kullanmak mümkün değildir (162,165-168).

3. Ölçü Alma (Silikon Replika Tekniği) ve Rezin Replika Tekniği: Silikon replika tekniğinde ilk önce restorasyonun içine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali yüklenir ve

restorasyon, dişin üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak oturtulur. Diş restorasyondan ayrıldığında, restorasyonun iç kısmında kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, destek sağlaması için orta akıcı kıvamlı silikon materyali uygulanır. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterirken; orta-akıcı kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç ile restorasyonun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimali ve silikon materyalindeki büzülmenin ölçümde az da olsa sapmalara neden olmasıdır (169-172).

Rezin replika tekniğinde ise ölçüm yapılacak restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır. Alınan dairesel silikon kalıbın içine “patern rezin” dökülerek restorasyonun marjin bölgesi rezinden dublike edilmiş olur. Elde edilen rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılabilir. Replika bir silindire benzer ve mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan patern rezinde meydana gelen büzülme ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturmasıdır (173).

2.13. Yaşlandırma

Ağız ortamında meydana gelen ısı değişimlerinin restorasyonlarda farklı etkileri olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (174,175). Kapalı ağız ısısının 37 ± 1 C° olduğunu ve ağızda maksimum 55 ± 1 C°, minimum 4 ± 1 C° olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (176,177). Yaşlandırma cihazı günde 24 saat haftada 7 gün otomatik olarak çalışabilir (153). Bu cihazlar dış ortamda birkaç ay veya yıldan fazla sürede oluşacak hasar meydana getirebilir. Hasarın tipleri; rengin solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, su emilimi, direnç kaybı ve oksidasyondur (178).

2.14. Kırılma Dayanıklılığı

Kırılmalar, diş ve dolgu arasında oluşan gerilimler sonucu meydana gelmektedir. Bu gerilimler, çekme gerilimi (tensile stress), sıkışma gerilimi (compressive stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) olarak 3 grupta toplanır.

Kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvete çekme gerilimi denmektedir. Kütlenin kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yüke karşı çıkan iç kuvvetlerine sıkışma gerilimi adı verilmektedir. Makaslama gerilimi ise çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı oluşan gerilimdir (179,180). Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Aynı zamanda yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak da tanımlanabilmektedir. Bir porselen materyalin mekanik özellikleri ve klinik performansı arasında çeşitli faktörlere bağlı olan bir ilişki mevcut olduğu bilinmektedir (181).

Kırılma dayanıklılığının test edilebildiği cihazlarda kuvvet restorasyona dik gelecek (*compressive*) şekilde veya (182,183), açı vererek uygulanabilmektedir (184-186).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen 1757 numaralı destek projesi (Bkz. Ek 1) ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Bu araştırma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 30.04.2014 tarihli toplantıda GO 14/138-16 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek.2).

Çalışmamızda CAD/CAM tekniği ile hazırlanan porselen inleylerin tasarımı ve üretiminde, Anabilim Dalı'mızda bulunan Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemi kullanılmıştır. Yüksek ısıda presleme yöntemi ile üretilen porselen inleyler ise Dental Estetik Laboratuvarında teknisyen yardımı ile yapılmıştır.

Çalışmada kullanılan materyaller, Tablo 3.1'de ve test edilen porselenlerin mekanik özellikleri Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Kullanılan Materyaller

Materyal (Üretici Firma) (Seri Numaraları)	Uygulama Şekli	İçerik
Variolink N (Dual-cure rezin siman) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Seri No: 642981AN	Adezivi: Syntac Primer, Syntac Adhesive, Heliobond Silanı: Monobond S Adeziv uygulamalardan sonra, <i>dual-cure</i> (hem kimyasal, hem ışıkla) rezin siman polimerize edilir.	Katalizör ve base tüpleri içermektedir. Dimetakrilatlar, inorganik doldurucular, kataliz ve stabilizatörler, pigmentler
IPS e.max CAD A2 LT C14 (Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Seri No: T19861	CAD/CAM cihazında frezlenerek restorasyon elde edilir.	SiO ₂ , LiO, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, diğer oksitler, renk oksitleri
Lava Ultimate A2 LT 14L (Rezin nanoseramik hibriti) (3M ESPE, Seefeld, Germany) Seri No: N550738	CAD/CAM cihazında frezlenerek restorasyon elde edilir.	Rezin matrikse bağlı, %80 oranında nanoseramik partiküller içeren hibrit bir bloktur. Doldurucular, 20 nm (nanometre) silika dolgu, kümeleşmemiş 4-11 nm zirkonya dolgu ve kümeleşmiş zirkonya/silika dolgusunun birleşiminden oluşur.
IPS Empress Esthetic Ingots (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Seri No: P60082	Laboratuvarında preslenerek yapılır.	SiO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, Al ₂ O ₃ , pigmentler, polipropilen glikol
Virtual Putty (Silikon ölçü materyali) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Seri No: 562839AN	Base ve kataliz karıştırılarak ölçü alınır. Yüksek viskoziteye sahip olduğundan elde karıştırılarak ölçü alınır.	İki kutudan oluşur. Vinilpolisiloksan içeren silikonlar, metilhidrojensiloksan, organoplatinik kompleks, silika ve yiyecek boyası
Virtual Light Body (Silikon ölçü materyali) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Seri No: 562829AN	Base ve kataliz karıştırılarak ölçü alınır. Düşük viskoziteye sahip olduğundan özel bir tabanca ile karıştırılarak ölçü alınır.	İki kutudan oluşur. Vinilpolisiloksan içeren silikonlar, metilhidrojensiloksan, organoplatinik kompleks, silika ve yiyecek boyası

Tablo 3.2. Test edilen porselen materyallerinin özellikleri
(15,78,187,188,189)

Materyal	Bükülme Dayanıklılığı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)
IPS e.max CAD (Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik)	320-450	90-95
Lava Ultimate (Rezin nanoseramik hibriti)	200-210	12,8
IPS Empress Esthetic (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik)	152-168	65-67

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu çalışmada protetik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş 90 adet insan alt molar dişi dezenfeksiyon amacıyla %10'luk formol solüsyonunda 24 saat bekletildikten sonra, formol akan su altında uzaklaştırılmıştır. Dişler arasından boyutları birbirine yakın olan 60 adet diş seçilmiştir. Dişlerin dahil edilme kriterleri, 1) sağlam olmaları, 2) çatlak ya da kırık olmaması ve 3) çürük veya eski bir restorasyonun bulunmamasıdır. Dişlerin uygun olup olmadığına büyüteçli gözlük (Hires 2.5, Orascoptic, CA, USA) ile incelenerek karar verilmiştir. Dişlerin boyutlarının ölçümü elektronik dijital kaliper (Absolute Digimatic Mitutoyo, Tokyo, Japan) ile yapılmıştır. Daha sonra dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırılmıştır. Dişlere beyaz polisaj lastiği kullanarak düşük turda mikromotorla polisaj yapılmıştır. Seçilen 60 adet diş kullanılabildiği kadar distile suda bekletilmiştir. Dişlerin bekletildiği distile su haftada bir değiştirilmiştir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Dişler her grupta 15 adet diş bulunacak şekilde rastgele 4 gruba ayrılmıştır. Kalıpların (kauçuktan, 3x3x4 boyutlarında) içine soğuk akril (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH&Co., Hanau, Germany) (Seri No: 013168) dökülmüş ve dişler kökleri 2

mm dışarıda kalacak şekilde (akril, mine-sement sınırının 2 mm altında kalacak şekilde) sabitlenmiştir (Şekil 3.1). Dişler, uzun aksları yere dik açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Akriller sertleştikten sonra, bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklanmıştır.



Şekil 3.1. Akril içine gömülmüş dişlerin görünümü

Gruplar (Şekil 3.2) numaralandırılarak isimlendirilmiştir.

Grup 1: Kontrol grubudur. Bu gruptaki dişlere hiçbir işlem uygulanmamıştır.

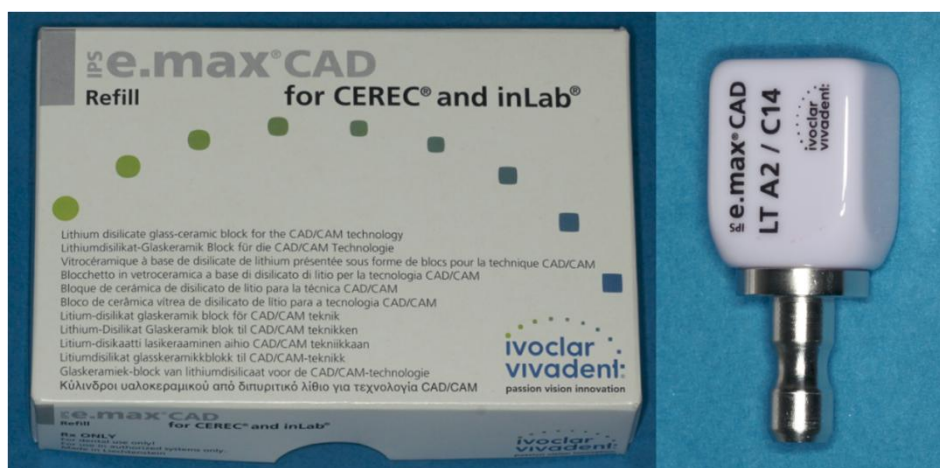
Grup 2: Restorasyonlar, lityum disilikat cam seramik içeren IPS e.max CAD bloklardan (Şekil 3.3) CAD/CAM sistemi ile hazırlanmıştır.

Grup 3: Restorasyonlar nanomer, nanoseramik içeren Lava Ultimate bloktan (Şekil 3.4) CAD/CAM sistemi ile hazırlanmıştır.

Grup 4: Restorasyonlar lösitle güçlendirilmiş preslenebilir IPS Empress Esthetic Ingots (Şekil 3.5) ile dişten ölçü alınıp, alçı model dökülerek geleneksel yöntemle hazırlanmıştır.



Şekil 3.2. Örnek Gruplarındaki Dişler



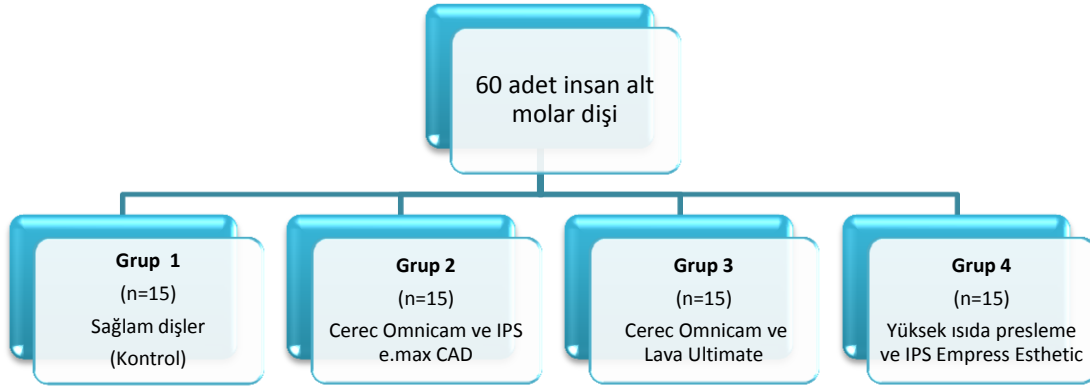
Şekil 3.3. IPS e.max CAD Bloklar



Şekil 3.4. Lava Ultimate Bloklar



Şekil 3.5. IPS Empress Esthetic

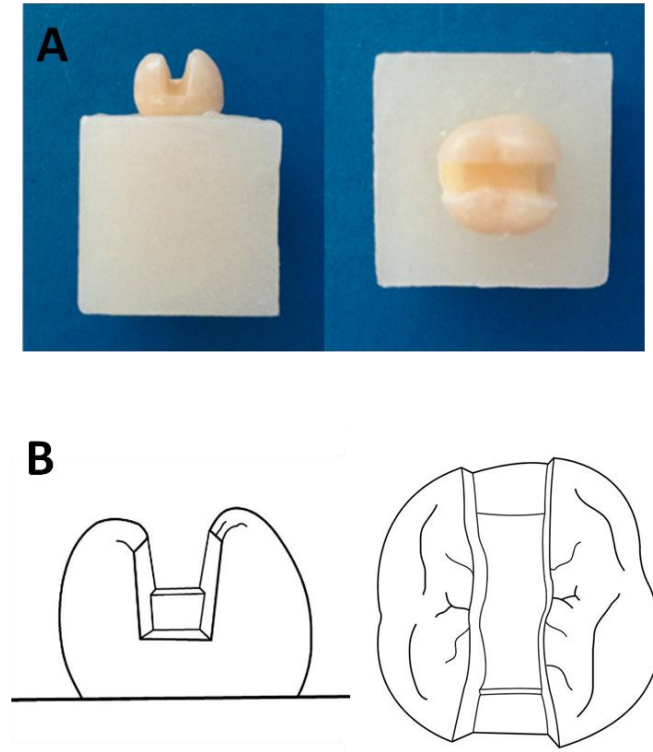


Şekil 3.6. Örnek Grupları

Tüm gruplardaki (Şekil 3.6) örneklerin akrillerine kendi gruplarının numaraları ve örnek numaraları yazılmıştır. Örneğin Grup 1'deki 1. örnek "1-1" olarak numaralandırılmıştır.

3.2.1. Dişlerin Preparasyonu

Kırk beş adet örneğe standart MOD (mezio-okluzal-distal) inley kavite preparasyonları oluşturulmuştur (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. A. MOD inley preparasyonu yapılmış bir örnek, B. MOD preparasyon çizimi

Kaviteler 8 mm uzunlukta 012 numaralı elmas fissür frezlerle (Diatech Swiss Dental Instruments, Coltene/Whaledent AG, Switzerland, Seri No: C44366), su soğutması altında aeratör (Kavo Super Torque, KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany) kullanılarak hazırlanmıştır. Kavitelelerin okluzal kısmı dişin bukkolingual boyutunun 1/3'ü genişliğinde ve okluzal derinlikleri 3 mm olacak şekilde prepare edilmiştir. Servikal kenarlar servikal çizginin 1 mm yukarısında bırakılmıştır. Proksimal kutuların genişliği gingival duvar seviyesinde bukkolingual genişliğin 1/3'ü genişliğindedir, proksimal kutuların boyutu, yaklaşık 3.0- 3.5 mm'dir. Kavitelelerin derinlik ve genişliğinin ölçümü periodontal sondun milimetrik işaretli ucu ile yapılmıştır. Okluzal diverjan açılar proksimal kutuların bukkal ve lingual duvarlarında yaklaşık 6°'dir. Bukkal ve lingualdeki bu açılındırmalar 6°'lik taper elmas frez (Diatech Swiss, Seri No: B04078) ile verilmiştir. Marjinlerde bevel işlemi yapılmamıştır. Her 5 dişte bir, kullanılan elmas fissür frez değiştirilmiştir. Preparasyonların ardından dişler başıncılı hava-su altında temizlenmiş ve tekrar distile suda bekletilmiştir.

3.2.2. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması

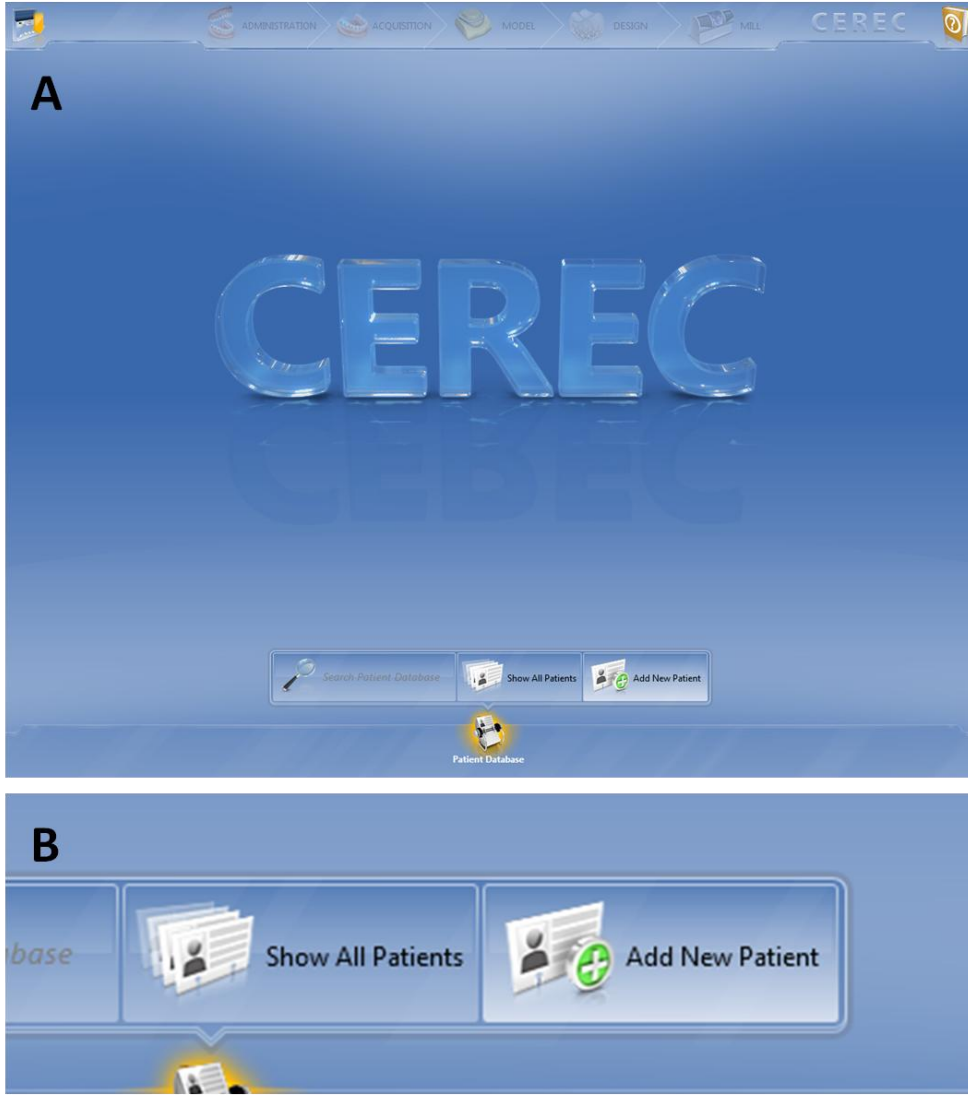
Grup 2 ve 3'teki örneklerden Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kamera ile ölçü alınmıştır (Şekil 3.8). Ölçü işleminden önce her örneğe kimlik tanımlaması yapılmıştır.



Şekil 3.8. Cerec Omnicam

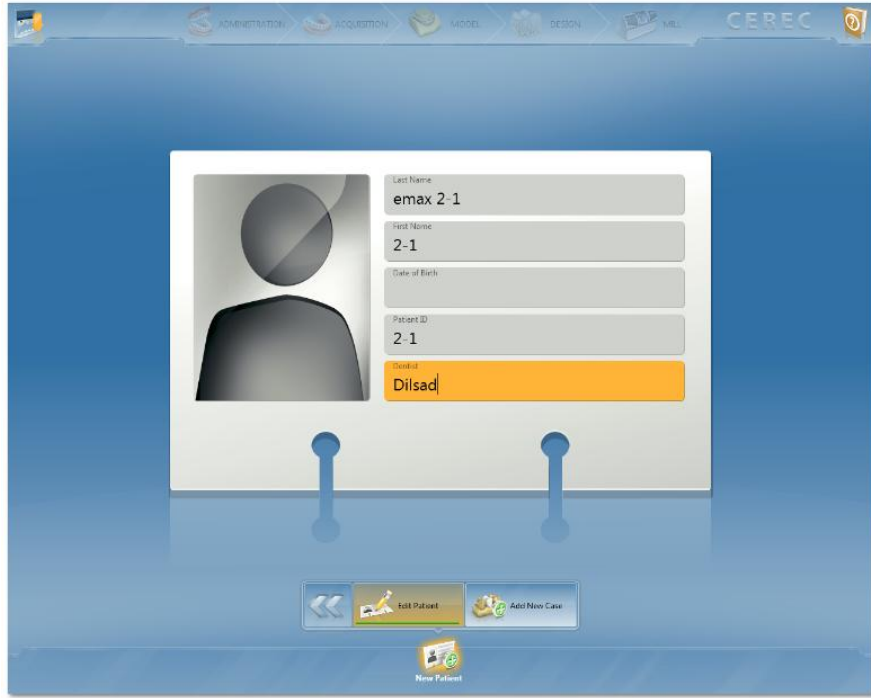
Dijital Ölçülerin Alınması

Cerec SW 4.2.3 (Ekranında Cerec SW 4 simgesi görülmektedir) yazılımı cihazın bilgisayar bölümünden açılarak "Add New Patient (Yeni Hasta Ekle)" bölümü tıklanmıştır (Şekil 3.9).



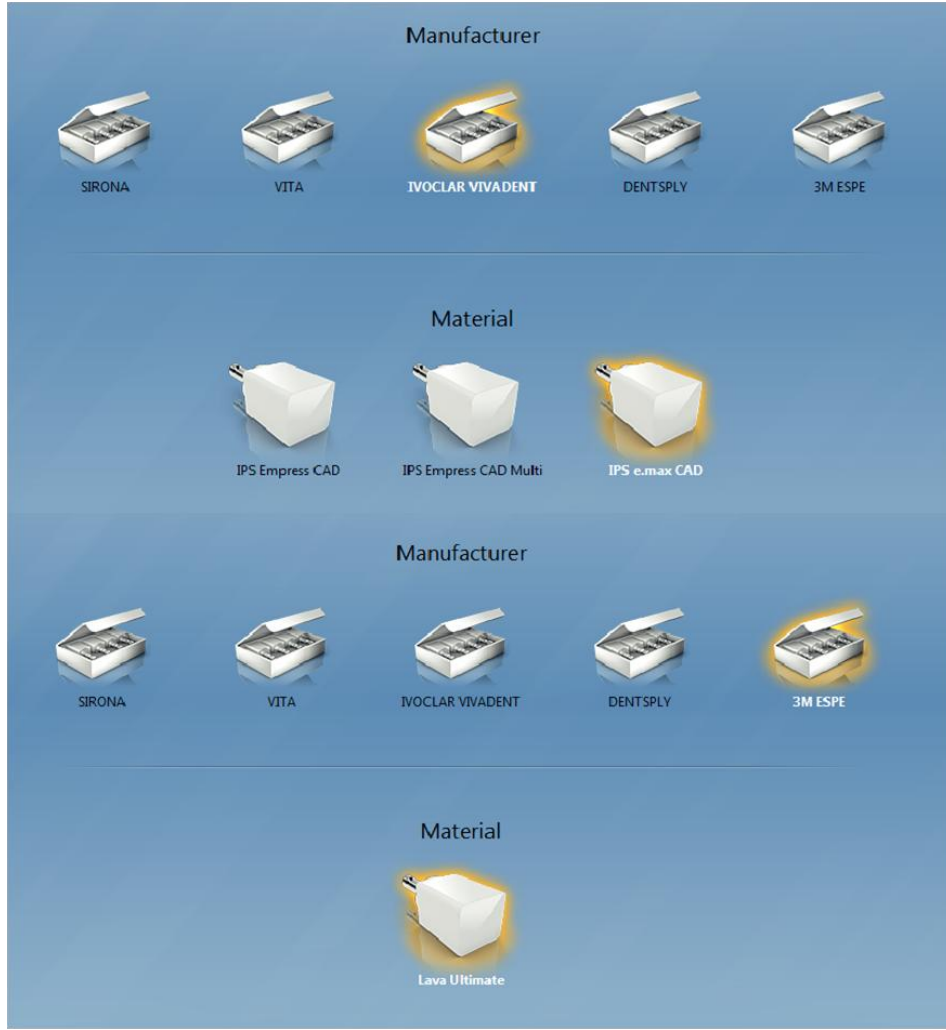
Şekil 3.9. A. Cerec SW Yazılımı Giriş; B. "Add New Patient" seçeneği

Bu kısımda ekranda boş bir hasta kartı çıkmaktadır. Kimlik kartına "Surname (Soyisim)", "Name (İsim)" ve "Patient ID (Hasta kimlik numarası)" kısımlarına, örneğin grubundaki blok adı ve numarası yazılmıştır (Şekil 3.10.). Örnek ölçülerinde karışıklık oluşmaması için her örneğe ayrı kimlik kartı hazırlanmıştır.



