

757677

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PRESLENEBİLİR TİM SERAMİK KRONLARIN MARJİNAL UYUM VE  
MİKROSİZİNTİSİNİN İN VİTRO VE İN VİVO OLARAK ARAŞTIRILMASI**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Doktora Tezi**

**Dişhekimisi**

**Muhittin TOMAN**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Suna TOKSAVUL**

**İZMİR**

**2004**

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

**PRESLENEBİLİR TÜM SERAMİK KRONLARIN MARJİNAL UYUM VE  
MİKROSIZINTISININ İN VİTRO VE İN VİVO OLARAK ARAŞTIRILMASI**

**Doktora Tezi**

**Dişhekim**

**Muhittin TOMAN**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Suna TOKSAVUL**

**İZMİR**

**2004**

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca hiçbir zaman yardımını esirgemeyen ve her zaman desteğini hissettiğim, bu çalışmanın kurgulanıp yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Suna TOKSAVUL'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmanın yürütülmesi sırasında katkılarını esirgemeyen ve tez izleme komitemde yer alan değerli Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Sayın Celal ARTUNÇ'a ve Prof. Dr. Sayın Murat TÜRKÜN'e, araştırmamın bir bölümünü gerçekleştirdiğim Hamburg Üniversitesi'ne gitmemde katkısı olan Prof.Dr. Sayın Atilla USER'e ve bu Üniversite'de çalışmamı yürütebilmem ve Üniversite'nin olanaklarından yararlanabilmem konusunda bana gerek manevi gerek maddi katkılarını esirgemeyen Doç. Dr. Sayın İbrahim NERGİZ'e ve O'nun çalışma grubunda yer alan Dr. Sayın Petra SCHMAGE'ye Hamburg Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne gidebilmem ve çalışmalarımı yürütebilme olanağının yaratılmasında ve yetişmemde büyük katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dekanlığı'na, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmanın istatistiksel analizlerinin yapımında yardımcı olan Doç. Dr. Sayın Timur KÖSE'ye, SEM incelemelerinde emeği geçen Prof. Dr. Sayın Bilge Hakan ŞEN'e, çalışmadaki örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan DENTAL LABOR, KURTULMUŞ Dental, DENTARIUM Diş Laboratuvarı ve tüm çalışanlarına, malzeme gönderen tüm firmalara teşekkür ederim. Ve beni büyük emeklerle yetiştiren, bugünlere gelmemde maddi ve manevi olarak desteklerini hep yanımda hissettiğim sevgili anne ve babama şükranlarımı sunarım.

İzmir-2004

Dişhekimi Muhittin TOMAN

## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

**Adı Soyadı**

**İmza**

**Başkan** : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

**(Danışman)**

**Üye** : Prof. Dr. Celal ARTUNÇ

**Üye** : Prof. Dr. Murat TÜRKÜN

**Üye** : Prof. Dr. Atilla USER

**Üye** : Doç. Dr. İbrahim NERGİZ

Doktora tezinin kabul edildiği tarih.....

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL LİSTESİ.....	V
RESİM LİSTESİ.....	V,VI,VII
TABLO LİSTESİ.....	VII,VIII
GRAFİK LİSTESİ.....	VIII
BÖLÜM I GİRİŞ.....	1
1.1 GENEL BİLGİLER.....	5
1.1.1. Tarihçe.....	5
1.1.2. Tüm Seramik Kronların Endikasyonları.....	6
1.1.3. Tüm Seramik Kronların Kontrendikasyonları.....	6
1.1.4. Tüm Seramik Kronların Avantajları.....	7
1.1.5. Tüm Seramik Kronların Dezavantajları.....	8
1.1.6. Tüm Seramik Kronlarda Başarısızlık Nedenleri.....	8
1.1.7. Tüm Seramik Sistemleri.....	9
1.1.8. Cam Seramikler ve IPS Empress Sistemi.....	13
1.1.8.1. Empress Cam Seramiğinin Üretimi.....	14
1.1.8.2. Kontrollü Yüzey Kristalleşmesi.....	15
1.1.8.3. Lösit Kristallerinin Fonksiyonu.....	17
1.1.8.4. IPS Empress Sisteminin Avantajları.....	20
1.1.9. IPS Empress 2.....	21
1.1.9.1. Alt Yapı Materyalinin Kimyasal Özellikleri.....	21
1.1.9.2. Presleme Öncesi İngotların Mikroyapısı.....	22

1.1.9.3. Presleme Sonrası İngotların Mikroyapısı.....	22
1.1.9.4. IPS Empress 2 Sistemindeki Tabakalama Cam-Seramiğinin Mikroyapısı.....	24
1.1.10. Tüm Seramik Kronların Simantasyonu.....	26
1.1.11. Dentin Bonding.....	27
1.1.12. Adeziv Tekniğın Endikasyonları.....	28
1.1.13. Adezyon.....	27
1.1.14. Diş Dokusuna Adezyonu Etkileyen Faktörler.....	30
1.1.14.1. Mine ve Dentin Dokusunun Yapısı.....	30
1.1.14.2. Dentin Yapısındaki Değişiklikler.....	31
1.1.14.3. Smear Tabakası.....	32
1.1.14.4. Dentinin Nemli Olması.....	33
1.1.14.5. Adezivin İslatma Kapasitesi.....	34
1.1.14.6. Restoratif Rezinin Polimerizasyon Büzülmesi....	34
1.1.14.7. Termal Genleşme Katsayısı ve Termal İletkenlik	34
1.1.14.8. Restorasyon ile Diş Ara yüzeyinde Stres Geçışı.	35
1.1.15. Mine Dokusuna Adezyon.....	35
1.1.16. Dentin Dokusuna Adezyon.....	37
1.1.16.1. Primer Uygulaması.....	40
1.1.16.2. Dentin Adezivinın Uygulanması.....	41
1.1.16.3. Dentin Dokusuna Adezyon Teorileri.....	42
1.1.16.4. Hibrit Tabakasının Oluşumu.....	43
1.1.16.5. Rezintag Oluşumu.....	45
1.1.17. Dentin Bonding Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	45
1.1.17.1. Birinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri....	45

1.1.17.2. İkinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri.....	46
1.1.17.3. Üçüncü Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri.....	46
1.1.17.4. Dördüncü Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri..	47
1.1.17.5. Beşinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri.....	48
1.1.17.6. Altıncı Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri.....	49
1.1.18. Rezin Kompozit Simanlar.....	49
1.1.19. Seramik Materyali Üzerine Yapışma.....	50
<b>BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>55</b>
2.1. İn Vitro Testler.....	55
2.1.1. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	55
2.1.1.1. Dişlerin Preparasyonu.....	56
2.1.1.2. Ölçü Alma.....	57
2.1.1.3. IPS Empress 2 Tüm Seramik Kronların Hazırlanması	58
2.1.1.4. Finesse Tüm Seramik Kronların Hazırlanması.....	59
2.1.1.5. Metal Destekli Seramik Kronların Hazırlanması.....	60
2.1.1.6. Simantasyon.....	61
2.2. İn Vivo Değerlendirme.....	72
2.2.1. Dişlerin Preparasyonu.....	73
2.2.2. Tüm Seramik Kronların Simantasyonu.....	74
2.2.3. Hasta Kontrol Seanslarında Yapılan Değerlendirmeler.	82
2.2.4. İstatistiksel Analizler.....	84
<b>BÖLÜM III BULGULAR.....</b>	<b>85</b>
3.1. İn Vitro Bulgular.....	85
3.1.1. Mikrosızıntı.....	85
3.1.1.1. Stereomikroskop Görüntüleri.....	95

3.1.1.2. Taramalı Elektron Mikroskop Bulguları.....	97
3.1.2. Mutlak Marjinal Uyumsuzluk.....	100
3.1.3. Marjinal Aralık.....	102
3.2. In Vivo Bulgular.....	104
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	105
BÖLÜM V SONUÇ.....	118
BÖLÜM VI ÖZET ve ABSTRACT.....	120
BÖLÜM VII KAYNAKLAR.....	124
ÖZGEÇMİŞ.....	134





## **ŞEKİL LİSTESİ**

- Şekil 1- Çalışmada uygulanan iki farklı basamak preparasyon tipi.....57
- Şekil 2- Tüm seramik kronların uyumu için yapılan ölçüm noktaları. a: marjinal aralık, b: mutlak marjinal uyumsuzluk.....69
- Şekil 3- Bukkolingual ve mezyodistal olarak kesit bölgeleri.....70

## **RESİM LİSTESİ**

- Resim 1- Lösit kristallerinin taramalı elektron mikroskop görüntüsü..... 16
- Resim 2- Empress tüm seramik sistemi ve EP 500 fırını..... 19
- Resim 3- Lityum disilikat kristalleri (9).....23
- Resim 4- Lityum disilikat kristallerinin çekirdek alt yapı preslendikten sonraki görüntüsü (9).....24
- Resim 5- Prepare edilmiş dişlerden alınan ölçü.....58
- Resim 6- Variolink 2 ve Syntac adeziv sistemi.....62
- Resim 7- Bifix DC ve Solobond Plus adeziv sistemi.....63
- Resim 8- Calibra ve Prime&Bond NT adeziv sistemi.....64
- Resim 9- Şişe içerisine baş aşağıya olacak şekilde yerleştirilmiş Örnekler.....65
- Resim 10- Dişlerin köklerinin su soğutma altında kesilmesi ve kökü kesilmiş örnek.....66
- Resim 11- Örnekleri sabitlemede kullanılan adeziv ve plastik kaba sabitlenmiş örnekler.....66
- Resim 12- Histolux cihazı.....67
- Resim 13- EXAKT sistemindeki aşındırma ve polisaj cihazı.....68
- Resim 14- Kesimi tamamlanmış üst çene ön bölge dişleri.....74

Resim 15a, b- Alt çene ve üst çene ön bölgede IPS Empress 2 tüm seramik kron uygulaması.....	76
Resim 16a, b- Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron ve köprü uygulaması.....	77
Resim 17a, b- Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron, tüm seramik köprü ve laminate veneer uygulaması.....	78
Resim 18a, b- Üst çene ön bölgede IPS Empress 2 tüm seramik köprü uygulaması.....	79
Resim 19a, b- Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron ve köprü uygulaması.....	80
Resim 20a, b- Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron uygulaması..	81
Resim 21- Empress 2-chamfer-Bifix DC grubundaki (Grup 11) boya penetrasyonunun olmadığı ve boya penetrasyonunun en fazla olduğu örnekler.....	95
Resim 22- Empress 2-chamfer-Variolink 2 grubundaki (Grup 10) boya penetrasyonunun olmadığı ve boya penetrasyonunun en fazla olduğu örnekler.....	95
Resim 23- Finesse-shoulder-Calibra grubundaki (Grup 3) boya penetrasyonunun olmadığı ve boya penetrasyonunun en fazla olduğu örnekler.....	96
Resim 24- Empress 2 – Chamfer – Bifix DC grubunda (Grup 11) basamak bölgesinde dentin dokusunda oluşan rezin taglar (x1000).....	97
Resim 25- Empress 2 – Chamfer – Bifix DC grubunda (Grup 11) basamak bölgesinde rezin siman-seramik ara yüzeyi (x1000).....	97

Resim 26- Empress 2-Chamfer-Variolink 2 grubunda (Grup 10) basamak bölgesinde dentin dokusunda oluşan rezin taglar (x500).....	98
Resim 27- Empress 2 – Chamfer – Variolink 2 grubunda (Grup 10) basamak bölgesinde rezin siman-seramik ara yüzeyi (x1000)...	98
Resim 28- Finesse – Shoulder - Calibra grubunda (Grup 3) basamak bölgesinde dentin dokusunda oluşan rezin taglar (x1000).....	99
Resim 29- Finesse – Shoulder – Calibra grubunda (Grup 3) basamak bölgesinde rezin siman-seramik ara yüzeyi (x1000).....	99

## **TABLO LİSTESİ**

Tablo 1- IPS Empress 2 lityum disilikat cam-seramiğinin kimyasal bileşimi (9).....	22
Tablo 2- Finesse All Ceramic sisteminin kimyasal yapısı.....	25
Tablo 3- Çalışmada kullanılan tüm seramik sistemleri, preparasyon tipleri ve yapıştırıcı sistemler.....	56
Tablo 4- Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri.....	61
Tablo 5- IPS Empress 2 tüm seramik kronların dişlere göre dağılımı ve hastaların yaş ortalamaları ve yaş aralıkları.....	72
Tablo 6- Değerlendirme sürelerine göre IPS Empress 2 kronlarının sayısal dağılımı.....	73
Tablo 7- Kaliforniya Dişhekimleri Odasının restorasyonlar için oluşturduğu kalite kontrol sistemi.....	83
Tablo 8- Tüm gruplar için siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri.....	85
Tablo 9- Siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı değerlendirmesi için yapılan karşılaştırmalar ve istatistiksel değerlendirme.....	87

Tablo 10- Tüm gruplar için siman-kron ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri.....	92
Tablo 11- Siman-kron ara yüzeyinde mikrosızıntı değerlendirmesi için yapılan karşılaştırmalar.....	94
Tablo 12- Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları ( $p<0.05$ )....	100
Tablo 13- $p<0.05$ önem aralığında yapılan Bonferroni testi ikili karşılaştırmaları.....	101
Tablo 14- Marjinal aralık ölçümlerinden elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları ( $p<0.05$ ).....	102
Tablo 15- $p<0.05$ önem aralığında yapılan Bonferroni testi ikili Karşılaştırmaları.....	103
Tablo 16- Kaliforniya Dişhekimleri Odasının restorasyonlar için oluşturduğu kalite kontrol sistemine göre elde edilen skorlamalar.....	104
Tablo 17- IPS Empress 2 tüm seramik kronların dişeti indeksi skorları.....	104

## **GRAFİK LİSTESİ**

Grafik 1- Tüm gruplar için siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapmalar.....	86
Grafik 2- İlk 6 grup ve kontrol grubu için mikrosızıntı skorlamalarının dağılımı ve görülme sıklığı.....	90
Grafik 3- İkinci 6 grup ve kontrol grubu için mikrosızıntı skorlamalarının dağılımı ve görülme sıklığı.....	91
Grafik 4- Tüm gruplar için siman-kron ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapmalar.....	93
Grafik 5- Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen	

verilerin ortalamaları ve standart sapmaları.....100

**Grafik 6- Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen**

verilerin ortalamaları ve standart sapmaları..... 102



## BÖLÜM I

### GİRİŞ

Son yıllarda dişhekimliğinde estetik gereksinim artışı, seramik restorasyonların gelişmesinde başlıca rol oynamıştır. 19. yüzyılın sonlarında seramik kronlar metal alt yapısız olarak jaket kron ismiyle tanımlanmış ve hazırlanmıştır. Jaket kronların yetersiz mekanik dirence sahip olmaları ve seramiğin kendine özgü kırılma direnci nedeniyle, direnci arttırmak amacıyla seramik altında metal bir alt yapı uygulanmıştır. Böylece belirli bir kalınlıkta hazırlanan metal alt yapı çigneme kuvvetlerine karşı direnci arttırmakta ve üzerine uygulanan seramik ise estetiği sağlamaktadır. Seramik kronların hasta ve hekim tarafından tercih edilmelerinin en önemli nedenleri oldukça estetik olmaları yanında biyouyumlu olmalarıdır (14, 54). Ancak metal bir alt yapının varlığı gelen ışığın geçişini engellediğinden, metal alt yapının rengini kapatmak için uygulanan opak seramik nedeniyle doğal görünümlü olmayan kronlar yapılmaktadır. Günümüzde metal alt yapı olarak soy metal alaşımlarının pahalı olmaları nedeniyle, çoğunlukla baz metal alaşımları kullanılmaktadır. Baz metal alaşımlarının korozyona uğramaları sonucu çevre periodontal ve gingival dokularda toksik ve allerjik reaksiyonlar oluşabilmektedir (46). Bu nedenlerden dolayı günümüzde metal alt yapı içermeyen, doğal dişe yakın görünümde restorasyonlar yapılmasına olanak sağlayan, çeşitli yöntemlerle güçlendirilmiş çok sayıda tüm seramik sistemi geliştirilmiştir.

Günümüzde tüm seramik restorasyonların yapımı için ısı ve basınçla şekillenen tüm seramik sistemleri daha fazla tercih edilmektedir. Bunun başlıca nedenleri; biyouyumlu oluşları, düşük plak birikimleri, doğal görünümleri ve gelen ışığın büyük bir oranda restorasyon içinden geçebilmesi sonucu oldukça

yüksek oranda bir estetik özelliğe sahip olmalarıdır (54). Bazı tüm seramik restorasyon sistemlerinin kırılma dirençleri oldukça yüksek olmasına rağmen ağız içerisindeki fonksiyonel ya da parafonksiyonel kuvvetler altında kırılma gösterebilmektedirler (65).

Tüm seramik restorasyonların başarısında biyouyumluluk, estetik, doğal görünüm ve düşük plak birikimi gibi özelliklerin yanında bir diğeri de klinik olarak uzun ömürlü olmasıdır. Ağız içerisinde yapılan restorasyonların klinik ömürlerini etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesi restorasyonun marjinal uyumu diğeri ise mikrosızıntıdır (32, 74, 75). Restorasyonun uyumu direkt olarak dişin preparasyonu ve restorasyon yapımı için kullanılan sistemin duyarlılığı ile ilgili iken, mikrosızıntı ise direkt olarak restorasyonun simantasyonunda kullanılan simana bağlıdır (29).

Yeni jenerasyon mine/dentin bonding sistemleri ve dual-cure yani hem kimyasal, hem de ışık ile polimerize olan yapıştırıcı kompozit simanlar diş dokusu ile restorasyon arasında ağız içerisindeki kuvvetler altında bir tampon görevi görmektedir. Yapıştırıcı kompozit siman ile diş dokusu arasındaki bağlanma mine/dentin bonding sistemi ile sağlanırken yapıştırıcı kompozit siman ile tüm seramik restorasyon arasındaki bağlanma restorasyon iç yüzeyine uygulanan silanlama ajanları ile optimum seviyeye ulaşmıştır. Tüm bu gelişmeler sayesinde tüm seramik restorasyonlar daha da güçlenmekte ve ağız içerisindeki kırılma dirençleri artmaktadır. Ancak, günümüzde kullanılan mine/dentin bonding sistemlerinin kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonları sonrasında büzölmeye uğramaları sonucu diş yüzeyini tamamen örtüleyememeleri nedeniyle restorasyonların marjinlerinde mikrosızıntı ve iç sızıntı (nano-leakage) oluşabilmektedir (86). Kronların marjinlerindeki

mikrosızıntı; ağız içi sıvıların, mikroorganizmaların ve mikroorganizmaların metabolik ürünlerinin diş dokusu ile restorasyon ara yüzeyinden geçmesi sonucu oluşmaktadır (52). Bu durum, klinikte restorasyonların marjinlerinde renklenme, ikincil çürükler, post-operatif duyarlılık ve uzun sürede pulpa iltihabı gibi sonuçlar doğurabilmektedir (17, 38, 52). Son yıllarda geliştirilen mine-dentin bonding sistemleri ve kompozit simanlar sayesinde mikrosızıntı riski azaltılmaya çalışılmıştır.

Marjinal uyumun yetersiz olması, özellikle kron marjinleri serbest dişeti kenarının altında yer alıyorsa, bakteriyel plak için retansiyon alanları oluşturur. Bunun sonucunda o bölgelerde ikincil çürükler oluşur, dişeti iltihabı ve periodontal hastalıklar gözlenebilir (16, 59, 75). Ayrıca marjinal uyumun yetersiz olması bakteriyel plak için retansiyon alanları oluşturmasından dolayı indirekt olarak mikrosızıntıyı arttıran bir faktördür (16, 59).

Bu çalışmanın amacı,

- Isı ve basınçla şekillenen iki farklı tüm seramik kron sistemi ile hazırlanan kronların mutlak marjinal uyumlarını (absolute marginal discrepancies), marjinal aralıklarını ve mikrosızıntılarını
- Diş kesiminde uygulanan iki farklı basamak şeklinin (shoulder ve chamfer) tüm seramik kronların mutlak marjinal uyumu, marjinal aralığı ve mikrosızıntısı üzerine etkilerini
- Tüm seramik kronların simantasyonunda kullanılan hem kimyasal, hem de ışıkla sertleşen üç farklı yapıştırıcı kompozit siman ile kontrol grubu olarak alınan metal-seramik kronların simantasyonunda kullanılan çinkofosfat simanın, siman-diş ve siman-seramik ara yüzeyindeki mikrosızıntı üzerine etkilerini,



kesilmiş üst çene santral keser dişlere simante ettikten ve tüm örnekler termal döngü uyguladıktan sonra, in-vitro olarak araştırmaktır.

Çalışmanın In-vivo bölümünde ise amaçlanan IPS-Empress 2 sistemi ile hazırlanan tüm seramik kron ve köprü restorasyonlarını sızıntı, duyarlılık, kole bölgelerinde renklenme ve çürük oluşumu, periodontal ve gingival dokuların durumu yönünden üç yıllık takipler sonucunda klinik olarak değerlendirmektir.