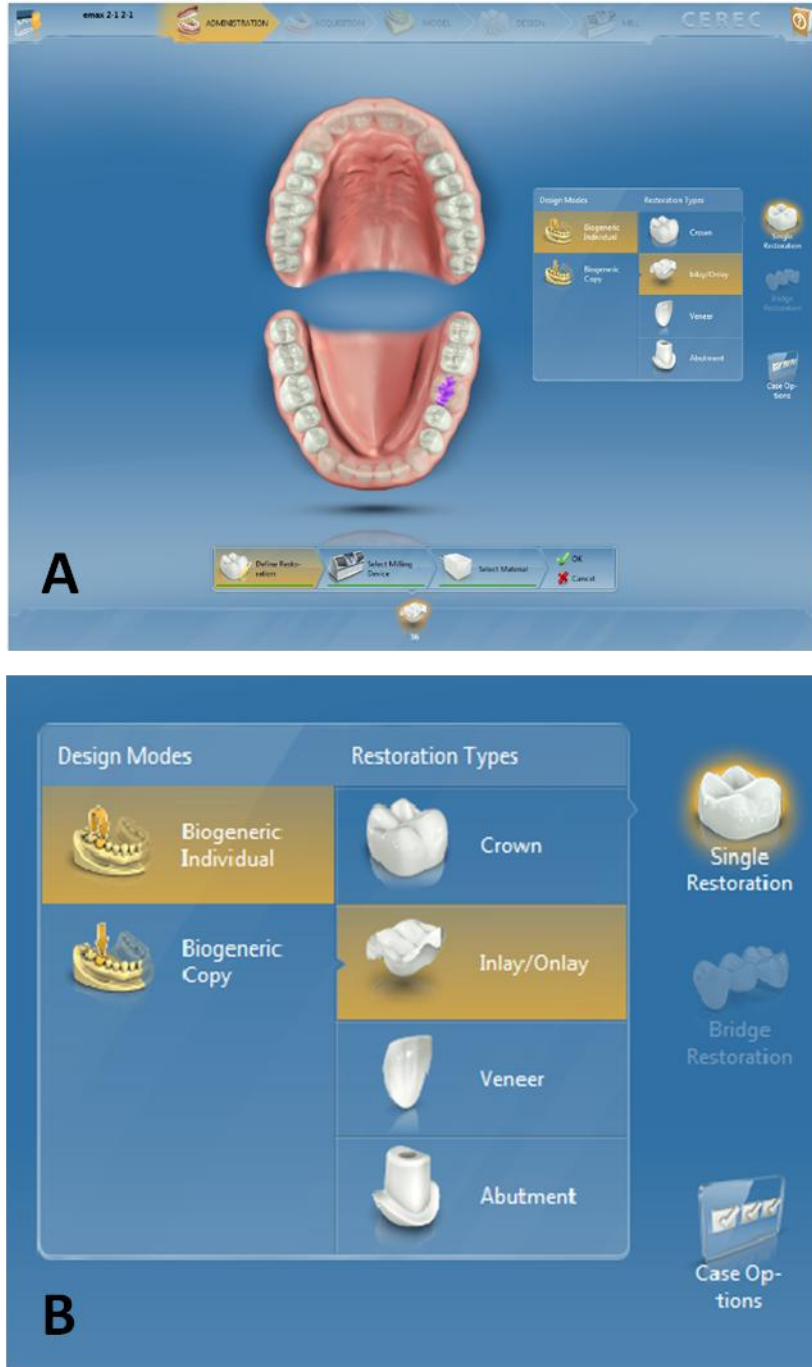
Şekil 3.10. Örnek Kimlik Kartı

Örneğin grup 2'deki ilk örneğe "e.max 2-1" yazılmıştır ya da grup 3'teki 2. örneğe "lava 3-2" yazılmıştır. Daha sonra "Add New Case" tuşuna basılarak çıkan ekranın altındaki "Edit Restoration-Select Material" kısmına girilmiştir. Bu kısımda kullanabileceğimiz bloklar görülmektedir. İlk olarak bloğun markasını seçmemiz gerekmektedir. Örneğin Grup 2 için Ivoclar seçeneğini tıklamamız gerekir, aynı şekilde Grup 3 içinde 3M seçeneğini seçilir. Grup 2'deki örneklerin ölçüleri alınırken Ivoclar seçeneği tıklanmıştır ve ardından çıkan bloklar arasından IPS e.max CAD bloğu seçilmiştir. Grup 3 için ise 3M tıklanmıştır ve Lava Ultimate blok seçilmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Blokların Seçimi

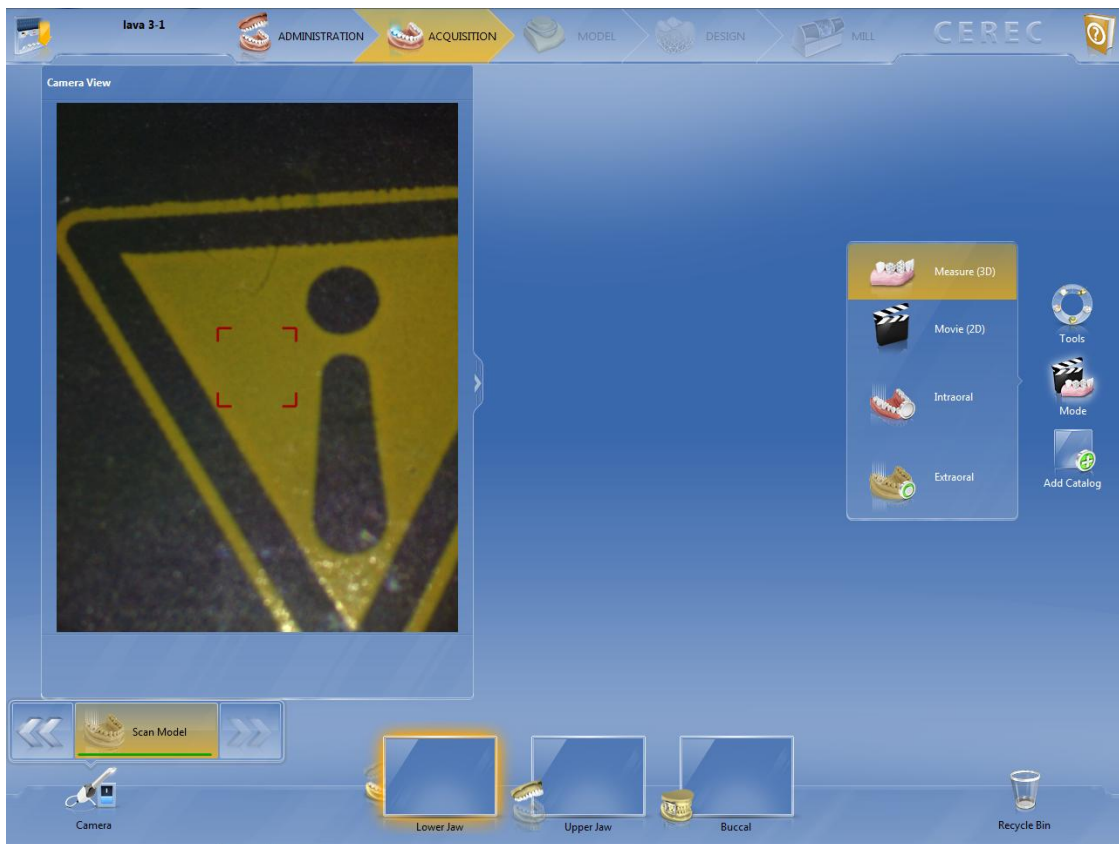
Blok seçildikten sonra tekrar "Administration" kısmına dönülür. Bu kısımda ekranda alt-üst çeneler açık bir şekilde görülmektedir. Ölçü alınacak diş numarası bu ekranda seçilmiştir. Her örnek için "Biogeneric Individual" tasarımı seçilmiştir. Çünkü bu seçenek dişin kendi üzerinde preparasyon yapılmamış kısımlarına bakarak ya da yandaki dişi örnek alarak tasarım yapmaktadır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. A. Restorasyon Tipi ve Diş Numarası Seçimi B. Biogenic Individual seçeneği

Oysa "Biogenic Reference" için ise restore edilecek dişin dışındaki dişlerin de ölçüsü gerekmektedir. Yazılım restore edilecek dişin karşıt tarafındaki dişi örnek alır. Örneğin 36 numaralı dişe restorasyon yapılacaksa 46'nında ölçüsü alınır, yani tüm okluzal arkın ölçüsü alınarak tasarım için referans bir dişin de ölçüsü alınmış olur. Fakat bu çalışma için bu durum geçerli değildir. Bu seçeneklerin dışında "Biogenic Copy" seçeneği bulunmaktadır. Fakat bu seçenekte mock-up ya da

dişteki eski restorasyon örnek alınarak restorasyon oluşturulmaktadır ve bizim çalışmamız için uygun bir tasarım seçeneği değildir. "Administration" kısmında son olarak yapılacak restorasyon tipi seçilir. Bizim çalışmamızda "inlay/onlay" seçeneği seçilmiş ve ileri tuşuna basılmıştır (ok şeklinde sağ tarafta bulunmaktadır). "Administration" bölümünden sonra ölçü alınacak olan "Acquisition" bölümüne geçilmiştir. Çalışma için kullanılan tüm dişler alt dişler olduğundan, bu ekran her zaman otomatik olarak "lower jaw" kısmının ölçüsü için hazır bir şekilde açılmıştır. Ekranda sol tarafta kamera görüntüsü, sağ tarafta ise alınan dijital ölçünün çıkacağı bölüm bulunmaktadır (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Acquisition

Omnicam dişten 3-5 mm uzakta tutulacak şekilde dişe yaklaştırılmış ve hafif dalgalı hareketlerle dişin etrafında gezdirilerek ölçü alınmıştır. Gerektiğinde bilgisayar sisteminin altında ayak ile kontrol edilen basamağa basılarak ölçü alma işlemine ara verilebilmektedir. Bu basamağa basıldığında kamera kapanır ve ekrandaki ölçü, kalitesi ve doğruluğu açısından incelenebilmektedir. Bu kısımda karşıt çene ve

kapanış ölçüsü de alınmaktadır ancak bizim çalışmamızda bu aşama gerekli olmadığından ileri tuşuna basılarak bir sonraki kısma geçilmiştir. Yazılım bize alınan görüntüdeki artefaktları temizleyerek ekrana aldığımız ölçüyü yansıtır. Görüntüde bir sorun varsa görüntüyü silerek tekrar ölçü alabiliriz. Görüntüler incelenmiştir ve uygun olduklarına karar verildiğinde bir sonraki aşamaya geçmek için ileri tuşuna basılmıştır.

Görüntü elde edildikten sonra yazılım bizi bir sonraki aşama olan "Model" bölümüne getirir. Bu kısımda diş çenedeki yerine yerleştirilir ve aksı belirlenir. Modelin düzgün olabilmesi için her türlü değişiklik bu bölümde yapılabilmektedir. Daha sonra sol kısımdaki ekranda okluzal tablaya göre seviyeleri ve bukkolingual aksları belirlenmiştir ve son olarak sol alt kısımdaki ekranda dişin yine hem okluzal tablaya göre seviyesi hem de mezio-distal aksları tespit edilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Modelin Hazırlanması

İleri tuşuna basıldığında artık modelimiz kenar çizimi için hazırdır. Bu aşamada ekranın üst kısmında "Model", alt kısmında ise "Draw Margin" kısmında olduğumuz görülmektedir. Dişin üzerine gelerek restorasyonun sınırları çizilmeye başlanmıştır. Çift tıklanarak başlangıç noktası belirlendikten sonra tek tıklanarak çizime devam edilmiştir. Başlangıç noktasına döndüğünde çift tıklanarak restorasyon sınırları belirlenmiştir. İlk çizim otomatik olarak kavitenin etrafını çizmektedir. Çizim bittikten

sonra yazılım manuel çizime kendiliğinden geçmektedir ve düzeltmek istediğimiz yerlerin düzeltilmesine imkan sağlamaktadır (Şekil 3.15).

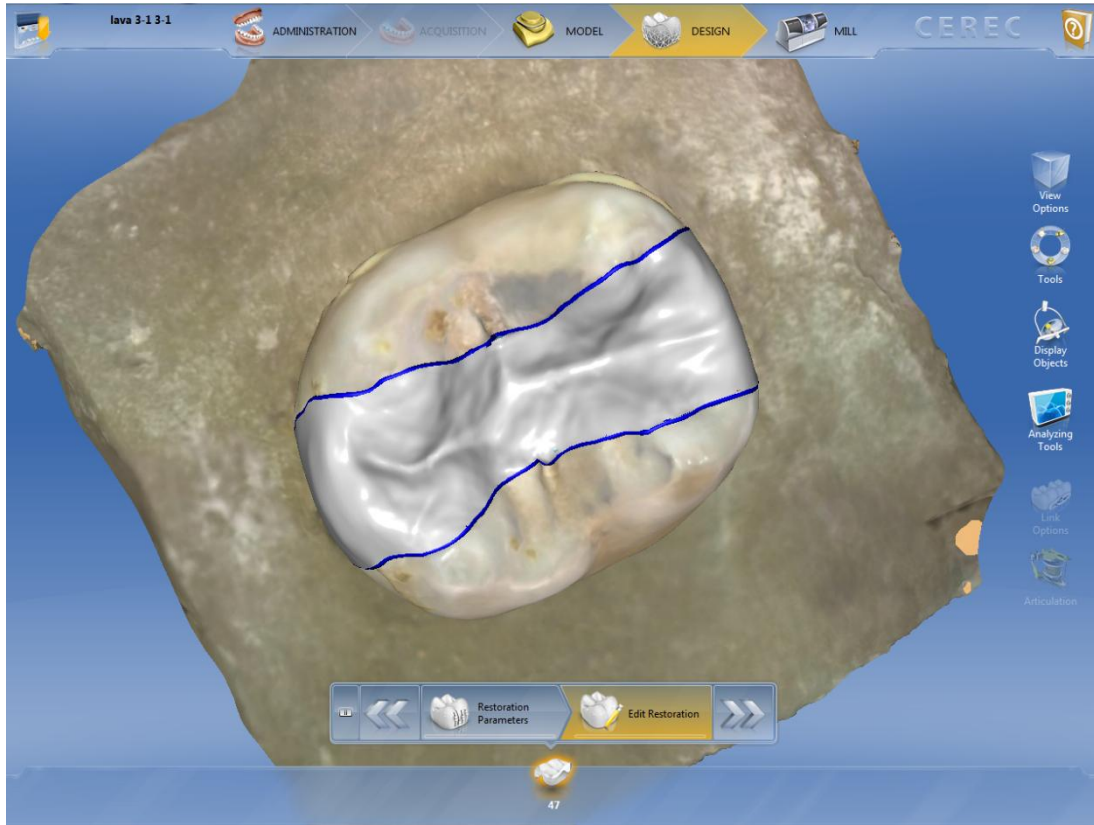


Şekil 3.15. A. Kenar sınırı çizilmemiş dijital ölçü görünümü; B. Kenar Sınırının Çizilmesi

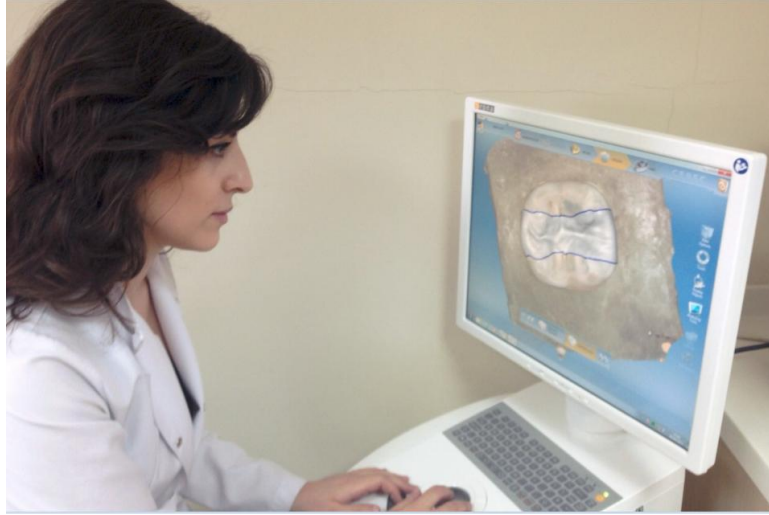
Tüm restorasyonlarda manuel olarak düzeltme yapılmıştır ve restorasyon sınırları belirlenmiştir. "Auto" ve "Manuel" seçenekleri sol tarafta "View Details" bölümünün hemen altından değiştirilebilmektedir. Daha sonra "Define Insertation Axis (Giriş Açısının Belirlenmesi)" kısmına geçilmiş ve restorasyonun giriş aksı belirlenmiş ve sağdaki "ok" simgesine tıklanmıştır.

Restorasyonların CAD/CAM Sisteminde Tasarımı

Marjin çizimi yapıldıktan sonra giriş açısı belirleme aşamasına geçilir. Restorasyonun iyi adaptasyonu için en uygun giriş açısı belirlenir. Sonra ileri tuşuna basıldığında "Design" aşamasına geçilir (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17).

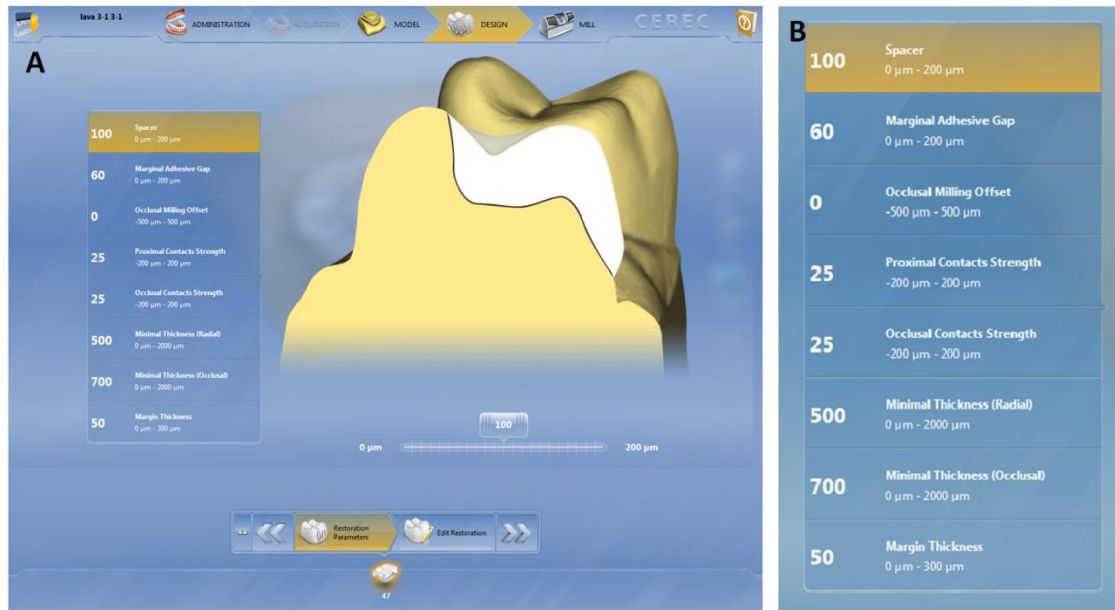


Şekil 3.16. Restorasyonun Tasarımı



Şekil 3.17. Restorasyonların Tasarımının Yapılması

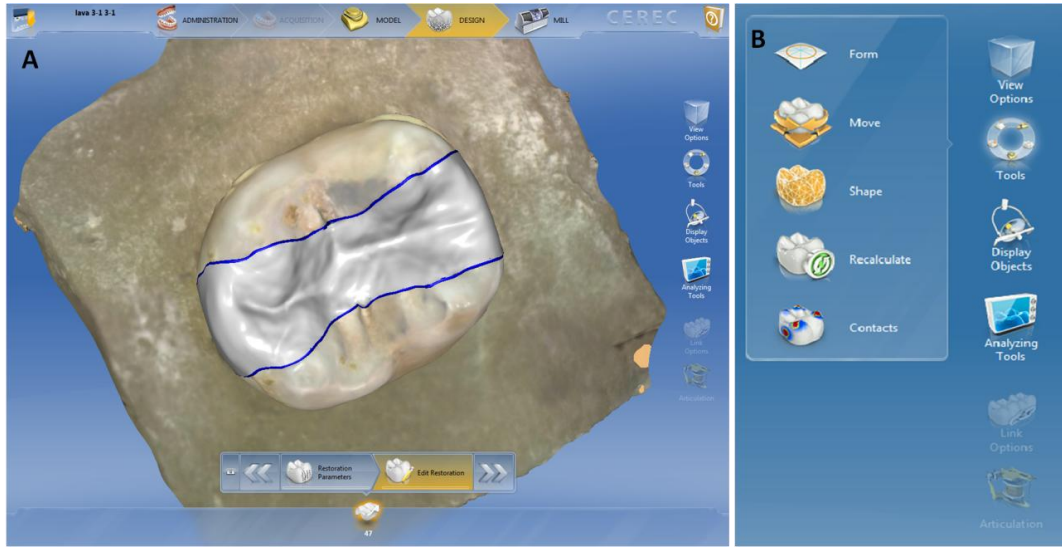
Yazılım, bu aşamada otomatik olarak bir tasarımı vermektedir. Ekranın alt kısmında "Restoration Parameters" bölümü tıklandığında çeşitli parametreler görülmektedir. Bu çalışmada kullanılan parametreler Şekil 3.18'de belirtilmiştir.



Şekil 3.18. A. Restorasyon Parametrelerinin seçilmesi; B. Çalışma için seçilen parametreler

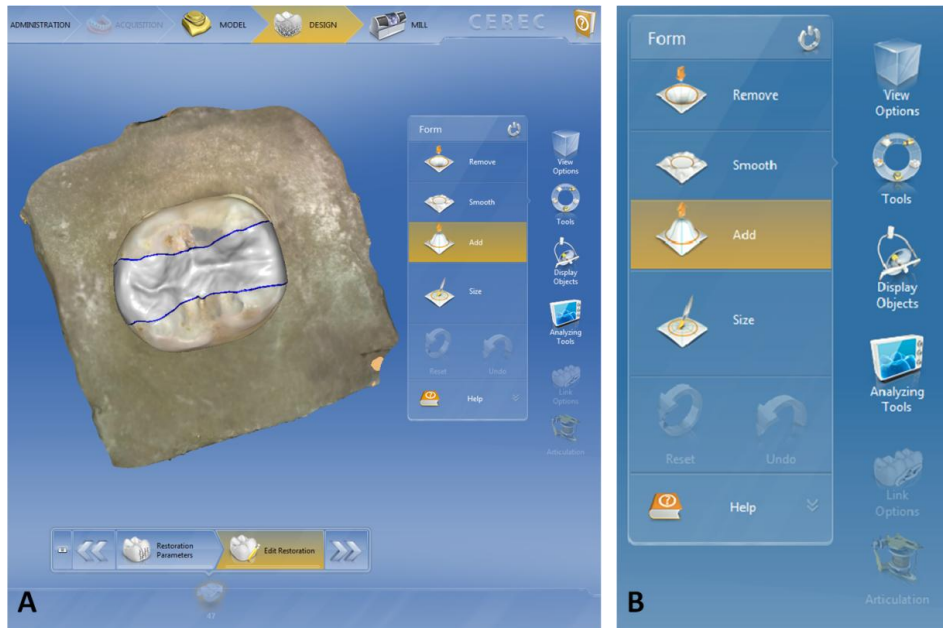
Yazılımın otomatik olarak tasarladığı restorasyonlar kontrol edilerek eğer restorasyonda çok ince kısımlar oluşmuşsa ya da düzeltilmesi gereken bölgeler

varsa, sağ taraftaki "Tools" kısmından gerekli düzeltmeler yapılmıştır. "Tools" kısmındaki düzeltme seçenekleri Şekil 3.19'da görülmektedir.



Şekil 3.19. A. "Design" Ekranı; B. "Tools" Seçenekleri

Açık mavi alanlar, restorasyonun belirtilen parametrelere göre çok ince kalan bölümler olduğu anlamına gelmektedir. Özellikle bu kısımlarda "Tools" bölümündeki "Form" kısmı tıklanmış ve "Add" seçeneği kullanılarak düzeltmeler yapılmıştır. Hiçbir restorasyon için "Remove" ya da "Smooth" seçeneği kullanılmamıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. A. "Design" Ekranı B. "Form" bölümünün seçenekleri

Okluzal bölge otomatik tasarımda çok derin işlenmişse "Shape" seçeneğinden "Circular" seçilerek ince kısım kalınlaştırılmıştır. Bu seçenek ise sadece bir restorasyon için gerekli olmuştur (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. A. "Design" Ekranı; B. "Shape" bölümünün seçenekleri

Restorasyon kalınlıkları, sağ tarafta en alttaki "Analyzing Tools" simgesine tıklandığında çıkan "Cursor Details" seçeneğinden kontrol edilebilmektedir (Şekil 3.22). Restorasyonların okluzal kalınlıkları standardizasyonu sağlamak için kontrol edilmiştir ve okluzal kalınlıkların 2.6-2.8 mm arasında olduğundan emin olunmuştur.



Şekil 3.22. A. "Design" Ekranı B. "Analyzing Tools" bölümü seçenekleri

Restorasyonların CAD/CAM Sisteminde Üretimi

Tasarım tamamlandıktan sonra ileri tuşuna basıldığında "Milling Preview" görüntülenir. Ekranda restorasyonun bloğun içindeki pozisyonu görülmektedir (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. "Milling Preview"

Bu aşamada özellikle kontakt noktasında tij olmaması için düzenlemeler yapılabilir. Bu çalışmada, kontakt dişler olmadığından tij yerleri yazılımın otomatik olarak belirlediği yerlerde bırakılmıştır. Ekranın alt bölümünde bulunan "Change Blok Size" simgesinden kullanılacak blok boyutu seçilmiştir. Çalışmamızdaki blok boyutları IPS e.max CAD bloklar için C14, Lava Ultimate bloklar için ise 14L'dir (Şekil 3.24).



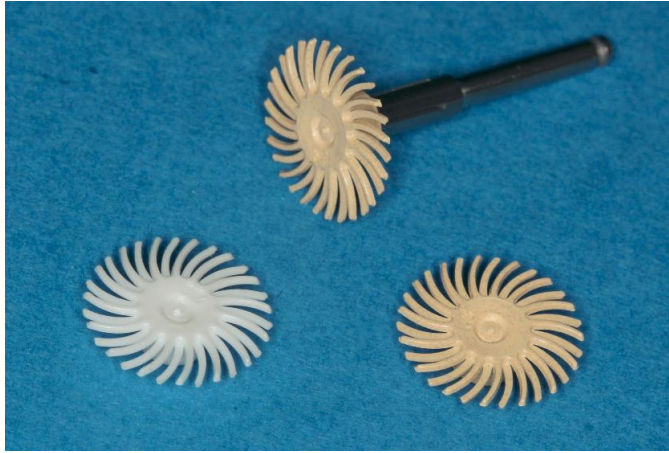
Şekil 3.24. Blokların Boyutlarının Belirlenmesi

Cerec frezleme cihazına (Cerec MC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany), blok yerleştirilerek torklu özel bir tornavida ile sabitlendikten sonra "Adjust Mill Position" kısmı işlem yapılmadan geçilmiştir. "Change Milling Device" bölümünden frezleme cihazı tanımlandıktan sonra "Start Milling" simgesine tıklandığında frezler pozisyon alır. Daha sonra yerleştirilen bloğun boyutundan emin olmak amacıyla yazılım uyarı vermektedir ve doğru bloğun takıldığından emin olup olmadığını sormaktadır. Tekrar "Start" simgesine tıklandığında frezleme işlemi başlamaktadır. Restorasyonların tahmini tamamlanma süresi bilgisayar ve frezleme cihazının ekranlarında görülmektedir. Bu çalışmada tahmini süreler 12-15 dakika

arasında olmuştur. Hem IPS e.max CAD grubu hem de Lava Ultimate grubu için A2 LT (Low Translucency) rengi tercih edilmiştir.

Lava Ultimate Blokların Polisajı

Lava Ultimate bloklar frezleme cihazındaki kesim bölümünden alındıktan sonra ilk olarak kavitelere uyumlamaları yapılmıştır. Uyumlamalar için preparasyonda kullanılan fissür elmas frezler kullanılmıştır. Uyumlamaların ardından elmas frezler ile tijler kesilmiştir. Restorasyonların bitirme ve polisajı üretici talimatlarına göre alüminyum oksit emdirilmiş elastomerden oluşan Sof-Lex bitirme ve polisaj diskleri (3M ESPE, St Paul, USA) (Seri No: 5082S) ile yapılmıştır (Şekil 3.25).

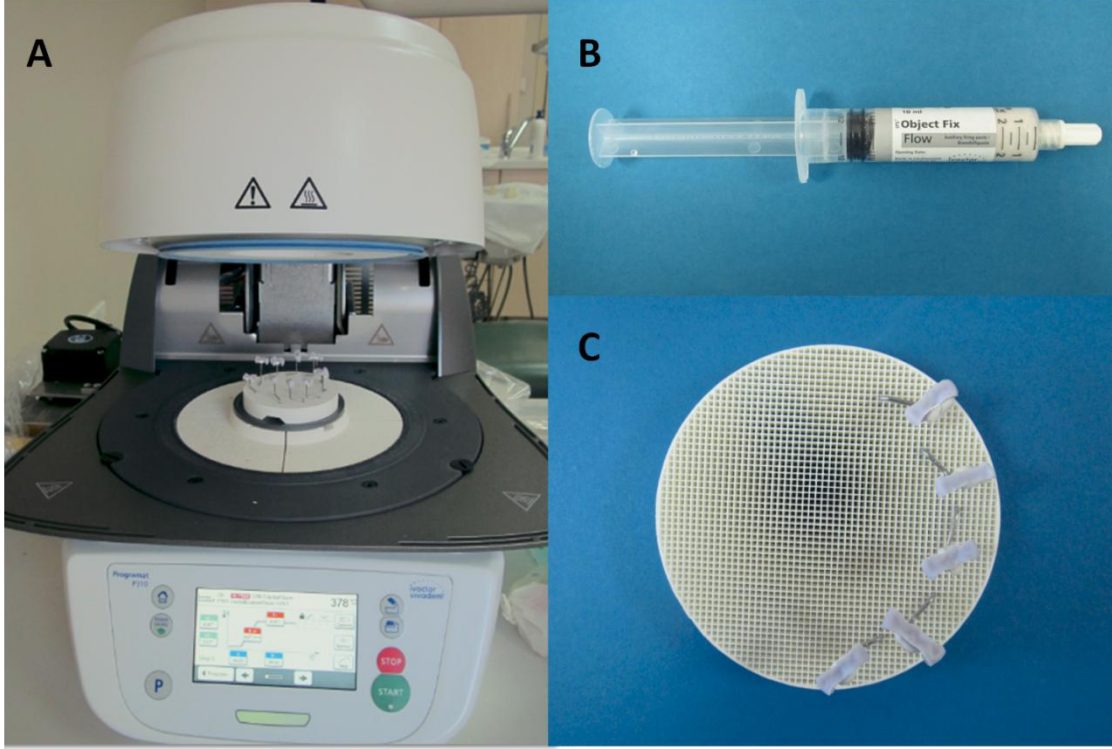


Şekil 3.25. Sof-Lex Bitirme Diski ve Sof-Lex Polisaj Diski

IPS e.max CAD Blokların Kristalizasyonu ve Glazür Aşaması

IPS e.max CAD bloklar açık mor-mavi renktedir. Bu bloklarda iki basamaklı kristalizasyon işlemi kullanılmaktadır. Bloğun mavi rengi frezlenebilir halidir. Frezlemeden sonra ikinci ısıl işlem yapılır ve restorasyon kendi rengini alır(144) . Bu ısıl işlem porselen fırınında gerçekleştirilmektedir ve meta-silikat faz çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Restorasyonlara uygulanacak ısıl işlemler için Ivoclar progmart P310 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını kullanılmıştır (Şekil 3.26. A) .

Restorasyonlar fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı (Object Fix Flow, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Seri No: T18314) ile sabitlenmiş (Şekil 3.26.B ve C) ve porselen fırınına yerleştirilmiştir.



Şekil 3.26. A. Ivoclar progmat P310 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),
B. Porselen yastığı (Object Fix Flow, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),
C. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş
restorasyonlar

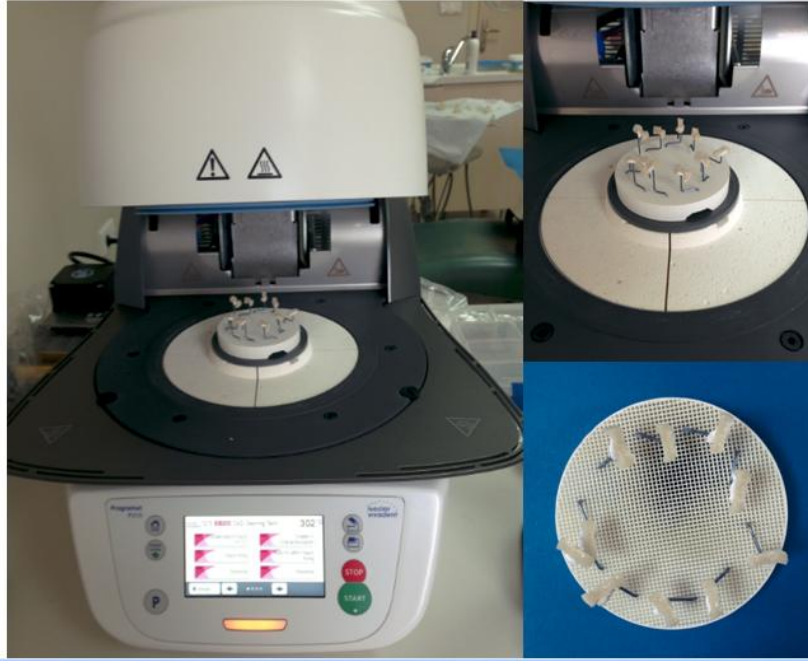
Porselen fırınının dokunmatik ekranından "Ivoclar Programs" açılarak "IPS e.max Crystallization/Glaze HT/LT" programı seçilmiş ve bloklara kristalizasyon uygulanmıştır. Bu işlem yaklaşık 15 dakika sürmüştür.

Kristalizasyon tamamlanmasından sonra dişler A2 rengini almıştır. Daha sonrasında glazür aşamasına geçilmiştir. IPS e.max CAD glazür kitindeki (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) "Glaze and Stain Liquid (Seri No: R56550)" ve "Glaze Paste (Seri No: R57453)" (Şekil 3.27) temiz bir cama damlatılmıştır.



Şekil 3.27. IPS e.max CAD glazür kitindeki "Glaze and Stain Liquid ve
"Glaze Paste

Ivoclar glaze fırçalarından en küçüğü "1" numaralı fırça ile uygulama gerçekleştirilmiştir. İlk olarak fırçanın ucu likit ile ıslatılmıştır, sonrasında fırça ile glazür patından alınarak dişlerin üzerine ince bir tabaka sürülmüştür. Restorasyonlar, glazür materyalinin bulaşmasını engellemek amacıyla presel ile tutulmuştur. Daha sonra restorasyonların iç kısmına porselen yastığı IPS Object Fix Flow sıkılmıştır ve metal tutucuların üzerine yerleştirilmişlerdir. Porselen fırınının dokunmatik ekranından "Ivoclar Programs" tekrar seçilmiştir. Bu defa "IPS e.max CAD Staining Tech." bölümü açılmıştır ve "IPS e.max CAD Glaze Firing" seçilerek (Şekil 3.28). restorasyonların glazür işlemi 14-15 dakika sonra tamamlanmıştır.



Şekil 3.28. IPS e.max CAD restorasyonların glazür aşaması

Presleme Yöntemi İle Restorasyonların (IPS Empress Esthetic) Hazırlanması

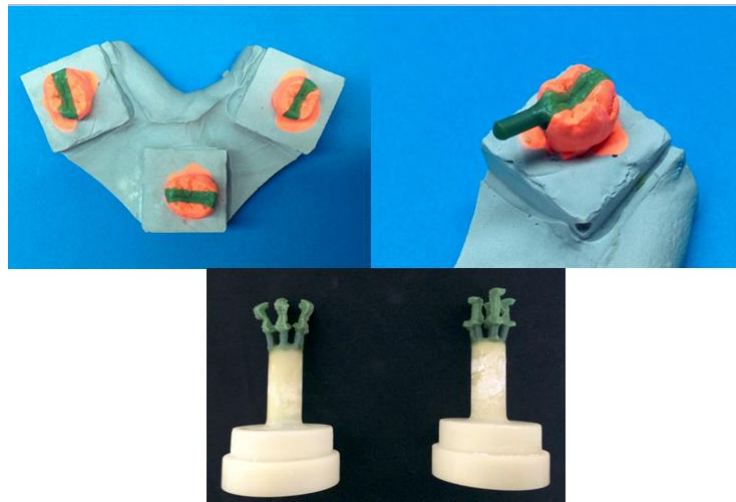
Grup 4'teki restorasyonlar, IPS Empress Esthetic ile geleneksel presleme yöntemi kullanılarak teknisyen yardımıyla yapılmıştır. Alt çene için kullanılan ölçü kaşıklarının her birinde 3 adet örneğin ölçüsü alınarak toplam on beş örneğin ölçüsü 5 kaşıkla elde edilmiştir. Virtual Putty (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ölçü materyalinin base ve katalizi eşit miktarlarda üretici talimatlarına göre karıştırılmıştır ve kaşığa yerleştirilmiştir. Daha sonra örneklerin ilk ölçüsü alınmıştır. Üretici talimatlarına göre 20-25 dakika beklendikten sonra Virtual Light Body (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) karıştırılacağı tabancaya yerleştirilmiştir ve tabanca sıkılarak putty ölçüsünün içine yerleştirilmiştir. İkinci ölçü alındıktan sonra ölçü materyalinin sertleşmesi beklenmiştir (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Grup 4'ün ölçülerinin alınması

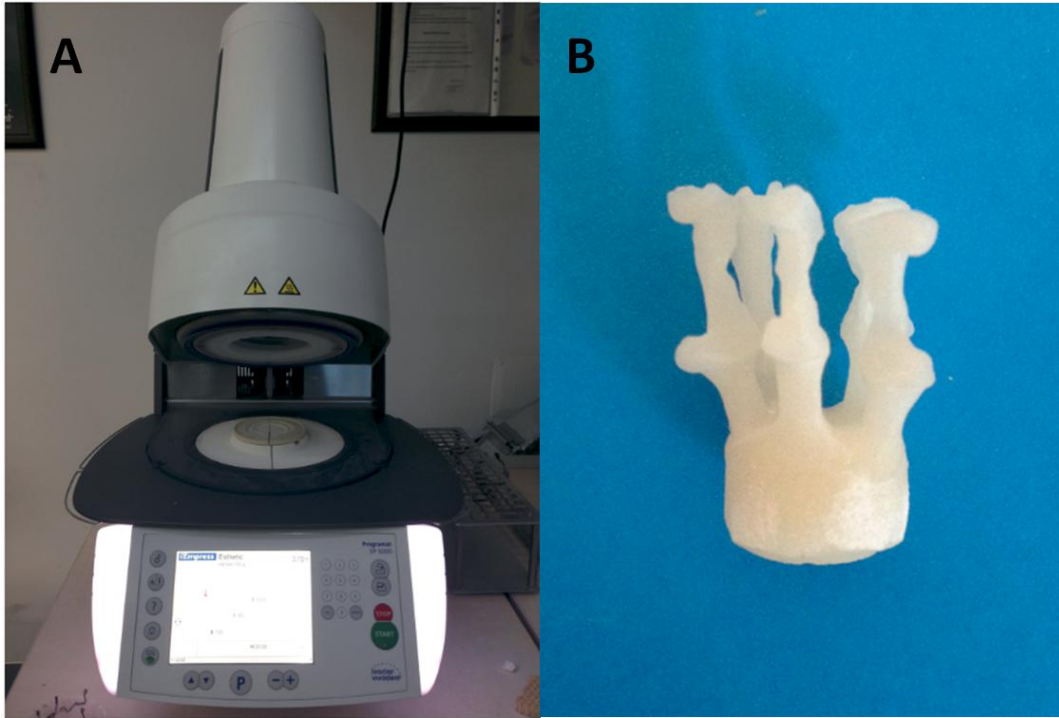
Birinci kaşıқта 4-1, 4-2, 4-3 numaralı örnekler, ikinci kaşıқта 4-4, 4-5, 4-6 numaralı örnekler, üçüncü kaşıқта 4-7, 4-8, 4-9 numaralı örnekler, dördüncü kaşıқта 4-10, 4-11, 4-12 numaralı örnekler, beşinci kaşıқта 4-13, 4-14, 4-15 numaralı örnekler bulunmaktadır.

Alınan ölçülere plastik alçı (Keram & Keramik, Coşkun Dental, Bursa, Türkiye, Seri No: S9-16-29-33) dökülmüştür. Plastik alçı sertleştikten sonra, sert alçı (Klasse 4 Dental, GmbH, Germany, Seri No: 03128259601) ile modellere kaide hazırlanmıştır. Alçılar sertleştikten sonra yeşil modelasyon mumu ile modelaj yapılmıştır. Tijleme sonrasında (Şekil 3.30) modelasyonlar rövetmana (Shera Fina 2000, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co., Lemförde, Germany, Seri No:30894) alınmıştır.



Şekil 3.30. Modelasyon ve Tijleme

Rövetman sertleştikten sonra mumların uzaklaştırılması için rövetmanlar fırına (Mikrotek MFX 1005, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) konulmuştur. Mumların uzaklaştırılması 1060°C de 1 saatte tamamlanmıştır. Daha sonra rövetman, presleme için porselen ingotlar yerleştirilerek porselen fırınına (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilmiştir. Porselen fırınında 1075°C'de 23 dakika ısınma süresinin ardından, 4 dakikada presleme gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.31).



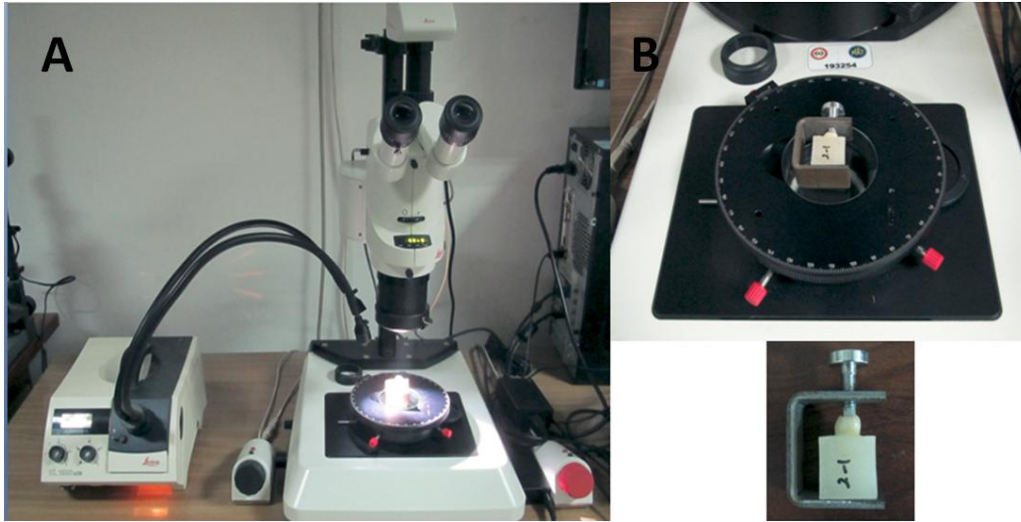
Şekil 3.31. A. Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),
B. IPS Empress Esthetic restorasyonlar

Daha sonra porselen fırınından çıkan restorasyonlar tijlerinden ayrılarak alçı modellere uyumlanmıştır. Glazür işlemi, IPS Empress Glaze and Stain (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Seri No: L26221) ve IPS Glaze Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Seri No: T00242) kullanılarak, hem glazür işlemleri hem de porselen fırını olarak kullanılabilen Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cihazında yapılmıştır. Glazürlenmiş restorasyonlar dişlere uyumlanmıştır.

3.3. Kenar Aralığı Ölçümü

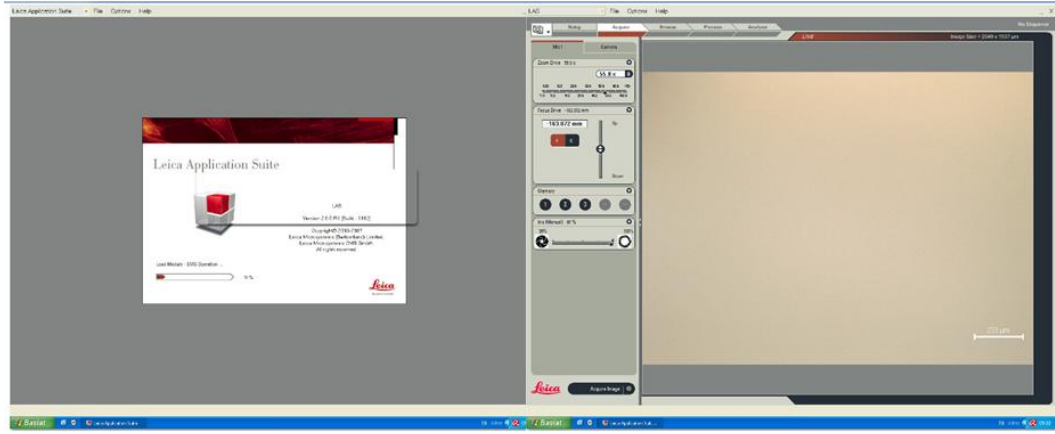
Restorasyonların uyumlanmasından sonra kenar aralığı değerlendirilmesine geçilmiştir. Kenar aralığı ölçümleri Leica MZ 16A (Leica Microsystems, Switzerland) stereomikroskobunda, Leica KL 1500 LCD ışık kaynağı altında yapılmıştır. Kullanılan mikroskobun büyütmesi 16:1 motorize tiptedir. Bu tip mikroskoplarda örneklerin ölçümlerinde farklı büyütmeleler kullanılarak standart ölçüm elde edilebilmektedir.

Örnekler C şekilli, klamp benzeri bir tutacağa yerleştirilerek restorasyonların dış üzerinde sabit durması sağlanmıştır. Hazırlanan örnekler mikroskoba yerleştirilmiştir. Işık kaynağı, örneği aydınlatmak için açılmıştır ve ışık kaynağının kolları örneğe doğru çevrilmiştir (Şekil 3.32).



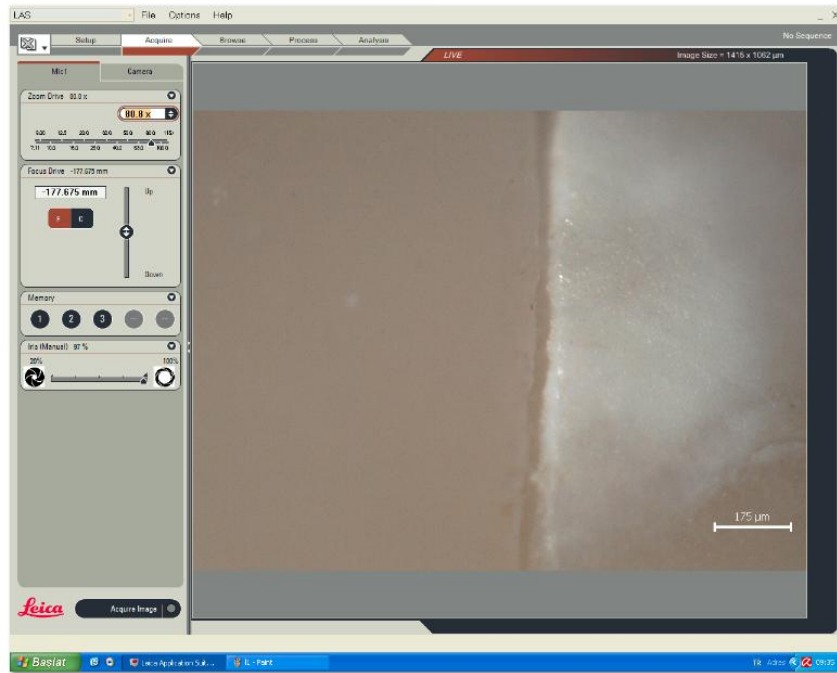
Şekil 3.32. A. Leica MZ 16A (Leica Microsystems, Switzerland) ve Leica KL 1500 LCD ışık kaynağı, B. Restorasyonların Ölçüm Yapılırken Sabitlenmesi

Her örneğin ölçümü en net görüntünün elde edildiği büyütmede yapılmıştır. Mikroskop bir masaüstü bilgisayara bağlıdır. Leica Application Suite (Leica Microsystems, Switzerland) yazılımı ile birlikte çalışmaktadır (Şekil 3.33).



Şekil 3.33. Leica Application Suite yazılımı

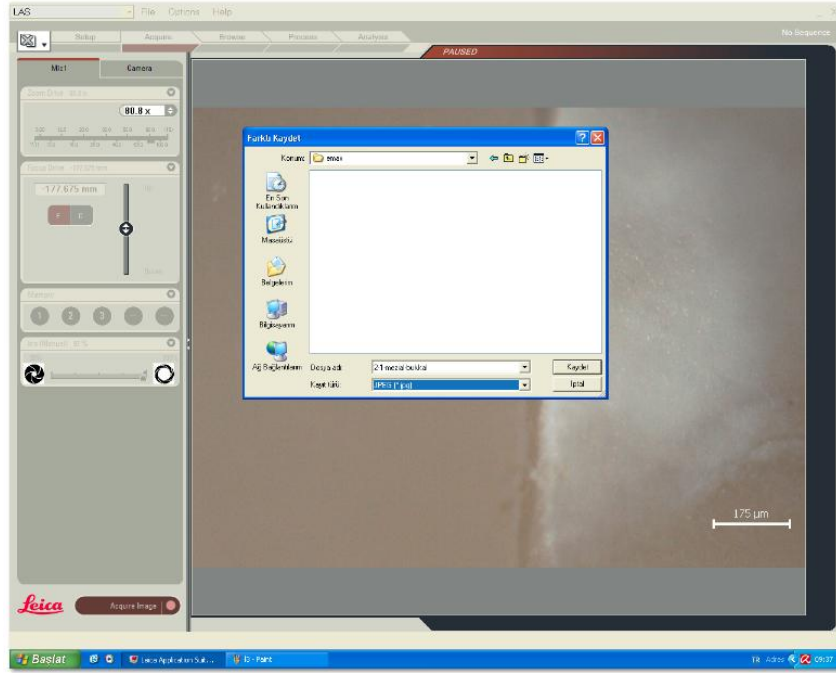
Bu yazılım farklı büyütmelede standardizasyonu sağlamaktadır. Mikroskopta incelediğimiz görüntü bilgisayardaki programda aynen gözükmetedir. Görüntü kalitesinden emin olduktan sonra program ile görüntünün fotoğrafı çekilmiştir (Şekil 3.34).



Şekil 3.34. Örneğin fotoğrafın çekilmesi

Daha sonra "Process" bölümüne geçilmiştir. Bu bölüme geçerken fotoğrafa isim verilmiştir. Her örneğin numarası ve ölçümün yapıldığı bölgenin adı kendi

fotoğrafına yazılmıştır (Örneğin: 2-1-mezial-bukkal ya da 3-2-distal-gingival) (Şekil 3.35).