## **1.1.GENEL BİLGİLER**

### **1.1.1. TARİHÇE**

Dışhekimliğinde seramik restorasyonların kullanılması, ilk kez Fransız kimyager Duchateau tarafından 1776 yılında önerilmiştir. 19. yüzyılın sonlarında tüm seramik restorasyonlar jaket kron ismiyle tanımlanmış ve hazırlanmıştır. Bu kronların dayanıklı olmayışı ve kolay kırılabilmesi nedeniyle 1950'li yıllarda metal destekli seramik kronlar geliştirilmiştir. Ancak, metal destekli seramik kronların yeterli estetik görüntüye sahip olamamaları yanında ekonomik olmayışları ve kullanılan bazı metal alaşımlarının da zamanla korozyona uğramaları gibi dezavantajları olduğu gözlenmiştir.

Estetik beklentilerdeki arayışlar devam etmiş ve 1965 yılında Mc Lean ve Hugues çekirdek seramikte % 40-50 oranında alüminyum tanecik içeren alüminöz seramikleri geliştirmişlerdir. Ancak bu seramikler, dayanıklılıklarının az olması, kenar uyumlarının bulunmaması ve malzemenin kırılma direncinin düşük olması gibi dezavantajlara sahip olmuşlardır.

1982 yılında Cerestore adında yeni bir sistem piyasaya sürülmüştür. Daha sonraki yıllarda kaybolan mum tekniğine dayanan ve Dicor ve Cera Pearl olarak bilinen teknikler geliştirilmiştir.

Tüm seramik kronlardaki bu ilerleme sürekli devam etmiş ve Hi-ceram ve Duceram adında 2 adet sistem piyasaya sunulmuştur.

1989 yılında ise Vita firması tarafından tanıtılan Vita In-Ceram sistemi metal içermeyen ve yüksek stabiliteye sahip seramik alt yapıların üretilmesini sağlayan teknik olarak geliştirilmiştir.

1983 yılında yine kaybolan mum tekniği esasına dayanan ısı ve basınçla şekillendirilebilen seramiklerden IPS-Empress sistemi Ivoclar firması tarafından tanıtılmıştır. Yine aynı firma tarafından ön bölgede üç üyeli tüm seramik köprü yapımına olanak sağlayan IPS Empress 2 sistemi geliştirilmiştir.

2000 yılında Degussa firması tarafından zirkonyum esaslı Cercon sistemi piyasaya sunulmuştur. Cercon sistemi çok üyeli arka bölge köprülerinin yapımına olanak sağlamıştır.

### **1.1.2. Tüm Seramik Kronların Endikasyonları**

1. Çürümüş, aşınmış, kırılmış ve renklenmiş dişlerde,
2. Estetiğin en önemli unsur halini aldığı ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vak'alarda,
3. Kanal tedavisi görmüş dişlerde, çürük veya renklenme görülmesi durumunda,
4. Normal diş kavsinden sapma gösteren dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
5. Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda tüm seramik kronlar uygulanabilir (84, 86).

### **1.1.3. Tüm Seramik Kronların Kontrendikasyonları**

1. Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1 mm.'den az olduğu durumlarda,
2. Kesim sonrası tutuculuğun en alt düzeyde olacağı çok kısa dişlerde ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
3. Bruksizm ya da düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyon gibi, mandibuların parafonksiyonel aktiviteye sahip olduğu bireylerde,

4. Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde,
5. Örtülü kapanış ve ileri itimin ileri derecede artmış olduğu vak'alarda,
6. Kuvvetli ve aktif bir kas sistemine sahip olan, pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde tüm seramik kronlar uygulanmamalıdır (84, 86).

#### **1.1.4. Tüm Seramik Kronların Avantajları**

1. Tüm seramik kronlar, metal seramik kronlarda gözlenen seramiğin iç yüzündeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için mükemmel bir estetiğe sahiptirler,
2. Tüm seramik kronların röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir,
3. Metal destekli seramik kronlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve allerjik etkiler tüm seramik kronlarda görülmez,
4. Tüm seramik kronların ısı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki diş iyi bir şekilde korunur,
5. Seramik kronla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez,
6. Metal seramik kronlarda görülen translüsens eksikliği, alaşımda gümüş varlığında, bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tüm seramik kronlarda görülmez,
7. Tüm seramik kronlarda, metal seramik kronlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme de görülmez,
8. Tüm seramik kronlarda, metal destekli seramik kronlardaki gelen ışığın yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük

oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır (84).

#### **1.1.5. Tüm Seramik Kronların Dezavantajları**

1. Diş kesimi metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir,
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene posterior bölgede uygulaması zordur,
3. Ekonomik olarak daha pahalıdır,
4. Tüm seramik kronların laboratuvar çalışması daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir (84).

#### **1.1.6. Tüm Seramik Kronlarda Başarısızlık Nedenleri**

1. Diş desteğinin seramik restorasyon için yetersiz olması,
2. Hatalı yüzeyler oluşturan, seramik kalınlığındaki ani değişimler,
3. Seramiğin düzensiz şekilde kondansasyonu ve pişirilmesi, kritik bölgelerde mekanik kusurlara neden olur. Termal şok sonucu oluşan, mikro çatlaklar ve aksiyolingual kenardaki büyük hava boşluğu kırığa neden olur,
4. Restorasyonun düzeltilemeyecek derecedeki maloklüzyona sahip bireylere uygulanması,
5. Bruksizm, dişleri sıkma gibi aşırı basınç yaratan, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerinin varlığı,
6. Travmatik zarar (84).

### **1.1.7. Tüm Seramik Sistemleri**

#### **Yapım Tekniklerine Göre Tüm Seramik Kronlar**

- 1. Folyo tekniği (Optec HSP, Renaissance, Sunrise)**
- 2. Isıya dayanıklı refraktör model üzerinde pişirilen tüm seramik kronlar (Hi-Ceram, Cerastore, Optec HSP, Al-Ceram, In-Ceram(In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya)**
- 3. Dökülebilir cam seramikler (Dicor, Cera Pearl)**
- 4. Isı ve Basınçla şekillenen cam seramikler (IPS Empress, IPS Empress 2, Finesse Pressable Ceramic, Optimal Pressable Ceramic(OPC), Carrara Press, Authentic Press, Evo Press, Optec 3G)**
- 5. Kopyalama freze tekniğine dayalı sistemler (Celay, Celay-In-Ceram, Cercon)**
- 6. Bilgisayar destekli freze tekniğine dayalı sistemler (CAD-CAM) (Cerec, Procera, Cicero)**

Seramik kronların metal bir alt yapı olmaksızın güçlendirilme düşüncesi 1964 yılında McLean ve Hughes tarafından ortaya atılmıştır. McLean ve Hughes ağırlıkça %50 alümina içeren seramiğin bükülme direncinin konvansiyonel seramiklerin bükülme direncine göre önemli derecede yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bu araştırma ilk olarak Vitadur-N olarak bilinen ve daha sonra Hi-Ceram olarak adlandırılan sistemlerin gelişmesi ile sonuçlanmıştır. Böylece yüksek dirence sahip seramik bir alt yapının kullanılma prensibinin temelleri atılmıştır (8).

Bilindiği üzere seramik oldukça kırılgan bir malzemedir. Estetik ve fonksiyon açısından yeterli bir seramik malzeme bulma düşüncesi ile 1982-1992 yılları arasında çok sayıda tüm seramik sistemi geliştirilmiştir.

Tüm seramik sistemler, güçlendirilmelerine göre temel olarak iki gruba ayrılırlar:

- Güçlendirilmiş seramik alt yapı içeren sistemler
- Porselende ek kalınlık ve yapım kolaylığı sağlayan ince metal alt yapılı folyo kron sistemleri (8, 49).

1982 yılında kullanıma sunulmuş olan **Cerastore** sistemi konvansiyonel alümina ile güçlendirilmiş jaket kronlardaki fırınlama büzülmesi ve folyo kronlardaki problemleri azaltmak için geliştirilmiştir. Alümina, Magnezya ve cam firit içeren platisize seramik tablet, bir epoksi materyali üzerinde kalıpla şekillendirilmektedir. Seramik tablet 1515°C'ye kadar fırınlanır. Pişirme sırasında magnezya ve alümina arasında bir reaksiyon başlar. Magnezya-alümina spinelleri oluşması ile hacimce genişleme olur. Bu genişleme fırınlama ile tamamen kompanze edilir. Sonuç olarak bitmiş kromda boyutsal değişiklik minimumdur. Bu sistem ile mükemmel estetik ve iyi bir marjinal uyum elde edilirken yeterli dayanıklılık elde edilememiştir (8).

Aynı yıllarda geliştirilmiş olan **Hi-Ceram** sisteminde ise ısıya dayanıklı refraktör model üzerinde, içerisindeki alümina partiküllerinin miktarı artırılmış olan seramik pişirilmektedir. Sonuçta konvansiyonel alüminöz seramiklerle karşılaştırıldığında bu materyalin dayanıklılığı %35 oranında artmıştır. Bunun yanında alümina içeriğinin artması nedeniyle malzemenin opaklığının artması gibi bir dezavantaj görülmüştür (8).

Lösit kristal yapısına sahip olan **Optec HSP** sisteminde çekirdek alt yapı bulunmamaktadır. Platin folyo ya da ısıya dayanıklı refraktör model üzerinde

pişirilir. İyi bir estetik ve marjinal uyum elde edilmesine rağmen yeterli bir dirence sahip değildir (8).

Dökülebilir cam-seramiklerden olan ve 1985 yılında kullanıma sunulmuş **Dicor** (Dentsply, Burlington, UK) sistemi üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır. Yine aynı yıllarda aynı fiziksel ve kimyasal yapıda olan **Cera Pearl** (Kyocera Bioceram; San Diego, USA) sistemi piyasaya sunulmuştur. Kristal fazın mika kristallerinden oluştuğu Dicor ve hidroksilapatitten oluşan Cera Pearl sisteminde kaybolan mum tekniği ile restorasyonlar santrifüjde dökülür. Dicor sistemi için döküm ısı 1360°C iken, Cera Pearl sistemi için 1460°C'dir. Döküm işlemi tamamlandıktan sonra gerekli düzenlemeler yapılır ve kristalizasyon aşamasına geçilir. Kristalizasyon işlemi Cera Pearl için 870°C'de 12 saat sürerken, Dicor için ise 1070°C'de 6 saat sürmektedir. Bu işlem sonucunda kristalize kalsiyum oksilapatit oluşumu tamamlanmış olur ve kristalizasyon ısısından daha düşük bir ısıda iki defa ısıtılarak doğal mineye çok benzeyen kimyasal ve fiziksel yapı kazandırılır. (15, 73, 96).

Fransa'da Soduan tarafından geliştirilen **In-Ceram** (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) sisteminde dişhekimliğinde kullanılan diğer seramiklerden farklı olarak bir cam matriks yoktur. Materyal tamamen kristal yapıdan oluşur. Bu şekilde materyalin ince tanecikli yapısı sayesinde yüksek mekanik dayanıklılık ve adaptasyon yeteneği yanında estetik olarak da tatmin edicidir. Ağırılıkça %85lik bir kısmı oluşturan alüminyum oksit kristalleri birbirleri ile temas halindedir. Böylece ön bölge, arka bölge tüm seramik kronların ve ön bölgede tüm seramik köprü yapımına olanak sağlar. Üç farklı In-Ceram tekniği vardır:

- In-Ceram Alümina
- In-Ceram Spinell (alümina ve magnezyadan oluşur)



- In-Ceram zirkonyum

Burada temel prensip bir alüminyum oksit alt yapı oluşturmaktır. Alümina, metal destekli seramiklerdeki metal alt yapının yerini alır. Alt yapı ısıya dayanıklı refraktör model üzerinde pişirilir. Bu aşamadan sonra alt yapı cam infiltrasyonu için ikinci bir pişirmeye tabi tutulur. Bu şekilde seramiklerdeki zayıf noktaları oluşturan pöröziteler hemen hemen tamamen yok edilir. Böylece materyalin bükülme direnci artmış olur. Daha sonra alt yapı üzerine dentin ve mine porselenleri uygulanarak pişirilir. Burada In-Ceram sisteminin en önemli dezavantajı laboratuvar işlemlerinin çok uzun sürmesidir. In-Ceram sisteminin bükülme ve kırılma direnci, yüksek lösit içeren seramiklere oranla 2.5-3.5 kat daha fazladır.

In-Ceram sisteminde yüksek alümina ya da zirkonyum içeriğinden dolayı dişe kimyasal olarak bağlanan restorasyonların yapımı çok zordur. Silikat içeriğinin az olması silan uygulamasını sınırlar ve asit uygulayarak mikromekanik retantif alanların oluşmasını engeller. Ancak bir çalışmada restorasyonun yapışma yüzeyinin elmas partikülleri ile kumlanması kesme direncini arttırdığı bulunmuştur (64, 72).

Bilgisayar destekli freze tekniğine (CAD-CAM) dayalı ilk tüm seramik sistemi 1985 yılında kullanıma sunulan Cerec (Siemens, Bensheim, Germany) sistemidir. Daha sonra bu sistem üzerine çalışmalar devam etmiş, 1994 yılında Cerec 2 ve 2000 yılında Cerec 3 sistemleri piyasaya sunulmuştur. Cerec sistemi sadece tek seansta inley ve onley tipi restorasyonların yapımına olanak sağlar. Bu sistemde yapılan restorasyonların oklüzal yüzeyi simantasyon işleminden sonra ağız içerisinde yapılır. Cerec 3 sisteminde bilgisayara Cerec 3 kron programını yüklemek mümkündür ve tüm arka bölge restorasyonlarının ve

ön bölge kronların yapımına olanak sağlar. Ayrıca ön bölgede parsiyel kron ve lamina yapılabilir. Burada prepare edilmiş dişin ölçüsü alınarak alçıdan model elde edilir ve alçı model lazer tarayıcı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra bu veriler ışığında seramik blok, işleme cihazında işlenir (64).

İlk defa 1993 yılında Andersson ve Ogen tarafından tanıtılmış olan Procera sistemi (Nobel Biocare; Göteborg, Sweden) yüksek dirence sahip, çok yüksek oranda alümina içeren bir seramik alt yapı ve bunun üzerine uygulanan tabakalama seramiğinden oluşur.

Seramik alt yapı ağırlıkça %99.9 oranında alüminyum oksit içerir. Bu nedenle dişhekimliğinde kullanılan tüm seramik restorasyonların içinde direnci en yüksek olan materyaldir. Procera sisteminde prepare edilen dişin ölçüsü alınarak model elde edilir. Elde edilen model bir tarayıcı ile taranır ve veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra bu veriler doğrultusunda yüksek alümina içeren seramik blok işlenir. Gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra feldispatik porselen uygulanarak krona son şekli verilir (55, 64).

**Celay** sisteminde (Mikrona Technologies, Spreitenbach, Switzerland) restorasyonlar direkt olarak hasta ağzında uygulanırken, indirekt olarak da laboratuvarında hazırlanır. Burada hazırlanmış olan plastik inley bir digitizer ile okunur ve restorasyon seramik bloğa bire bir freze ile uygulanır. Cerec sisteminde kullanılan seramik bloklar bu sistemde de kullanılabilir.

#### **1.1.8. Cam Seramikler ve IPS Empress Sistemi**

1956 yılında Stookey isimli araştırmacı özel bir camın kontrollü kristalizasyonu ile cam-seramik olarak adlandırılan yeni bir materyal grubu

geliştirmiştir. Bu materyaller hem camların, hem de seramiklerin özelliklerini birlikte taşımaktadır (35).

Geleneksel olarak Cam-seramiklerin üretiminde, cam matriks içerisine gömülmüş kristalleri oluşturmak için cam ısıya maruz tutulur. Çok fazlı cam ve kristallerden oluşan bu ürün cam-seramik olarak adlandırılır. Bu işlemin bütün aşamaları dikkatli bir şekilde kontrol altında tutulmalıdır. Camdaki kontrollü çekirdekleşme, kristalleşme için gereklidir ve çok önemlidir. Gerçek kontrollü kristalleşme sadece ısı ile elde edilir (34).

Stookey'in hacimsel kristalleşme prensibine göre geliştirdiği cam-seramikler; bilimde, teknolojiye ve tıpta başarılı bir şekilde kullanılmıştır (34).

Camın hacimsel kristalleşmesinde hemen hemen aynı büyüklükte ve morfolojide üniform olarak dağılmış kristaller cam içerisinde gelişirler. Birbirini takip eden çekirdekleşme ve kristalleşme aşamaları, hacimsel kristalleşme mekanizmasına göre cam-seramiklerin oluşumu için bilimsel bir gerekliliktir. Dicor (Dentsply) dental cam-seramik sistemi de ( $\text{SiO}_2\text{-MgO-K}_2\text{O-F}$ ) kontrollü hacimsel kristalleşme mekanizmasına göre geliştirilmiştir. IPS Empress cam-seramik, metal alt yapı üzerine uygulanan seramiklerdeki gibi lösit içeren dental materyaller grubuna girmektedir. IPS Empress gibi lösit kristalleri içeren cam-seramiklerde kontrollü hacimsel kristalleşme görülmemektedir (34).

#### **1.1.8.1. Empress Cam Seramiğinin Üretimi**

IPS Empress sisteminde öncelikle daha sonraki aşama olan kontrollü kristalleşme için önem taşıyan camın eritilme işlemi yapılır. Çekirdekleşmeyi başlatmak ve primer kristalleşme için ısıya maruz tutulduktan sonra öğütülür.

Bu aşamada toza pigmentler ve floresan ajanlar ilave edilir ve ingot (cam-seramik blok) elde etmek için preslenir. Ingotlar 1200°C'de sinterize edildikten sonra kullanıma hazır hale gelirler. Bu ingotlar dental laboratuvarında Empress cam-seramiğin yüksek fizik ve estetik özelliklerini elde etmek için boyama tekniğinde 1050°C'de, tabakalama tekniğinde 1080°C'de preslenir.

Burada sözü edilen baz cam, Empress cam-seramiklerinin özelliklerini elde etmek için çok önemlidir. Geleneksel olarak kullanılan cam-seramiklerde (hacimsel kristalleşme) kullanılan camdan oldukça farklıdır ve bu cam kontrollü hacimsel kristalleşme ile cam-seramiğe dönüştürülemez. Bu nedenle, Empress cam-seramiğini elde etmek için yeni bir mekanizma olan **kontrollü yüzey kristalleşmesi** kullanılır (34).

#### 1.1.8.2. Kontrollü Yüzey Kristalleşmesi

Kontrollü yüzey kristalleşmesinde, kristaller cam partikülünün yüzeyinden direkt olarak içeriye doğru gelişirler. Bu etki reaktif cam yüzeyleri ve cam tozlarının uygulaması ile başarılı bir şekilde elde edilir.

Camdaki çekirdekleşme ve kristalleşmenin ilk aşaması cam tozunun tanecik sınırında başlayan çekirdekleşme ile karakterizedir.

Böylece, 900-1200°C kısa bir süre sıcaklık uygulandıktan sonra yüzey kristalleşmesi ile küçük lösit kristalleri oluşur (**Resim 1**). Çekirdekleşme ve kristalleşme tanecik sınırında başlar ve yavaş yavaş taneciğin merkezine doğru ilerler. Lösit kristallerinin varlığı X-ray difraksiyon incelemesi ile elde edilir. Lösit kristallerinin kimyasal formülü:

$K(AlSi_2O_6)$  ya da

$K_2O-Al_2O_3-4SiO_2$  'dir.



**Resim 1-** Lüsit kristallerinin taramalı elektron mikroskop görüntüsü (34)

Başlangıçta çok küçük olan lüsit kristalleri hala kristallokimyasal olarak çok düzensizdir. Kristalin gelişmesi çekirdek merkezinden ilerler. Bu nedenle, kristaller merkezin çevresinde çiçek yaprakları gibi büyüyerek çiçeğe benzer bir görüntü oluştururlar.

Cam-seramik ingot gelişmesinin birbirini izleyen aşamalarında özellikle yaklaşık olarak 1200°C sıcaklık uygulandığında lüsit kristalleri gelişmeye devam eder. Empress cam-seramik ingotlarının mikroyapısı yoğun ve çatlaksızdır.

IPS Empress cam-seramik ingotları, dental laboratuvarlarda kron, inley ve benzeri restorasyonlar yapmak için kullanılır. Laboratuvarda yapılan tüm işlemler lüsit kristallerinin olgunlaşmasını ve cam matrisi içerisinde tekrar dağılımını etkilemektedir. Bunu etkileyen 2 adet çok önemli etken vardır.

Bunlardan ilki ingotlara uygulanan **sıcaklıktır**. Diğeri ise **visköz akıcılıktır** (34, 35).

Visköz akıcılık fenomeni, cam-seramik ingotların merkezinde cam-seramik materyalinin diğer bölgelere oranla daha hızlı akmasına neden olur. Sonuçta cam fazı ve kristaller birbirine karışır.

Kristal oluşumundan (ingotların üretimi) ve lösit kristallerinin olgunlaşmasından sonra (visköz akıcılık ve sinterizasyon ve glazür pişirmesi için sıcaklık uygulanması) hemen hemen üniform bir büyüme görülür. Kristallerin boyutu yaklaşık 1-5  $\mu\text{m}$ 'dir.