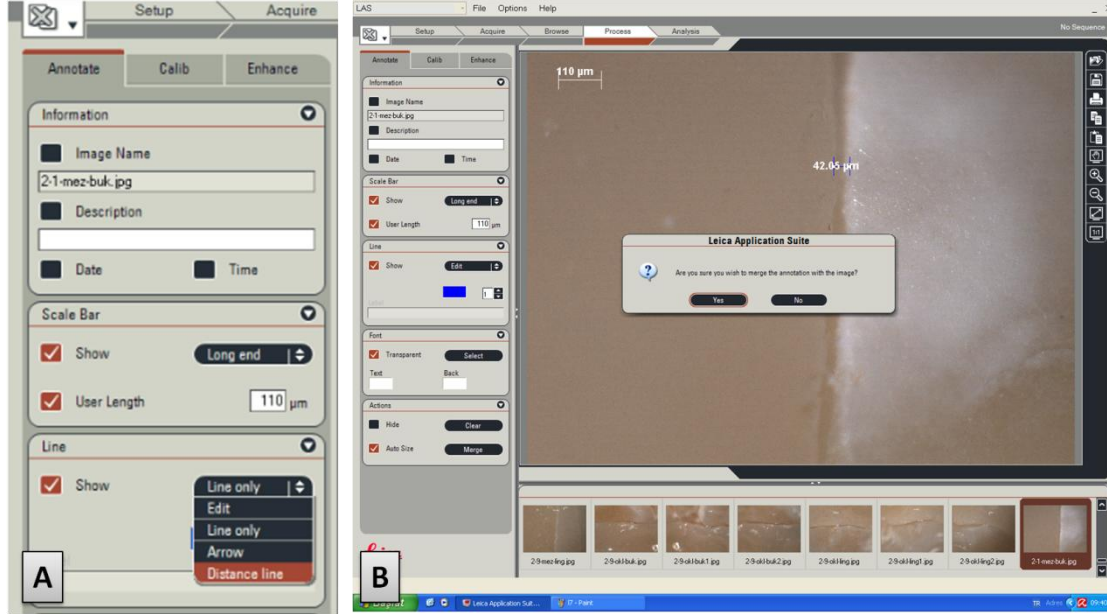
Şekil 3.35. Fotoğraflara İsim Verilmesi

Kenar aralıklarının ölçümü sol taraftaki "Distance Line" seçeneği tıklanarak ölçülmüştür (Şekil 3.36).



Şekil 3.36. A. "Distance Line" seçeneğinin tıklanması; B. "Process" Ekranı

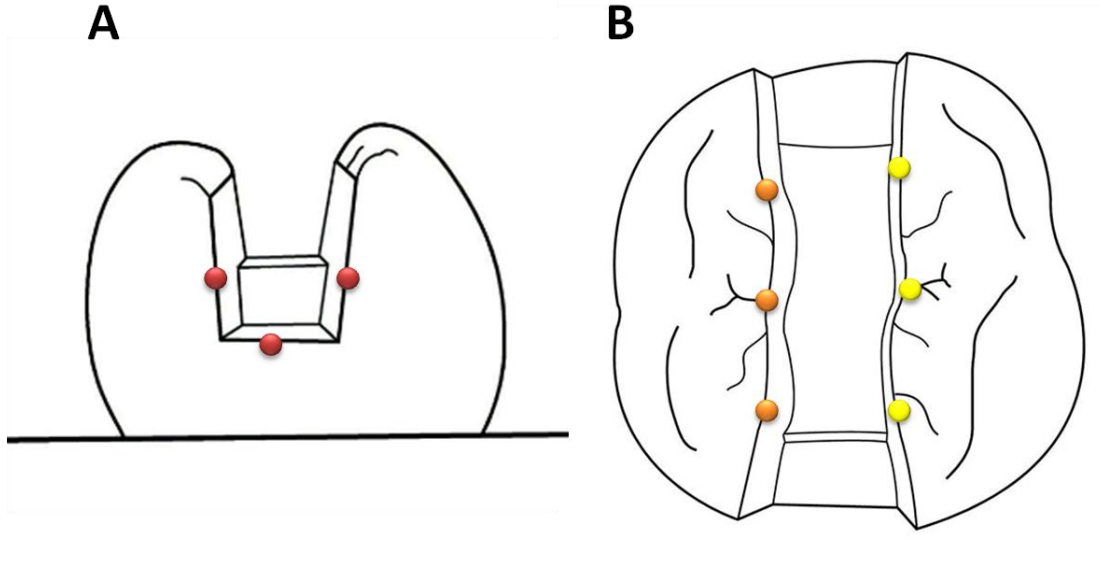
Büyütülmüş görüntüdeki referans aralığı "Scale Bar" bölümündeki "Show" seçilerek görüntüye yerleştirilmiştir. Seçilen referans aralığı 110µm'dir (Şekil 3.37.A).



Şekil 3.37. A. "Scale Bar" seçeneğinde "Show" seçilmesi, B. "Merge" seçeneği ile fotoğrafın birleştirilmesi

En son olarak ekranın sol alt köşesindeki "Merge" yazısına tıkladığımızda fotoğraf ve ölçümler yazılım tarafından bir araya getirilerek kaydedilmiştir (Şekil 3.37.B).

Her örneğin kenar aralığı ölçümleri, mezialinden, distalinden ve okluzalinden µm (mikron) cinsinden yapılmıştır. Mezialden 3 (bukkal, gingival, lingual), distalden 3 (bukkal, gingival, lingual), okluzalden ise bukkalden 3, lingualden 3 olmak üzere 6 ölçüm yapılmıştır (Şekil 3.38). Toplamda her örnekten 12 kenar aralığı ölçümü alınmıştır. Alınan ölçümlerin mezial, distal, okluzobukkal ve okluzolingual olmak üzere ortalamaları hesaplanmıştır.



Şekil 3.38. Kenar aralığı ölçümleri, A. Mezial ve distal ölçüm noktaları, B. Okluzobukkal ve okluzolingual ölçüm noktaları

3.4. Restorasyonların Simantasyonu

Dişlerin Asitle Pürüzlendirilmesi İşlemi

Prepare edilmiş dişlerin minelerine 30 saniye, dentinlerine 15 saniye %37 lik fosforik asit jel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmıştır. Daha sonra yüzeyler akan su altında 20 saniye yıkanmış ve 5 sn hava ile kurutulmuştur. Dentin yüzeylerinin, hafif nemli bir pamuk pelet yardımı ile nemli kalması sağlanmıştır.

IPS e.max CAD ve IPS Empress Esthetic Gruplarının Porselen Yüzeylerinin Hazırlanması

IPS e.max CAD ve IPS Empress Esthetic örneklerinin yapışma yüzeyleri %9.5' lik hidroflorik asit jel ile (Bisco Porcelain Etchant, Bisco Inc., Illinois, USA) 60 sn süreyle pürüzlendirilmiş, daha sonra 60 sn süreyle akan su altında yıkanarak 5 sn bir hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.39).



Şekil 3.39. Bisco Porcelain Etchant uygulanması

Lava Ultimate Grubunun Porselen Yüzeylerinin Hazırlanması

Lava Ultimate örneklerinin yapışma yüzeyleri, iki barda (30psi) gren ölçüsü 50 µm olan aliminyum oksitle kumlanmıştır (Prepstar, Danville Materials, California, USA) (Şekil 3.40). Tozlanmayı önlemek için vakum kullanılmıştır. Daha sonra hava ile yüzey kurutulmuştur.



Şekil 3.40. PrepStar Kumlama Cihazı

Rezin Siman Uygulaması

Tüm gruplar Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile yapıştırılmıştır.

1- Restorasyonların bağlanma yüzeylerine mikrofırça yardımı ile silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 60 saniye süre ile uygulanmış daha sonra 2-5 sn basınçlı hava sıkılmıştır (Şekil 3.41).



Şekil 3.41. Monobond S uygulanması (Silan Uygulaması)

2- Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırçayla 15 sn süre ile uygulanarak, 2-3 sn primerin yüzeye yayılması için basınçlı hava sıkılmıştır (Şekil 3.42).



Şekil 3.42. Syntac Primer Uygulanması

3- Daha sonra başka bir fırçayla adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn süre ile uygulanmış ve 2-3 sn basınçlı hava sıkılmıştır (Şekil 3.43).



Şekil 3.43. Syntac Adhesive Uygulaması

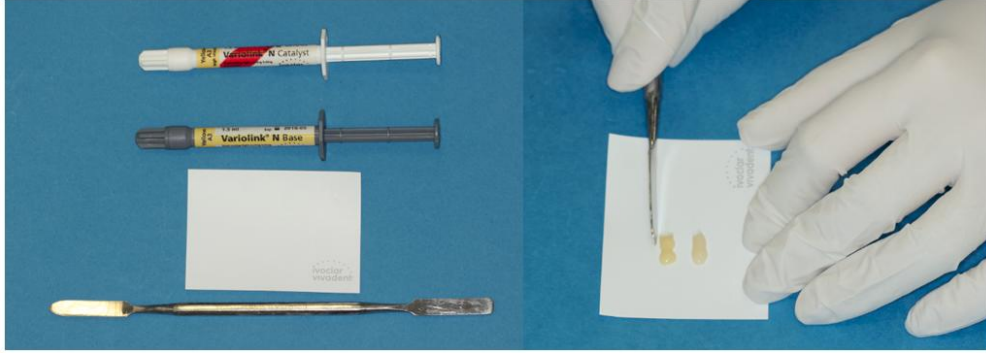
4- Yeni bir fırçayla bonding ajan (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 sn uygulanmış ve bonding ajanın yüzeye yayılması için 2-3 sn hava sıkılmıştır (Şekil 3.44).



Şekil 3.44. Heliobond Uygulaması

5- Silan uygulanan örneğin bağlanma yüzeyine bonding ajan (Heliobond) 10 saniye uygulanmış, 2-3 sn hava sıkılmıştır (Şekil 3.44).

6- Işıklı ve kimyasal olarak (*dual-cure*) polimerize olan yapıştırıcı rezin (Variolink N) kataliz ve base (A3 renginde) tüplerinden eşit miktarda yağlı kağıda sıkılmıştır (Şekil 3.45). Homojen bir şekilde karıştırıldıktan sonra porselenin yapışma yüzeyine ve kaviteye uygulanmıştır.



Şekil 3.45. *Dual-cure* rezin siman uygulanması

7- Örnekler, bir presel ile hazırlanan yüzeye yerleştirilerek hafif bir basınç ile yerine sabitlendikten sonra, fazla siman bir fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır.

8- Restorasyonun okluzalinden, mezialinden, distalinden 30 saniye süreyle bir LED ışık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 1200mW/cm²) kullanılarak polimerizasyon sağlanmıştır (Şekil 3.46) (Şekil 3.47).



Şekil 3.46. LED ışık cihazı ile polimerizasyon



Şekil 3.47. Simantasyon sonrası örnekler

3.5. Termal Siklus

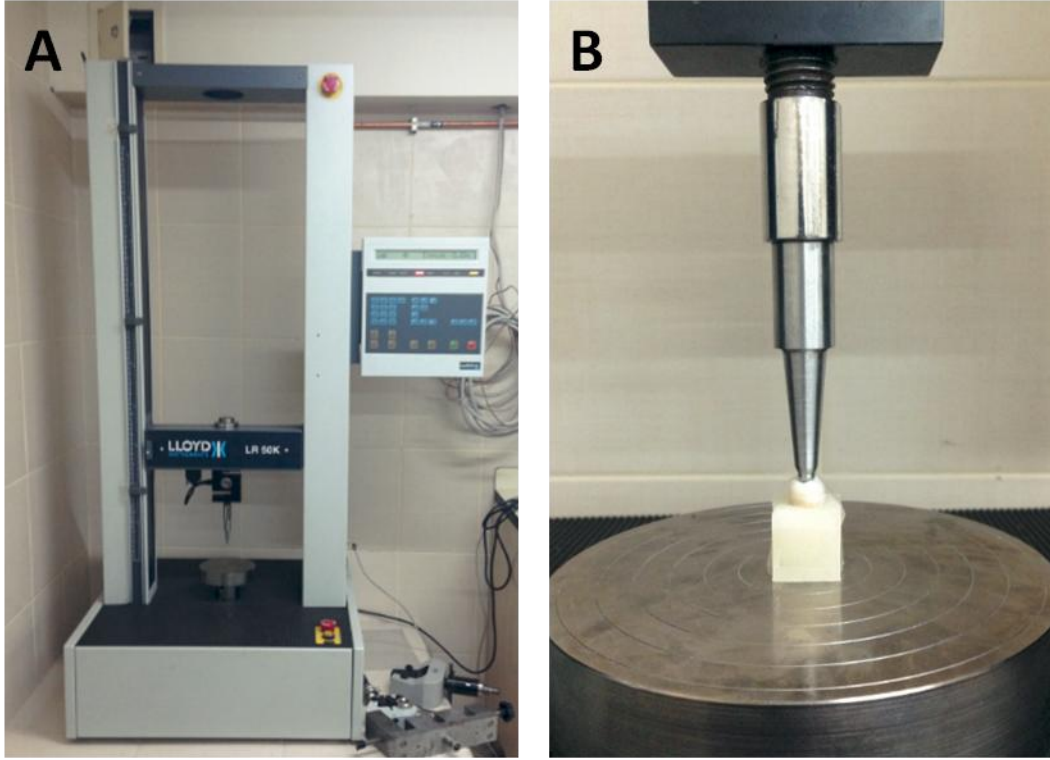
Restore edilen bütün dişler, distile suda 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir. Tüm örnekler 5°C ve 55°C'de 5000 kez termal siklus işlemine otomatik bir cihaz (Mod Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak tabi tutulmuştur. Dişler her sıcaklık derecesinde 20 saniye, iki sıcaklık derecesi arasında ise 5 saniye süre ile bekletilmiştir (Şekil 3.48).



Şekil 3.48. Termal siklus işlemi

3.6. Kırılma Dayanıklılığı Testi

Termal siklus işleminden sonra tüm grupların örneklerine üniversal bir test cihazında kırılma dayanıklılığı testi (sıkışma dayanıklılığı testi) uygulanmıştır. Beş milimetre çapında küre şeklindeki çelik uç restorasyonların ve dişlerin bukkal, lingual sırtlarına yerleştirilmiştir. Restorasyonlar ile çelik uç arasında plastik (selüloid) ince bir bant yerleştirilerek stabil bir kontakt sağlanmıştır. Üniversal test makinesinde (Lloyd Instruments LR 50K, AMETEK GmbH, Meerbusch, Germany) dişin uzun aksı boyunca örnek kırılana kadar 0,5 mm/dk kafa hızıyla yükleme yapılarak kırılmaya neden olan sıkışma dayanıklılığı Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 3.49).



Şekil 3.49. A. Lloyd Instruments LR 50K test cihazı; B. Kırılma dayanıklılığı testi uygulanması

Kırılma Tipi Analizi

Restorasyon bulunan grupların (Grup 2, 3, 4'ün) kırılma tipleri incelenmiştir. Örnekler Leica MZ 16A (Leica Microsystems, Switzerland) stereomikroskopunda, Leica KL 1500 LCD ışık kaynağı altında incelenmiş ve fotoğraflanmıştır. Kırılma tipleri, Burke (190) sınıflandırılmasına göre yapılmıştır. Burke kırılma tipleri sınıflaması şu şekildedir:

Tip I: Sadece restorasyonun kırılması

Tip II: Küçük bir diş parçasının da dahil olduğu restorasyon kırığı

Tip III: Mine-sement birleşiminin üzerinde, dişin yarısından fazlasını da içeren restorasyon kırığı

Tip IV: Mine-sement birleşiminin altında meydana gelen kırıklar

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Kenar aralığı bulgularının analizinde kullanılacak istatistiksel test yönteminin seçilebilmesi için veri dağılımının normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği değerlendirilmiştir. Veri dağılımının normal dağılıma uymadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile belirlenmiştir. Bu nedenle istatistiksel değerlendirmede Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. Varyans homojenliği testinde (Levene $<0,05$) ise varyanslar homojen olmadığından gruplar arası ikili karşılaştırmalarda Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Kenar aralığı değerlendirmesinde aralık ölçümlerinin pozisyonlar arasında fark gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla, veriler normal dağılıma uymadığından (Shapiro Wilk testi ile normalliğe bakılmıştır.) Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi ile istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.

Kırılma dayanıklılığı testi bulgularının varyans homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Analizde kullanılacak istatistiksel test yönteminin seçilebilmesi için ise verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir ($p>0,05$) ve her bir gruba ait verilerin normal dağılıma uyduğu görülmüştür. Bu nedenle grup karşılaştırmalarında tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır. Tek yönlü ANOVA varyans analizi sonucunda p değeri 0,05'in altında olduğu için gruplardan en az ikisinin kırılma direnci ortalamasının anlamlı derecede farklı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Varyanslar homojen olduğundan farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla gruplar arasında Tukey HSD (ikili karşılaştırmalar) testi yapılmıştır.

Restore edilmiş grupların (Grup 2, 3 ve 4) kırılma tipleri analizinde bazı kırılma tipleri hiç görülmediğinden istatistiksel analiz yapılamamıştır. Kırılma tipleri için yüzdelik tablosu hazırlanmıştır.

4. BULGULAR

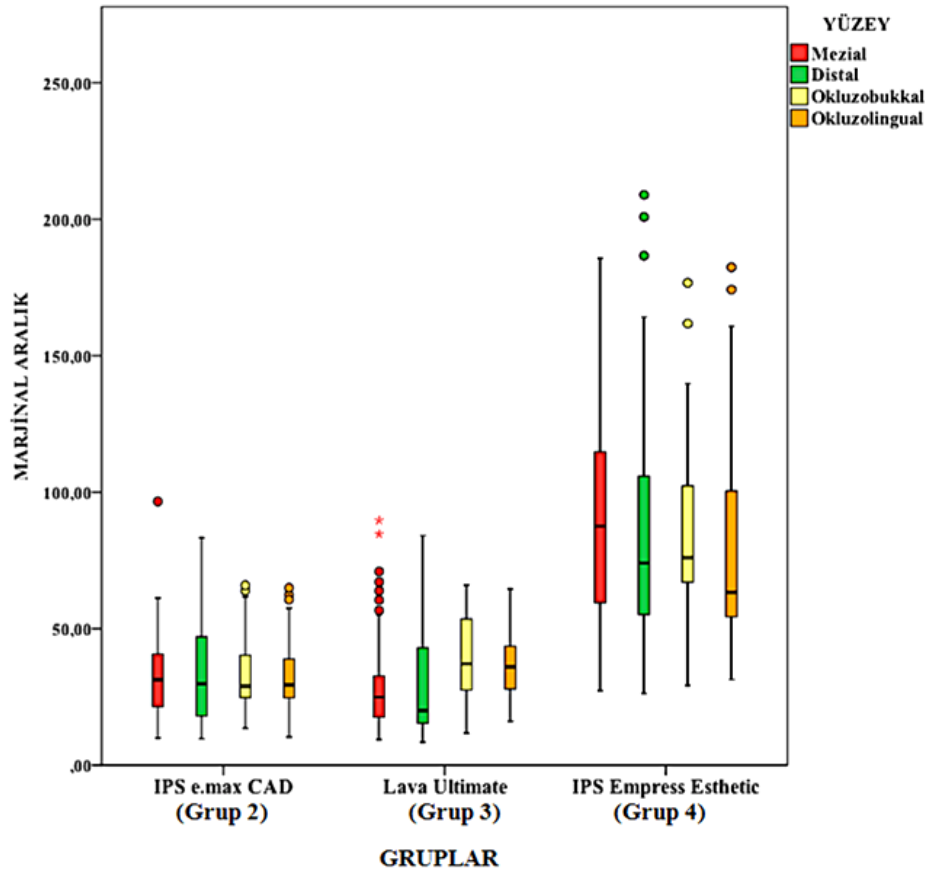
4.1. Kenar Aralığı Ölçümlerinde Elde Edilen Bulgular

Çalışmamızda kenar aralığı ölçümleri yapılan gruplardan elde edilen ortalama aralık ve standart sapma değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1'de verilmiştir.

Grup 2'nin ortalama kenar aralığı değeri 33,54 μm , Grup 3'ün 33,77 μm ve Grup 4'ün 85,34 μm 'dir. Kruskal-Wallis testine göre gruplar arasında anlamlı fark bulunduğu sonucuna varılmıştır ($p<0,05$). Mann-Whitney U testine göre gruplar arası karşılaştırmalarda, IPS e.max CAD ve dijital ölçü alma yöntemi kullanılan Grup 2 ile Lava Ultimate ve dijital ölçü alma yöntemi kullanılan Grup 3'ün ortalama kenar aralığı değerlerinin benzer olduğu belirlenmiştir ($p>0,05$). Ancak IPS Empress Esthetic ve presleme yöntemi kullanılan Grup 4'ün ortalama kenar aralığı değerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4.1. Kenar Aralığı Değerleri (µm)

Gruplar (n=15)	İnley Yüzeyi	Ortalama Kenar Aralığı Değerleri (µm)	Standart Sapma (±SS)	Toplam Ortalama Kenar Aralığı Değerleri	Standart Sapma (±SS)
Grup 2 (IPS e.max CAD)	Mezial	32,81	16,74	33,54 ^a	15,83
	Distal	36,05	20,54		
	Okluzobukkal	32,69	12,69		
	Okluzolingual	32,60	12,15		
Grup 3 (Lava Ultimate)	Mezial	30,55	19,80	33,77 ^a	17,35
	Distal	29,11	18,92		
	Okluzobukkal	38,48	15,97		
	Okluzolingual	36,93	12,44		
Grup 4 (IPS Empress Esthetic)	Mezial	88,64	37,51	85,34 ^b	38,19
	Distal	86,80	44,29		
	Okluzobukkal	84,16	32,67		
	Okluzolingual	81,78	38,35		
<ul style="list-style-type: none"> Farklı harflerle ifade edilmiş gruplar arasında Mann-Whitney U analizine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,001). 					

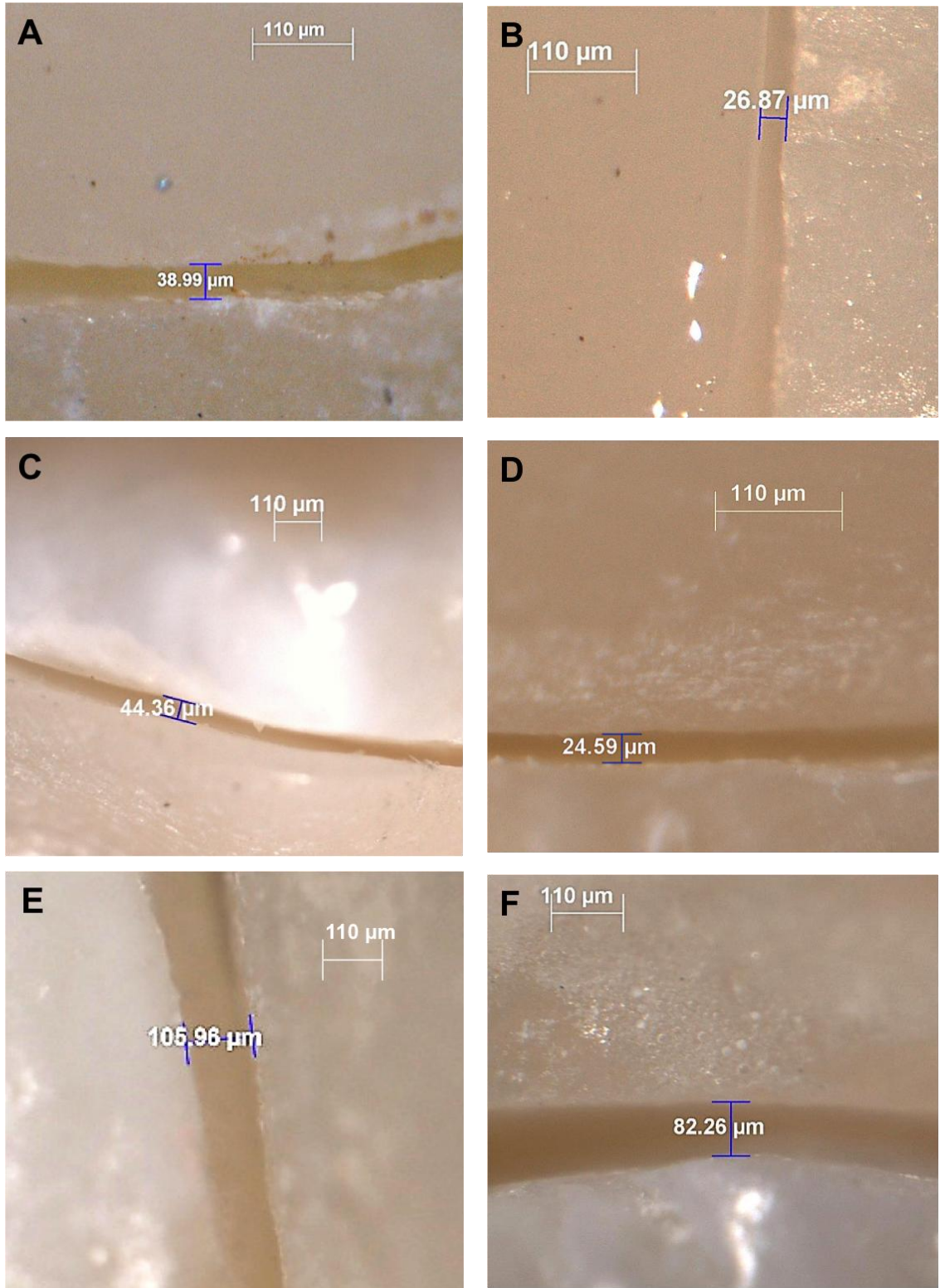


Şekil 4.1. Ortalama kenar aralık değerlerinin grafik olarak gösterilmesi

Tablo 4.2'de restorasyonların farklı bölgelerinden yapılan kenar aralığı ölçüm değerleri karşılaştırılmıştır. Bu ölçümler incelendiğinde Grup 2 ve 4'ün farklı bölgelerinden elde edilen ortalama ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Grup 3'te ise okluzobukkal ve okluzolingual yüzeylerin kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, bu yüzeylerin ortalama kenar aralık değerlerinin, mezial ve distal yüzeylerden elde edilen değerlere göre anlamlı olarak yüksek olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). Grup 3'ün mezial ve distal yüzeylerine ait kenar aralığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$). Şekil 4.2'de farklı restorasyonlardan alınmış kenar aralığı ölçümleri gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Restorasyonların Farklı Yüzeyle Ait Kenar Aralığı Değerlerinin Karşılaştırılması (Çapraz Tablo)

	Grup 2 (IPS e.max CAD)			Grup 3 (Lava Ultimate)			Grup 4 (IPS Empress Esthetic)		
	Mezial	Distal	Okluzo bukkal Okluzo lingual	Mezial	Distal	Okluzo bukkal Okluzo lingual	Mezial	Distal	Okluzo bukkal Okluzo lingual
Mezial	-	>0,05	>0,05	-	>0,05	<0,05*	-	>0,05	>0,05
Distal	>0,05	-	>0,05	>0,05	-	<0,05*	>0,05	-	>0,05
Okluzobukkal	>0,05	>0,05	>0,05	<0,05*	<0,05*	>0,05	>0,05	>0,05	>0,05
Okluzolingual	>0,05	>0,05	-	<0,05*	<0,05*	-	>0,05	>0,05	-
<ul style="list-style-type: none"> • Mann-Whitney U analizine göre istatistiksel olarak arasında anlamlı fark bulunan yüzeylerin p değerleri (*) ile işaretlenmiştir (p<0,05). 									