Cam içerisindeki hacimce %40'ı oluşturan kristallerin ayrılması Empress cam-seramiğinin tipik özelliklerini verecek şekilde yüksek gerilim oluşturur. Bilimsel ve teknik açıdan bu malzeme dağılım ile güçlendirilmiştir. Özellikle direnç açısından önemli olan kontrollü gerilim oluşumu, cam matris ve kristallerin yoğunluk ve genişmelerinin farklı olması ile gerçekleştirilir.

Kristallerin büyüme işlemine bağlı olarak camın genişleme katsayısı  $11-13 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$  iken kristal yapınıki ise  $16 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$  'den fazladır.

Empress cam-seramiğinin asitleme gibi özel yüzey hazırlığından sonra lösit kristalleri etrafında mikrogerilim alanları görünür hale gelir. Bu yapıda asitleme ile başlayan gerilim kırıkları cam-kristal ara yüzeyinde oluşmaya başlar. %2.5'lük Hidroflorik asit ile 3 saniye süreyle asitleme ile oluşan ilk görünür mikroçatlaklar lösit kristalleri ile cam matris ara yüzeyinde görülür. %4.5'lük Hidroflorik asit ile daha uzun süreli asitleme cam-seramiğin yüzeyindeki kristallerin çözülmesine neden olabilir (34, 35).

Empress restorasyonların simantasyonundan önce restorasyonların iç yüzeylerinde retatif bir yüzey oluşturulmalıdır. Böylece adeziv simantasyon için ideal bir yüzey elde edilmiş olur.

### 1.1.8.3. Lösit Kristallerinin Fonksiyonu

Lösit ( $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-4\text{SiO}_2$ ) tek başına feldisparın ( $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$ ) erimesi ile oluşan bir mineraldir ve bir çok dental porselenin elde edilmesinde

#### 1.1.8.4. IPS Empress Sisteminin Avantajları

1. Seramik alt yapının translüesentliği doğal dişinkine benzer,
2. Temel malzeme, yüksek basınçta gözenekleri yok edilmiş ve mikroçatlakların oluşumunun engellendiği, yoğunlaştırılmış prefabrike çekirdeğe (ingot) dönüştürülür,
3. Temel malzeme stabiliteyi korur, kronun şekli değişmez, yinelenen pişirmelerde kenarları yuvarlaklaşmaz,
4. Baz malzemenin ve glaze malzemenin abrazyon değerleri doğal diş yapısına benzer,
5. Aşınma değerleri hemen hemen doğal diş ile aynıdır. Malzemenin ince grenli yapısı, karşıt doğal dişte mine benzeri aşınma yaratır,
6. Empress restorasyonun mum modelasyonu, seramikte modelasyon yapmaktan daha kolaydır,
7. Pişirme sonucu büzülme, pres tekniği ile elimine edilir,
8. Seramik malzemenin kayıp mum tekniği ile enjeksiyonu, restorasyonun uyumunu artırır,
9. Bükülme ve çekme dayanıklılığı 200 MPa'dan daha fazladır,
10. Seramik çekirdekler önceden renklendirilmiş olduğu için komşu dişlerle renk uyumu oldukça iyidir.



**Resim 3-** Lityum disilikat kristalleri (35)

### 1.1.9.3. Presleme Sonrası İngotların Mikroyapısı

IPS Empress 2 cam-seramik ingotlar, IPS Empress cam-seramik ingotlar gibi EP500 fırınında işleme tabi tutulur. Ancak, iki sistem arasında bazı farklar vardır:

- IPS Empress 2'de presleme sıcaklığı 920°C'dir,
- IPS Empress 2 cam seramiğın preslenmesi lösit bazlı IPS Empress'inkinden farklıdır. Çünkü IPS Empress 2 cam seramik farklı sıcaklıkta vizközite fonksiyonu gösterir. Sonuç olarak çok düşük presleme sıcaklığı kadar çok yüksek presleme sıcaklığı da son ürünün özellikleri için uygun değildir.

Kron ve köprü yapımı için presleme işlemi 5-15 dakika sürer. Cam-seramiğın kalitesi için bu presleme zamanı da çok önemlidir. Presleme işleminden sonra gerekli düzenlemeler yapılır ve sinterlenmiş tabakalama cam-seramiği uygulanır. Tabakalama seramiği uygulanmadan önce preslenmiş cam-seramiğın mikroyapısını geliştirmek için ilave bir sıcaklık uygulanmasına gerek yoktur. Presleme işleminden sonra IPS Empress 2'nin mikroyapısı **Resim 4**'de görülmektedir. Görüldüğü gibi SEM görüntüsünde oldukça yoğun bir lityum disilikat kristal mikroyapısı görülmektedir. Bu kristaller hacimce %60'



oluşturmaktadır ve 0,5-5  $\mu\text{m}$  uzunluğundadır. İkinci kristal fazı ise lityum ortofosfat kristali oluşturur ve uzunlukları 0,1-0,3  $\mu\text{m}$ 'dir (35).



**Resim 4-** Lityum disilikat kristallerinin çekirdek alt yapı preslendikten sonraki görüntüsü (35)

#### **1.1.9.4. IPS Empress 2 Sistemindeki Tabakalama Cam-Seramiğinin Mikroyapısı**

Kron ve köprü yapımı için lityum disilikat cam-seramiği sinterlenmiş cam-seramik, glazür ve makyaj malzemeleri ile kaplanır ve bu tabakalama cam-seramiği IPS Empress 2 sistemi için özel olarak geliştirilmiştir. Bunlar dentin, mine, insizal, transpara ve efekt olarak toz halinde bulunurlar ve florapatit içerirler.

Bu sistemde tabakalama cam-seramiği 800°C'de Programat P80 fırınında pişirilir. Pişirme işlemi sonunda cam-seramiğin cam matrisi içerisinde apatit kristalleri dağılmaktadır. Bu kristaller cam-seramiğin biyoyumluluğunu artırır. Ayrıca translüenslik, parlaklık ve ışık saçılması gibi optik özelliklerini kontrol altında tutar. Sonuçta yapılan restorasyon doğal dişe yakın bir estetiğe sahip olmaktadır.

Kron ya da köprü restorasyonlarında palatinal yüzeye preslenmiş cam-seramiğin mekanik özellikleri açısından mümkün olduğu kadar ince bir tabaka

halinde tabakalama seramiği uygulanır. Çünkü, lityum disilikat cam-seramiği tabakalama seramiğinden daha güçlüdür.

Yine ısı ve basınçla şekillenebilen sistemlerden olan **Finesse All Ceramic** sistemi (Dentsply) de kaybolan mum tekniği esasına dayanır ve lösit kristali içermektedir. Burada temel düşünce ısı ve basınçla şekilleme işlemi 850°C'de gerçekleştirilir. Bu sistemde de boyama ve tabakalama olmak üzere iki farklı teknik vardır. Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında ise laboratuvar işlemleri daha düşük ısıda gerçekleştirilir. Materyalin sertliğini azaltmak için lösit kristali içeriği %8-10 arasında tutulmuştur. Finesse All Ceramic çekirdek alt yapının kimyasal yapısı **Tablo 2**'de görölmektedir.

<b>İçerik</b>	<b>Ağırlıkça yüzdesi</b>
SiO <sub>2</sub>	60-65
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	5-10
Li <sub>2</sub> O	1-3
Na <sub>2</sub> O	8-12
K <sub>2</sub> O	5-10
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	1-3
CaO	1-3
İlave elementler ve boyalar	0-3

**Tablo 2-** Finesse All Ceramic sisteminin kimyasal yapısı †

† Tablodaki değerler üretici firma tarafından sağlanmıştır.

Seramik alt yapı hazırlandıktan sonra tabakalama tekniği için düşük ısıda, yani 750°C'de Finesse seramiği pişirilir. Laboratuvar işlemlerinin düşük ısıda gerçekleşmesinin bazı yararları vardır:

- Marjinal uyumu daha iyi olan restorasyonlar yapılabilir,
- Isı ve basınçla şekilleme sonrası revetman artıkları restorasyon yüzeyinde kalmaz,
- Klinikte polisaj lastikleri ile cila yapılabilir,

- Aşınması doğal dişin aşınmasına yakındır,
- Karşıt dişte aşınma meydana getirmez.

Finesse All Ceramic sistemi inley, onley, lamina ve kron tipi restorasyonlar için endikedir.

#### **1.1.10. Tüm Seramik Kronların Simantasyonu**

Tüm seramik kronların simantasyonu, klinik başarıyı etkileyen en önemli basamaklardan bir tanesidir. Bilindiği üzere tüm seramik kronlarda metal bir alt yapı yoktur. Seramik malzeme doğası gereği oldukça kırılğan bir malzemedir. İşte bu noktada tüm seramik kronların simantasyonunda kullanılan siman, restorasyon ile diş arasında bir tampon görevi görerek ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere karşı restorasyonu daha da güçlendirir ve kırılmasını önler.

Son yıllarda rezin simanlarda ve dentin bonding ajanlarındaki gelişmeler bu tip malzemelerin tüm seramik kronların simantasyonunda kullanımına olanak sağlamıştır. Diş yüzeyinin asit uygulayarak mikropürüzlendirilmesi, kron tipi restorasyonların yükseklik yapmayacak şekilde simantasyonuna olanak sağlayan düşük viskoziteye sahip rezin simanların geliştirilmesi, tüm seramik kronların gelişiminde çok büyük rol oynamıştır. Burada diş yüzeyi dentin bonding sisteminin çeşitli ajanları ile hazırlanır ve rezin simanın kimyasal olarak bağlanması için hazır hale getirilir. Diğer taraftan restorasyonun yapışma yüzeyinin hidroflorik asit ile asitlenip mikropürüzlü bir yüzey elde edilmesine ve ardından silan ajanının uygulanması ile seramik iç yüzeyinin de rezin simanlara karşı afinitesini arttıran tüm seramik kron sistemlerinin kullanıma sunulması ile tüm seramik kronların simantasyonunda önemli gelişmeler kaydedilmiştir (76).

yaklaşık olarak 28 dynes/cm gibi düşük serbest yüzey enerjisine sahip olan tükürükteki organik pellicül ile kaplıdır ve bu durum adezivin islatmasını bozar. Dentin dokusunun serbest yüzey enerjisi 44.8 dynes/cm'dir. Bu değer de yeterli olmadığı için dentin dokusunun islatılabilmesi oldukça zordur. Aynı şekilde dişin preparasyonu sırasında diş yüzeyinde oluşan smear tabakası da düşük serbest yüzey enerjisine sahiptir. Bu nedenle, diş yüzeyi bonding işlemlerinden önce serbest yüzey enerjisini arttırmak için tamamen temizlenmelidir ve fosforik asit ile asitlenmelidir (70).

#### **1.1.14. Diş Dokusuna Adezyonu Etkileyen Faktörler**

##### **1.1.14.1. Mine ve Dentin Dokusunun Yapısı**

Mine ve dentin dokularının yapıları çok farklı olması nedeniyle bu iki dokuya olan adezyon oldukça farklılıklar gösterir. Mine dokusunun hacimce %86'sı inorganik, %12'si su, %2'si organik materyallerden oluşur. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksilapatit kristalinden, organik kısım ise kollajenden oluşur. İnorganik kısmı oluşturan hidroksilapatit kristalleri arasındaki devamlı bir ilişki ile mine prizması denen mikroskobik yapılar oluşur. Doğal mine yüzeyi düzdür, mine prizmalarının yüzeyde sonlanan uçları anahtar deliği görüntüsü verir. Mine yüzeyi asitlendiğinde bu prizmalar açığa çıkar. Mine dokusu homojen bir yapıya sahiptir (6, 36, 70).

Dentin dokusunun hacimce %25'lik gibi büyük bir bölümünü su oluşturur. %25'i organik yapı yani tip 1 kollagen, %50'lik kısmı ise inorganik yapı oluşturur. Bunların dentin dokusu içinde dağılımı homojen değildir. Bu nedenle dentin dokusu heterojen bir yapıya sahiptir. Dentin dokusu içerisinde pulpa odasından

sklerozis oluşur. Çürük karşısında hipermineralizasyon, tübüllerin kristaller ile tıkanması ve pulpa odasına yakın bölümlerde tamir dentini oluşur.

Sklerotik, transparent ya da camsı dentin, peritübüler dentinin apozisyonu sonucu dentin tübüllerinin tıkanması ve mineral kristallerinin çökmesi sonucu oluşur. Sklerotik dentinde daha az açık tübül vardır ve bu nedenle daha az geçirgendir ve dıştan gelen uyarılara karşı hassas değildir. Sklerotik dentindeki odontoblastik uzantıların bir kısmı atrofiye uğramış ve mineralize olmuştur. Tamamen skleroze olmuş bir dentine asit uygulandığında yeterli mikromekanik alanlar oluşmamaktadır (70).

Dentindeki bütün bu fizyolojik ve patolojik olaylar sonucunda oluşan yapısal değişimler adeziv ajanların uygulanmasını zorlaştırır (47).

#### **1.1.14.3. Smear Tabakası**

Kavite preparasyonu sonucunda mine ve dentin yüzeyinde preparasyon artıklarından oluşan bir tabaka oluşur. İatrojenik olarak oluşan bu tabakaya smear tabakası denir ve prepare diş yüzeyi ile restoratif materyal arasındaki yapışmayı büyük ölçüde etkiler. Preparasyon sırasında oluşan ısı, smear tabakasını su ile yıkandığında uzaklaşmasını önleyecek şekilde smear tabakasının alttaki diş dokusuna yapışmasına neden olur. Yapılan çalışmalarda EDTA solüsyonunun smear tabakasını uzaklaştırmada ve ve tıkanmış dentin tübüllerini tekrar açmada yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Sitrik asit, poliakrilik asit, fosforik asit gibi asitler de smear tabakasını başarıyla uzaklaştırabilirler (70).

Smear tabakasının kalınlığı 0.5-5 µm arasındadır. Smear tabakası, smear tıkaçlarının oluşumu ile dentin tübüllerini tıkasa bile pörözlü bir yapıda

olması ve çok küçük kanallar içermesi nedeniyle çok az da olsa dentin likitlerinin geçişine izin verir. Smear tabakası dentin geçirgenliğini %86 azaltır (6, 70).

#### **1.1.14.4. Dentinin Nemli Olması**

Dentinin geçirgenliği bazı faktörlere bağlıdır:

- Dentin tübüllerinin uzunluğu ve çapı,
- Dentin likidinin viskozitesi ve dentin likidinin içinde çözünen moleküllerin boyutu,
- Pulpa basıncının miktarı,
- Açıkta kalan dentin yüzeyi miktarı,

Pulpa boynuzları üzerindeki oklüzal dentin, oklüzal yüzeyin merkezindeki oklüzal dentinden daha geçirgendir. Aproksimal yüzeylerdeki dentin oklüzal yüzeydeki dentinden daha geçirgendir ve koronal dentin, kök dentininden daha geçirgendir. Dentinin geçirgenliğinin fazla olması sonucu, tübüller hermetik olarak kapalı değilse bakteriler ve onların toksik ürünleri kolayca dentin tübüllerine oradan da pulpa odasına ilerlerler.

Dentin geçirgenliğinin bu şekilde farklı olması dentin yüzeyine yapışmayı daha da zorlaştırır. Dentin yüzeyindeki smear tabakasının uzaklaştırılmasıyla dentin tübüllerindeki likidin yüzeye çıkması sonucu ıslak bir yapışma yüzeyi oluşur. Bu nemli yüzey, adezyonu etkilemektedir. İlk çıkan dentin bonding sistemleri hidrofobik olmaları ve nemli dentin yüzeyini ıslatamamaları nedeniyle başarısız olmuşlardır. Ayrıca, bir çok adeziv sisteminin preparasyon derinliğinin fazla olduğu durumlarda dentin nemliliğinin artması nedeniyle bağlanma direnci düşük bulunmuştur. Yeni çıkan dentin bonding sistemlerinin hidrofilik olması nedeniyle nemli dentin yüzeyine daha iyi yapıştığı bulunmuştur (21).

#### **1.1.14.5. Adezivın İslatma Kapasitesi**

Adeziv sistem katı yüzeyi yeterli bir şekilde ıslatmalıdır, mikropörözelere penetre olmasını sağlayacak viskoziteye sahip olmalıdır, uygulanması sırasında ortamdaki hava ve nemi uzaklaştırmalıdır. Günümüzde kullanılan dentin bonding ajanları, hidrofobik adeziv rezinin ıslatabilirliğini arttıran yüzey aktif ajanı olarak "HEMA" gibi hidrofilik monomer içeren primerler içerir. Bununla birlikte modern primerlerdeki "etanol" ve "aseton" gibi solventler, hızlı buharlaşmaları ile likidi ve havayı ortamdaki uzaklaştırırlar (70).

#### **1.1.14.6. Restoratif Resinin Polimerizasyon Büzülmesi**

Kompozit rezinler, ışık ile polimerizasyonları sırasında büzülme gösterirler. Bunun sonucunda adeziv sistem diş yüzeyinden ayrılarak restorasyon ile diş ara yüzeyinde bir aralık oluşmasına neden olur. Kompozit rezin içerisindeki büzülme gerilimi 7 MPa'dır (70).

#### **1.1.14.7. Termal Genleşme Katsayısı ve Termal İletkenlik**

Rezinlerin termal genleşme katsayısı diş dokusunun termal genleşme katsayısından 4 kat daha fazla olduğu için rezin kullanılarak yapılan restorasyonlar ile diş dokusu arasında bir aralık oluşumu söz konusudur. Mikrodoldurucu içeren rezin kompozitlerin termal genleşme katsayısı hibrit tipindeki rezin kompozitlerin termal genleşme katsayısından daha yüksektir. Resin kompozit restorasyonların termal iletkenlikleri amalgam restorasyonlara göre daha azdır. Ancak, marjinal uyum ve mikrosızıntı çalışmaları uzun süreli termal siklus uygulandığında sızıntı oluştuğunu göstermiştir (67).

#### **1.1.14.8. Restorasyon ile Diş Ara yüzeyinde Stres Geçişi**

Restoratif materyal ile diş arasındaki adeziv yapışma, tüm diş dokuları boyunca fonksiyonel streslerin dağılımında biomekaniksel bir rol oynar. İyi bir yapışma gelen stresleri restorasyona oradan da kalan diş dokularına iletir ve böylece zayıflamış olan diş dokularını güçlendirir. Genel olarak yüksek çiğneme gerilimleri, adeziv olarak yapıştırılmış restorasyonların ömrünü kısaltır.

Scholte ve Davidson isimli araştırmacılar rezin kompozitlerin elastiklik modülü ile mikrosızıntı arasında yüksek bir korelasyon olduğunu bulmuşlardır (39). Buna göre rezin kompozitin elastiklik modülü ne kadar yüksek olursa, restorasyon ile diş arasında o kadar fazla aralık oluşumu söz konusudur.

#### **1.1.15. Mine Dokusuna Adezyon**

Mine dokusuna adezyon, yapışma yüzeyini arttıracak asitleme işlemi ile başlar. Mine yüzeyinin asitlenmesi ilk defa 1955 yılında Buonocore isimli araştırmacı tarafından uygulanmıştır.

Mine yüzeyinin asitlenmesi ile düzgün olan yüzey pürüzlü bir yüzeye dönüşür ve serbest yüzey enerjisi 28 dynes/cm'den 72 dynes/cm'ye çıkar. Düşük viskozitede filler içermeyen likid rezin yani mine bonding ajanı, yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu ıslatabilir ve mikropörözitelere kolayca akabilir. Mine bonding ajanları genellikle bis-GMA (Bisfenol glisidil metakrilat) ya da UDMA (Üretan dimetakrilat) yapısındadır. Bu her iki monomer de visköz ve hidrofobiktir ve çoğunlukla TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (2-Hidroksietil metakrilat) gibi hidrofilik olan ve düşük viskoziteye sahip monomerler ile seyreltilmiştir. Mine ve restoratif materyal arasındaki yapışma mikropöröziteler arasındaki monomerlerin polimerizasyonu ve rezin kompozitin



matriksi ile monomer arasında Carbon-Carbon bağları ile gerçekleşir. Böylece güçlü bir kimyasal bağ gerçekleşmiş olur (70).

Mine yüzeyine asit uygulaması ile yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu uzaklaşır ve 5-50 µm derinliğinde mikropöröziteler oluşur. Bonding ajanının mine içerisine uzanan mikroskobik çıkıntılarına **rezin tag** adı verilir. Resin taglar, bonding ajanının interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag adını alırlar. Bonding ajanının intraprizmatik boşluklara penetrasyonu ise ağ biçiminde dağılan çok sayıdaki küçük resin uzantıları oluşturur. Bunlara da mikrotag adı verilir. Makro ve mikrotaglar mikromekaniksel bağlanmadan sorumludur. Mikrotaglar, çok sayıda oldukları ve geniş yüzey alanları oluşturdukları için bağlanma direnci üzerine en fazla katkıyı sağlarlar. Yapılan çalışmalar sonucunda bağlantı direnci için gerekli olan tag uzunluğunun 10-30 µm olması gerektiği bulunmuştur, daha uzun tagların ise boyun bölgelerinden kırılabileceği gösterilmiştir.