Şekil 4.2. Kenar aralığı ölçümlerine ait örnekler; A. IPS e.max CAD-gingival, B. IPS e.max CAD-distal, C. Lava Ultimate-okluzal, D. Lava Ultimate-gingival, E. IPS Empress Esthetic-distal, F. IPS Empress Esthetic-okluzal

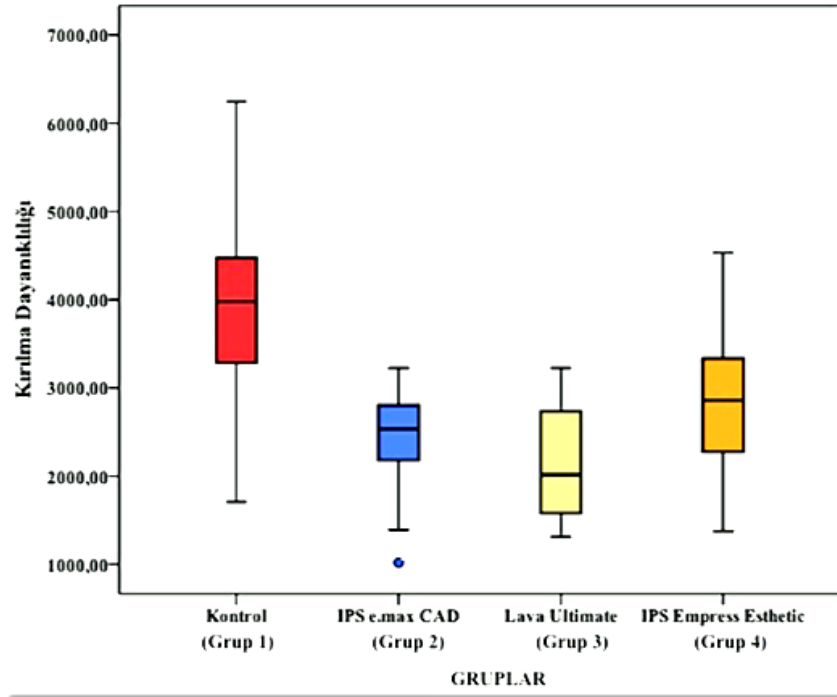
4.2. Kırılma Dayanıklılığı Testi Bulguları

Deneysel grupların ortalama kırılma dayanıklılığı ve standart sapma değerleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.3'te gösterilmiştir.

4.3. Deneysel Grupların Ortalama Kırılma Dayanıklılığı Değerleri ve Standart Sapmaları

Grup	Materyal	Kırılma Dayanıklılığı Ortalama Değerleri (N)	Standart Sapma Değerleri (\pm SS)
1	Kontrol	3959.00 ^a	1279,79
2	IPS e-max CAD	2408,00 ^b	607,97
3	Lava Ultimate	2206.73 ^b	675,16
4	IPS Empress Esthetic	2879,53 ^b	897,30

- Tukey HSD testi (ikili karşılaştırmalar) bulgularına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar, farklı harflerle işaretlenmiştir ($p < 0.05$).



Şekil 4.3. Kırılma dayanıklılığı analizi değerlerinin grafik olarak gösterilmesi

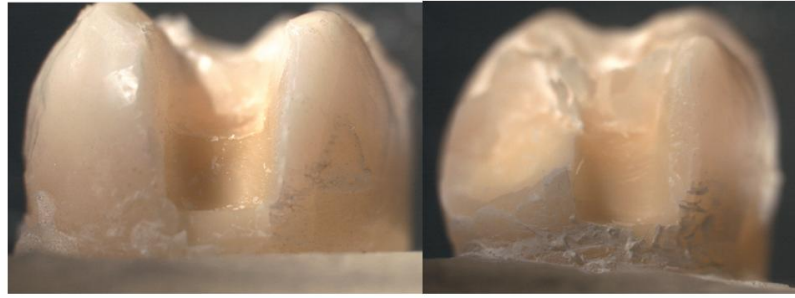
Kırılma dayanıklılığı verileri için istatistiksel değerlendirme tek yönlü ANOVA varyans analizi ile yapılmıştır. Gruplar arası farkın değerlendirilmesi için ise Tukey HSD (ikili karşılaştırmalar) testi kullanılmıştır. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı değeri kontrol grubu olan Grup 1'de görülmüştür (3959,00 N). Bu değer, diğer deneysel grupların ortalama değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). Grup 2 (2408,00 N), Grup 3 (2206,73) ve Grup 4'e (2879,53 N) ait ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Kırılma tipleri analizi Burke (190) sınıflamasına göre yapılmıştır. Kırılma tipleri ile ilgili yüzdelik değerler Tablo 4.4.'de verilmiştir. Grup 2'de en çok tip I (%40,0) ve tip IV (%33,3) kırılma gözlenmiştir. Grup 3'de ise en çok tip II (%40,0) kırılma gözlenirken, Grup 4'te en çok tip I (%33,3) ve tip II (%33,3) kırılma izlenmiştir. Kırılma tipleri Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Burke Sınıflamasına Göre Restore Edilmiş Grupların (Grup 2, 3, 4'ün) Kırılma Tipleri (Yüzelik tablosu)

Kırılma Tipleri	Grup 2 (IPS e-max CAD)	Grup 3 (Lava Ultimate)	Grup 4 (IPS Empress Esthetic)
I	6 (%40,0)	2 (%13,3)	5 (%33,3)
II	4 (%26,7)	6 (%40,0)	5 (%33,3)
III	- (%0)	3 (%20)	1 (%6,7)
IV	5 (%33,3)	4 (%26,7)	4 (%26,7)

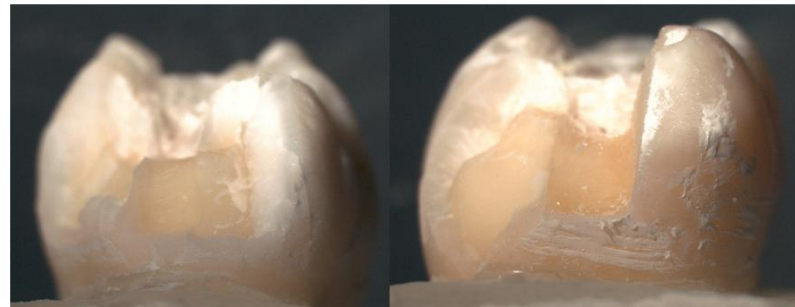
Tip I: Sadece restorasyonun kırılması; **Tip II:** Küçük bir diş parçasının da dahil olduğu restorasyon kırığı; **Tip III:** Mine-sement birleşiminin üzerinde, dişin yarısından fazlasını da içeren restorasyon kırığı; **Tip IV:** Mine-sement birleşiminin altında meydana gelen kırıklar



Tip I Kırılma

Tip II Kırılma

Şekil 4.4. Kırılma Tipleri



Tip III Kırılma

Tip IV Kırılma

Şekil 4.5. Kırılma Tipleri

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde seramikler kullanılarak hazırlanan estetik restorasyonlar, diğer materyallere göre daha iyi mekanik, estetik ve biyolojik özellikler göstermektedir (3,24). Porselen restorasyonların polimerizasyon büzülmesinden etkilenmemesi ve aşınmaya karşı daha dirençli olmaları posterior restorasyonlarda tercih edilmelerine neden olmaktadır. Ancak yapımları zaman alır ve pahalı ekipman gerektirmektedir (24,191,192).

Bu çalışmada çekilmiş sağlam insan mandibular molar dişleri kullanılmış, farklı yöntemler ve materyallerle uygulanan inleylerin kenar aralığı ölçümleri ve kırılma dayanıklılığı değerleri *in vitro* olarak test edilmiştir. Laboratuvar ortamında yapılan çalışmalarda, daha hızlı ve kolay bir şekilde veri elde edildiğinden, bu çalışmanın *in vitro* koşullarda yürütülmesi tercih edilmiştir (193).

Kırılma dayanıklılığının incelendiği pek çok *in vitro* çalışmada, dişlerin boyutları, premolar-molar ya da alt-üst çene dişleri olmalarının, çalışmanın standardizasyonu açısından önem teşkil ettiği belirtilmiştir (194-199). Bu nedenle bu çalışmada, deneylerde standardizasyonun sağlanabilmesi için dişler benzer boyutlarda ve tümü alt molar olacak şekilde seçilmiştir. Batalha-Silva ve diğ. (200) geniş MOD kavite hazırlayarak rezin kompozitin fatik direncini ölçtükleri çalışmalarında kullandıkları sağlam insan dişlerinin benzer boyut ve şekillerde olmasına dikkat etmişlerdir.

Standardizasyonu etkileyen bir diğer faktör ise dişlerin saklanma koşullardır. Literatürde dişlerin dezenfeksiyonu için çeşitli yöntemler ve solüsyonlar kullanılmıştır. Formol, timol, kloramin ve %3'lük sodyum hipoklorit bunlardan bazılarıdır. Formol dişlerin dezenfeksiyonu için etkili bulunmuş olsa bile dişlerin uzun süre saklanması için tavsiye edilmemiştir (201,202). Bu nedenle bu çalışmada formol solüsyonu ile 24 saat dezenfeksiyon yapıldıktan sonra dişler deneyler başlayana kadar distile suda bekletilmiştir.

Kenar uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda araştırmacılar farklı örnek sayıları belirlemiştir. May ve diğ. (121) çalışmalarında 5 adet, Schaerer ve diğ. (168) 6 adet, Oruc ve diğ. (203) 8 adet, Gonzalo ve diğ. (204) 10 adet,

Lin ve diğ. (205) 12 adet, Aditya ve diğ. (206) ise 15 adet örnek kullanarak kenar uyumu çalışmalarını yürütmüşlerdir. Örnek sayısının az olduğu durumlarda veri analizi için nonparametrik yöntemler kullanılmaktadır, çünkü popülasyon dağılımının normal olduğunu varsaymak zordur ve nonparametrik testlerin güçleri parametrik testlere göre daha düşüktür. Örnek sayısının az olduğu çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile istatistiksel çıkarımlar yapmak zordur (126). Bu yüzden çalışmamızda yeterli örnek büyüklüğünü sağlamak için örnek sayısı 15 olarak belirlenmiştir.

Kırılma dayanıklılığı çalışmalarında preparasyonların boyut ve şekilleri restorasyonların kırılma dayanıklılığını etkilemektedir. Sarıdağ ve diğ.'nin (183) inley ve onleylerde farklı preparasyon tipleri için yaptıkları IPS e.max Press restorasyonları, kırılma dayanıklılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Keshvad ve diğ. (182) servikal çizginin 1 mm üzerinde, okluzal derinliği 3 mm olan MOD preparasyonları molar dişlerde hazırlayarak çalışmalarını yürütmüşlerdir. Kullanılan dişlere daha farklı derinlikte preparasyonların hazırlandığı çalışmalar da literatürde bulunmaktadır (207-210). Watts ve diğ. (210) preparasyon derinliğinin kırılma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında 3-4 mm'lik derinliklerin tercih edilmesi gerektiğini ve kaviteler sıg açıldığında ciddi kırıklarla daha az karşılaşıldığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu nedenle okluzal derinliği 3 mm olan preparasyonlar tercih edilmiştir.

İnley preparasyonlarından ölçü alabilmek için çeşitli yöntemler ve materyaller kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinin amacı, temel olarak yapım aşamasında materyalin özelliklerini etkileyebilecek hataların ortadan kaldırılmasını amaçlamaktadır. Geleneksel olarak silikon ölçü alma yöntemi, rövetmana alma, kayıp mum tekniğinde mumun büzülmesi ve sonrasında döküm ya da presleme işlemleri, mekanik ve ısıl dezavantajlara neden olabilmektedir (110). Bu termal ve mekanik değişimler kenar uyumunu etkilemektedir ve lösitle güçlendirilmiş seramiklerde deformasyona neden olmaktadır (211). Bu çalışmada kullanılan lösitle güçlendirilmiş porselenin (IPS Empress Esthetic) bükülme dayanıklılığı 152-168 MPa arasındadır, elastisite modülü ise 65-67 GPa'dır (78,189). CAD/CAM sistemi ile

hazırlanan restorasyonlar için ise lityum disilikat ile güçlendirilmiş bir blok (IPS e.max. CAD) ve nanoseramik hibrit bir blok (Lava Ultimate) tercih edilmiştir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş bloğun bükülme dayanıklılığı 320-450 MPa'dır, elastisite modülü ise 90-95 GPa'dır (78,187). Rezin nanoseramik hibrit bloğun bükülme dayanıklılığı değeri 200-210 MPa'dır, elastisite modülü de 12,8 GPa'dır (188). Sağlıklı mine dokusunun elastisite modülü 80-84 GPa arasında değişirken, dentin dokusunun ise 18-20 GPa arasında değişmektedir (212,213). Rezin içeren CAD/CAM bloklar endüstriyel olarak yüksek ısı ve basınçta, standardize şekilde polimerize edilmiş olduğundan geleneksel olarak polimerize edilen materyallere kıyasla daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir (214-216). Özellikle ince restorasyonlar söz konusu olduğunda, rezin içeren ve CAD/CAM ile hazırlanmış olan restorasyonlar, cam seramik restorasyonlardan daha yüksek kırılma dayanıklılığı göstermişlerdir (217,218). Lava Ultimate bloklar mekanik özelliklerinin bir sonucu olarak karşıt dişi daha az aşındırırken, restorasyonun kendisindeki kayıp, cam seramiklere göre daha fazla olmaktadır. Rezin kompozitlere göre ise renklenme ve aşınma daha az görülmektedir (218,219). Bu çalışmada hazırlanan MOD restorasyonlar için Lava Ultimate bloklar belirtilen özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. Literatürde pek çok çalışmada IPS Empress I kullanılmış ve hem *in vitro* (220-223) hem de klinik olarak başarılı sonuçlar vermiştir (224-227). IPS Empress I sistemi 2004 yılında geliştirilerek IPS Empress Esthetic olarak piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde ingotlar daha homojendir ve estetiğin daha iyi sağlanabilmesi için kristal partikülleri daha küçük boyutlarda olacak şekilde üretilmiştir. Bu çalışmada geleneksel bir yöntemle uygulanan IPS Empress Esthetic negatif kontrol grubu olarak düşünülmüştür. IPS e.max CAD bloklar lityum disilikat ile güçlendirilmiş olduğundan, IPS Empress Esthetic ingotlara göre daha yüksek bükülme dayanıklılığı ve elastisite modülüne sahiptir. Lösitle güçlendirilmiş seramiklerle karşılaştırıldığında lityum disilikatla güçlendirilmiş porselen restorasyonların (IPS e.max Press) daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösterdiği bildirilmiştir (228).

Presleme sistemi ile yapılmış *in vitro* ve klinik çalışmalar her ne kadar başarılı sonuçlar gösteriyor olsa da (211,229-232) aşamaların çok uzun sürmesi ve ölçü alma işleminin verdiği rahatsızlık göz önünde bulundurulmalıdır. Gozdowski ve Reich (233) Cerec 3D sistemi ile IPS Empress sistemini zamanlama açısından değerlendirmişlerdir ve ortalama işlem sürelerini sırasıyla 35 dakika 5 saniye ve 4 saat 17 dakika 54 saniye olarak rapor etmişlerdir. Fakat hasta başında geçirilen sürenin Cerec yöntemi için 11 dakika 47 saniye, IPS Empress yöntemi için 3 dakika 58 saniye olduğu belirtilmiştir. Dijital ölçü alma yöntemleri, geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldıklarında açık olarak bir takım avantajlar sağlamalarına rağmen, restorasyonlar yeterli bir adaptasyon sağlamaları açısından sorgulanabilirler (234).

Üç boyutlu görüntü alma tekniklerindeki gelişmelerle birlikte daha kısa sürede ve daha iyi ölçü alabilmek mümkün olmuştur (235). Cerec Omnicam'den bir önceki kamera sistemi Cerec Blucam, tekli birkaç görüntüyü birleştirerek üç boyutlu modeli elde eden, pudra kullanılan ve tek renkte (sarı) görüntü elde edebilen bir kameradır. Cerec Omnicam ise devamlı görüntü çekerek bu görüntülerden üç boyutlu modeli elde etmektedir ve pudrasız, renkli görüntü alabilen bir sistemdir (12). Pudra dental yüzeylerde aynı renk ve opasiteyi sağlamak, ayrıca yansımaları engellemek amacı ile kullanılmaktaydı. Pudra kullanımının ortadan kalkmasının pek çok avantajı bulunmaktadır. Pudra uygulaması hastaları rahatsız etmektedir ve hekim için bir uygulama zorluğudur. Ayrıca ölçü alınacak bölgelere tükürük gelmemesi için ekstra dikkat gerekmektedir. Çünkü tükürük pudrayı ortadan kaldırmaktadır. Ek olarak, pudranın tekrar tekrar uygulanması ölçümü etkileyebilmektedir. Pudrasız sistemler ise hem hasta hem de hekim açısından daha konforludur (143). Pudra uygulaması olmadan yapılan taramalar klinik olarak başarılı ve güvenilirdir (234).

Bu çalışmada, klinikte hasta başında (*chair-side*) uygulanabilen Cerec Omnicam sistemi ve yüksek ısıda presleme yöntemi olmak üzere 2 farklı yöntem kullanılarak inley restorasyonlar hazırlanmıştır ve ilk olarak kenar uyumları açısından değerlendirilmiştir.

Kenar uyumu, restorasyonların başarısı için önemli bir faktördür. Kenar uyumu iyi olan restorasyonların daha uzun ömürlü olduğu diş ve çevresindeki dokuların daha az zarar gördüğü bildirilmiştir (161). Restorasyonların kenarlarındaki uyumsuzluk, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki mikrosızıntıya neden olmaktadır. Mikrosızıntı, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişi olarak tanımlanabilmektedir (236). Mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif duyarlılık, kenar renklenmesi, tekrarlayan, ilerleyen çürükler sonucunda pulpa enflamasyonu, pulpa nekrozları ve kanal tedavisi yer almaktadır. İndirekt restorasyonların klinik ömrünü arttırmada, mikrosızıntının olmaması en önemli faktörlerden biridir (236-238). Bazı *in vivo* çalışmalar, sabit restorasyonların kenar uyumsuzluğunun yüksek plak indeksi ve periodontal sorunlara neden olduğunu göstermiştir (239-241).

Restorasyon ile diş arasındaki kenar uyumsuzluğunun daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olmaktadır. Klinik çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının ağız sıvılarının etkisi ile çözündüğünü ve restorasyon ile diş bağlantısının zayıfladığını göstermektedir (161). Ayrıca simanın çözünmesi ile oluşan boşluk plak birikimi için uygun bir bölge haline gelmektedir. Bu nedenle restorasyon kenarı ile diş dokusu arasında iyi bir uyum olması periodontal hastalıkların önlenmesini sağlar ve çürük oluşumunu engeller (242).

Kenar uyumunun değerlendirilmesi ile ilgili kaynaklar incelendiğinde birçok araştırmacı tarafından pek çok yöntem geliştirildiği görülmektedir. Direkt mikroskopik ölçüm (123,126,211,243,244) ve kesit alarak replika yöntemi ile değerlendirme (245-249) sık tercih edilen yöntemlerindedir. Direkt mikroskopik değerlendirme, uygulaması kolay, hızlı ve tekrarlanabilir bir yöntemdir. Aynı zamanda ölçüm direkt olarak yapıldığı için, ara madde kullanılmaz ve restorasyon zarar görmeden daha hassas ölçümler yapılabilir (60,89,165). Restorasyonların tekrar kullanılmadığı ve zarar gördüğü kesit alma yöntemi ise direkt yöntemle göre daha çok zaman almaktadır (163).

Direkt yöntemde kullanılan taramalı elektron mikroskobundan (SEM) renkli görüntü alınmaz, elde edilen görüntüler siyah beyazdır (164) . Ancak SEM kullanımında odaklama derinliği mikroskobik değerlendirmeden daha iyi olduğundan aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümü mümkün olabilmektedir. Stereomikroskop kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerininin açık olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır (163). Literatürde kenar aralığı ölçümleri için stereomikroskop ve SEM kullanılan araştırmalar mevcuttur (243,248). Stereomikroskop gözlemi, SEM gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyulması açısından pratiktir. Stereomikroskopta kamera ile incelenen kenar bölgesi, birkaç yüz kat büyütülüp, bilgisayar ekranında özel bir analiz programıyla ölçülebilir (164).

Bu çalışmada kenar aralığı ölçümleri, direkt teknik ile restorasyonlar simante edilmeden, stereomikroskop ve bir bilgisayar analiz programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Restorasyonların kenarlarından yapılan ölçüm sayıları literatürde farklılıklar göstermektedir. Groten ve diğ. (250) ölçümlerde klinik olarak anlamlı verilerin elde edilebilmesi için kronlarda 50 ölçüm yapılmasının uygun olacağını bildirmişlerdir. Bununla birlikte Mitchell ve diğ. (251) yine kronlarda 6 ölçüm yaparak çalışmalarını yürütmüşlerdir. Reich ve diğ. (252) ise onleylerin kenar uyumunu inceledikleri çalışmalarında 11 adet ölçüm yapmışlardır. da Costa ve diğ. (253) ise çalışmalarında onley restorasyonların kenar aralıklarını 12 adet ölçüm yaparak belirlemişlerdir. Bizim çalışmamızda farklı bölgelerden toplam 12 adet kenar aralığı ölçümü yapılarak veriler elde edilmiştir.

Geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarından dolayı elde edilen seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılmasında bu simanlar yerine bonding ajanlarıyla birlikte rezin simanlar kullanılmaktadır (117,254-256). Resin simanların manüplasyon tekniklerini zorlaştıran adeziv uygulamalarının, tutuculuğu artırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmakta olduğu bildirilmektedir (257,258). Resin simanların tercih edilmesindeki temel amaç zayıflamış diş yapısını güçlendirmek ve

altındaki mine ve dentin dokusunu desteklemektir. Yapılan çalışmalarda adeziv materyaller ile rezin siman kullanımının preparasyon sonrası zayıflamış diş yapısını önemli ölçüde güçlendirdiği belirtilmektedir (1,85,225,259-261). Bundan dolayı porselen inleyler, klinik ömürlerini uzatmak ve dayanıklılıklarını arttırmak amacıyla rezin simanlarla uygulanmaktadır (160). Besek ve diğ. (262) sertlik testi kullanarak, ışıkla sertleşen ve hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (*dual-cure*) rezin simanların polimerizasyon derinliklerini inceledikleri çalışmalarında, siman çeşitleri arasında fark bulamamışlardır. Bu çalışmada da inleylerin, simantasyonlarında sıkça kullanılan bir *dual-cure* rezin siman tercih edilmiştir.