**Mine yüzeyine asit uygulamasının etkileri bazı faktörlere bağlıdır:**

- Kullanılan asidin türü,
- Kullanılan asidin konsantrasyonu,
- Asitleme süresi,
- Kullanılan asidin formu (jel, semijel, solüsyon),
- Asidi yıkama süresi,
- Minenin kimyasal yapısı,
- Asit uygulanan minenin süt dişine mi yoksa daimi dişe mi ait olduğu,

Mine yüzeyinin asitlenmesinden sonra bonding ajanının uygulanması ile bağlantı direnci 20 MPa olarak bulunmuştur. Bu değer, resin kompozitin

polimerizasyonu sonucu meydana gelen büzülme gerilimlerine karşı koyabilecek bir değerdir. Sonuç olarak eğer bütün kavite duvarları mine dokusu ile sonlanıyorsa asit uygulama işlemi mikrosızıntıyı önemli ölçüde azaltır denebilir (70).

Asitleme işleminde sonra ortamdaki asidin tamamen uzaklaştırılması, kalsiyum fosfatın çözülmesi ve asitlenmi mine yüzeyinin nemden ve tükürükten korunması rezin-mine bağlanması uzun ömürlü olması açısından çok önemlidir. Asit kalıntıları mine yüzeyinde monokalsiyum fosfat kristalleri oluşturarak polimerizasyonu engeller. Przlendirilmi mine yüzeyi tükürük ile tekrar temas ederse tükürükteki kalsiyum ve fosfor przlendirmeyi olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle işlem tekrarlanmalıdır.

Genel bir kural olarak %30-40 konsantrasyonunda fosforik asitle en az 15 saniye süreyle asitlemek ve ardından 10-20 saniye süreyle su ile yıkamak yapışma için ideal bir mine yüzeyi hazırlar.

Günümüzde fosforik asit için optimum konsantrasyon %37-40 olarak belirlenmiştir. Jel biçimindeki asit silika ile kalınlatırılmıtır. Geniş yüzeylerde, veneer uygulamalarında, fissür örtücülerin uygulamasında solüsyon, asidin kontrollü uygulanması gereken örneğin kavite duvarı gibi sınırlı bölgelerde ise jel biçimi tercih edilmelidir.

#### **1.1.16. Dentin Dokusuna Adezyon**

Mine dokusuna adezyon ideal bir Şekilde sağlanırken, dentin dokusuna iyi bir adezyon elde etmek oldukça zordur. Bu, dentinin organik içeriğinin mineninkinden yüksek olması, odontoblastik uzantılar içeren dentin tübüllerinin

var olması ve kavite preparasyonunun hemen ardından yüzeyde smear tabakasının oluşması ile ilgilidir (6, 61).

Dentin bonding sistemleri genel olarak üç aşamada uygulanır:

- Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (Dentin conditioning),
- Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (Primer uygulaması),
- Bonding ajanının demineralize dentin yüzeyine uygulanması (Dentin adeziv uygulaması).

Dentin dokusunun yüzey koşullarının değiştirilmesinde amaç, asit ya da EDTA solüsyonu ile yüzeydeki smear tabakasını uzaklaştırmak ve yüzeyde demineralizasyon yapmaktır. Bu işlem için kullanılan asitler:

- %10'luk fosforik asit,
- %2.5'luk maleik asit,
- %10'luk sitrik asit,
- %2.5'lik nitrik asit.

Bu asitlerin uygulanmasından sonra asit kalıntılarını uzaklaştırmak ve kalsiyum fosfatı çözmek için bol su ile yıkamak gereklidir.

Asitleme işleminden sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde 3-7 µm derinliğinde demineralizasyon oluşur, dentin tübüllerinin ağızları huni biçiminde açılır ve genişler ve dentindeki kollagen fibrilleri açılarak monomerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır. Böylece intertübüler dentindeki mikropöröziteler artar. Yapılan bir çalışmada dentin yüzeyi 5 saniye süreyle asitlendiğinde demineralizasyon derinliği 0.9-1.3 µm derinliğinde iken, 15 saniye süreyle asitlendiğinde demineralizasyon derinliği 1.5-2 µm bulunmuştur (61). Dişhekimliğinde kullanılan asitlerin tamamı

hipertoniktir. Böylece asitleme sırasında dentin tübüleri içerisindeki dentin likidi dışarıya doğru hareket eder ve asidi sulandırır. Bu nedenle dentindeki kendine özgü defans mekanizması ve asitlerin hipertonik olmasından dolayı klinikte teorik olarak beklenenden daha az bir penetrasyon gösterirler (61). Jel formundaki asitlerin içerisindeki silika asitleme işleminden sonra yüzeyde kalabilir. Ancak bu intertübüler dentindeki mikropöröziteyi tıkamaz. Smear tabakasının uzaklaşmasına bağlı olarak dentin geçirgenliği 5-20 kat artar. Ayrıca asit uygulaması ile dentin dokusunun serbest yüzey enerjisinde bir düşme görülür (29.48 dynes/cm). Bu düşüş, adezyonu olumsuz etkiler. Dentin bonding sistemlerinde ikinci aşama olan primer ajanların uygulanması ile bu değer artar (70).

Dentin yüzeyinde asitleme ile oluşan demineralizasyonun derinliği bazı faktörlere bağlıdır: kullanılan asidin tipi, asitleme süresi, asidin konsantrasyonu ve PH'ı, dentin tübüleri arasındaki mesafe. Tübüller arasındaki mesafe ne kadar az olursa demineralizasyon derinliği o kadar fazla olur. Bunun nedeni, asitleme işlemi sırasında dentin tübüllerinin ağzındaki tıkaçlar açılır ve asit kolayca tübül içerisine penetre olur.

Yapılan bir çalışmada sitrik asit ile maleik asidin dentin yüzeyinin demineralizasyonu üzerine etkileri araştırılmış ve her iki asidin de 30'ar saniye süreyle uygulandığında intertübüler dentin yüzeyindeki smear tabakasını tamamen uzaklaştırdıkları bulunmuştur. Maleik asit 1.4 PH'de kullanıldığında intertübüler dentin yüzeyinde çok az da olsa smear tabakası kalıntıları görülmüştür. Ancak PH'si 0.7 olan maleik asit kullanıldığında intertübüler dentin yüzeyinde herhangi bir smear tabakası görülmemiş ve yeterli bir pörözite sağladığı görülmüştür. Sitrik asit için ise PH değişimi bu etkiyi oluşturmamıştır.

Bunun yanında maleik asit dentin yüzeyine uygulandığında tübüllerde bir genişleme görülürken, sitrik asit kullanıldığında bir genişleme görülmemiştir. Bunun nedeni maleik asidin dentin tübüllerinin içini döşeyen peritübüler dentini uzaklaştırabilmesidir. Bu çalışmanın sonucu olarak günümüzde özellikle zayıf organik asitleri içeren self-etching bonding sistemlerinde dentin demineralizasyonu için PH'si 0.7 olan maleik asidin etkili olacağı düşünülmüştür (5).

Asitleme sonrası nemli dentin dokusunun devamlılığının, modern hidrofilik adeziv sistemlerinin etkinliği için gerekli olduğuna inanılır. Dentin yüzeyi yıkandıktan sonra aşırı bir şekilde kurutulması serbest haldeki kollagen ağının büzülmesine neden olur. Bu durumda rezinin yeterli bir ıslatması ve infiltrasyonu görülemez. Bütün bunların yanında dentin yüzeyinin aşırı nemli olması da iyi değildir. Fazla nem pamuk peletlerle uzaklaştırılabilir. Fazla nem primeri sulandırır ve etkisini azaltır.

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde asitlerden başka şelatörler de kullanılır. Şelatörler asitlerden farklı olarak smear tabakasını dentinde demineralizasyon oluşturmadan uzaklaştırırlar. En yaygın olarak kullanılan şelatör EDTA'dır. Bir başka yöntem ise lazer (Nd:YAG) uygulamasıdır. Lazer dentinin organik kısmını azaltırken inorganik kısmını artırır. Diğer bir yöntem ise mikroabrazyon yöntemidir. Bu yöntemde alüminyum oksidin aşındırıcı etkisinden yararlanılır.

#### **1.1.16.1. Primer Uygulaması**

Primerler, adezyonu güçlendiren ajanlardır ve aseton ya da etanol gibi organik solventler içerisinde çözülmüş hidrofilik monomerler içerirler. Uçucu

özellikle olmalarından dolayı bu solventler dentin yüzeyindeki su ile yer değiştirirler ve açığa çıkmış kollagen bağlarındaki nanoboşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştıracak şekilde kollagen bağınyı nemlendirir. Buna “wet-bonding” tekniğı denir (60). Primerler, açığa çıkmış kollagen bağlarını ıslatabilmeleri için hidrofilik özellik taşıyan monomerler içerirler, adeziv rezin ile kopolimerizasyon için hidrofobik özellik taşırlar. Primerler kollagen fibrillerinin dizilişlerini değıştirerek adeziv bağlanma için yüzeyi hazırlar ve monomer penetrasyonunun daha etkili olmasını sağlar.

Pek çok modern adeziv sistemi, mükemmel ıslatabilme özelliğinden dolayı HEMA içermektedirler. Bunun yanında NTG-GMA, PMDM, BPDM ve PENTA gibi diğler monomerleri de içerirler (70).

Primerler aynı zamanda dentin hassasiyetini önlemek için de kullanılır. Dentin hassasiyetinin, ağız ortamı ile ilişkide olan dentin túbülleri içerisindeki dentin likidinin basıncından kaynaklandığına inanılır. Primerler, dentin likidindeki proteinlerin bozulmasını ve çökmesini azaltır ve dentin geçirgenliğini azaltarak hassasiyetin klinik semptomlarını azaltır.

#### **1.1.16.2. Dentin Adezivinin Uygulanması**

Bonding ajanı olarak da bilinen adeziv rezin, temel olarak bis-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerler, viskoziteyi düzenleyici olarak TEG-DMA ve ıslatma ajanı olarak HEMA içerirler. Adeziv rezinin en büyük görevi, hibrit tabakasının stabilitesini ve rezintag olarak adlandırılan dentin túbüllerindeki rezin uzantılarının oluşumunu sağlamaktır.

Adeziv rezinler ışık ile ya da kimyasal olarak polimerize olurlar. Kimyasal olarak polimerize olan adeziv rezinler diş dokusu ile temas ettiğinde vücut ısısı

nedeniyle polimerize olmaya başlarlar ancak bu süre çok uzun sürer. Işık ile sertleşen adeziv rezinler, kompozit rezinin uygulanmasından önce polimerize edilirler. Burada adeziv rezin, rezin kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı rezin-diş bağlantısını stabilize eder. Oksijenin rezin polimerizasyonunu inhibe etmesi nedeniyle adeziv rezin yüzeyinde daima 15 µm kalınlığında oksijen-inhibisyon tabakası bulunur. Bu tabaka adeziv rezinin kompozit rezin ile kopolimerizasyonu için MMA yapışmasını sağlarlar.

Klinik olarak adeziv rezin uygulandığında bir fırça yardımıyla inceltir. Bunun nedeni, adeziv rezin kalın olduğunda oksijen-inhibisyon tabakası rezin içerisine penetre olur. Bu da bağlanma direncini azaltır.

### **1.1.16.3. Dentin Dokusuna Adezyon Teorileri**

Smear tabakasının durumuna bağlı olarak günümüz modern dentin adeziv sistemlerinde üç farklı adezyon teorisi vardır. Bu teorilerden ilki smear tabakasını modifiye etmektir. İkincisi smear tabakasını tamamen uzaklaştırarak demineralize dentin yüzeyini açığa çıkarmaktır. Sonuncusu ise ilk iki teorinin kombinasyonudur. Bu sistemde smear tabakası tamamen uzaklaştırılmadan çözünür ve eşzamanlı olarak yüzeyel dentinde demineralizasyon oluşturulur.

Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivlerinde, smear tabakası pulpa için doğal bir bariyer oluşturur, bakteri geçişini önler ve iyi bir bondu önleyen pulpal likitlerin dışarıya çıkmasını önler şeklindeki bir düşünce üzerine temellendirilmiştir. Etkili ıslatma ve smear tabakası içerisine infiltre olmuş monomerlerin polimerizasyonu smear tabakasının altındaki dentin yüzeyine bağlanmasını güçlendirir ve altındaki dentine mikromekaniksel ve kimyasal

olarak yapışır. Dentin yüzeyine rezin penetrasyonu sınırlı olduğu için bu adezivlerin dentin ile olan ilişkileri yüzeyeldir.

İkinci teoride, dentin yüzeyindeki smear tabakası mine ve dentine eş zamanlı olarak uygulanan asitlerle total-etch tekniği ile tamamen uzaklaştırılır. Bunlar temel olarak, rezin tag oluşumu ve hibrit tabakanın kombinasyonunu kullanan mekanizmaya sahiptirler. Bu sistemler klinik olarak genellikle üç aşamada uygulanırlar. Çok fazla komplike olmaları, hassas çalışma gerektirmeleri ve zaman alıcı olmaları nedeniyle primer ve adeziv rezinin birleştirilmesi tek aşamaya ya da iki aşamaya düşürülmüşlerdir.

Üçüncü teoride ise smear tabakasını ve altındaki dentin tabakası yüzeyini, tübül tıkaçlarını açmadan demineralize eden hafif asidik primerler ya da self-etch primerler vardır.

#### **1.1.16.4. Hibrit Tabakasının Oluşumu**

Hibrit tabakası asit uygulayarak dentin yüzeyinin demineralizasyonu, fibriller arası mikroporöziteler ile birlikte kollagen fibril ağının açığa çıkması ve düşük viskozitedeki monomerin difüzyonu ile oluşur. Adeziv sistemin dentin kollagenleri ile mikromekaniksel olarak kilitlendiği bu alan hibrit tabakası olarak adlandırılır.

Hibrit tabakasının içerisinde üç farklı katman vardır. En üst katmanda şekilsiz elektrondan yoğun bir faz vardır.

Orta katmanda çapraz bağlı ve uzunlamasına ayrılmış halde bulunan kollagen fibrilleri vardır. Mineral kristali artıkları kollagen fibrilleri arasında saçılmış halde bulunur. En alt katmanda ise hibrit tabakasının altında



değişikliğe uğramamış dentin ve rezin tarafından sarılmış hidroksilapatit kristalleri içeren kısmen demineralize dentin vardır.

Dentin dokusuna adezyonda çok önemli olan kollagen lifleri uzun süreli asitleme ile bozulduğunda uzun dönem klinik başarı tehlikeye girer. Demineralize dentin kollajeni %37-40'luk fosforik aside maruz kaldığında kollagen fibrilleri bozulmaktadır. Hibrit tabakası içerisinde çapraz halde bulunan dentin kollajenleri bozulmamış halde olmalıdır.

Dentin yüzeyinin aşırı bir şekilde aside maruz bırakılması, adeziv rezinin tamamen penetre olamayacağı derinlikte demineralizasyon alanları oluşur. Böyle bir durumda adeziv rezin hibrit tabakasının en alt katmanındaki kollagen bandını ıslatamaz. Bunun sonucunda rezin-dentin bağlanması zayıflar ve yapışmanın ömrü kısalır. Adeziv rezinin yetersiz penetrasyonu hibrit tabakasının en alt katmanındaki mikroporözitelerin boş kalmasına neden olur ve iç sızıntı denen "nanoleakage" adı verilir.

Rezin-dentin yapışmasının direnci ve uzun ömürlü olmasını etkileyen bir diğer faktör, dentin yüzeyindeki demineralize bölgeye infiltre olmuş rezinin polimerizasyonudur. Resin monomerler, demineralize dentine penetre olabilirler. Ancak rezinin polimerizasyonu yetersiz olursa, rezin-dentin bağlanmasının ömrü kısalır.

Hibrit tabakası içerisinde daima su vardır. Wet-bonding tekniğinde kullanılan etanol ya da aseton gibi solventler tamamen uzaklaştırılmazsa hibrit tabakası içerisindeki rezinin polimerizasyonunu etkiler.

### **1.1.16.5. Rezintag Oluşumu**

Bağlanma direnci derin dentindeki kavitelere uygulandığında oldukça düşmektedir. Bunun nedeni derin bölgelerde bağlanma direnci için çok önemli olan intertübüler dentin yüzeyinin azalmasındandır.

Çok fazla tübül içeren derin bölgelerde dentinin ıslatılabilirliğini arttırmak, dentin yüzeyi ile adeziv sistem arasındaki başlangıç ilişkisi olumlu yönde etkileyeceği düşünülmüştür. Ancak, modern adeziv sistemlerinin hidrofilik özelliğinin ve ıslatabilirliğinin artması bağlanma dirençlerini kavite derinliğine bağlı olarak etkilememiştir.

Tübüllerin lateral kanallarında oluşan tübüler rezin taglar bağlanma direncini %15 arttırmaktadır. Adeziv rezinin dentin yüzeyine adaptasyonu ve oluşan rezin taglarının uzunluğu rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Adaptasyonu tam olan bağlayıcı ajan 10 µm uzunluğunda taglar oluşturabilmişse 22-35 MPa değerinde klinik olarak kabul edilebilir rezin bağlanma dayanıklılığı elde edilir (42, 70).

### **1.1.17. Dentin Bonding Sistemlerinin Sınıflandırılması**

#### **1.1.17.1. Birinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

1956 yılında Buonocore ve arkadaşları gliserofosforik asit dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentin yüzeyine yapıştığını göstermişlerdir. Bu yapışma çift fonksiyonlu rezin molekülü ile hidroksilapatitteki kalsiyum iyonları arasındaki ilişkiden doğar. Dokuz yıl sonra Bowen isimli araştırmacı NPG-GMA (N-fenilglisin glisidil metakrilat) 'yı kullanmıştır. NPG-GMA çift fonksiyonlu bir moleküldür ve bir ucu ile dentine yapışırken diğer ucu ile kompozit rezine

yapıştır. Bu sistemler ile elde edilen bağlanma direnci değeri 1-3 MPa olarak bulunmuştur ve klinik olarak başarısızdır (6, 41).

#### **1.1.17.2. İkinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

1970'li yılların sonlarında ikinci jenerasyon dentin bonding sistemleri kullanıma sunulmuştur. Burada adeziv rezin bis-GMA ya da HEMA içermektedir. İkinci jenerasyon dentin bonding sistemlerinde klorofosfat grupları tarafından kalsiyuma iyonik bağlanma ile dentine yapışma sağlanır. Burada sağlanan bağlanma direnci düşük olmasına rağmen birinci jenerasyon dentin bonding sistemleri üzerine çok önemli gelişmeler sağlanmıştır. Bu sistemler ile dentindeki kalsiyum ile fosfat bağı oluşturulması nemli ortamdan dolayı oluşan hidrolizise karşı koyacak dirençte değildir. Bu hidrolizis dentin yüzeyinin nemli olmasından ileri gelir ve dentin yüzeyinden kompozit rezinin ayrılması ve mikrosızıntı ile sonuçlanır.

Bu sistemlerde dentin yüzeyi asitlenmediği için adezyon büyük ölçüde smear tabakasına yapışma ile sağlanır. Bazı ikinci jenerasyon dentin bonding sistemleri smear tabakasını modifiye etmiş ve rezin penetrasyonunu arttırmıştır. Ancak bu sistemler ile elde edilen bağlanma direnci zayıf ve güvenilir değildir (6, 41).

#### **1.1.17.3. Üçüncü Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

Üçüncü jenerasyon dentin bonding sistemlerinde dentin asitleme ile kısmen demineralize edilir ve/veya smear tabakası modifiye edilir. Asit uygulaması dentin tübüllerini kısmen açar ve geçirgenliklerini artırır. Primer uygulanmadan önce asit su ile yıkanıp tamamen uzaklaştırılmalıdır. Primerler,

4-META ve BPDM içeren hidrofilik rezin monomerleri içerirler. Böylece smear tabakası içerisine infiltre olur, smear tabakasını modifiye eder ve dentin adezyonu hazırlar. Üçüncü jenerasyon dentin bonding sistemleri çoğunlukla hidrofilik primer içerirler. Primer içerik olarak %64 etanol, %30 HEMA ve %6 fosfat penta akrilat'tan oluşur. Primer uygulamasını takiben adeziv rezin mine ve dentin yüzeyine uygulanır.

1990'lı yıllardan önce kullanılan üçüncü jenerasyon dentin bonding sistemleri ile rezinin smear tabakasına iyi penetre olamaması ve smear tabakasının zayıf olması nedeniyle başarılı sonuçlar elde edilememiştir (6, 41).

#### **1.1.17.4. Dördüncü Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

Smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması dördüncü jenerasyon ile başlamıştır. Fusayama ve arkadaşları % 40'lık fosforik asit ile mine ve dentin yüzeyini asitleyerek yapışma işlemini kolaylaştırmışlardır. Ancak, dentin yüzeyinin aşırı asitlenmesi açığa çıkmış kollagen liflerini yıkıma uğratmıştır. 1982 yılında Nakabayashi ve arkadaşları polimerize metakrilat ve dentinden oluşan hibrit tabakası oluşumunu tanımlamışlardır.

Total-etch tekniğinin kullanılması dördüncü jenerasyon bonding sistemlerinin temelini oluşturur. Total-etch tekniği mine ve dentinin eş zamanlı olarak 15-20 saniye süreyle asitlenmesine olanak sağlar. Ancak, kollagenin yıkımını önlemek, hidrofilik primerin açığa çıkmış kollagen bağlarına infiltrasyonunu sağlayarak hibrit tabakasını oluşturmak için dentin yüzeyi nemli bırakılmalıdır (wet-bonding).

Rezin taglarla lateral kanalların oluşumu ve adeziv rezin ile dentin arasında yapışma mekanizması tamamlanmış olur. Asitleme ile peritübüler ve intertübüler dentin çözülür (6, 41).

#### **1.1.17.5. Beşinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

Bonding basamaklarını azaltarak klinik uygulamayı kolaylaştırır. Beşinci jenerasyon dentin bonding sistemleri iki farklı tipte adeziv materyal içerir. Bunlar: “one-bottle” sistemi ve “self-etch” primer bonding sistemidir.

##### **One-bottle sistemi**

One-bottle sistemi, primer ve adeziv rezini tek şişede birleştirerek klinik uygulamayı kolaylaştırmaktadır. Burada mine ve dentin %37'lik fosforik asit ile 15-20 saniye süreyle eşzamanlı olarak asitlendikten (total-etch, wet-bonding tekniği) sonra tek şişedeki primer ve adeziv rezin uygulanır. Bu sistem ile rezin tag, adeziv lateral kanallar ve hibrit tabakası oluşumu ile mekanik bir kilitleme sağlanır ve asitlenmiş mine ve dentin yüzeyinde yüksek bir bağlanma direnci elde edilir (6, 41).

##### **Self-etch primer**

Watanabe ve Nakabayashi isimli araştırmacılar %20 fenil-P ve %30 HEMA içeren mine ve dentine eşzamanlı olarak yapışma sağlayan self-etch primerleri geliştirmişlerdir. Asit ve primerin birleşmesi çalışma zamanını kısaltır, asidi su ile yıkamaya gerek kalmaz ve kollagen yıkıma uğraması riski ortadan kalkar. Ancak, self-etch primerlerin bazı dezavantajları vardır: solüsyonun uygulandığı yüzeyde kontrolünün zor olması nedeniyle tekrar tekrar sürülmelidir

ve çoğu zaman adeziv materyal ile dentin arasında smear tabakası artıkları kalabilir. Aynı zamanda self-etch primerler fosforik asit ile karşılaştırıldığında mine yüzeyini daha etkisiz bir şekilde asitlerler.

Yapılan in-vitro testler sonucunda one-bottle sistem ve self-etch primer sistemi arasında bağlanma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Mikrosızıntı çalışmalarında ise mine yüzeyinde one-bottle sistemi ile self-etch primer sistemine göre daha iyi bir örtüleme sağlandığı bulunmuştur (6, 41).

#### **1.1.17.6. Altıncı Jenerasyon Dentin Bonding Sistemleri**

Bu sistemlerde amaçlanan mine ve dentin yüzeyine etkili bir yapışmayı sadece tek bir solüsyonla elde etmektir. Ancak yapılan ilk çalışmalarda dentin dokusuna olan yapışma iyi iken mine dokusuna yapışmanın yeterli olmadığı görülmüştür (6, 41).

#### **1.1.18. Rezin Kompozit Simanlar**

Rezin simanlar bis-GMA ve diğer metakrilatları içerirler. Polimerizasyonları kimyasal olarak, ışık ile ya da her ikisinin kombinasyonu (dual-cure) olarak gerçekleşir. Genellikle tüm seramik kronların simantasyonlarında kullanıldıkları için farklı renklerde bulunurlar.

Kompozit rezin simanlar kompozit restoratif materyaller gibi polimerizasyon sırasında büzölmeye uğrarlar. Dentin bonding sistemlerinin kullanılması polimerizasyon büzölmesini bir dereceye kadar kompanze eder. Rezin simanın büzölmesi ile oluşan gerilimin miktarı kullanılan simanın tipine ve

siman film kalınlığına bağlıdır. Oluşan bu gerilimler siman ve diş ara yüzeyinde bir aralık oluşturabilirler (11).

Kompozit rezin simanlar asitlendikten sonra silan ajanı uygulanmış seramiğin kırılma direncini arttırırlar (28). Çoğu rezin simanlar ağırlıkça % 50-70 cam ya da silika içerirler. Bu doldurucular hibrit rezin ya da cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında rezin simanın marjinlerde aşınma direncini arttırırlar. Ancak doldurucu içeriğinin artması rezin simanın viskozitesini arttırır, akıcılığını azaltır ve siman film kalınlığına arttırır. Temel olarak düşük ve yüksek olmak üzere iki viskozitede bulunurlar. Tüm seramik kronların simantasyonu için genellikle düşük viskozitede olan rezin simanlar tercih edilir.

#### **1.1.19. Seramik Materyali Üzerine Yapışma**

Seramik yüzeyine rezinin yapışması mikromekaniksel kilitleme ve kimyasal yapışma gibi etkilerin kombinasyonu üzerine temellendirilmiştir. Seramik yüzeyi genellikle yapışma yüzeyi alanını arttırmak ve mikropörözite oluşturmak için kullanılan seramik sistemine bağlı olarak hidroflorik asit ile asitlenir. Genellikle %10 konsantrasyonda hidroflorik asit 30-60 saniye süreyle uygulanır. Adeziv rezin mikropörözitelere akar ve orada kilitleyerek güçlü bir mikromekaniksel yapışma oluşturur. Bunun yanında mikropöröziteler oluşturarak yüzey alanını arttırmak için 50 µm'lik ya da 100 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama da yapılabilir. Yapılan bir çalışmada seramik yüzeyini hidroflorik asit ile dağlamanın, kumlama ile karşılaştırıldığında bağlanma direnci açısından daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır (76). IPS Empress 2 gibi yapısında silikat içeren cam-seramikler asitlenip silanlanabilirken İn-Ceram, zirkonyum içeren Cercon gibi sistemlere asitleme yapılamamaktadır. İn-Ceram sisteminde

tribokimyasal silika kaplama sistemi ya da kumlama yapılarak ve fosfat monomeri ile modifiye edilmiş rezin simanın kullanılması ile etkili bir rezin siman adezyonu elde edilmiştir (76).

Asitleme işleminden sonra yüzeyin tamamen yıkanması önerilir. Böylece yapışmayı zayıflatacak olan asit, kalıntılar ve yüzeyden kopan parçalar tamamen uzaklaştırılmış olur. Asitlenmiş ve yıkanmış seramik yüzeyi yüksek konsantrasyondaki etanol solüsyonu ile tamamen kurutulur.

Seramik yüzeyindeki kimyasal yapışma, çift fonksiyonlu silan ajanları ile sağlanır. Silan ajanı bir ucu ile seramik yüzeyindeki hidrolize silikon dioksit'e kimyasal olarak bağlanırken, diğer uçtaki metakrilat grubu yardımıyla adeziv rezin ile kopolimerizasyon oluşturur. Silan ajanı, seramik yüzeyinin ıslatılabilirliğini artırarak adezivin seramik yüzeyindeki mikropörözitelere daha kolay akmasını sağlar. Bunun yanında silan ajanı termal siklustan sonra rezin-seramik ara yüzeyinde mikrosızıntıyı azaltır (70).

Kron kenarında diş dokusunu yetersiz örtüleme bakterilerin, likitlerin, moleküllerin ve iyonların kron ile diş ara yüzeyinde geçişine neden olur ve bu mikrosızıntı olarak adlandırılır. Bu olay diş dokusuna adezyonun yetersiz olmasından kaynaklanır. Bunun nedenleri:

- Yapıştırıcı kompozit rezindeki polimerizasyon büzülmesi,
- Diş ve rezinin termal genişleme katsayısı açısından uyumsuz olması,
- Diş ve rezinin elastiklik modüllerinin birbirinden çok farklı olması.

Bunların yanında mikrosızıntı, kron kenarındaki simanın çözülmesinden de kaynaklanır. Mikrosızıntı sonucunda görülen klinik semptomlar:

- Kronun kenarında renklenme,



- Postoperatif duyarlılık,
- İkincil çürükler,
- Pulpa iltihabı,
- Pulpa nekrozu,
- Apikal bölgede iltihaba bağlı olarak kemik kaybı.

Yapılan çalışmalar bakteri sızıntısının pulpa iltihabına neden olduğunu göstermiştir. Pulpa iltihabının ilerlemesi pulpanın nekrozuna ve periapikal lezyonlara neden olur. Bu da periapikal bölgede kemik yıkımını oluşturur (24, 52, 69, 81).

Tüm seramik kronların mikrosızıntıdan başka klinik başarısını etkileyen bir diğer faktör ise kronların **marjinal uyumudur**.

Tüm seramik kronların marjinal uyumu, restorasyonun klinik ömrünü etkiler. Yapılan kron ile prepare diş arasındaki mesafe ne kadar az ise kronun uyumu o kadar iyidir denir. Kron ile diş arasında daima mikron düzeyinde bir aralık olur. Bu aralık kronun simantasyonunda kullanılan siman ile doldurulur. Yapılan çalışmalarda klinik olarak kabul edilen marjinal aralık 120 µm'dir (50). Marjinal uyumda, kronların taşkın ya da eksik olduğunda kron kenarı ile basamak kenarı arasındaki mesafe mutlak marjinal uyumsuzluk olarak adlandırılır. Kronun basamak yüzeyine indirilen dik ise marjinal aralıktır (32). Marjinal uyumun in vitro olarak ölçümünde farklı yöntemler vardır:

- Direkt olarak görerek ölçme,
- Kesit alarak ölçme,
- Ölçü tekniği (replika),
- El aleti ya da görüntüleme ile ölçme (74).

Direkt olarak görerek lme yönteminde kronların laboratuarda yapım aşamaları sırasında kenarlarındaki distorsiyon miktarı ölçülür. Kesit olarak lme yönteminde kronlar prepare edilmiş dişler üzerine yapıştırıldıktan sonra Şeffaf akriliğe ya da epoksi rezin içerisine gömülür ve kesitler alınarak ışık mikroskobu ya da taramalı elektron mikroskobunda ölçümler yapılır. Replika yönteminde ise prepare edilmiş diş üzerine yerleştirilen kronun kenar bölgesinin silikon ile ölçüsü alınır ve bu ölçüden rezin replikalar elde edildikten sonra taramalı elektron mikroskobunda ölçümler yapılır (74).

Tüm seramik kronların simantasyonunda genellikle rezin kompozit simanlar kullanılır. Bu nedenle tüm seramik kronların diş dokusuna uyumu ne kadar iyi olursa yani rezin kompozit siman film kalınlığı ne kadar az olursa kompozit simanın polimerizasyon büzülmesi o kadar az olur. Aksi halde rezin kompozit simanın polimerizasyon büzülmesi nedeniyle kron ile diş arasında bir aralık oluşur ve bu aralıktan bakteriler ve bakteri ürünlerinin geçişi kolaylaşır yani mikrosızıntı görülür. Bu nedenle marjinal aralık ile mikrosızıntı arasında bir bağlantı vardır. Marjinal aralığın fazla olduğu durumlarda:

- Kron kenarındaki retansiyona bağlı olarak bakteri plağı birikimi görülür ve zamanla periodontal sorunlar gelişir,
- Kron kenarında siman film kalınlığı artar. Zamanla simanın bu bölgede çözünmesi ve aşınması sonucu mikrosızıntı gelişir,
- Kronun retansiyonu ve kırılma direnci azalır (32, 53).

Özellikle n bölgede estetik nedenlerle kron kenarı dişetin 0.5 mm altında hazırlanır. Böyle bir durumda marjinal aralığın fazla olması semptomları daha hızlı ilerletir. Marjinal uyumu iyi olan kronlar yapmak için öncelikle diş preparasyonu çok iyi yapılmalıdır. Hazırlanan basamak çok düzgün ve pürüzsüz

olmalıdır. Tüm seramik kronlar için önerilen iki basamak tipi vardır. Bunlar tüm seramik kron yapımında kullanılan sisteme göre chamfer ve shoulder'dir. Örneğin Procera sisteminde mutlaka chamfer tarzı bir basamak uygulanır.

Bunun yanında aksiyal duvarlarda herhangi bir andırkat olmamalıdır. Alınan ölçünün netliği çok önemlidir. Dişetin 0.5 mm altında hazırlanan basamağın ölçüsünü net ve eksiksiz bir şekilde almak için gingival retraksiyon ipleri kullanılır. Ölçü işleminde kullanılan ölçü maddesinin netliği çok iyi olmalı ve nemli yüzeyleri ıslatabilmelidir. Bu amaçla ilave silikonlar ya da polieter ölçü maddeleri kullanılabilir. Model elde etmek için kullanılan alçı, ölçü maddesi ile uyumlu ve çalışma esnasında aşınma göstermeyecek şekilde yeterli sertlikte olmalıdır.



## BÖLÜM II

### GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, in vitro ve in vivo olmak üzere iki bölümde gerçekleştirildi. Çalışmanın in vitro bölümünde chamfer ve shoulder olmak üzere iki farklı basamak preparasyonu uygulanan doğal dişler üzerine IPS Empress 2 ve Finesse Tüm Seramik sistemleri ile hazırlanmış tüm seramik kronlar üç farklı adeziv siman ile simante edildi. Kontrol grubu olarak hazırlanan metal destekli seramik kronlar çinkofosfat siman ile simante edildikten sonra mutlak marjinal uyumsuzluk, marjinal aralık ölçümleri ve mikrosızıntı değerlendirmeleri yapıldı.

#### 2.1. İn Vitro Testler

##### 2.1.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

130 adet çatlak ve kırık içermeyen çekilmiş üst santral kesici diş, çalışma başlayıncaya kadar % 0.09'luk serum fizyolojik içerisinde bekletildi. Dişlerin üzerinde kalmış çekim artıkları, periodontal küret ve ultrasonik skaler yardımı ile uzaklaştırıldı. Her bir diş uzun aksı yer düzlemine dik olacak şekilde metal bir kalıp kullanılarak mine-sement sınırınının 3 mm altına kadar soğuk akriliğe gömüldü. Daha sonra her bir grupta on'ar adet diş olacak şekilde dişler rastgele seçilerek 13 gruba ayrıldı. (Tablo 3)

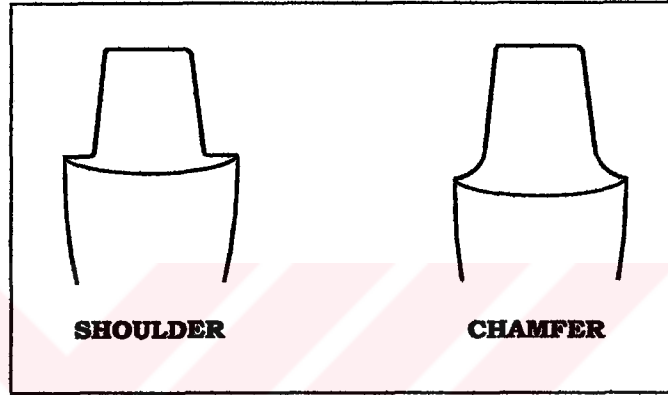
Gruplar	Tüm seramik kron sistemi	Basamak tipi	Siman	Dentin bonding ajanı
1	Finesse press	Shoulder	Variolink 2	Syntac Klasik
2	Finesse press	Shoulder	Bifix DC	Solobond Plus
3	Finesse press	Shoulder	Calibra	Prime&Bond NT
4	Finesse press	Chamfer	Variolink 2	Syntac Klasik
5	Finesse press	Chamfer	Bifix DC	Solobond Plus
6	Finesse press	Chamfer	Calibra	Prime&Bond NT
7	IPS-Empress 2	Shoulder	Variolink 2	Syntac Klasik
8	IPS-Empress 2	Shoulder	Bifix DC	Solobond Plus
9	IPS-Empress 2	Shoulder	Calibra	Prime&Bond NT
10	IPS-Empress 2	Chamfer	Variolink 2	Syntac Klasik
11	IPS-Empress 2	Chamfer	Bifix DC	Solobond Plus
12	IPS-Empress 2	Chamfer	Calibra	Prime&Bond NT
13	Metal destekli seramik kron	Chamfer	PhosphaCEM PL	-

**Tablo 3-** Çalışmada kullanılan tüm seramik sistemleri, preparasyon tipleri ve yapıştırıcı sistemler

#### 2.1.1.1. Dişlerin Preparasyonu

Standart olarak tüm dişlerin insizal kenarlarından 2 mm, palatinal yüzeylerinden 1 mm, vestibül ve aproksimal yüzeylerinden ortalama 1.2 mm'lik diş dokusu kaldırıldı. Tüm dişlerin kole bölgelerinde çepeçevre 1 mm genişliğinde basamak oluşturuldu. 60 adet dişin mine-sement sınırında iç köşesi yuvarlatılmış dik açılı shoulder basamak oluşturulurken kalan 70 adet dişte ise mine-sement sınırında 135° açılı derin chamfer basamak oluşturuldu. Daha sonra her bir diş tek tek özel olarak dizayn edilmiş paralelometrenin tablasına yerleştirildi ve tüm dişlerin aksiyal açılarını eşitlemek için son bir preparasyon yapıldı. Bundan sonra tüm keskin köşe ve kenarlar yuvarlatıldı (**Şekil 1**). Tüm preparasyon aşamalarının su soğutma altında yapılmasına dikkat edildi. Preparasyonlar tamamlandıktan sonra kesilmiş dişlerin boyutları dijital kumpas (Absolute Digimate Calipers; Mitutoyo, Sussex, United Kingdom) ile ölçüldü.

Vestibül ve palatinal yüzdeki basamak kenarı ile insizal kenar arasındaki mesafe 7 mm iken aproksimal yüzlerdeki basamak kenarı ile insizal kenar arasındaki mesafe 5 mm olarak ayarlandı. Dişlerin preparasyonları tamamlandıktan sonra X4 büyütmede büyüteç altında herbirinin aksiyal duvarları ve basamak yüzeyleri dikkatli bir şekilde incelendi. Düzensizlik görülen dişlere ilave düzeltmeler uygulandı. Bu aşamadan sonra dişler +4°C'de distile su içerisinde ölçü alma aşamasına kadar bekletildi.

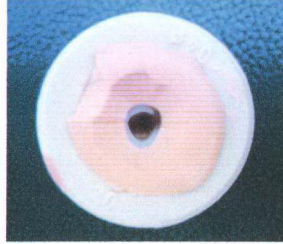


**Şekil 1- Çalışmada uygulanan iki farklı basamak preparasyon tipi**

### **2.1.1.2. Ölçü Alma**

Prepare edilen dişler tek tek kurutulduktan sonra standart plastik kaşık kullanılarak polivinil siloksan ölçü maddesi (Affinis; Coltene Whaledent, Altstatten, Switzerland) ile sandwich tekniğine uygun olarak ölçüler alındı (**Resim 5**). Her ölçü yine X4 büyütmede büyüteç ile incelendi. Yüzeyinde hava kabarcığı olan ölçüler tekrarlandı. Daha sonra ölçünün kenarlarına mumla kutulama yapılarak tip-4 sert alçı (Silky-Rock; Whip-Mix Co, Louisville, KY, USA) döküldü ve alçı güdükler elde edildi. Her bir alçı güdük X4 büyütmede büyüteç ile kontrol edildi. Yüzeyde düzensizlik ya da hava boşlukları gösteren

güdüüklerin ölçüleri tekrarlandı ve tüm güdüükler kusursuz bir şekilde elde edilmeye çalışıldı.



**Resim 5-** Prepare edilmiş dişlerden alınan ölçü

### **2.1.1.3. IPS Empress 2 Tüm Seramik Kronların Hazırlanması**

Her alçı güdüüğe basamağın 1 mm üzerinde olacak şekilde 2 tabaka day speysır uygulandı. Day speysır'lar donduktan sonra alçı güdüükler sıvı haldeki daldırma mumuna batırıldı. Daha sonra tüm yüzeylerde 1 mm kalınlıkta olacak şekilde modelaj mumu (Finesse all-ceram inlay wax; Ceramco, Burlington, UK) ile seramik alt yapılar için mum modelasyonlar hazırlandı. Tüm kole bölgesinde modelaj mumu eksiltme yöntemi ile uzaklaştırdıktan sonra bu kısımlar kole mumu (Finesse all-ceram margin wax; Ceramco, Burlington, UK) ile tekrar modele edildi.

Mum modelasyonlar insizal kenarın en üst kısmına gelecek şekilde özel tij mumu ile tijlendi ve manşet kapağına mum ile sabitlendi. IPS-Empress 2 sistemi ile hazırlanan tüm seramik kronlar için üretici firmanın önerdiği şekilde 15.5 ml'lik özel revetman likidi (IPS-Empress 2 special investment liquid; Ivoclar Vivadent) 6.5 ml distile su ile karıştırıldı. Böylece %70'lik bir konsantrasyon elde edildi. Elde edilen bu karışım 100 gr'lık revetman tozu (IPS-Empress 2 special investment powder; Ivoclar Vivadent) ile önce 20 saniye süreyle elde, daha

sonra 60 saniye süreyle vakum altında ve 350 rpm'lik devirle özel karıştırma cihazında karıştırıldı. Daha sonra mum modelasyonun bulunduğu manşet içerisine hava kabarcığı kalmayacak şekilde vibratörde döküldü.