Restoratif materyallerin kırılma dayanıklılığının incelendiği *in vitro* araştırmalarda, ağız içi koşulları taklit etmek amacıyla örnekler yaşlandırma işlemlerine tabi tutulmaktadır (176,197). Hızlandırılmış bir yaşlandırma testi olan termal siklus yöntemi birçok çalışmada 5° - 55° C arasında uygulanırken döngü sayıları farklılık göstermektedir. Taha ve diğ. (197) MOD restorasyonlara sıkışma dayanıklılığı testi uyguladıkları çalışmalarında 500 döngülük yaşlandırma işlemi uygularken, Rosentritt ve diğ. (263) 3000 döngülük yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. İnleyle kırıma dayanıklılığı testi uygulayan farklı çalışmalarda ise örnekler 5° C ve 55° C arasında 5000 döngülük yaşlandırma işlemine tabi tutulmuşlardır (182,183). Bu çalışmada, restorasyonlar hazırlanıp simante edildikten sonra kırılma dayanıklılığı testleri ölçümlerinin nem kaybından etkilenmesini engellemek ve polimerizasyonun tamamlanması amacıyla örnekler 24 saat 37° C'deki distile suda bekletilmiştir. Literatürde yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanımını taklit ettiği belirtilmiş olan 5° C ve 55° C arasında 5000 döngülük termal siklus işlemi tüm gruplara uygulanmıştır (264).

Sağlam dişler, normal çiğneme stresleri ile daha nadir kırılmalarına rağmen, kavite preparasyonları ile dişte oluşturulan madde kayıpları, dişte kırılmaya olan eğilimin artmasına ve dişin zayıflamasına neden olmaktadır (265-267). St-Georges ve diğ. (1) yaptıkları bir çalışmada, premolar dişlerde geniş MOD preparasyonlu dişlerin yapısının %59 oranında zayıfladığını belirtmişlerdir. Gelb ve diğ. (268) ise 1 mm genişliğinde, 2 mm derinliğinde bir

MOD preparasyonunun dayanıklılığının, sağlam dişin dayanıklılığının %62'si kadar olduğunu bildirmişlerdir.

Klinik olarak meydana gelen kırıklar ile laboratuvarında test makinesiyle oluşturulan kırıklar arasında pek çok farklılıklar bulunmaktadır. Çalışmalarda dişlere yavaş yavaş artan ve tekrarlayan kuvvetler uygulanırken, ağız içinde fonksiyon esnasında kuvvetler büyüklük, hız ve yön açısından farklılık göstermektedir. *In vitro* çalışmalarda uygulanan kuvvetler, sabit hız ve yöndedir ve diş kırılıncaya kadar kuvvet arttırılmaya devam edilir (268-270). Uygulanan kuvvetler ağız içi kuvvetlerden farklı olsa da, çalışmamızda amaç klinik koşulları taklit etmekten ziyade materyallerin ve yöntemlerin yapısal sağlıklarını araştırmaktır.

Kırılma dayanıklılığı testlerinde, cihazlar farklı yöntemler ile kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar restorasyona dik gelecek (*compressive*) şekilde kuvvet uygularken (182,183), bazı araştırmacılar açı vererek uygulamışlardır (184-186). Kuvvetin vertikal olarak uygulandığı çalışmalarda restorasyonlar üzerine homojen yük dağılımını sağlamak için polietilen kağıt (8) , alüminyum folyo (183) rubber-dam (271) ya da plastik bant (182) kullanılmaktadır. Test cihazlarının ucuna 5-10 mm çaplarında küre şeklinde uçlar takılarak, kuvvet ortalama 0,1-0,5 mm/dk. hızla diş kırılana kadar uygulanarak sıkışma dayanıklılığı belirlenebilmektedir (182,183,272,273). Bu çalışmada, 5 mm'lik küre uç ile 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanması tercih edilmiştir. Fakat test cihazları ağız içerisindeki kuvvetlerden çok daha yüksek kuvvetler uygulamaktadır. Normal fonksiyon esnasında çiğneme kuvvetleri 50 N ile 250 N arasında değerlerdedir. Bununla birlikte bruksizimli hastalarda bu değerler 500-800 N arasındadır (274). Kırılma dayanıklılığı ölçümlerinin yapıldığı test cihazlarında ise 1500-5000 N'luk kırılma değerleri elde edilebilmektedir (8).

Christensen (275) 1966 yılında klinik olarak kenar aralığı sınırlarındaki hedefin 25-40 µm arasında olması gerektiğini rapor etmiştir. Kenar uyumu ile ilgili literatür incelendiğinde, 120 µm üzerindeki kenar açıklığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı belirtilmiştir (50,162). McLean ve von Fraunhofer (276) porselen kronlarda kabul edilebilir maksimum kenar

açıklığının 120 μm olduğunu rapor etmiştir. Suarez ve diğ. (123) 120 μm 'lik kenar aralığı değerinin kritik sınır olduğunu belirtmişlerdir. Kramer ve diğ. (150) ise indirekt restorasyonlarda bu değer 100 μm olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte literatürde kenar aralığı değerlerinin 150 μm ve üzerinde olmasının mikrosızıntıyı, rezin simanın açığa çıkmasını, simanın çözülmesini, renklenmeyi, plak retansiyonunu, sekonder çürük oluşumunu ve dişeti inflamasyonunu arttırdığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (229,277). Akbar ve diğ. (278) ise kenar açıklığının 100 μm 'dan fazla olmaması gerektiğini rapor etmişlerdir. Leinfelder ve diğ. (279) 100 μm 'den fazla kenar açıklıkların simanın çözünmesine neden olduğunu belirtmişlerdir. O'Neal ve diğ. (280) de 100 μm 'yi geçen kenar aralanmalarında simanın aşınma ihtimalinin arttığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda Cerec Omnicam ile dijital ölçü yöntemi kullanılarak hazırlanan gruplarda ortalama kenar aralık değerlerinin 33,54 μm ve 33,77 μm olduğu görülürken presleme yöntemi ile ölçü alınan grupta bu değer 83,34 μm olarak ölçülmüştür. Presleme yöntemi ile üretilen inleylerin kenar aralıkları, Cerec Omnicam ile üretilen inleyle göre oldukça yüksektir. Ancak tüm grupların değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin (100 μm) altındadır (150,278). Dolayısıyla çalışmamızın birinci ve ikinci hipotezi kabul edilmiştir.

O'Neal ve diğ. (280) Cerec 1 sistemiyle yapılan inleylede ortalama kenar aralığı değerini 216 μm olarak tespit etmişlerdir. Sjögren (281) de yaptığı çalışmada, Cerec sistemi ile elde edilen kenar aralığı değerlerinin 100 μm 'nin üzerinde olduğunu bildirmiştir. Cerec sistemlerini değerlendiren bir derlemede, Cerec 1 ile yapılan çalışmalarda kenar açıklığının 140-260 μm arasında değiştiği gösterilmiştir. Cerec 1 sisteminin geliştirilen versiyonlarında bu değerlerin 38-99 μm 'ye kadar düştüğü bildirilmiştir. Cerec 2 kullanılarak yapılan çalışmalarda da kenar aralıklarının 27-56 μm 'ye kadar azalabildiği gösterilmiştir (282). Bindl ve Mörmann (138) Cerec 2'nin (207 μm), Cerec 1'e (308 μm) göre kronlarda daha iyi kenar uyumu gösterdiklerini yaptıkları çalışmada bildirmişlerdir. Denissen ve diğ. (122) ise Cerec 2

kullanarak ürettikleri onley restorasyonların ortalama kenar aralıklarının 85 µm olduğunu bildirmişlerdir.

Cerec 2 ve bir indirekt kompozit rezin sistemi (ölçü materyalleri) ile hazırlanan inleylerin karşılaştırıldığı bir çalışmada Cerec 2 ile üretilen inleylerin kenar aralığı değerlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (283).

Romao ve diğ. (284) Cerec 2 sistemi ve presleme (IPS Empress) sistemi ile ürettikleri MOD inleylerin kenar aralıklarının ortalama değerlerini sırasıyla 78 µm ve 65 µm olarak bulmuşlardır. İki sistem arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Cerec 2 sistemi ve IPS Empress sistemi (presleme) ile ürettikleri inleylerin kenar aralıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Sertgöz ve diğ.'leri (222) IPS Empress sisteminin aralık ölçümlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Sturdevant ve diğ. (285) Cerec 1 ve Cerec 2 sistemleri ile üretilen MOD inleylerin kenar aralıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında, Cerec 2 ile üretilen inleylerin mezial ve distal proksimal kutu bölgelerinde ortalama 97 µm, okluzal bölgelerinde ise ortalama 59 µm aralık tespit etmişlerdir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Cerec 1 sisteminde ise kenar aralığı değerleri proksimal kutu bölgelerinde ortalama 105 µm, okluzal bölgelerinde ise ortalama 89 µm'dir.

Buna karşılık bizim çalışmamızda Cerec Omnicam ile üretilen Grup 2'de (IPS e.max CAD) proksimal kutu ve okluzal bölgeler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Grup 3'te (Lava Ultimate) ise okluzobukkal ve okluzolingual bölgenin ortalama kenar aralıkları, mezial ve distal proksimal kutulardan anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. En yüksek ortalama aralık değeri (okluzobukkal) 38,42 µm'dir. Bu nedenle klinik olarak bu farkın anlamlı olmadığını söylemek mümkündür. Aynı zamanda sistemlerin gelişimiyle, proksimal kutu bölgelerindeki kenar aralığı değerlerinde iyileşme olduğu görülmektedir.

Nakamura ve diğ.'nin yaptığı çalışmada Cerec 3 ile üretilen CAD/CAM kronların kenar aralığı değerleri 53-108 µm arasında bulunmuştur (286). Cerec 3 sistemini kullanarak, yine kronların kenar aralıklarında ölçüm yapan Tsitrou ve diğ. (287) 75-105 µm aralığında değerler tespit etmişlerdir. Kim ve

diğ. (288) parsiyel kronlar için hazırlanan farklı preparasyon tasarımlarını, Cerec 3 sistemini kullanarak değerlendirmişlerdir ve grupların kenar aralığı değerlerinin 184 ve 167 μm olduğunu bulmuşlardır.

Guess ve diğ. (5) çalışmalarında Cerec 3D in Lab (50 μm) ve yüksek ısıda presleme yöntemi (45 μm) ile üretilen restorasyonlar arasında kenar uyumu açısından anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. da Costa ve diğ. (253) Cerec 3D sisteminde intraoral olarak aldıkları ölçülerle elde ettikleri porselen inleylerin kenar aralığı ortalamasını 111 μm olarak tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada hidrokolloid ölçü materyali ile ölçü alınarak day hazırlanmış ve Cerec 3D sistemi ile modellerden ölçü alınmıştır. Bu grupta kenar aralığı değerleri ortalaması 161 μm bulunmuştur. Hidrokolloid ölçü materyali kullanılan grupta ortalama aralık değeri daha yüksek olsa da iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir.

Reich ve diğ. (252) yüksek ısıda presleme (IPS Empress Esthetic) ve Cerec 3D sistemi (Cerec-Blocs) ile hazırladıkları seramik inleylerin kenar aralıklarını SEM kullanarak ölçmüşlerdir. Presleme yönteminde ortalama 56 μm , Cerec 3D sisteminde ortalama 70 μm kenar aralığı tespit edilmiştir ve gruplar arasındaki bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir.

Keshvad ve diğ. (182) Cerec 3 inLab sistemi ile hazırlanan MOD porselen inleylerin (ProCAD) (36 μm) yüksek ısıda presleme yöntemi (IPS Empress I Ingots) (56 μm) ile hazırlananlardan daha düşük kenar aralığı değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Bindl ve Mörmann (289) Cerec 3 inLab (43 μm) ve presleme (IPS Empress II) (44 μm) sistemi ile üretilen kronların kenar aralığı ortalamalarının çok yakın değerler gösterdiğini bildirmişlerdir.

Cerec 3 inLab ile üretilen alt yapıların kenar aralıklarını IPS Empress II sistemi ile üretilenlerle karşılaştıran Al-Rabab'ah ve diğ. (290) klinik olarak kabul edilebilir değerin (100 μm) altında değerler bulmuşlardır.

Schaefer ve diğ. (291) 2014 yılında dijital ölçü yöntemlerini MOD restorasyonlarda inceledikleri çalışmalarında Cerec AC (Acquisition Center) Bluecam ve Lava Cos (Chairside Oral Scanner) sistemlerinin kenar aralığı ve

internal uyum açısından kabul edilebilir sonuçlar ortaya koyduklarını bildirmişlerdir. Cerec AC Bluecam sisteminde ortalama kenar aralıkları 146 µm olarak bulunmuştur.

Neves ve diğ. (292) Cerec 3D Bluecam sistemi ile ürettikleri kronların (IPS e.max. CAD) kenar aralığı değerleri (39,2 µm) ve presleme yöntemi (IPS e.max Press) ile üretilenlerin (36,8 µm) değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Diğer bir çalışmada, Sulaiman ve diğ. (211) yüksek ısıda presleme yöntemi (IPS Empress) ile hazırladıkları porselen inleylerde 63 µm kenar aralığı tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise IPS Empress Esthetic kullanılarak yüksek ısıda presleme yöntemi uygulanan grupta kenar aralığı ortalaması 85,34 µm'dir. Presleme yönteminin sonuçlarını etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Kullanılan ölçü materyali, rövetman, termal genişleme ve büzölmeler bu faktörlerdendir (211). Sulaiman ve diğ. (211) çalışmalarında kullandıkları rövetman ve IPS Empress I sistemi ile çok düşük (%0.2) bir termal genişleme olduğunu bildirmişlerdir.

Addi ve diğ. (229) yüksek ısıda presleme yöntemi ile (IPS Empress I) hazırladıkları porselen inleylerin proksimal kenar aralığı ortalamalarını 153 µm, okluzal kenar aralığı ortalamalarını ise 147 µm bulmuşlardır. Ölçümlerin simantasyon sonrası 13 noktadan mikroskop altında yapıldığı bu çalışmanın bulguları, bizim çalışmamızdan (ortalama 85,34) daha yüksek değerler göstermiştir. Bununla birlikte IPS Empress I sistemi ile porselen inleyler yapılan başka çalışmalarda kenar aralıklarının ortalama 23-90 µm olduğu rapor edilmiştir (293,294).

Simantasyon sonrası yapılan kenar aralığı ölçümlerinde değerler daha yüksek çıkmaktadır. Beschnidt ve Strub'ın (246) simantasyon sonrası restorasyonların kenar aralığı değerlerindeki artış miktarının 13-22 µm, Wolfart ve diğ. (249) ise 20-40 µm olduğunu bildirmişlerdir.

Cho ve diğ. (230) glazür aşaması öncesi ve sonrasındaki kenar aralığı değişimlerinin IPS e.max Press için 0,33 µm, IPS Empress Esthetic için ise 0,27 µm olduğunu rapor etmişlerdir. Glazür uygulamasının kenar aralığı değişimleri üzerine etkisinin klinik olarak gözardı edilebilir olduğunu söylemek

mümkündür. Bizim çalışmamızda IPS e.max CAD grubunda glazür uygulandıktan sonra kenar aralığı ölçümleri yapılmıştır.

Diş preparasyonunun tasarımı, lokalizasyonu, ölçüm noktalarının sayısı ve ölçüm teknikleri kenar aralığı değerlerini etkilemektedir. Bundan dolayı farklı çalışmalar karşılaştırılırken bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (5).

Cerec sistemlerinin gelişimi ve bu çalışmanın bulguları doğrultusunda CAD/CAM teknolojileri ile kenar uyumu daha iyi restorasyonların daha kısa sürede ve laboratuvar işlemleri olmadan elde edilebileceği kanısına varmak mümkündür.

Posterior bölgede dişlere gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler farklı büyüklüklerde ve yönlerde olmaktadır (295). Bu bölgelerde kırılma nedeniyle başarısızlık sık karşılaşılan bir durumdur (265,296,297). Restorasyonların kırılma dayanıklılığı, yapım tekniklerinden, materyal yapılarından, simantasyon yöntemlerinden ve yüzey bitirme işlemleri gibi birçok faktörden etkilenmektedir (180,298,299).

Yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip lösit kristalleri, materyallerin iç yapısında oluşturduğu baskı kuvvetleri ile kırılmaya karşı direnci artırmaktadır. IPS Empress I porseleni içinde de bulunan lösit kristalleri, materyalin yüzeyinde oluşan çatlakların içeri doğru ilerlemesini engelleyerek porselenin kırılma dayanıklılığını artırmaktadır (300,301).

Lösitle güçlendirilmiş seramiklerin yanısıra fiziksel özellikleri geliştirilmiş, aynı zamanda CAD/CAM cihazlarına uygun çeşitleri de bulunan lityum disilikat materyaller de üretilmektedir. Lityum disilikat içeren porselenlerin elastisite modülleri 91 GPa, sertlikleri 5,5 GPa ve gerilim dayanıklılıkları 375 MPa'dır. Bununla birlikte ağız hareketlerinin neden olduğu döngüsel ve biriken yüklemelere karşı 1100N-1200 N arası direnç gösterebilmişlerdir ve söz konusu değerler fiziksel çiğneme kuvvetlerinin çok üstünde olduğu da rapor edilmiştir (302). Aynı zamanda hastaların estetik beklentilerini karşılayabilecek translusensi ve ton çeşitliliklerine de sahip olan formlarda üretilmektedirler. Hem hasta başında tek seansta (IPS e.max CAD)

hem de laboratuvar işlemleri gerektirecek geleneksel ölçü alma yöntemi (IPS e.max Press) ile restorasyonlar hazırlanabilmektedir (303).

Çalışmamızda sağlam dişlerin kırılma dayanıklılığı, restorasyon bulunan diğer gruplara göre anlamlı derecede çok yüksek değerler göstermiştir. IPS e.max CAD, Lava Ultimate bloklar ve IPS Empress Esthetic ile üretilen restorasyonlar arasında ise kırılma dayanıklılığı açısından bir fark bulunmamıştır. Dolayısıyla rezin nanoseramik hibridi olan Lava Ultimate bloklarda yüksek kırılma dayanıklılığı beklediğimiz üçüncü hipotezimiz reddedilmiştir.

Stappert ve diğ. (232) IPS Empress I sistemi ile üretilen restorasyonların kırılma dayanıklılığı değerlerinin 1400 N, indirekt kompozit yöntemi ile hazırlanan restorasyonların (Targis) ise 1478 N olduğunu bildirmiş ve bu farkın anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da rezin içeren nanoseramik (Lava Ultimate) grup ile IPS Empress Esthetic sistemi arasında kırılma dayanıklılığı açısından fark bulunmamıştır.

Keshvad ve diğ. (182) çalışmalarında, yüksek ısıda presleme yöntemi kullanılarak lösitle güçlendirilmiş IPS Empress I ile üretilen MOD inleylerin kırılma dayanıklılığı değerleri ortalama 1505 N ve Cerec in Lab yöntemi kullanılarak ProCAD bloklar ile hazırlanan MOD inleylerin ise 1050 N olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda lösitle güçlendirilmiş IPS Empress Esthetic ile hazırlanan MOD inleylerin ortalama kırılma dayanıklılığı değerlerinin (2879 N) daha yüksek olduğu görülmüştür. Keshvad ve diğ. (182) çalışmalarında kırılma tiplerini farklı sınıflandırmışlardır. Her iki grupta da en çok "diş ve restorasyonun bir parçası" kırılmıştır. Bizim çalışmamızda Tip II (küçük bir diş parçasının da dahil olduğu restorasyon kırığı) kırılmalar bu gruba karşılık gelmektedir. IPS Empress Esthetic grubunda ise en çok Tip I (sadece restorasyonun kırılması) (%33,3) ve Tip II (%33,3) kırılmalarla karşılaşmıştır.

Bianchi ve diğ. (304) IPS Empress I inleylerin, kompozit inleylerle benzer kırılma dayanıklılığı değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte her iki grubun sağlam dişlerden daha düşük kırılma

dayanıklılığı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Kırılma tipleri incelendiğinde ise IPS Empress I inleyde en çok "restorasyonda ve dışın bir parçasında kırık" gözlemlenmiştir. Bu tip kırıklar bizim çalışmamızda Tip 2 kırıklara karşılık gelmektedir.

Sarıdağ ve diğ. (183) IPS e.max Press ile hazırladıkları MOD inleylerin kırılma dayanıklılığını 2646 N bulmuşlardır ve örneklerin kırılma tiplerini incelediklerinde, Burke sınıflamasına göre Tip I (%50) ve Tip II (%50) kırılmalar gözlemlenmişler ve Tip IV (mine-sement birleşiminin altında meydana gelen kırıklar) kırılmaya rastlamamışlardır. Bizim çalışmamızda da IPS e.max CAD'in ortalama kırılma dayanıklılığı (2408,0 N) değeri Sarıdağ ve diğ'nin bulunduğu değere yakındır. Bu bulgular yapım teknikleri farklı olmasına rağmen, her iki çalışmada da lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyali kullanıldığı için benzer sonuçların elde edildiği düşünülmektedir. Kırılma tipleri açısından incelendiğinde ise bizim çalışmamızda da en çok Tip I (%40) kırılma gözlenmiştir.

Yıldız ve diğ. (305) yaptıkları çalışmada, IPS e.max CAD ile üretilen onleylerin (MODL, mezio-okluzo-disto-lingual) sıkışma dayanıklılığı değerlerini, IPS e.max Press ile hazırlanan onleylerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Burke sınıflaması ile kırılma tiplerini inceledikleri bu çalışmada. her iki yöntemde de en çok Tip I kırılma gözlenirken, Tip IV kırıklara düşük oranda rastlanılmıştır.

Kırılma tiplerini adeziv-koheziv-karma olarak ayıran çalışmalar da literatürde bulunmaktadır. Fakat bu çalışmalar daha çok yapıştırma simanlarını karşılaştıran restoratif materyaller ya da disk şeklindeki örneklerle yapılan araştırmalardır (260,306-311).

Literatürde Cerec sistemleri ile üretilen kronların kırılma (sıkışma) dayanıklılıklarına materyallerin kalınlıklarının etkisi ile ilgili çalışmalar da bulunmaktadır (312-314). Nakamura ve diğ. (314) kronların okluzal kalınlığının kırılma dayanıklılığını etkilediğini bildirmişlerdir. Okluzal kalınlıklar azaldıkça kırılma dayanıklılığı da azalmaktadır. Çalışmamızda tüm restorasyonlar aynı kalınlıkta hazırlanmıştır ve restorasyon tipleri arasında kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bakeman ve

diğ. (312) parsiyal kronlarda porselen kalınlıklarının kırılma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir. Ancak 2 mm kalınlığındaki lityum disilikatla güçlendirilmiş restorasyonların (2505 N), kırılma dayanıklılığı değerlerinin aynı kalınlıktaki (1716 N) lösitle güçlendirilmiş restorasyonlardan anlamlı olarak daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Buna karşılık çalışmamızda lityum disilikatla güçlendirilmiş restorasyonlar ve lösitle güçlendirilmiş restorasyonlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Chen ve diğ. (315) ise Lava Ultimate ve IPS e.max CAD bloklardan farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 3 mm) diskler hazırlayarak kırılma dirençlerini incelemişlerdir ve kalınlık arttıkça her iki bloğun da kırılma dayanıklılığının arttığını rapor etmişlerdir.

Donnelly ve Burke (313), Cerec (746 N) ve Lava blokları (1630 N) ile ürettikleri kronların sıkışma dayanıklılıklarının arasında anlamlı bir fark bulmuşlardır. Molar dişlerde kronların kırılma dayanıklılığını inceleyen Tsiou ve diğ. (316) kompozit blok (Paradigm MZ100, 3M ESPE) ve lösitle güçlendirilmiş bloğu (ProCAD, Ivoclar Vivadent) kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirmişlerdir. Kompozit bloğun kırılma dayanıklılığı ortalama 1682 N, seramik bloğun ise 1512 N olarak bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir.

Cerec 3 ile üretilen Lava Ultimate kronların, presleme yöntemi ile üretilmiş IPS e.max Press kronlarla kırılma dayanıklılığı açısından karşılaştırıldığı yeni bir çalışmada, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (317). Bizim çalışmamızda da Lava Ultimate ve lityum disilikatla güçlendirilmiş inleyler arasında fark bulunmamıştır.

Lava Ultimate ve bir kompozit bloğun (Paradigm MZ, 3M ESPE) kırılma dayanıklılıklarını farklı kalınlıktaki okluzal venterlerde değerlendiren 2014 yılında yapılan bir çalışmada, Lava Ultimate restorasyonların daha yüksek kırılma dayanıklılığı gösterdiği bildirilmiştir. Restorasyon kalınlıkları ise sonuçları etkilememiştir (318).

Sağlam insan alt molarları ile kırılma dayanıklılığı ölçümleri yapılan çalışmalarda (183,319), çalışmamızın bulgularını (3959 N) destekleyen

şekilde en yüksek kırılma dayanıklılığı değerleri sağlam dişlerde görülmüştür. Sarıdağ ve diğ. (183) 2905 N, Soares ve diğ. (319) ise 3143 N'lık değerler rapor etmişlerdir. Buna karşılık Morimoto ve diğ. (320) ise premolarda, inley yapılmış dişler ile sağlam dişler arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Literatürde yüksek ısıda presleme yöntemi kullanılarak üretilen inleylerin uzun dönem klinik çalışmalarda başarılı olduğu gözlenmiştir. IPS Empress porselen inley ve onleylerin klinik olarak 12 yıl takip edildiği bir çalışmada araştırmacılar, 96 restorasyonun 15'ini yenilemişlerdir. Bu restorasyonlardan 11'i kırık nedeniyle kaybedilmiştir (231). IPS Empress porselen inley ve onley restorasyonları 6 yıl takip eden Galiatsatos ve Bergou (224) ise restorasyonların sadece %3,1'inde kırık tespit etmişlerdir. Peumans ve diğ.'nin (321) IPS Empress II sistemi ile yaptıkları porselen inleylerin 4 yıllık sağ kalım oranı %95'tir ve sadece bir restorasyon kırık nedeniyle kaybedilmiştir.