1 saat süreyle revetmanın donması beklendikten sonra 250°C'deki ön ısıtma fırınına alındı ve dakikada 5°C yükselme ile sıcaklık 850°C'ye kadar ısıtıldı. Isıtılan manşet ve alüminyum oksit itici EP500 fırınına alındı. IPS-Empress 2 seramik çekirdek iticinin yuvasına konularak ısıtma işlemine başlandı. Fırının sıcaklığı 920°C'ye ulaştığında ve seramik çekirdek akışkan hale geldiğinde 5 atmosferlik basınç ile döküm boşluğuna preslendi. Oda sıcaklığında yavaş yavaş yapılmış olan soğutma işlemlerinden sonra preslenmiş seramik revetman içerisinden uzaklaştırıldı ve 100 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile 2 bar'lık basınç altında kumlandı. Her bir seramik alt yapı alçı güdüğüne yerleştirilerek florapatit kristalleri içeren tabakalama seramiği uygulanarak üst çene santral diş formları verildi ve Programat P80 fırınında 800°C'de pişirildi. Hazırlanan IPS Express 2 tüm seramik kronlar kesilmiş dişleri üzerine yerleştirilerek marjinal bütünlükleri ve uyumları X4 büyütmede büyüteç altında kontrol edildikten sonra son glazür tabakası da uygulanarak pişirildi.

#### **2.1.1.4. Finesse Tüm Seramik Kronların Hazırlanması**

Finesse kronlar için de mum modelasyonlar aynı şekilde yapıldı ve modelasyonlar Express kronlarda olduğu gibi insizal kenarlarının en ucundan tijlenerek manşet kapağına mum ile sabitlendi. Daha sonra üretici firmanın önerilerine göre 22 ml'lik özel revetman likidi 5 ml'lik distile su ile karıştırıldı. Böylece %80 konsantrasyonunda bir karışım elde edildi. Bu sıvı karışımı 100



yapılar döküldü. Dökümden çıkan metal alt yapı üzerindeki artıklar temizlendi. Metal 250 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile kulandıktan sonra her metalin güdüğü üzerinde feldispatik seramik (Ceramco 2; Burlington, UK) tabaka tabaka uygulanarak pişirildi. Hazırlanan kronlar kesilmiş dişleri üzerine yerleştirilerek marjinal bütünlükleri ve uyumları X4 büyütmede büyüteç altında incelendi. Daha sonra glazür tabakası uygulandı.

### 2.1.1.6. Simantasyon

Tüm seramik kronların simantasyonu için 3 farklı dual-cure resin siman kullanıldı. Kontrol grubu olarak hazırlanan metal destekli seramik kronların simantasyonu için ise çinkofosfat siman (PhosphaCEM PL; Ivoclar Vivadent) kullanıldı (Tablo 4).

Kesilmiş tüm dişler distile sudan çıkartıldıktan sonra pomza ve fırça yardımıyla temizlendi, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra kronların simantasyonu yapıldı. Dual-cure resin simanlar ve çinko fosfat siman üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulandı. Tüm kronların simantasyonunda parmak basıncı uygulandı.

	Dentin Primer	Adeziv	Bond
<b>Syntac</b>	Maleik asit, TEGDMA, Dimetilketon, Su	Glutaraldehit, PEGDMA, Maleik asit, Su	Bis-GMA TEGDMA
<b>Solobond Plus</b>	Maleik asit, Asit fonksiyonlu Metakrilat, Florid	Aseton, Dimetakrilat, Hidroksimetakrilat	
<b>Prime&amp;Bond NT</b>	PENTA, UDMA + T-rezin + D-rezin, 4-etil dimetil aminobenzoat, Ketikamin hidroflorid, Aseton, silika		

**Tablo 4-** Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri

### **Bifix DC / Solobond Plus**

Tüm seramik kronların iç yüzeyi %5'lik hidroflorik asit (IPS Empress etching gel; Ivoclar Vivadent) ile asitlendi, 60 saniye boyunca beklendi, bol tazyikli su ile yıkandı ve kurutuldu. Tüm kronların iç yüzeyine fırça yardımıyla silan ajanı (Ceramic bond; Voco, Cuxhaven, Germany) uygulandı ve 60 saniye sonra kuru hava ile kurutuldu.

Temizlenmiş ve nemli diş yüzeyine fırça yardımıyla primer ajan uygulandı, 30 saniye sonra kuru hava ile kurutuldu. Daha sonra yine kesilmiş diş yüzeyine fırça yardımıyla adeziv ajan uygulandı, 15 saniye sonra fazla olan adeziv ajan kuru hava ile uzaklaştırıldı. Böylece tüm yüzeylerde oldukça ince ve homojen bir adeziv kalınlığı elde edildi. Daha sonra 20 saniye süreyle ışık ile polimerize edildi.

1:1 oranında olacak şekilde base ve katalizör plastik bir spatül ile karıştırıldı ve kronların iç yüzeyine uygulandı. Kronlar kesilmiş diş yüzeyine uygulandıktan sonra artık siman uzaklaştırıldı. Son olarak tüm marjinlere oksijen bloke edici ajan uygulanarak her bir yüzey 40'ar saniye süreyle ışık ile polimerize edildi. Bifix DC ve Solobond Plus adeziv sistemi **Resim 7**'de görülmektedir.



**Resim 7- Bifix DC ve Solobond Plus adeziv sistemi**

### Calibra / Prime&Bond NT

Tüm seramik kronların iç yüzeyi %5'lik hidroflorik asit (IPS Empress etching gel; Ivoclar Vivadent) ile asitlendi, 60 saniye beklendikten sonra bol tazyikli su ile yıkandı ve kurutuldu. Kronların iç yüzeyine silan ajanı (Calibra silane coupling agent; Caulk-Dentsply, Milford, DE, UK) uygulandı ve 60 saniye sonra kuru hava ile kurutuldu.

Temizlenmiş diş yüzeyi 15 saniye süreyle %34'lük fosforik asit ile asitlendi. Daha sonra bol su ile yıkandı ve hafif nemli bırakıldı. Karıştırma kabına 2 damla Prime&Bond NT adeziv ajan damlatıldı ve aynı yere yine 2 damla self-cure aktivatör ajan damlatılarak 1-2 saniye süreyle fırça yardımıyla karıştırıldı. Fırçayla karışım diş yüzeyine uygulandı ve 20 saniye sonra kuru hava ile kurutularak adeziv ajanın yapısındaki aseton uçuruldu.

1:1 oranında olacak şekilde base ve katalizör plastik bir spatül ile karıştırıldı ve kronların iç yüzeyine uygulandı. Kronlar hazırlanmış dişlere yerleştirildi, artık siman uzaklaştırıldı ve oksijeni bloke edici ajan tüm marjinlere uygulandı. Daha sonra her bir yüzey 40'ar saniye olmak üzere ışık ile polimerize edildi. Calibra ve Prime&Bond NT adeziv sistemi **Resim 8**'de görülmektedir.



**Resim 8-** Calibra ve Prime&Bond NT adeziv sistemi

### **Çinkofisfat Siman**

Kontrol grubu olarak hazırlanan metal destekli seramik kronların iç yüzeyi alkol ile silindi. Toz ve likit üretici firmanın önerdiği şekilde metal bir spatül ile karıştırıldı ve kronların iç yüzeyine uygulandı. Kronlar kesilmiş dişlere yerleştirildi, 5 dakika süreyle simanın donması beklendi ve sonra artık simanlar temizlendi.

Tüm seramik kronların simantasyon işleminin aşamaları homojen olarak oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Simantasyondan 5 dakika sonra tüm seramik kron yapıştırılan örnekler oda sıcaklığındaki distile suya yerleştirildi ve kronlar +4°C'de distile su içerisinde 30 gün süreyle bekletildi. Daha sonra tüm örneklerle 5000 defa +5°C ile +55°C'lerde termal döngü uygulandı (her bir döngüde 30'ar saniye bekletildi). Dişlerin apikal uçlarına dentin bonding ajanı uygulandıktan sonra tüm kök yüzeyleri kron kenarlarının 0.5 mm altında olacak şekilde 2 tabaka tırnak ojesi (Loreal) ile kaplandı, kuruduktan sonra dişlerin kökleri ip yardımıyla cam şişelere başaşağıya gelecek şekilde gruplar halinde asıldı.

**(Resim 9)**



**Resim 9-** Şişe içerisine baş aşağıya olacak şekilde yerleştirilmiş örnekler

Daha sonra 1 ölçek çini mürekkep (Pelikan, Hanover, Germany), 1 ölçek distile su ile karıştırıldı ve örnekler bu sıvı karışımına yerleştirildi. Çini mürekkep

sistem için geliştirilmiş özel polimerizasyon cihazına (Histolux) yerleştirildi (Resim 12).



**Resim 12-** Histolux cihazı

Histolux cihazında polimerizasyon 2 aşamada gerçekleşmektedir. İlk aşamada, polimerizasyon sıcaklığı 40°C'yi aşmaması ve çatlaklar oluşmaması için düşük yoğunluktaki ışık ile şeffaf metakrilat resin hemen hemen tamamen polimerize edilir. İkinci aşamada ise doku içerisine penetre olan resin yüksek yoğunluktaki ışık ile tamamen polimerize edilir. Toplam polimerizasyon süresi 6 saattir. Polimerizasyon sırasındaki sıcaklığı ise 23°C'dir.

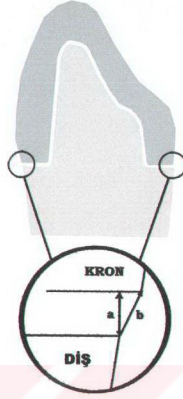
Örnekler 10'arlı gruplar halinde şeffaf akriliğe gömüldüğü için öncelikle EXAKT (EXAKT 300CL, Exakt Apparatebau GmbH, Germany) kesme cihazının 0.2 mm'lik kesme bıçağı ile tek tek olacak şekilde su soğutma altında küp şeklinde kesildi. Tüm örnekler tek tek kesildikten sonra her bir örnek tam orta noktasından bukko-palatinal yönde ikiye kesildi. Daha sonra her bir kesit EXACT sistemindeki özel apearey yardımıyla yer düzlemine tamamen paralel olacak şekilde lam üzerine özel yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Tüm kesitlerin ölçüm yapılacak yüzeyleri, EXAKT sisteminin polisaj cihazına vakum yardımıyla

sabitlendi, sırasıyla 600, 800 ve 1200 no'lu zımpara kağıtları ile polisaj işlemi gerçekleştirildi (**Resim 13**).



**Resim 13-** EXAKT sistemindeki aşındırma ve polisaj cihazı

İn vivo olarak tüm seramik kronların simantasyonunda Variolink 2 sistemi kullanıldığı için marjinal uyum ile ilgili in vitro ölçümler, Variolink 2 ile simante edilen gruplar (Grup 1, 4, 7, 10, 13) üzerinde yapıldı. Öncelikle her bir kesitte kronların doğal diş ile olan uyumları ölçüldü. Her bir nokta aynı araştırmacı tarafından 24 saat arayla 2 defa ölçüldü. Uyum ölçümleri bilgisayar destekli ışık mikroskobu (Zeiss, Axiophot) altında yapıldı. Her bir kesit lam yardımıyla ışık mikroskobunun tablasına yerleştirildi. Işık ayarları yapıldıktan sonra ara kamera (Hitachi HVC20A; Kokusai Electric Inc., Japan) aracılığıyla ölçüm yapılacak noktaların X100 büyütmedeki mikroskop görüntüleri bilgisayar ortamına aktarıldı. Daha sonra her bir görüntü bir bilgisayar programı (GrabIT\_METEOR II) vasıtasıyla JPEG olarak kaydedildi. Her bir görüntüde bir imaj ölçüm programı olan Sigma Scan Pro 5 (SPSS Inc. Chicago, İllinois, USA) ile  $\mu\text{m}$ 'lik ölçümler yapıldı.



**Şekil 2-** Tüm seramik kronların uyumu için yapılan ölçüm noktaları. a: marjinal aralık, b: mutlak marjinal uyumsuzluk (absolute marginal discrepancies)

Her ölçümden önce kullanılan program kalibre edildi. Mutlak marjinal uyumsuzluk ve marjinal aralık (**Şekil 2**) ölçümlerinden sonra aynı kesitler ve diğer gruptaki kesitler stereomikroskobun (Stemi SV8, Zeiss, West Germany) tablasına yerleştirildi ve X24 büyütmede çini mürekkebin simandentin ara yüzeyi ve siman-kron ara yüzeyindeki penetrasyonları ölçüldü. Mikrosızıntı ölçümü için aşağıdaki skorlama kullanıldı;

0 = Sızıntı yok.

1 = Basamağın 1/3'üne kadar var.

2 = Basamağın 2/3'üne kadar var.

3 = Basamağın tamamında var.

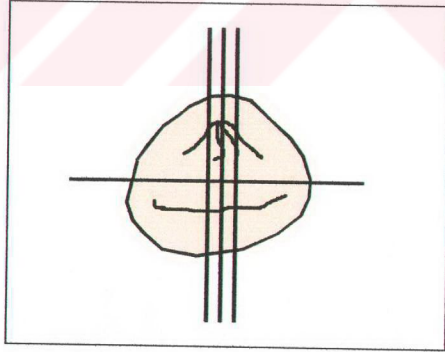
4 = Aksiyal duvarın 1/3'ünden fazlasına kadar var.

5 = Aksiyal duvarın 2/3'ünden fazlasına kadar var.

6 = İnsizal kenar dahil tüm aksiyal duvarda var.

7 = İnsizal kenarı aşan sızıntı var (29).

Mutlak marjinal uyumsuzluk, marjinal aralık ve mikrosızıntı ölçümlerinin kayıt işlemleri tamamlandıktan sonra her bir kesit tek tek EXAKT kesme cihazının özel apareyine vakum ile sabitlendi. Daha sonra 0.2 mm kalınlığındaki bıçak ile kesit yüzeyinin 0.5 mm uzağından ikinci bir kesit alındı. yine aynı şekilde her bir kesit EXAKT sisteminin polisaj cihazına vakum ile sabitlendi ve düşük devirde sırasıyla 600, 800 ve 1200 'lük zımpara kağıtları ile polisaj uygulandı. Mutlak marjinal uyumsuzluk ve marjinal aralık ölçümleri yapıldı. Aynı şekilde mikrosızıntı ölçümleri yapılarak elde edilen sonuçlar skorlandı. Tüm ölçüm işlemleri tamamlandıktan sonra mezyal ve distal yüzlerdeki ölçümler için her bir kesit meziodistal yönde EXAKT kesme cihazının 0.2 mm kalınlığındaki bıçağı ile su soğutma altında kesildi (**Şekil 3**).



**Şekil 3-** Bukkopalatinal ve meziodistal olarak kesit bölgeleri



Alınan kesitler lam üzerine yere paralel olacak şekilde özel yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Polisaj işlemleri yapıldıktan sonra mutlak marjinal uyumsuzluk, marjinal aralık ve mikrosızıntı ölçümleri yapıldı. Mikrosızıntı ölçümleri aynı şekilde skorlandı.

Tüm bu ölçümler sonucunda; her bir örnekten mutlak marjinal uyumsuzluk ve marjinal aralık için toplam 8 yüzeyden tekrarlanan ölçümlerle birlikte 24'er defa ölçüm yapıldı. Bu çalışma kapsamında mutlak marjinal uyumsuzluk ve marjinal aralık için kontrol grubu ile birlikte 5 grupta 50 adet örnek üzerinde toplam 2400 adet ölçüm yapıldı. Her bir örnekte ölçülen 24 adet değer, tek bir değer elde etmek için aritmetik ortalaması alındı.

Mikrosızıntı değerlendirmesi için ise; bukkal, palatinal, mezyal ve distal olmak üzere 4 farklı yüzeyde siman-dentin ara yüzeyi için 130 adet örnekten toplam 1560 adet ölçüm yapıldı. Aynı şekilde siman-kron ara yüzeyi için toplam 1560 adet ölçüm yapıldı. Dört farklı yüzeyde her iki ayrı ara yüzey için yapılan mikrosızıntı ölçümleri skorlandıktan sonra elde edilen bu skorlardan her iki ayrı ara yüzey için aritmetik ortalamalar alındı.

Taramalı elektron mikroskobunda incelenecek örnekler, vakum altında Sputter Coater (Polaron SC 502, England) kullanılarak altın ile kaplandı.

Hazırlıkları tamamlanan örnekler, taramalı elektron mikroskobunda (Jeol JSM 5200, Tokyo, Japan) incelendi ve farklı büyütmelerde örneklerin fotoğrafları alındı.

## 2.2. İn Vivo Değerlendirme

Çalışmanın in vivo bölümünde, IPS Empress 2 sistemi ile hazırlanan ve Variolink 2 sistemi ile simante edilen tüm seramik kronların üç yıllık takibi yapıldı.

Çalışmada, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Polikliniği'ne kısmi diş eksikliği, kron harabiyeti ve estetik olumsuzluklar nedeniyle başvuran yaşları 18-60 arasında değişen, 15 bayan, 3 erkek olmak üzere toplam 18 hastaya toplam 62 adet tüm seramik kron uygulandı. Tüm seramik kron uygulanan 7 vak'ada 13 diş tüm seramik post ve kor uygulanmıştır. Hastalara uygulanan tüm seramik kronların dişlere göre dağılımları **Tablo 5**'de görülmektedir.

	Sayı	Yaş ortalaması	Yaş aralığı
Kesici diş	35	38.3	18-60
Kanin	11	44.33	35-60
Premolar	9	43	38-50
Molar	7	36.33	18-50
Toplam	62	36.88	18-60

**Tablo 5-** IPS Empress 2 tüm seramik kronların dişlere göre dağılımı ve hastaların yaş ortalamaları ve yaş aralıkları

Klinik takip aşamasında 3 adet vak'aya ulaşılamadığı için bu vak'lara ait toplam 12 adet tüm seramik kron değerlendirme dışında tutulmuştur. Kesici, kanin, premolar ve molar dişlerdeki kronların değerlendirme sürelerine göre sayısal dağılımları **Tablo 6**'de verilmiştir.

Değerlendirme süresi (ay)	Kron sayıları				
	Kesici diş	Kanin	Premolar	Molar	Toplam
12	4	1	1	1	7
18	9	-	-	-	9
24	4	2	-	2	8
30	-	1	1	1	3
36	12	5	3	3	23

**Tablo 6-** Değerlendirme sürelerine göre IPS Empress 2 kronlarının sayısal dağılımı

Aynı şekilde yaşları 35-55 arasında değişen 3 bayan ve 2 erkek hastaya toplam 6 adet tüm seramik köprü uygulandı. Hastalara uygulanan tüm seramik kron ve köprülerin yapımında tabakalama tekniği kullanıldı.

### 2.2.1. Dişlerin Preparasyonu

Tüm seramik kron ve köprülerin yapımında dişlere tüm kole bölgesinde 1 mm genişlikte iç köşesi yuvarlatılmış 90° shoulder bir basamak olacak şekilde preparasyon uygulandı. Estetik nedenlerden dolayı ön bölgede basamak, serbest dişeti kenarının 0.5 mm altında olacak şekilde, arka bölgede ise daha net ölçü alarak kenar uyumunu arttıracak şekilde basamak, serbest dişeti kenarı ile aynı seviyede hazırlandı. Preparasyonda dişlerin kesici kenarlarından ve oklüzal yüzeylerinden 1.5 mm'lik madde kaybı yapıldı. Kesici dişlerin palatinal yüzeylerinde iç bükey kesim uygulanarak iyi bir kesici diş formu verebilmek ve kronun statüğü açısından singulum oluşturuldu. Preparasyon sonunda yüzeydeki tüm keskin kenar ve köşeler uygun bir frez ile yuvarlatıldı (**Resim 14**). Preparasyondan sonra gingival retraksiyon ipi (No.01, Ultrapack; Ultradent, Salt Lake City, Utah) uygulanarak ilave reaksiyon ile polimerize olan silikon ölçü

maddesi (Affinis) ile ölçüler alındı. Alınan ölçülere tip 4 sert alçı (Silky-Rock; Whip-Mix Co, Louisville, KY) dökülerek modeller elde edildi ve laboratuvar işlemlerine geçildi.

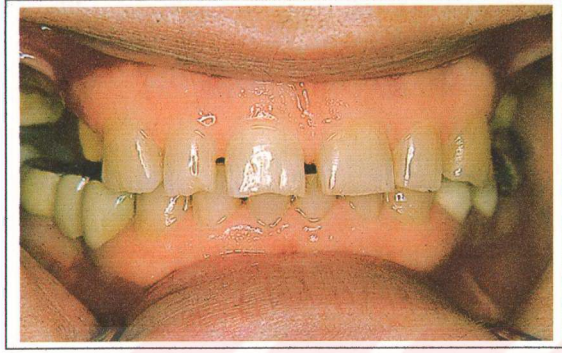
Diş preparasyonu ve ölçü alma işleminden sonra tüm hastalara soğuk akrilikten hazırlanan geçici kronlar, öjenol içermeyen geçici siman (Cavex Temporary Cement; Cavex Holland BV, Haarlem, The Netherlands) ile simante edildi. Geçici kronların yapımında, geçici kronların dişlerin basamağını tam olarak örtülmesine özen gösterildi. Aksi halde özellikle ön bölgede basamağın serbest dişeti kenarından 0.5 mm aşağıda hazırlanması nedeniyle, dişeti basamağı örtmekte ve bunun sonucunda prova ve simantasyon işlemleri zorlaşmaktadır.



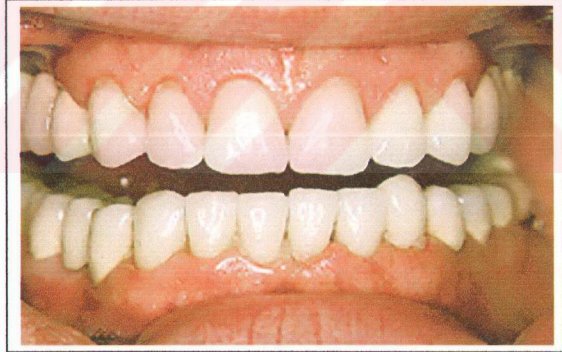
**Resim 14-** Kesimi tamamlanmış üst çene ön bölge dişleri

### **2.2.2. Tüm Seramik Kronların Simantasyonu**

IPS Empress 2 sistemi ile hazırlanan tüm seramik kronlarda cam-seramik alt yapı tüm bölgelerde en az 0.8 mm olacak şekilde hazırlandı. Hasta ağzında prova aşamalarından sonra Variolink 2 sistemi (Ivoclar Vivadent) ile kron ve köprüler simante edildi. Simantasyon işlemi için Empress 2 kron ve köprülerin iç yüzeylerine 60 saniye süreyle hidroflorik asit uygulanıp yıkandıktan sonra silan ajanı (Monobond S; Ivoclar Vivadent) 60 saniye süreyle uygulandı

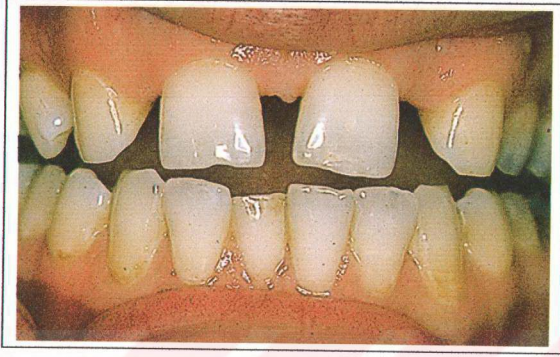


15a

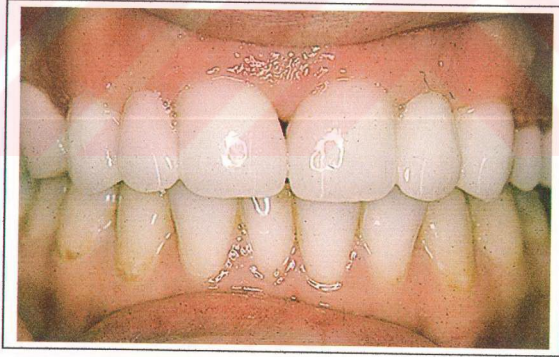


15b

**Resim 15a, b-** Alt çene ve üst çene ön bölgede IPS Empress 2 tüm seramik kron uygulaması. Vak'anın tedavi öncesi ve sonraki görünümü

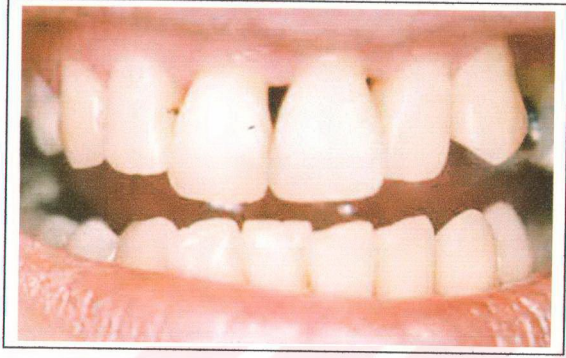


16a



16b

**Resim 16a, b-** Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron ve köprü uygulaması. Vak'anın tedavi öncesi ve sonraki görünümü



17a

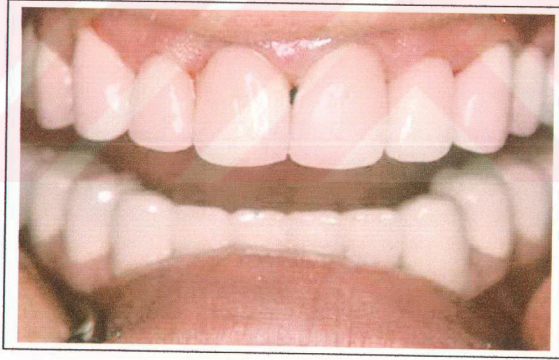


17b

**Resim 17a, b-** Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron, tüm seramik köprü ve lamina uygulaması. Vak'anın tedavi öncesi ve sonraki görünümü



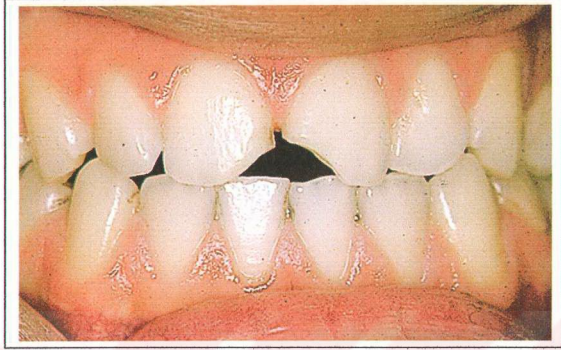
19a



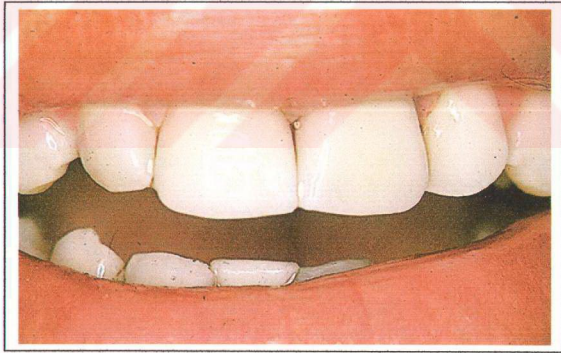
19b

**Resim 19a, b-** Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron ve köprü uygulaması. Vak'anın tedavi öncesi ve sonraki görünümü





20a



20b

**Resim 20a, b- Üst çenede IPS Empress 2 tüm seramik kron uygulaması.**

**Vak'anın tedavi öncesi ve sonraki görünümü**

### 2.2.3. Hasta Kontrol Seanslarında Yapılan Değerlendirmeler

Klinik olarak:

- Kron uygulanan dişin kole bölgesindeki dişeti dokusunda kanama kontrolü için Löe&Silness'in dişeti indeksi kullanıldı.
- Hastalara kron uygulanan dişlerinde bir duyarlılık olup olmadığı soruldu.
- Marjinal bütünlük kontrolü için Kaliforniya Dişhekimleri Odasının kalite değerlendirme sistemi kullanıldı. Bunun için ayna, sond kullanıldı, röntgen ve fotoğraf görüntüsü alındı (**Tablo 7**) (64).

Dişeti indeksi

0 = Enflamasyon yok

1 = Hafif enflamasyon: renk ve doku kıvamında hafif değişiklikler var.  
Sondlamada kanama yok.

2 = Orta derecede enflamasyon: kırmızılık ve ödem var. Sondlamada kanama var.

3 = İleri derecede enflamasyon: ileri derecede kırmızılık ve şişlik var.  
Spontan kanama var (65).

#### 2.2.4. İstatistiksel Analizler

##### **Mutlak Marjinal Uyumsuzluk ve Marjinal Aralık**

Tüm örneklerden elde edilen skorlamaların her bir örnek için ayrı ayrı ortalamaları alındıktan sonra istatistiksel değerlendirme, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde SPSS 11.0 (Statistical Package of Social Sciences) istatistik programında yapıldı. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı  $p < 0.05$  olarak kabul edildi.

Elde edilen ölçümlerden gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olup olmadığını belirlemek için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulandı. Mutlak marjinal uyumsuzluk ve marjinal aralık ölçümleri için seçilen grupların ikili karşılaştırmaları için Bonferroni testi uygulandı.

##### **Mikrosızıntı**

Elde edilen skorlamalardan gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olup olmadığını belirlemek için Kruskal Wallis testi uygulandı. Çalışmadaki grupların ikili karşılaştırmaları için toplam 27 adet karşılaştırma yapılarak Bonferroni düzeltmesi ve Mann-Whitney U ve Wilcoxon W testleri uygulandı.

## BÖLÜM III

### BULGULAR

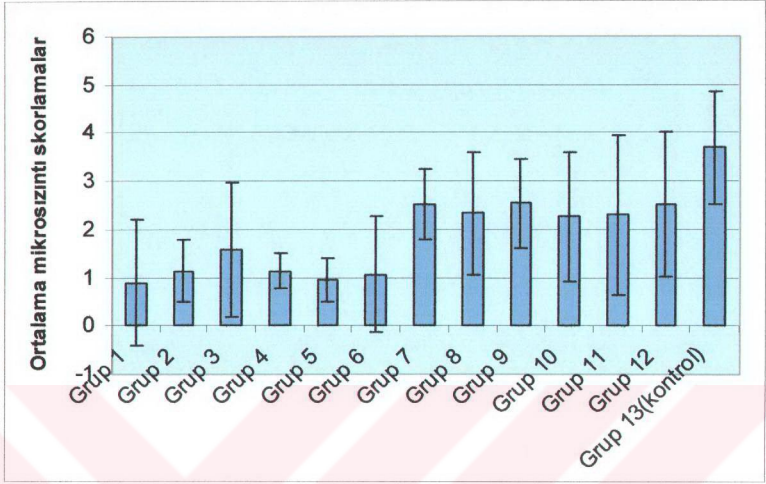
#### 3.1. İn Vitro Bulgular

##### 3.1.1. Mikrosızıntı

**Tablo 8** ve **Grafik 1** gruplardaki ortalama siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı skorlamaları ve standart sapmaları göstermektedir.

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma
1 (Finesse-shoulder-Variolink 2)	10	0.89	1.31
2 (Finesse-shoulder-Bifix DC)	10	1.14	0.64
3 (Finesse-shoulder-Calibra)	10	1.57	1.39
4 (Finesse-chamfer-Variolink 2)	10	1.14	0.38
5 (Finesse-chamfer-Bifix DC)	10	0.95	0.46
6 (Finesse-chamfer-Calibra)	10	1.07	1.19
7 (Empress 2-shoulder-Variolink 2)	10	2.51	0.74
8 (Empress 2-shoulder-Bifix DC)	10	2.33	1.28
9 (Empress 2-shoulder-Calibra)	10	2.54	0.92
10 (Empress 2-chamfer-Variolink 2)	10	2.26	1.33
11 (Empress 2-chamfer-Bifix DC)	10	2.3	1.66
12 (Empress 2-chamfer-Calibra)	10	2.53	1.5
13 (Kontrol)	10	3.69	1.16
Toplam	130	1.92	1.36

**Tablo 8-** Tüm gruplar için siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri



Grup 1: Finesse-shoulder-Variolink 2  
 Grup 2: Finesse-shoulder-Bifix DC  
 Grup 3: Finesse-shoulder-Calibra  
 Grup 4: Finesse-chamfer-Variolink 2  
 Grup 5: Finesse-chamfer-Bifix DC  
 Grup 6: Finesse-chamfer-Calibra

Grup 7: Empress 2-shoulder-Variolink 2  
 Grup 8: Empress 2-shoulder-Bifix DC  
 Grup 9: Empress 2-shoulder-Calibra  
 Grup 10: Empress 2-chamfer-Variolink 2  
 Grup 11: Empress 2-chamfer-Bifix DC  
 Grup 12: Empress 2-chamfer-Calibra

**Grafik 1-** Tüm gruplar için siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapmalar

Yapılan Kruskal-Wallis testinde gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğu gözlemlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Gruplar arasında ikili karşılaştırmalar yapılarak Mann-Whitney U ve Wilcoxon W testleri uygulanmıştır (Tablo 9).

Karşılaştırma yapılan gruplar	İstatistiksel değerlendirme
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 2(Finesse-shoulder-Bifix DC)	p>0.05
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 3(Finesse-shoulder-Calibra)	p>0.05
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 4(Finesse-chamfer-Variolink 2)	p>0.05
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 7(Empress 2-shoulder-Variolink 2)	p>0.05
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 13(Kontrol)	<b>p&lt;0.05</b>
2(Finesse-shoulder-Bifix DC) - 3(Finesse-shoulder-Calibra)	p>0.05
2(Finesse-shoulder-Bifix DC) - 5(Finesse-chamfer-Bifix DC)	p>0.05
2(Finesse-shoulder-Bifix DC) - 8(Empress 2-shoulder-Bifix DC)	p>0.05
2(Finesse-shoulder-Bifix DC) - 13(Kontrol)	<b>p&lt;0.05</b>
3(Finesse-shoulder-Calibra) - 6(Finesse-chamfer-Calibra)	p>0.05
3(Finesse-shoulder-Calibra) - 9(Empress 2-shoulder-Calibra)	p>0.05
3(Finesse-shoulder-Calibra) - 13(Kontrol)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 5(Finesse-chamfer-Bifix DC)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 6(Finesse-chamfer-Calibra)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 13(Kontrol)	<b>p&lt;0.05</b>
5(Finesse-chamfer-Bifix DC) - 6(Finesse-chamfer-Calibra)	p>0.05
5(Finesse-chamfer-Bifix DC) - 11(Empress 2-chamfer-Bifix DC)	p>0.05
5(Finesse-chamfer-Bifix DC) - 13(Kontrol)	<b>p&lt;0.05</b>
6(Finesse-chamfer-Calibra) – 12(Empress 2-chamfer-Calibra)	p>0.05
6(Finesse-chamfer-Calibra) – 13(Kontrol)	<b>p&lt;0.05</b>
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) - 8(Empress 2-shoulder-Bifix DC)	p>0.05
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) - 9(Empress 2-shoulder-Calibra)	p>0.05
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) - 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	p>0.05
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) - 13(Kontrol)	p>0.05
8(Empress 2-shoulder-Bifix DC) - 9(Empress 2-shoulder-Calibra)	p>0.05
8(Empress 2-shoulder-Bifix DC) - 11(Empress 2-chamfer-Bifix DC)	p>0.05
8(Empress 2-shoulder-Bifix DC) - 13(Kontrol)	p>0.05
9(Empress 2-shoulder-Calibra) – 12(Empress 2-chamfer-Calibra)	p>0.05
9(Empress 2-shoulder-Calibra) – 13(Kontrol)	p>0.05
10(Empress 2-chamfer-Variolink 2) - 11(Empress 2-chamfer-Bifix DC)	p>0.05
10(Empress 2-chamfer-Variolink 2) - 12(Empress 2-chamfer-Calibra)	p>0.05
10(Empress 2-chamfer-Variolink 2) - 13(Kontrol)	p>0.05
11(Empress 2-chamfer-Bifix DC) - 12(Empress 2-chamfer-Calibra)	p>0.05
11(Empress 2-chamfer-Bifix DC) - 13(Kontrol)	p>0.05
12(Empress 2-chamfer-Calibra) – 13(Kontrol)	p>0.05

**Tablo 9-** Siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı değerlendirme için yapılan karşılaştırmalar ve istatistiksel değerlendirme

Tüm seramik kron uygulanan tüm örneklerin birbirleri ile karşılaştırıldığı istatistiksel analiz sonuçlarına göre aynı tüm seramik sistem ve aynı basamak türü uygulanan gruplar arasında kullanılan dentin bonding sistemleri ve kompozit rezin simanın, siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ). Aynı şekilde aynı tüm seramik sistem ve aynı dentin bonding sistemi ve kompozit rezin siman kullanılan gruplar arasında basamak türünün siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ). Son olarak aynı basamak türü uygulanan ve aynı kompozit rezin siman ile simante edilmiş gruplar arasında kullanılan tüm seramik kron sisteminin siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ).

- Finesse tüm seramik kron sistemi kullanılan, shoulder tipi basamak preparasyonunun uygulandığı ve Bifix DC/Solobond Plus sistemi ile simante edilen grup (grup 1) ile kontrol grubu karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu ve kontrol grubuna göre siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı miktarının azaldığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Finesse tüm seramik kron sisteminin kullanıldığı, shoulder tipi basamak preparasyonunun uygulandığı ve Variolink 2/Syntac sistemi ile simante edilen grup (grup 2), kontrol grubu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu ve kontrol grubuna göre siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı miktarının azaldığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Finesse tüm seramik kron sisteminin kullanıldığı, chamfer tipi basamak preparasyonunun uygulandığı ve Variolink 2/Syntac sistemi ile simante

edilen grup (grup 4) ile kontrol grubu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu ve kontrol grubuna göre siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı miktarının azaldığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

- Finesse tüm seramik kron sisteminin kullanıldığı, chamfer tipi basamak preparasyonunun uygulandığı ve Bifix DC/Solobond Plus sistemi ile simante edilen grup (grup 5) ile kontrol grubu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu ve kontrol grubuna göre siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı miktarının azaldığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).
- Finesse tüm seramik kron sisteminin kullanıldığı, chamfer tipi basamak preparasyonunun uygulandığı ve Calibra/Prime&Bond NT sistemi ile simante edilen grup (grup 6) ile kontrol grubu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu ve kontrol grubuna göre siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı miktarının azaldığı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

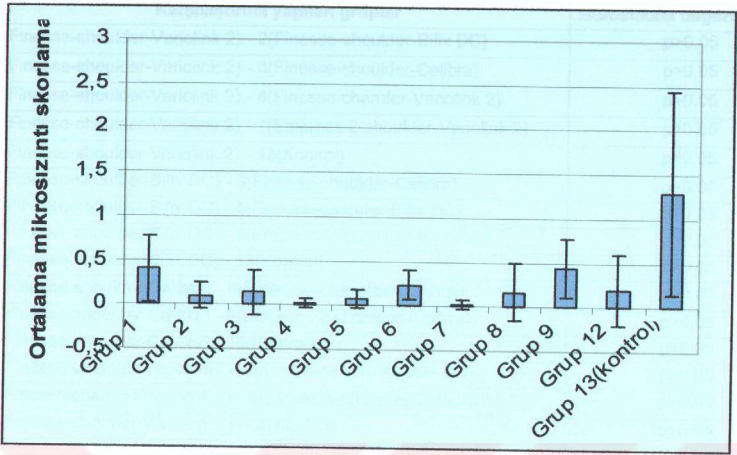
Finesse sistemi ile yapılan tüm seramik kronlarda adeziv sistem veya uygulanan basamak preparasyon tipinin mikrosızıntıyı etkilemediği ve tüm Finesse kronlarda mikrosızıntının kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha az olduğu söylenebilir ( $p<0.05$ ). IPS Empress 2 sistemi uygulanan gruplar ile kontrol grubu arasında ise istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Her grup için toplam 10'ar adet örnekten yapılan 120'şer adet mikrosızıntı skorlamasının dağılımı ve görülme sıklığı **Grafik 2** ve 3'de görülmektedir.



**Tablo 10 ve Grafik 4** gruplardaki ortalama siman-kron ara yüzeyindeki mikrosızıntı skorlamaları ve standart sapmaları göstermektedir.