Cerec sistemleri ile yapılmış uzun dönem klinik çalışmalar literatürde rapor edilmiştir. Fasbinder (322), Cerec sistemi ile 1985-2006 yılları arasında yapılan klinik çalışmaları incelemiştir ve Cerec ile üretilen inlay, onley ve kronların sağ kalım yüzdelerinin 5 yıllık takipte yaklaşık %97, on yıllık takiplerde ise yaklaşık %90 olduğunu belirtmiştir. Cerec sistemi ile 299 hastaya, 1010 inley ve onley uygulayan Reiss ve Wather (323) klinik çalışmalarında 10 yıllık sağ kalım oranını %84,9 bulmuşlardır. Uzun dönem klinik çalışmalarda Cerec sistemi ile üretilen restorasyonların sağ kalım oranının ve etkinliğinin yüksek olduğu belirtilmiştir. Posselt ve Kerschbaum (324) ise Cerec 1 sistemi ile ürettikleri 2328 porselen inleyi 9 yıl boyunca takip etmiştir ve %95'lik sağ kalım oranı tespit etmiştir.

Sjögren ve diğ. (325) Cerec sistemi ile sınıf II preparasyonlara, 61 porselen inley yerleştirmişlerdir. On yıllık takipte 7 inley kaybedilmiş ve bunların sadece 4'ü kırılma nedeniyle yenilenmiştir. Kırık gözlenmiş olan restorasyonların tümü molar dişlerdedir.

Otto ve De Nisco (135) Cerec 1 sistemi kullanarak 1989-1991 yılları arasında uyguladıkları porselen inley ve onleyleri (Vita Mark II, Vita-

Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 10 yıl takip etmişlerdir. Sağ kalım oranını %90,4 olarak bulmuşlardır ve kaybedilen restorasyonların %53'ü porselen kırığı nedeniyle kaybedilmiştir. Otto ve Schneider (326) ise 2008 yılında 15 yıllık takibin sağ kalım oranını %88,7 olarak rapor etmişlerdir ve kaybedilen restorasyonların %62'si restorasyon kırığı nedeniyle gerçekleşmiştir.

Reich ve diğ. (4) Cerec 2 sistemini kullanarak 58 porselen restorasyon yerleştirmişlerdir ve 3 yıllık takip sonucunda %97'lik sağ kalım oranı tespit etmişlerdir. Restorasyonlardan sadece 1'i kırılma nedeni ile kaybedilmiştir. Bir restorasyonda ise klinik olarak kabul edilemez kenar uyumsuzluğu gözlenmiştir.

Guess ve diğ. (327) Cerec 3 (lösitle güçlendirilmiş seramik blok ProCAD) ve presleme (IPS e.max Press) yöntemini kırılma dayanıklılığı açısından karşılaştırmış ve sağ kalım yüzdelerini 1 yıllık takip için sırasıyla %97 ve %100 olarak bulmuşlardır. Aynı çalışmanın 3 yıllık sonuçlarında da aynı sağ kalım yüzdeleri rapor edilmiş ve bir restorasyonda ciddi bir kırık meydana geldiği belirtilmiştir (328).

2007 yılında Cerec 3D sistemi ile ilgili eğitim verildikten sonra, diş hekimliği öğrencilerine yaptırılan restorasyonların (iki yüzlü ya da üç yüzlü) 2 yıllık sağ kalım oranını araştırmacılar %93,3 olarak rapor etmişlerdir (329).

Bernhart ve diğ. Cerec 3D sistemi kullanarak ürettikleri inleyleri hastalara simante ettikten sonra 3 yıl takip etmişlerdir ve başarı oranını % 95 olarak bulmuşlardır (330).

Yaptığımız literatür araştırmasında Cerec Omnicam kullanılarak yapılan, kenar uyumu ve kırılma dayanıklılığının incelendiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Aynı zamanda cihaz 2012 yılında kullanıma sunulduğundan klinik çalışma sonuçları da literatürde bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın sonuçları geliştirilen dijital teknolojiler ile restorasyonların kalitesinin artırılabilirliğini göstermiştir. Ancak bu çalışma *in vitro* bir çalışmadır ve klinik çalışmalar ile bu sonuçların desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

- 1) Cerec Omnicam (CAD/CAM) ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile hazırlanan porselen MOD inleylerin kenar aralıkları incelendiğinde, Cerec Omnicam sistemi ile hazırlanan restorasyonların daha iyi bir kenar uyumu gösterdiği,
- 2) Cerec Omnicam ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile üretilen inleylerin tümünün, klinik olarak kabul edilebilir değerlerden ($<100 \mu\text{m}$) daha düşük kenar aralığı değerlerine sahip olduğu,
- 3) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD blok ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramik IPS Empress Esthetic ingotlarla üretilen inleylerin bölgesel olarak (proksimal, okluzal) kenar aralıkları arasında anlamlı bir fark bulunmadığı,
- 4) Rezin nanoseramikten oluşan Lava Ultimate bloklarda, okluzal ile proksimal bölgeler arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen, tüm değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değer ($<100 \mu\text{m}$) çok altında olduğu,
- 5) Kırılma dayanıklılığı testi bulgularına göre, IPS e.max CAD, Lava Ultimate ve IPS Empress Esthetic restorasyonlar arasında bir fark olmadığı,
- 6) Sağlam dişlerin, en yüksek kırılma dayanıklılığı değerlerine sahip olduğu,
- 7) Farklı porselen materyalleri ile restore edilen MOD (3 mm derinlikte) preparasyonlarında ciddi kırıkların düşük oranda görüldüğü sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

- 1.St-Georges, A.J., Sturdevant, J.R., Swift, E.J., Jr., Thompson, J.Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent*, 89 (6), 551-557.
- 2.Schlichting, L.H., Schlichting, K.K., Stanley, K., Magne, M., Magne, P. (2014). An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 111 (2), 107-115.
- 3.Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J., Sturdevant, C.M. (2011). Sturdevant's art & science of operative dentistry (5 bs.). Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri.
- 4.Reich, S.M., Wichmann, M., Rinne, H., Shortall, A. (2004). Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 135 (5), 605-612.
- 5.Guess, P.C., Vagkopoulou, T., Zhang, Y., Wolkewitz, M., Strub, J.R. (2014). Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent*, 42 (2), 199-209.
- 6.Akın, E. (1990). Dişhekimliğinde Porselen (3 bs., s. 7-10). İstanbul: İ.Ü Basım Evi ve Film Merkezi.
- 7.Rosenblum, M.A.,Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128 (3), 297-307.
- 8.Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75 (1), 18-32.
- 9.El-Mowafy, O., Brochu, J.F. (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*, 68 (4), 233-237.
- 10.Duret, F., Preston, J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1 (2), 150-154.
- 11.Mormann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 7S-13S.

- 12.Sirona. (2014). 20 Aralık 2014. Ağ Sitesi:
<http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerec-chairside-solutions/?tab=241>
- 13.Conrad, H.J., Seong, W.J.,Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
- 14.Ritter, R.G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, 22 (5), 332-341.
- 15.El-Damanhoury, H., Haj-Ali, R., Platt, J. (2015). Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent*, 40 (2), 201-210.
- 16.3M ESPE. (2014). 12 Aralık 2014. Ağ Sitesi:
http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/digital-materials/lava-ultimate/
- 17.Roulet, J.F. (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, 25 (6), 459-473.
- 18.Christensen, G.J. (1991). Are there alternatives to dental amalgam? *J Am Dent Assoc*, 122 (3), 77.
- 19.Al-Jazairy, Y.H., Louka, A.N. (1999). Effect of bonded amalgam restorations on microleakage. *Oper Dent*, 24 (4), 203-209.
- 20.Görücü, J., Alpaslan, G. (1995). Amalgam ve iki farklı teknik kullanılarak uygulanan kompozit restorasyonların posterior dislerin kırılma dayanıklılığı üzerine etkileri. *İstanbul Üniv. Dişhek. Fak. Derg.*, 29 (2), 121-126.
- 21.Helvatjoglou-Antoniades, M., Theodoridou-Pahini, S., Papadogiannis, Y., Karezis, A. (2000). Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Oper Dent*, 25 (4), 316-323.
- 22.Christensen, G.J. (1996). The coming demise of the cast gold restoration? *J Am Dent Assoc*, 127 (8), 1233-1236.
- 23.Burke, F.J., Wilson, N.H., Watts, D.C. (1994). Aesthetic inlays. *Br Dent J*, 177 (6), 198.

24. Pol, C.W., Kalk, W. (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont*, 24 (6), 566-575.
25. Christensen, G.J. (1997). Buonocore Memorial Lecture. Tooth-colored posterior restorations, 1997. *Oper Dent*, 22 (4), 146-148.
26. Dietschi, D., Spreafico, R. (1997). Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth. Landshut: Quintessence Publishing Co., Inc.
27. Walton, J.N. (1992). Esthetic alternatives for posterior teeth: porcelain and laboratory-processed composite resins. *J Can Dent Assoc*, 58 (10), 820-823.
28. Alharbi, A., Rocca, G.T., Dietschi, D., Krejci, I. (2014). Semidirect composite onlay with cavity sealing: a review of clinical procedures. *J Esthet Restor Dent*, 26 (2), 97-106.
29. Gorucu, J. (2003). Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations. *J Dent*, 31 (1), 83-88.
30. Kiremitci, A., Bolay, S., Gurgan, S. (1998). Two-year performance of glass-ceramic insert-resin composite restorations: clinical and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int*, 29 (7), 417-421.
31. Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., 3rd, Cavel, W.T. (1984). A direct posterior restorative resin inlay technique. *Quintessence Int Dent Dig*, 15 (5), 515-516.
32. Fullemann, J., Lutz, F. (1988). Direct composite inlay. The new procedure and its in vitro test results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 98 (7), 758-764.
33. James, D.F., Yarovesky, U. (1983). An esthetic inlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int Dent Dig*, 14 (7), 725-731.
34. Spreafico, R. (1996). Direct and semi-direct posterior composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 8 (7), 703-712; quiz 714.

- 35.Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 96 (6), 433-442.
- 36.Schmidseder, J., Söderholm, K.J. (2000). Composite Inlays, "Color Atlas of Dental Medicine, Aesthetic Dentistry". Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- 37.Trushkowsky, R.D. (1997). Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations--Part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 18 (11), 1101-1106, 1108 passim; quiz 1114.
- 38.Anusavice, K.J. (1992). Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*, 6, 82-89.
- 39.Efeoğlu, A. (1992). Diş Hekimliği Tarihi. İstanbul: Alemdar Ofset.
- 40.Jones, D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29 (4), 621-644.
- 41.Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (c. 17). Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları.
- 42.Andersson, M., Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51 (1), 59-64.
- 43.Zembilci, G., Çalikkocaoğlu, S. (1973). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. İstanbul: İ.Ü Basımevi.
- 44.McLean, J.W. (1984). Ceramics. Introduction. *Phillip J Restaur Zahnmed*, 1 (2), 85-89.
- 45.Nayır, E. (1999). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (7 bs.). İstanbul: İ.Ü Basım Evi.
- 46.McLean, J.W. (1979). The Science and Art of Dental Ceramics. (c. 1). Chicago: Quintessence Publishing Co.
- 47.Yavuzyılmaz, H. (1996). Metal Destekli Estetik (Veneer-kaplama) Kuronlar. . Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi.

- 48.Suarez, M.J., Lozano, J.F., Paz Salido, M., Martinez, F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17 (1), 35-38.
- 49.Van Noort, R. (2002). Introduction To Dental Materials. (2 bs.). England: Mosby-may.
- 50.Anusavice, K.J., Philips, H. (1996). Science of Dental Materials (10 bs.). Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: W. B.Saunders Company.
- 51.Philips, R.W. (1991). Skinner" s science of dental materials (9 bs.). Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- 52.Craig, R.G. (1996). Restorative Dental Materials (8 bs.). Toronto: The CV mosby Co.
- 53.Kingery, W.D., Bowen, H.K., Uhimann, D.R. (1976). Introduction to Ceramics (2 bs.). New York: John Wiley and Sons.
- 54.O'Brien, W.J. (2002). Dental Materials and Their Selection Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.
- 55.Uzun, İ. (2006). **Seramik ve Kompozit Rezin İnyel Restorasyonların Kenar Sızıntısı ve Bu Restorasyonlarda Kullanılan Materyallerin Renk Değişimi Yönünden İn vitro Olarak İncelenmesi**. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 56.Claus, H. (1987). Hi-Ceram methods. Metal-free crowns on a ceramic framework. *Dent Labor (Munch)*, 35 (4), 479-482.
- 57.Claus, H. (1980). Structural bases of dental porcelain. Bad Sackingen, Germany: Vita Zahnfabrik.
- 58.McCormick, J.T., Rowland, W., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G., Jr. (1993). Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 24 (6), 405-408.
- 59.Anusavice, K.J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials. (11 bs.). St. Louis: Elsevier Mosby.
- 60.Giordano, R.A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 17 (8), 779-782, 784-776 passim; quiz 794.

- 61.Christensen, G.J. (1997). Why all-ceramic crowns? *J Am Dent Assoc*, 128 (10), 1453-1455.
- 62.Lehner, C.R., Scharer, P. (1992). All-ceramic crowns. *Curr Opin Dent*, 2, 45-52.
- 63.O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (3 bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co.,Inc.
- 64.Fons-Font, A., Sola-Ruiz, M.F., Granell-Ruiz, M., Labaig-Rueda, C., Martinez-Gonzalez, A. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11 (3), E297-302.
- 65.Kern, M., Douglas, W.H., Fechtig, T., Strub, J.R., DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 21 (2), 117-121.
- 66.Wohlwend, A., Strub, J.R., Scharer, P. (1989). Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*, 2 (1), 13-26.
- 67.Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials* (12 bs.). Philadelphia: Mosby Elsevier.
- 68.Qualtrough, A.J., Piddock, V. (1997). Ceramics update. *J Dent*, 25 (2), 91-95.
- 69.van Dijken, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
- 70.Wildgoose, D.G., Johnson, A., Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*, 91 (2), 136-143.
- 71.Nahara, Y., Sadamori, S., Hamada, T. (1991). Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 66 (6), 754-758.
- 72.McLean, J.W. (1988). Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*, 164 (6), 187-194.

- 73.Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48 (2), viii, 513-530.
- 74.Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A., Scharer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5 (1), 9-16.
- 75.Probster, L., Geis-Gerstorfer, J., Kirchner, E., Kanjantra, P. (1997). In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 24 (9), 636-645.
- 76.Myers, M.L., Ergle, J.W., Fairhurst, C.W., Ringle, R.D. (1994). Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont*, 7 (6), 549-553.
- 77.Wohlwend, A., Strub, J.R. (1990). [Metal ceramic and full ceramic restorations (2)]. *Quintessenz*, 41 (7), 1161-1175.
- 78.Bindl, A., Luthy, H.,Mormann, W.H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 22 (1), 29-36.
- 79.Naylor, W.P., Beatty, M.W. (1992). Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*, 36 (3), 665-692.
- 80.Holand, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 297-303.
- 81.Qualtrough, A.J., Piddock, V. (2002). Dental ceramics: what's new? *Dent Update*, 29 (1), 25-33.
- 82.Denry, I., Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24 (3), 299-307.
- 83.Kelly, J.R., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 24 (3), 289-298.
- 84.Qualtrough, A.J., Wilson, N.H.,Smith, G.A. (1990). Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent*, 15 (2), 61-70.
- 85.Brunton, P.A., Cattell, P., Burke, F.J., Wilson, N.H. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-

- colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent*, 82 (2), 167-171.
86. Gemalmaz, D. (2002). Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 87 (2), 133-135.
87. Fuzzi, M., Bonfiglioli, R., Di Febo, G., Marin, C., Caldari, R., Tonelli, M.P. (1989). Posterior porcelain inlay: clinical procedures and laboratory technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 9 (4), 274-287.
88. Banks, R.G. (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent*, 63 (6), 619-626.
89. Gemalmaz, D., Alkumru, H.N. (1995). Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*, 73 (1), 49-54.
90. Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M., Heinzmann, J.L. (1993). Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prosthet Dent*, 69 (4), 425-430.
91. Roulet, J.F. (1991). Bonded ceramic inlays (1 bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.
92. Isidor, F., Brondum, K. (1995). A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent*, 74 (2), 140-144.
93. Burke, E.J., Qualtrough, A.J. (1994). Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J*, 176 (2), 53-60.
94. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L. (1997). CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*, 47 (5), 247-258.
95. Mehl, A., Hickel, R. (1999). A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent*, 2 (2), 129-136.
96. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7 (1), 25-45.
97. Jedyakiewicz, N.M., Martin, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent*, 22 (6 Suppl), 7-13.
98. Young, J.M., Altschuler, B.R. (1977). Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, 38 (2), 216-225.

99. Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 117 (6), 715-720.
100. Ohm, E., Silness, J. (1978). The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil*, 5 (4), 371-375.
101. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28 (1), 44-56.
102. Christensen, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132 (9), 1301-1303.
103. Liu, P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 26 (7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
104. Rekow, E.D. (1991). Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J Am Dent Assoc*, 122 (12), 42-48.
105. Fuster-Torres, M.A., Albalat-Estela, S., Alcaniz-Raya, M., Penarrocha-Diago, M. (2009). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (3), E141-145.
106. Strub, J.R., Rekow, E.D., Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137 (9), 1289-1296.
107. Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35 (11), 819-826.
108. Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*, 135 Suppl, 11S-16S.
109. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88 (1), 4-9.
110. Palin, W., Burke, F.J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*, 32 (10), 566-572.
111. Davidowitz, G., Kotick, P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55 (3), 559-570, ix.

- 112.Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Bandettini, B.,Siervo, R. (1992). Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J Am Dent Assoc*, 123 (4), 63-67.
- 113.Heymann, H.O., Bayne, S.C., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D., Jr., Roberson, T.M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, 127 (8), 1171-1181.
- 114.Yöndem, İ., Aykent, F. (2008). Bilgisayar Desteği İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32 (3), 79-86.
- 115.Fasbinder, D.J. (2003). CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compend Contin Educ Dent*, 24 (8), 595-598, 600-594; quiz 605.
- 116.Willer, J., Rossbach, A., Weber, H.P. (1998). Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*, 80 (3), 346-353.
- 117.Alaçam T, Nalbant L,A., A. (1998). Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri 'İleri Restorasyon Teknikleri'. Ankara: Polat Yayınları.
- 118.Andersson, M., Razzoog, M.E., Oden, A., Hegenbarth, E.A., Lang, B.R. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 29 (5), 285-296.
- 119.Oden, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80 (4), 450-456.
- 120.Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14S-21S.
- 121.May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80 (4), 394-404.
- 122.Denissen, H., Dozic, A., van der Zel, J., van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84 (5), 506-513.

- 123.Suarez, M.J., Gonzalez de Villaumbrosia, P., Pradies, G.,Lozano, J.F. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 16 (3), 229-232.
- 124.Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 14 (1), 39-45.
- 125.Rinke, S., Huls, A. (1996). Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 76 (4), 343-346.
- 126.Yeo, I.S., Yang, J.H., Lee, J.B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90 (5), 459-464.
- 127.Sevuk, C., Gur, H., Akkayan, B. (2002). Copy-milled all-ceramic restorations: case reports. *Quintessence Int*, 33 (5), 353-357.
- 128.Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E.P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13 (5), 420-424.
- 129.Koutayas, S.O., Kern, M. (1999). All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*, 30 (6), 383-392.
- 130.Eidenbenz, S., Lehner, C.R., Scharer, P. (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 7 (2), 134-142.
- 131.van der Zel, J.M., Vlaar, S., de Ruiters, W.J.,Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85 (3), 261-267.
- 132.Olthoff, L.W., Van Der Zel, J.M., De Ruiters, W.J., Vlaar, S.T., Bosman, F. (2000). Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 84 (2), 154-162.
- 133.von Schroeter, P., Jurgensen, B., Zollner, M. (2004). Cercon move--a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent*, 7 (4), 371-377.

- 134.Mormann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F. (1987). [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz*, 38 (3), 457-470.
- 135.Otto, T.,De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 122-128.
- 136.Mormann, W.H., Bindl, A. (2000). The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int*, 31 (10), 699-712.
- 137.Mormann, W.H., Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 405-426, viii.
- 138.Bindl, A., Mormann, W.H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci*, 111 (2), 163-169.
- 139.Mormann, W.H., Bindl, A. (1996). The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 27 (12), 821-828.
- 140.Reiss, B. (2001). Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compend Contin Educ Dent*, 22 (6 Suppl), 14-18.
- 141.Estafan, D., David, A., David, S.,Calamia, J. (1999). A new approach to restorative dentistry: fabricating ceramic restorations using CEREC CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (6), 555-560; quiz 562.
- 142.Mehl, A., Ender, A., Mormann, W., Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, 12 (1), 11-28.
- 143.Kurz, M., Attin, T., Mehl, A. (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*.
- 144.Ivoclar Vivadent AG. (2005). 26 Ekim 2014, Ağ Sitesi: www.lkdentalstudio.com/docs/ips_emax.pdf
- 145.Eryürük, S.E. (2013). **Farklı üretim tekniği ve materyaller kullanılarak üretilen estetik post-kor sistemlerinin kırılma dayanıklılığının in**

- vitro olarak incelenmesi.** Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
146. Robbins, J.W., Fasbinder, D.J. (2006). Esthetic inlays and onlay, "Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach". Illionis: Quintessence Publishing Co., Inc.
147. Dietschi, D., Spreafico, R. (1997). Tooth Preparation, "Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth". Landshut: Quintessence Publishing Co., Inc.
148. Schwartz, R., Davis, R. (1991). Delayed cementation and bond strength of dual-cure cements. *Am J Dent*, 4 (2), 86-88.
149. Christensen, G.J. (1997). Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *J Esthet Dent*, 9 (1), 20-26.
150. Kramer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 60D-76D.
151. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89 (3), 268-274.
152. Gladwin, M., Bagby, M. (2000). Clinical Aspects of Dental Materials. Philadelphia: Wolters Kluwer.
153. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004). Sabit protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
154. McComb, D. (1996). Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent*, 17 (8), 759-762, 764 passim; quiz 774.
155. el-Mowafy, O.M., Rubo, M.H., el-Badrawy, W.A. (1999). Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent*, 24 (1), 38-44.
156. Ivoclar Vivadent AG. (2010). 1 Nisan 2010 Ağ Sitesi: <http://asia.ivoclarvivadent.com/en-as/products/luting-material/adhesive-luting-composite/variolink-n->
157. Esquivel-Upshaw, J.F., Young, H., Jones, J., Yang, M., Anusavice, K.J. (2008). Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core

- ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 21 (2), 155-160.
158. Guess, P.C., Stappert, C.F. (2008). Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater*, 24 (6), 804-813.
159. Attar, N., Tam, L.E., McComb, D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*, 89 (2), 127-134.
160. Burke, F.J. (2005). Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update*, 32 (5), 251-254, 257-258, 260.
161. Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W.D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 62 (4), 405-408.
162. Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, P.M., Wilson, H.J. (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 164 (2), 39-43.
163. Sorensen, J.A. (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*, 64 (1), 18-24.
164. Ushiwata, O., de Moraes, J.V. (2000). Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent*, 83 (3), 362-366.
165. Strating, H., Pameijer, C.H., Gildenhuys, R.R. (1981). Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent*, 46 (1), 59-65.
166. Alani, A.H., Toh, C.G. (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22 (4), 173-185.
167. Hung, S.H., Hung, K.S., Eick, J.D., Chappell, R.P. (1990). Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 63 (1), 26-31.
168. Shearer, B., Gough, M.B., Setchell, D.J. (1996). Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*, 17 (19), 1891-1895.

- 169.Boening, K.W., Wolf, B.H., Schmidt, A.E., Kastner, K., Walter, M.H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 84 (4), 419-424.
- 170.Kelly, J.R., Davis, S.H., Campbell, S.D. (1989) Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent*, 61 (3), 368-373.
- 171.Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S., Shiau, Y.Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*, 87 (3), 248-255.
- 172.Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 113 (2), 174-179.
- 173.Stappert, C.F., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., Strub, J.R. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*, 196 (12), 766-770; discussion 760, quiz 780.
- 174.Blum, J., Weiner, S., Berendsen, P. (1991). Effects of thermocycling on the margins of transitional acrylic resin crowns. *J Prosthet Dent*, 65 (5), 642-646.
- 175.Dubois, R.J., Kyriakakis, P., Weiner, S.,Vaidyanathan, T.K. (1999). Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *J Prosthet Dent*, 82 (2), 161-166.
- 176.Addison, O., Fleming, G.J.,Marquis, P.M. (2003). The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*, 19 (4), 291-297.
- 177.Palmer, D.S., Barco, M.T., Billy, E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67 (3), 325-327.
- 178.Douglas, R.D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 166-170.

179. Anderson, J.M., McCabe, J.F. (1985). *Anderson's Applied Dental Materials* (6th ed.). Oxford, London: Blackwell Scientific Publications.
180. Oh, S.C., Dong, J.K., Luthy, H., Scharer, P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13 (6), 468-472.
181. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33 (1), 9-18.
182. Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilnejad, F., Alihemmati, M., Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*, 20 (7), 535-540.
183. Sarıdag, S., Sevimay, M., Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent*, 38 (6), 626-634.
184. Ausiello, P., De Gee, A.J., Rengo, S., Davidson, C.L. (1997). Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent*, 10 (5), 237-241.
185. Trope, M., Langer, I., Maltz, D., Tronstad, L. (1986). Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol*, 2 (1), 35-38.
186. Wendt, S.L., Jr., Harris, B.M., Hunt, T.E. (1987). Resistance to cuspal fracture in endodontically treated teeth. *Dent Mater*, 3 (5), 232-235.
187. Lin, W.S., Ercoli, C., Feng, C., Morton, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*, 21 (5), 353-362.
188. 3M ESPE. (2014). 12 Aralık 2014 Ağ Sitesi: <http://multimedia.3m.com/mws/media/7772300/lava-ultimate-cad-cam-restorative-tpp-us.pdf>

- 189.Ivoclar Vivadent AG. (2004). 17 Mart 2014 Ağ Sitesi: <http://www.ivodent.hu/letoeltes/keramia-anyagismeret/1177-ips-empress-esthetic-062004-englisch/download.html>
- 190.Burke, F.J. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 26 (4), 293-300.
- 191.Dickerson, W.G. (1993). Indirect resin restoration-a proper technique to ensure success. *Compendium*, 14 (2), 216, 218, 220 passim.
- 192.Rykke, M. (1992). Dental materials for posterior restorations. *Endod Dent Traumatol*, 8 (4), 139-148.
- 193.Pashley, D.H. (1991). In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*, 4 (5), 237-240.
- 194.Akbarian, G., Ameri, H., Chasteen, J.E., Ghavamnasiri, M. (2014). Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. *J Esthet Restor Dent*, 26 (3), 200-207.
- 195.Frater, M., Forster, A., Kereszturi, M., Braunitzer, G., Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent*, 42 (9), 1143-1150.
- 196.Shafiei, F., Tavangar, M.S., Ghahramani, Y., Fattah, Z. (2014). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *J Adv Prosthodont*, 6 (3), 200-206.
- 197.Taha, D.G., Abdel-Samad, A.A.,Mahmoud, S.H. (2011). Fracture resistance of maxillary premolars with class II MOD cavities restored withOrmocer, Nanofilled, and Nanoceramic composite restorative systems. *Quintessence Int*, 42 (7), 579-587.
- 198.Taha, N.A., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2011). Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *J Dent*, 39 (8), 527-535.

- 199.Torabzadeh, H., Ghasemi, A., Dabestani, A., Razmavar, S. (2013). Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *J Dent (Tehran)*, 10 (5), 417-425.
- 200.Batalha-Silva, S., de Andrada, M.A., Maia, H.P., Magne, P. (2013). Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater*, 29 (3), 324-331.
- 201.DeWald, J.P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater*, 13 (2), 74-81.
- 202.Lee, J.J., Nettey-Marbell, A., Cook, A., Jr., Pimenta, L.A., Leonard, R., Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*, 138 (12), 1599-1603.
- 203.Oruc, S.,Tulunoglu, Y. (2000). Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 83 (3), 314-318.
- 204.Gonzalo, E., Suarez, M.J., Serrano, B., Lozano, J.F. (2009). A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*, 102 (6), 378-384.
- 205.Lin, T.M., Liu, P.R., Ramp, L.C., Essig, M.E., Givan, D.A., Pan, Y.H. (2012). Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*, 40 (3), 202-209.
- 206.Aditya, P., Madhav, V.N., Bhide, S.V., Aditya, A. (2012). Marginal discrepancy as affected by selective placement of die-spacer: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*, 12 (3), 143-148.
- 207.Lin, C.L., Chang, Y.H., Pai, C.A. (2011). Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater*, 27 (5), 431-438.

208. Ona, M., Watanabe, C., Igarashi, Y., Wakabayashi, N. (2011). Influence of preparation design on failure risks of ceramic inlays: a finite element analysis. *J Adhes Dent*, 13 (4), 367-373.
209. Vanlioglu, B.A., Evren, B., Yildiz, C., Uludamar, A., Ozkan, Y.K. (2012). Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *Int J Prosthodont*, 25 (3), 262-264.
210. Watts, D.C., Wilson, N.H., Burke, F.J. (1995). Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance. *Am J Dent*, 8 (1), 15-19.
211. Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M., Wozniak, W.T. (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10 (5), 478-484.
212. Peşkersoy, C. (2013). Sağlıklı ve çürük diş dokuları ile estetik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle karşılaştırılması. Ege Üniversitesi, İzmir.
213. Toparli, M., Koksali, N.S. (2005). Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. *Comput Methods Programs Biomed*, 77 (3), 253-257.
214. Alt, V., Hannig, M., Wostmann, B., Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*, 27 (4), 339-347.
215. Stawarczyk, B., Ender, A., Trottmann, A., Ozcan, M., Fischer, J., Hammerle, C.H. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*, 16 (6), 1669-1677.
216. Stawarczyk, B., Krawczuk, A., Ilie, N. (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig*, 19 (2), 299-308.
217. Schweiger, J., Neumeier, P., Stimmelmayer, M., Beuer, F., Edelhoff, D. (2013). Macro-retentive replaceable veneers on crowns and fixed

- dental prostheses: a new approach in implant-prostodontics. *Quintessence Int*, 44 (4), 341-349.
218. Stawarczyk, B., Ozcan, M., Schmutz, F., Trottman, A., Roos, M., Hammerle, C.H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*, 71 (1), 102-112.
219. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottman, A., Roos, M., Ozcan, M., Hammerle, C.H. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*, 31 (3), 377-383.
220. Kramer, N., Frankenberger, R. (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent*, 25 (6), 466-472.
221. Molin, M.K., Karlsson, S.L., Kristiansen, M.S. (1996). Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater*, 12 (4), 245-249.
222. Sertgoz, A., Gemalmaz, D., Alkumru, H., Yoruc, B. (1995). Luting composite thickness of two ceramic inlay systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 3 (4), 151-154.
223. Thordrup, M., Isidor, F., Horsted-Bindslev, P. (1994). Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent*, 22 (3), 147-153.
224. Galiatsatos, A.A., Bergou, D. (2008). Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence Int*, 39 (5), 407-412.
225. Scheibenbogen, A., Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Hickel, R. (1998). One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 80 (4), 410-416.
226. van Dijken, J.W. (2003). Resin-modified glass ionomer cement and self-cured resin composite luted ceramic inlays. A 5-year clinical evaluation. *Dent Mater*, 19 (7), 670-674.

- 227.van Dijken, J.W., Hasselrot, L. (2010). A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater*, 26 (9), 929-939.
- 228.Bakeman, E., Rego, N., Chaiyabutr, Y.,Kois, J. (2015). Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Oper Dent*, 40 (2), 211-217.
- 229.Addi, S., Hedayati-Khams, A., Poya, A., Sjogren, G. (2002). Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent*, 30 (1), 53-58.
- 230.Cho, S.H., Nagy, W.W., Goodman, J.T., Solomon, E., Koike, M. (2012). The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent*, 107 (1), 17-23.
- 231.Frankenberger, R., Taschner, M., Garcia-Godoy, F., Petschelt, A., Kramer, N. (2008). Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent*, 10 (5), 393-398.
- 232.Stappert, C.F., Guess, P.C., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., Strub, J.R. (2006). Partial coverage restoration systems on molars--comparison of failure load after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*, 33 (9), 698-705.
- 233.Gozdowski, S., Reich, S. (2009). A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. *Int J Comput Dent*, 12 (3), 279-289.
- 234.Ender, A., Mehl, A. (2013). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, 16 (1), 11-21.
- 235.Wiedhahn, K., Schenk, O., Fritzsche, G. (2012). Cerec Omnicam - Intraoralscan 2.0. *Int J Comput Dent*, 15 (3), 199-205.
- 236.Toman, M., Toksavul, S., Artunc, C., Turkun, M., Schmage, P., Nergiz, I. (2007). Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *J Adhes Dent*, 9 (1), 39-47.

237. Dennison, J.B., Sarrett, D.C. (2012). Prediction and diagnosis of clinical outcomes affecting restoration margins. *J Oral Rehabil*, 39 (4), 301-318.
238. Larson, T.D. (2012). The clinical significance of marginal fit. *Northwest Dent*, 91 (1), 22-29.
239. Silness, J. (1970). Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res*, 5 (3), 225-229.
240. Valderhaug, J., Birkeland, J.M. (1976). Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil*, 3 (3), 237-243.
241. Valderhaug, J., Heloe, L.A. (1977). Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontol*, 48 (4), 221-224.
242. Lui, J.L. (1980). The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 149 (2), 43-45.
243. Abbate, M.F., Tjan, A.H., Fox, W.M. (1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 61 (5), 527-531.
244. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 72 (6), 585-590.
245. Albert, F.E., El-Mowafy, O.M. (2004). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont*, 17 (5), 529-535.
246. Beschmidt, S.M., Strub, J.R. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 26 (7), 582-593.
247. Lin, M.T., Sy-Munoz, J., Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Naylor, W.P. (1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont*, 11 (6), 580-590.
248. Weaver, J.D., Johnson, G.H., Bales, D.J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 66 (6), 747-753.

249. Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A., Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*, 16 (6), 587-592.
250. Groten, M., Axmann, D., Probst, L., Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent*, 83 (1), 40-49.
251. Mitchell, C.A., Pintado, M.R., Douglas, W.H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 575-584.
252. Reich, S., Gozdowski, S., Trentzsch, L., Frankenberger, R., Lohbauer, U. (2008). Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent*, 33 (6), 644-650.
253. da Costa, J.B., Pelogia, F., Hagedorn, B., Ferracane, J.L. (2010). Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent*, 35 (3), 324-329.
254. Christensen, G.J. (1993). The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assoc*, 124 (10), 104-105.
255. el-Mowafy, O. (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc*, 67 (2), 97-102.
256. Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T. ve diğerleri. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23 (1), 71-80.
257. Bitter, K., Priehn, K., Martus, P., Kielbassa, A.M. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent*, 95 (4), 302-310.
258. Cura, C., Saracoglu, A., Cotert, H.S. (2003). Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent*, 89 (4), 394-399.
259. Bremer, B.D., Geurtsen, W. (2001). Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent*, 14 (4), 216-220.

260. Frankenberger, R., Sindel, J., Kramer, N., Petschelt, A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent*, 24 (3), 147-155.
261. Shor, A., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Libman, W.J. (2003). Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 64-69.
262. Besek, M., Mormann, W.H., Persi, C., Lutz, F. (1995). The curing of composites under Cerec inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 105 (9), 1123-1128.
263. Rosentritt, M., Behr, M., Thaller, C., Rudolph, H., Feilzer, A. (2009). Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int*, 40 (8), 655-662.
264. Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27 (2), 89-99.
265. Eakle, W.S., Maxwell, E.H., Braly, B.V. (1986). Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc*, 112 (2), 215-218.
266. Eakle, W.S., Staninec, M., Lacy, A.M. (1992). Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. *J Prosthet Dent*, 68 (2), 257-260.
267. Miller, A., Long, J., Miller, B., Cole, J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 68 (1), 38-41.
268. Gelb, M.N., Barouch, E., Simonsen, R.J. (1986). Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 184-185.
269. Dalpino, P.H., Francischone, C.E., Ishikiriyama, A., Franco, E.B. (2002). Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent*, 15 (6), 389-394.
270. Stampalia, L.L., Nicholls, J.I., Brudvik, J.S., Jones, D.W. (1986). Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent*, 55 (6), 694-698.

271. Shahrabaf, S., van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., Martin, N. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater*, 30 (2), 234-241.
272. Liu, X., Fok, A., Li, H. (2014). Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater*, 30 (3), 327-333.
273. Yu, W., Guo, K., Zhang, B., Weng, W. (2014). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater J*, 33 (3), 349-354.
274. Magne, P., Carvalho, A.O., Bruzi, G., Anderson, R.E., Maia, H.P., Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent*, 39 (6), 595-602.
275. Christensen, G.J. (1966) Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, 16 (2), 297-305.
276. McLean, J.W., von Fraunhofer, J.A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131 (3), 107-111.
277. Baig, M.R., Tan, K.B., Nicholls, J.I. (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*, 104 (4), 216-227.
278. Akbar, J.H., Petrie, C.S., Walker, M.P., Williams, K., Eick, J.D. (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont*, 15 (3), 155-163.
279. Leinfelder, K.F., Isenberg, B.P., Essig, M.E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc*, 118 (6), 703-707.
280. O'Neal, S.J., Miracle, R.L., Leinfelder, K.F. (1993). Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays. *J Am Dent Assoc*, 124 (12), 48-54.

- 281.Sjogren, G. (1995). Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. *Acta Odontol Scand*, 53 (1), 24-28.
- 282.Mehl, A., Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2 (1), 9-35.
- 283.Mehl, A., Kunzelmann, K.H., Folwaczny, M., Hickel, R. (2004). Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhes Dent*, 6 (3), 239-245.
- 284.Romao, W., Jr., Miranda, W.G., Jr., Cesar, P.F., Braga, R.R. (2004). Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. *Oper Dent*, 29 (2), 212-218.
- 285.Sturdevant, J.R., Bayne, S.C., Heymann, H.O. (1999). Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent*, 11 (4), 206-214.
- 286.Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., Wakabayashi, K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16 (3), 244-248.
- 287.Tsitrou, E.A., Northeast, S.E., van Noort, R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*, 35 (1), 68-73.
- 288.Kim, J.H., Cho, B.H., Lee, J.H., Kwon, S.J., Yi, Y.A., Shin, Y. ve diğeri. (2015). Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand*, 73 (2), 107-113.
- 289.Bindl, A., Mormann, W.H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 32 (6), 441-447.
- 290.Al-Rabab'ah, M.A., Macfarlane, T.V., McCord, J.F. (2008). Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16 (3), 109-115.

- 291.Schaefer, O., Decker, M., Wittstock, F., Kuepper, H., Guentsch, A. (2014). Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent*, 42 (6), 677-683.
- 292.Neves, F.D., Prado, C.J., Prudente, M.S., Carneiro, T.A., Zancope, K., Davi, L.R. ve diğeri. (2014). 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*, 112 (5), 1134-1140.
- 293.Hahn, P., Attin, T., Grofke, M., Hellwig, E. (2001). Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater*, 17 (3), 191-196.
- 294.Hahn, P., Schaller, H., Hafner, P., Hellwig, E. (2000). Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil*, 27 (1), 1-8.
- 295.Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C.L., Watts, D.C. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*, 20 (9), 862-872.
- 296.Bader, J.D., Martin, J.A., Shugars, D.A. (2001). Incidence rates for complete cuspal fracture. *Community Dent Oral Epidemiol*, 29 (5), 346-353.
- 297.McDaniel, R.J., Davis, R.D., Murchison, D.F., Cohen, R.B. (2000). Causes of failure among cuspal-coverage amalgam restorations: a clinical survey. *J Am Dent Assoc*, 131 (2), 173-177.
- 298.Attia, A., Kern, M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 551-556.
- 299.Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, 91 (6), 561-569.

300. Esquivel-Upshaw, J.F., Anusavice, K.J., Yang, M.C., Lee, R.B. (2001). Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont*, 14 (2), 109-114.
301. van Dijken, J.W., Ormin, A., Olofsson, A.L. (1999). Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J Prosthet Dent*, 82 (5), 529-535.
302. Guess, P.C., Zavanelli, R.A., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Thompson, V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23 (5), 434-442.
303. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 557-562.
304. Bianchi, E.S.A.A., Ghiggi, P.C., Mota, E.G., Borges, G.A., Burnett, L.H., Jr., Spohr, A.M. (2013). Influence of restorative techniques on fracture load of endodontically treated premolars. *Stomatologija*, 15 (4), 123-128.
305. Yildiz, C., Vanlioglu, B.A., Evren, B., Uludamar, A., Kulak-Ozkan, Y. (2013). Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *J Prosthodont*, 22 (7), 537-542.
306. de Castro, H.L., Corazza, P.H., Paes-Junior Tde, A., Della Bona, A. (2012). Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent Mater*, 28 (11), 1191-1197.
307. Han, G.J., Chung, S.N., Chun, B.H., Kim, C.K., Oh, K.H., Cho, B.H. (2012). Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *J Adhes Dent*, 14 (5), 461-469.
308. Hooshmand, T., Rostami, G., Behroozibakhsh, M., Fatemi, M., Keshvad, A., van Noort, R. (2012). Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *J Dent*, 40 (2), 139-145.

- 309.Ortega, V.L., Pegoraro, L.F., Conti, P.C., do Valle, A.L., Bonfante, G. (2004). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J Oral Rehabil*, 31 (4), 393-397.
- 310.Ozturk, N., Aykent, F. (2003). Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent*, 89 (3), 275-281.
- 311.Turkaslan, S., Bagis, B., Akan, E., Mutluay, M.M., Vallittu, P.K. (2015). Fracture strengths of chair-side-generated veneers cemented with glass fibers. *Niger J Clin Pract*, 18 (2), 240-246.
- 312.Bakeman, E., Rego, N., Chaiyabutr, Y.,Kois, J. (2014). Influence of Ceramic Thickness and Ceramic Materials on Fracture Resistance of Posterior Partial Coverage Restorations. *Oper Dent*.
- 313.Donnely, T.J., Burke, F.J. (2011). In vitro failure of crowns produced by two CAD/CAM systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 19 (3), 111-116.
- 314.Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. ve diğeri. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, 1-7.
- 315.Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 30 (9), 954-962.
- 316.Tsitrou, E.A., Helvatjoglu-Antoniades, M., van Noort, R. (2010). A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*, 38 (1), 16-22.
- 317.Harada, A., Nakamura, K., Kanno, T., Inagaki, R., Ortengren, U., Niwano, Y. ve diğeri. (2015). Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci*.

318. Johnson, A.C., Versluis, A., Tantbirojn, D., Ahuja, S. (2014) Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*, 58 (2), 107-114.
319. Soares, C.J., Martins, L.R., Fonseca, R.B., Correr-Sobrinho, L., Fernandes Neto, A.J. (2006). Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 95 (6), 421-429.
320. Morimoto, S., Vieira, G.F., Agra, C.M., Sesma, N., Gil, C. (2009). Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J*, 20 (2), 143-148.
321. Peumans, M., Voet, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. (2013). Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig*, 17 (3), 739-750.
322. Fasbinder, D.J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 22S-31S.
323. Reiss, B., Walther, W. (2000). Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent*, 3 (1), 9-23.
324. Posselt, A., Kerschbaum, T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent*, 6 (3), 231-248.
325. Sjogren, G., Molin, M., van Dijken, J.W. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*, 17 (2), 241-246.
326. Otto, T., Schneider, D. (2008). Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*, 21 (1), 53-59.
327. Guess, P.C., Stappert, C.F., Strub, J.R. (2006). [Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 116 (5), 493-500.

328. Guess, P.C., Strub, J.R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., Stappert, C.F. (2009). All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent*, 37 (8), 627-637.
329. Wrbas, K.T., Hein, N., Schirrmeister, J.F., Altenburger, M.J., Hellwig, E. (2007). Two-year clinical evaluation of Cerec 3D ceramic inlays inserted by undergraduate dental students. *Quintessence Int*, 38 (7), 575-581.
330. Bernhart, J., Schulze, D., Wrbas, K.T. (2009). Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. *Int J Comput Dent*, 12 (3), 265-277.

EK: 1



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 -523

12 Mayıs 2014

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 30.04.2014 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2014/07
Proje No : GO 14/138 (Değerlendirme Tarihi 05.03.2014)
Karar No : GO 14/138 - 16

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof.Dr.Şükran BOLAY'ın sorumlu araştırmacısı olduğu Dt.Fatma Dilşad ÖZ'ün tezi olan GO 14/138 kayıt numaralı ve "*Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemi ile Üretilen ve Seramiklerin Yüksek Isıda ve Basınçla Enjekte Edilmesi (Presleme) Yöntemi ile Yapılan Porselen İnleyleerin Kırılma Direnci ve Marjinal Adaptasyon ve Restorasyon Uyumu Açısından Değerlendirilmesi*" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|--|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | GÖREVLİ
10. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye) | 12. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmenşür (Üye) | GÖREVLİ
13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | GÖREVLİ
14. Prof. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoğlu (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| GÖREVLİ
8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye) | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye) |

EK:2



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ KOORDİNASYON BİRİMİ

06800 Sıhhiye-Ankara
Telefon : (0312)2976133 (0312) 2976136 Faks: (312)2976138
Proje İşlem : Telefon : 0(312)2796133 0(312) 2796136
E-posta: bilars@hacettepe.edu.tr
E-ağ: www.research.hacettepe.edu.tr

Sayı : 17388665 - 101.02/3561

25.11.2014

Sayın Prof.Dr.Şükran BOLAY
Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Üniversitemiz Bilimsel Araştırmalar Birimi'ne değerlendirilmek üzere sunduğunuz "Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim(CAD/CAM) Sistemi ile Üretilen ve Seramiklerin Yüksek Isıda ve Basınçla Enjekte Edilmesi (presleme) Yöntemi ile Yapılan Porselen İncelemlerin Kırılma Direnci ve Marjinal Adaptasyon ve Restorasyon Uyumu Açısından Değerlendirilmesi" isimli Destek proje önerinizin, 12.178,00.-₺ bütçe ile desteklenmesi, Destek ve Lisansüstü Öğretim Projeleri Komisyonunun 20.11.2014 tarih ve 2014/45-1 sayılı kararıyla uygun bulunmuştur. İşlemlerinizin başlatılabilmesi için Bilimsel Araştırmalar Birimiyle iletişime geçmeniz gerekmektedir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Gönur GÜLER
Birim Koordinatörü

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Ankara'da doğdu. 2002 yılında Gazi Anadolu Lisesi'nden mezun oldu. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne 2003 yılında girdi ve 2008 yılında mezun oldu. 2010 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.

Uluslararası toplantılarda yapılan sunumlar:

Oz FD, Fırat E, Gurgan S. Influence of Different Base-Materials on Fracture Strength of MOD Composite-Restorations *90th IADR General Session Exhibition, Iguazu Falls, Brazil, 20-23 June 2012.* (Oral Sunum)

Fırat E, **Oz FD**, Gurgan S. Influence of preparation with different Er,Cr:YSGG-laser-handpieces on microleakage of posterior-composites *90th IADR General Session Exhibition, Iguazu Falls, Brazil, 20-23 June 2012.* (Oral Sunum)

Yalçın Çakır F, Fırat E, Öztaş SS, **Oz FD**, Gurgan S. 6-Months Clinical Evaluation of a Self-Adhering Flowable Composite in Class-I Cavities. *90th IADR General Session Exhibition, Iguazu Falls, Brazil, 20-23 June 2012.* (Poster Sunumu)

Yalcin Cakir F., Fırat E, Oztas S.S. , **Oz FD**., Altundasar E., and Gurgan S. .One Year Clinical Evaluation Of self-adhering Flowable Composite In Class I Cavities *91th IADR General Session Exhibition, Seattle, Washington, USA, 20-23 March 2013.* (Poster Sunumu)

Oz FD, Horuztepe SA, Bolay S. Hastaların Diş Görünümlerinden Memnuniyetlerini Etkileyen Faktörlerin ve Estetik Tedavi Tercihleri. *TDB 20th International Dental Congress, Kuşadası, Aydın, 29-31 May.* (Poster Sunumu)

Horuztepe SA, **Oz FD**, Başeren NM. Diş Hekimliği Öğrencilerinin Tükürük ve Plak Özellikleri ile Çürük Prevelansı Arasındaki İlişki. *TDB 20th International Dental Congress, Kuşadası, Aydın, 29-31 May*. (Poster Sunumu)

Cakir FY, Firat E, Oztas SS, **Oz FD**, Altundasar E, Gurgan S. 18-Month clinical evaluation of a self-adhering flowable composite in class I cavities. *92. General Session exhibition of the IADR, Cape Town, Güney Afrika, 25-28 Haziran 2014*. (Poster Sunumu)

Yayınlanmış ulusal araştırma makaleleri:

Koç Vural U., **ÖZ FD**, Arten Dyrmishi, Gökalp S. Diş Hekimine Başvuran Hastaların Ağız-Diş Sağlığı Uygulamaları ile İlgili Bildirimleri (Self-Reported Oral Hygiene Practices Among Dental Patients.) *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 2013;19(3):173-84.

Üniversite ve/veya kurumdan alınan araştırma desteği:

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi ile üretilen ve presleme yöntemi ile yapılan laminat venterlerin kırılma direnci ve marjinal adaptasyon açısından incelenmesi. Proje yürütücüsü: Prof. Dr. Şükran Bolay, **Yardımcı araştırmacı : Dt. F. Dilşad Öz**, Destekleyen Kurum : Hacettepe Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Birimi.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi ile üretilen ve presleme yöntemi ile yapılan inleylerin kırılma direnci, marjinal adaptasyon ve restorasyon uyumu açısından değerlendirilmesi. Proje yürütücüsü: Prof. Dr. Şükran Bolay, **Yardımcı araştırmacı : Dt. F. Dilşad Öz**, Destekleyen Kurum : Hacettepe Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Birimi.