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma
1 (Finesse-shoulder-Variolink 2)	10	0.398	0.374
2 (Finesse-shoulder-Bifix DC)	10	0.098	0.153
3 (Finesse-shoulder-Calibra)	10	0.14	0.25
4 (Finesse-chamfer-Variolink 2)	10	0.016	0.05
5 (Finesse-chamfer-Bifix DC)	10	0.074	0.106
6 (Finesse-chamfer-Calibra)	10	0.239	0.172
7 (Empress 2-shoulder-Variolink 2)	10	0.016	0.05
8 (Empress 2-shoulder-Bifix DC)	10	0.166	0.323
9 (Empress 2-shoulder-Calibra)	10	0.439	0.334
12 (Empress 2-chamfer-Calibra)	10	0.199	0.399
13 (Kontrol)	10	1.3	1.15
Toplam	110	0.28	0.535

**Tablo 10-** Tüm gruplar için siman-kron ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri

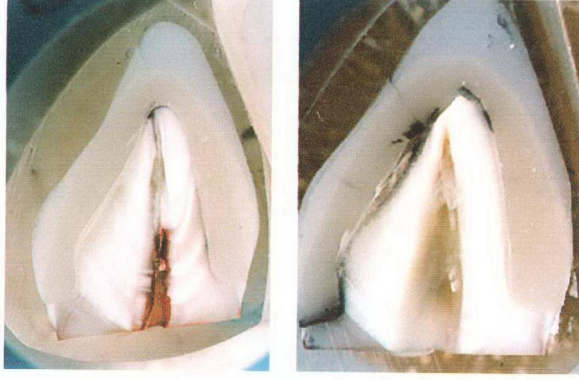


Grup 1: Finesse-shoulder-Variolink 2  
 Grup 2: Finesse-shoulder-Bifix DC  
 Grup 3: Finesse-shoulder-Calibra  
 Grup 4: Finesse-chamfer-Variolink 2  
 Grup 5: Finesse-chamfer-Bifix DC  
 Grup 6: Finesse-chamfer-Calibra

Grup 7: Empress 2-shoulder-Variolink 2  
 Grup 8: Empress 2-shoulder-Bifix DC  
 Grup 9: Empress 2-shoulder-Calibra  
 Grup 12: Empress 2-chamfer-Calibra

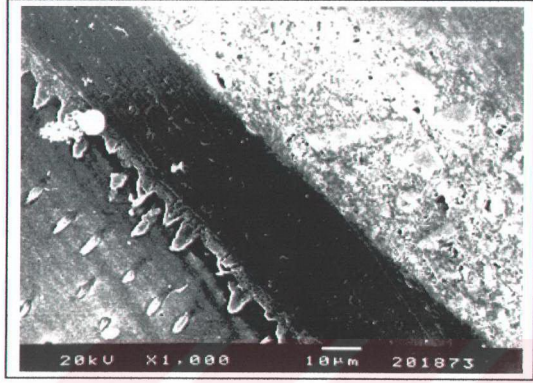
**Grafik 4-** Tüm gruplar için siman-kron ara yüzeyinde mikrosızıntı skorlarına ait ortalama ve standart sapmalar

Yapılan Kruskal-Wallis testinde gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olduğu gözlemlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Gruplar arasında ikili karşılaştırmalar yapılarak bonferroni düzeltmesi, Mann-Whitney U ve Wilcoxon W testleri uygulanmıştır. Siman-kron ara yüzeyindeki mikrosızıntı skorlamasında hiç sızıntı olmaması nedeniyle 10. (Empress 2-chamfer-Variolink 2) ve 11. (Empress 2-chamfer-Bifix DC) gruplar istatistiksel değerlendirmeye alınmamıştır.

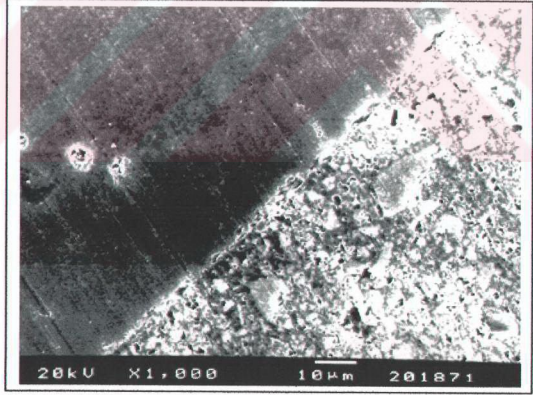


**Resim 23-** Finesse-shoulder-Calibra grubundaki (Grup 3) siman-dentin ara yüzeyinde boya penetrasyonunun olmadığı ve boya penetrasyonunun en fazla olduğu örnekler

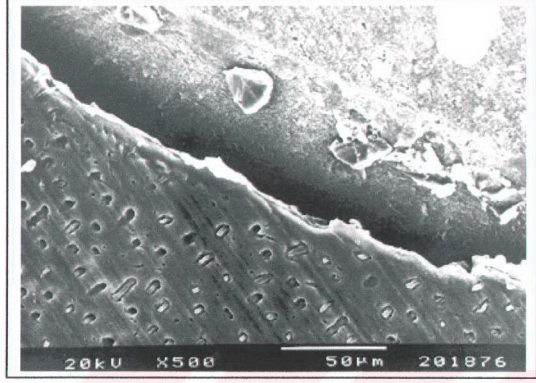
### 3.1.1.2. Taramalı Elektron Mikroskop Bulguları



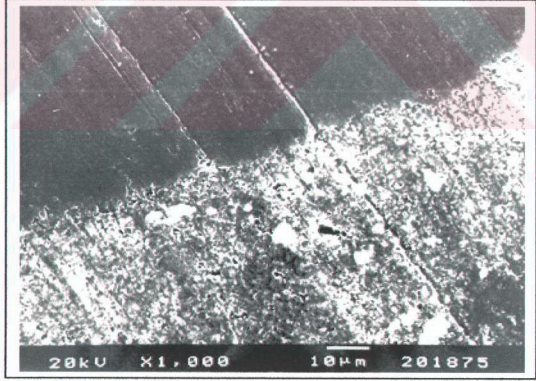
**Resim 24-** Empress 2 – Chamfer – Bifix DC grubunda (Grup 11) basamak bölgesinde siman-dentin ara yüzeyinde dentin dokusunda oluşan resin taglar (x1000)



**Resim 25-** Empress 2 – Chamfer – Bifix DC grubunda (Grup 11) basamak bölgesinde resin siman-seramik ara yüzeyi (x1000)



**Resim 26-** Empress 2 – Chamfer – Variolink 2 (Grup 10) grubunda basamak bölgesinde siman-dentin ara yüzeyinde dentin dokusunda oluşan rezin taglar (x500)

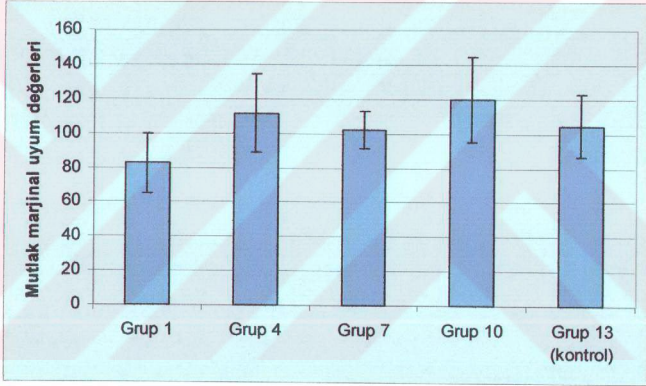


**Resim 27-** Empress 2 – Chamfer – Variolink 2 grubunda (Grup 10) basamak bölgesinde rezin siman-seramik ara yüzeyi (x1000)

### 3.1.2. Mutlak Marjinal Uyumsuzluk

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma	95 % Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1(Finesse-shoulder-Variolink 2)	10	82.39	17.65	69.76	95.03
4(Finesse-chamfer-Variolink 2)	10	111.42	22.9	95.03	127.8
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2)	10	101.86	10.87	94.08	109.64
10 (Empress 2-chamfer-Variolink 2)	10	119.7	24.53	102.14	137.25
13 (Kontrol)	10	104.72	17.88	91.92	117.51
Toplam	50	104.02	22.41	97.65	110.39

**Tablo 12-** Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları ( $p < 0.05$ )



Grup 1: Finesse-shoulder-Variolink 2  
Grup 4: Finesse-chamfer-Variolink 2

Grup 7: Empress 2-shoulder-Variolink 2  
Grup 10: Empress 2-chamfer-Variolink 2

**Grafik 5-** Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen verilerin ortalamaları ve standart sapmaları

Mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümlerinden elde edilen sayısal veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile istatistiksel olarak analiz edildi. Yapılan

istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Bunun üzerine Post Hoc testi olarak Bonferroni testi uygulanmıştır ( $p < 0.05$ ).

Bonferroni testine göre yapılan karşılaştırmalar **Tablo 13**'de görülmektedir.

Karşılaştırma yapılan gruplar	İstatistiksel değerlendirme
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 4(Finesse-chamfer-Variolink 2)	<b>p = 0.016</b>
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 7(Empress 2-shoulder-Variolink 2)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	p>0.05
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) – 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	p>0.05
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 13(Kontrol)	p>0.05
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 13(Kontrol)	p>0.05
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) – 13(Kontrol)	p>0.05
10(Empress 2-chamfer-Variolink 2) – 13(Kontrol)	p>0.05

**Tablo 13-** Mutlak marjinal uyumsuzluk için  $p < 0.05$  önem aralığında yapılan Bonferroni testi ikili karşılaştırmaları

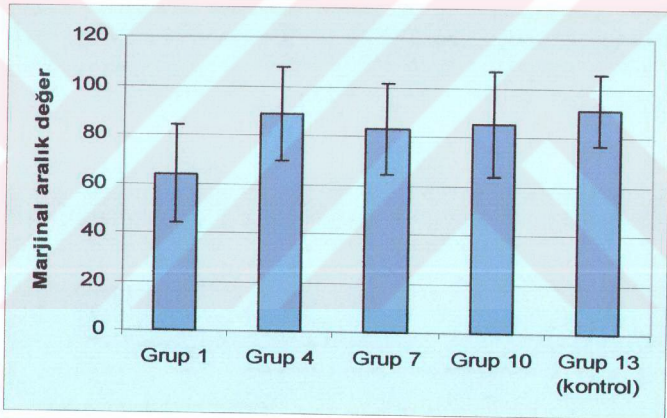
Karşılaştırma yapılan grupların istatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre Finesse tüm seramik kron sisteminde mutlak marjinal uyumsuzluk açısından shoulder basamak preparasyonu ile chamfer basamak preparasyonu arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmuştur ve shoulder preparasyonda mutlak marjinal uyum daha iyidir ( $p = 0.016$ ). IPS Empress 2 sisteminde ise basamağın shoulder ve chamfer tipi oluşu mutlak marjinal uyumsuzlukta istatistiksel olarak önemli bir farklılık oluşturmamıştır ( $p > 0.05$ ). IPS Empress 2 sistemi ile Finesse tüm seramik kron sistemi arasında ise mutlak marjinal uyumsuzluk açısından istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Her bir grup tek tek kontrol grubu ile karşılaştırıldığında

mutlak marjinal uyumsuzluk açısından istatistiksel olarak önemli bir fark gözlenememiştir ( $p>0.05$ ).

### 3.1.3. Marjinal Aralık

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma	95 % Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1(Finesse-shoulder-Variolink 2)	10	63.83	20	49.52	78.14
4(Finesse-chamfer-Variolink 2)	10	88.82	19.13	75.13	102.51
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2)	10	83.04	18.53	69.78	96.3
10 (Empress 2-chamfer-Variolink 2)	10	85.13	21.57	69.69	100.57
13 (Kontrol)	10	90.88	14.63	80.41	101.35
Toplam	50	82.34	20.58	76.49	88.19

**Tablo 14-** Marjinal aralık ölçümlerinden elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları ( $p<0.05$ )



Grup 1: Finesse-shoulder-Variolink 2  
Grup 4: Finesse-chamfer-Variolink 2

Grup 7: Empress 2-shoulder-Variolink 2  
Grup 10: Empress 2-chamfer-Variolink 2

**Grafik 6-** Marjinal aralık ölçümlerinden elde edilen verilerin ortalamaları ve standart sapmaları



Marjinal aralık ölçümlerinden elde edilen sayısal verilere tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmış ve yapılan istatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Bunun üzerine Post Hoc testi olarak Bonferroni testi uygulanmıştır ( $p < 0.05$ ).

Bonferroni testine göre yapılan karşılaştırmalar **Tablo 15'**de görülmektedir.

Karşılaştırma yapılan gruplar	İstatistiksel değerlendirme
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 4(Finesse-chamfer-Variolink 2)	$p > 0.05$
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 7(Empress 2-shoulder-Variolink 2)	$p > 0.05$
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	$p > 0.05$
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) – 10(Empress 2-chamfer-Variolink 2)	$p > 0.05$
1(Finesse-shoulder-Variolink 2) – 13(Kontrol)	<b><math>p = 0.025</math></b>
4(Finesse-chamfer-Variolink 2) – 13(Kontrol)	$p > 0.05$
7(Empress 2-shoulder-Variolink 2) – 13(Kontrol)	$p > 0.05$
10(Empress 2-chamfer-Variolink 2) – 13(Kontrol)	$p > 0.05$

**Tablo 15-** Marjinal aralık için  $p < 0.05$  önem aralığında yapılan Bonferroni testi ikili karşılaştırmaları

Bu sonuçlara göre IPS Empress 2 sisteminde basamak preparasyon tipi marjinal aralık üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark yaratmamıştır ( $p > 0.05$ ). Aynı şekilde Finesse tüm seramik sisteminde de preparasyon tipi marjinal aralık üzerine istatistiksel olarak önemli bir fark oluşturmamıştır ( $p > 0.05$ ). IPS Empress 2 sistemi ile Finesse tüm seramik kron sistemi arasında marjinal aralık yönünden istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Her bir grup tek tek kontrol grubu ile karşılaştırıldığında 1. grup (Finesse-Shoulder-Variolink 2) ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak önemli bir fark

preparasyon tipinin kronların marjinal uyumlarını etkilemediğini bulmuşlardır (80). Suarez ve arkadaşları (2003) ise bir çalışmada marjinal aralığın chamfer basamak preparasyonu uygulanan örneklerde shoulder basamak preparasyonu uygulanan örneklere göre daha az olduğunu, ancak mutlak marjinal uyumsuzluğun shoulder basamak preparasyonu uygulanan örneklerde chamfer basamak preparasyonu uygulanan örneklere göre daha az olduğunu bulmuşlardır (78). Mitchell ve arkadaşları (2001) yaptıkları in vitro bir çalışmada, shoulder basamak preparasyonu yapılan örneklerin chamfer basamak preparasyonu yapılan örneklere göre daha iyi bir mutlak marjinal uyum gösterdiklerini bildirmişlerdir. Araştırmacılara göre chamfer basamak preparasyonlu örnekler üzerine hazırlanan tüm seramik kronlar daha fazla kontur ya da eksik kontur özellikleri taşımaktadır (51). Pera ve arkadaşları (1994), İn Ceram sisteminde chamfer basamak preparasyonu uyguladıkları örneklerde 90°'lik shoulder basamak preparasyonu uyguladıkları örneklere göre daha iyi bir marjinal uyum elde etmişlerdir (59).

Değerlendirme yöntemlerine göre marjinal uyum için bulunan değerlerde değişkenlik olabilmektedir. Kronların simante edilerek ya da simante edilmeden kole bölgesinde kron kenarı ile basamak kenarı arasındaki aralığın ölçüldüğü yöntem, basit, hızlı ve laboratuarda yapım aşamalarının marjinal uyum üzerine etkilerinin ölçülebildiği bir yöntemdir (74). Bu yöntemde çok fazla sayıda noktadan ölçüm yapılabilmesine rağmen sadece marjinal aralık ölçümü yapılabilir (27, 59, 68, 90, 94). Yani yapılan kronların taşkın olup olmadığı konusunda bir bilgi edinilemez. Bir diğer yöntem olan kronların doğal dişler üzerine ya da plastik dişler üzerine yapıştırıldığı, şeffaf akriliğe ya da epoksi rezin içerisine gömüldüğü ve kesit alınarak yapılan marjinal uyum ölçüm

yönteminde ise marjinal aralığın yanında mutlak marjinal uyumsuzluk olarak adlandırılan horizontal yönde taşkınlık ve eksiklik gibi kriterlerin ölçümü de yapılabilmektedir (33, 48, 83). Ancak, ilk yöntemdeki gibi çok fazla sayıda ölçüm yapılamamaktadır. Bu nedenle kesit almada kullanılan yöntemler geliştirilerek daha fazla kesit alınmaya çalışılmış ve daha fazla sayıda ölçüm yapılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız EXACT kesme ve aşındırma sistemi de bunlardan bir tanesidir (12, 30, 82).

Mutlak marjinal uyumsuzluğun derecesi restorasyonun ömrünü, periodontal dokuların durumunu etkilemesi açısından daha önemlidir (83). Çünkü yapılan kron kenarındaki bir taşkınlık klinik olarak o bölgede bakteriyel plak birikimini artırır, ikincil çürüklerin oluşumuna ve simanın hızlı bir şekilde erimesine neden olur. Bu durumda yapılan kron kenarının eksik olması, taşkın olmasından ya da aşırı konturlu olmasından daha iyidir.

Marjinal aralık ve mutlak marjinal uyumsuzluk ölçümleri için ilk kullanılan yöntemlerde alınan her bir kesit mikroskopta daha önceden belirlenmiş büyüklükte fotoğraflanmış olan hazır bir ölçek ile manuel olarak yapılmıştır (74). Ancak bu yöntemler ile oldukça zaman kaybı yaşanmış ve yapılan ölçümler gözle yapıldığı için de çok net ölçümler yapılamamıştır. Günümüzde ise bilgisayar destekli mikroskopların ve ölçüm programlarının gelişmesi ile daha kısa sürede ve daha doğru ölçümler yapılabilmektedir.

2003 yılında Yeo ve arkadaşları tarafından yapılan in vitro çalışmada üst çene santral dişlere shoulder basamak preparasyonu uygulanmış ve kronlar simante edilmeden ve kesit alınmadan marjinal aralık ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde IPS Empress 2 sistemi için marjinal aralık  $46 \mu\text{m} \pm 16 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur (94). Çalışmamızda IPS Empress 2 sistemiyle shoulder

basamak preparasyonu uygulanan örnekler için marjinal aralık değeri  $83.04 \mu\text{m} \pm 18.53 \mu\text{m}$  olarak bulunurken, chamfer basamak preparasyonu uygulanan örnekler için  $85.13 \mu\text{m} \pm 21.57 \mu\text{m}$  olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda daha farklı değerler bulunmasının nedeni; tüm seramik kronların prepare edilmiş doğal dişler üzerine simante edilmiş olması ve ölçümlerden önce tüm örneklerle 5000 defa termal döngü uygulanmış olması olabilir. Aynı çalışmada kontrol grubu olan metal destekli seramik kronlar için marjinal aralık  $87 \mu\text{m} \pm 34 \mu\text{m}$  olarak bulunurken çalışmamızda  $90.88 \mu\text{m} \pm 34 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. 1999 yılında yapılan bir çalışmada İn Ceram, IPS Empress boyama tekniği, IPS Empress tabakalama tekniği ve Celay tüm seramik sistemleri kullanılarak hazırlanan tüm seramik kronların marjinal aralığı simante edilmeden önce ve simante edildikten sonra ölçülmüştür. İn Ceram sisteminde simantasyondan önce ölçülen marjinal aralık  $60 \mu\text{m}$  iken simantasyondan sonra  $82 \mu\text{m}$ , IPS Empress boyama tekniği için simantasyondan önce  $47 \mu\text{m}$  iken simantasyondan sonra  $63 \mu\text{m}$ , IPS Empress tabakalama tekniği için simantasyondan önce  $62 \mu\text{m}$  iken simantasyondan sonra  $76 \mu\text{m}$ , Celay sistemi için simantasyondan önce  $99 \mu\text{m}$  iken simantasyondan sonra  $117 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur (1). Kern ve arkadaşlarının (1993) yaptıkları in vivo çalışmada marjinal aralığın simantasyondan sonra önemli derecede arttığı bulunmuştur (40). Chan ve arkadaşları da (1985) Cerestore tüm seramik kronlar üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada aynı şekilde marjinal aralığın simantasyondan sonra arttığını bulmuşlardır (7). 2003 yılında Jacques ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada IPS Empress 2 kronlar prepare edilmiş dişler üzerine simante edildikten sonra termosiklus uygulanmış ve mikrosızıntı değerlendirilmesinden sonra kesitler alınarak taramalı elektron mikroskopunda

yapılan bir in vitro çalışmada Dicor tüm seramik kron sistemi için bulunan mutlak marjinal uyumsuzluk değeri  $48 \mu\text{m} \pm 7 \mu\text{m}$  iken (33), 1991 yılında yapılan bir başka in vitro çalışmada Dicor sistemi için bulunan marjinal aralık değeri  $44.4 \mu\text{m} \pm 9.7 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur (90). Çalışmamızda da kullanılan tüm seramik sistemleri ve basamak preparasyon tipleri için marjinal aralık değerleri, mutlak marjinal uyumsuzluk değerlerinden sayısal olarak daha düşük bulunmuştur. Marjinal aralığın yani siman film kalınlığının az olması özellikle rezin kompozit simanlarla simante edilen tüm seramik kronlarda kompozitin polimerizasyon büzülmesi nedeniyle çok önemlidir. Resin kompozit simanın kalınlığı ne kadar az olursa polimerizasyon büzülmesi o derece az olur ve diş ile resin kompozit arasında mikrosızıntıya neden olacak aralık azalmış olur (57). 1999 yılında seramik lamina'lar üzerinde yapılan bir çalışmada polimerizasyon büzülmesinin ve termal yüklerin lamina'lar içerisindeki gerilim dağılımı üzerine etkileri araştırılmış ve yapıştırıcı kompozitin polimerizasyon büzülmesi basma tipi gerilim yaratırken termal yüklerin çekme tipi gerilimler yarattığı bulunmuştur. Kompozit resin simanın polimerizasyon büzülmesi ve termal yükler sonucu oluşan bu gerilimler mikrosızıntı ve porselende çatlak oluşumu gibi başarısızlıkları doğurur (45).

Dual-cure resin simanların polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan marjinal aralık ve mikrosızıntı üzerine yapılan bir çalışmada RelyX ARC, Calibra ve Choice resin simanlar ışık ile polimerize edildiğinde Calibra'nın en az seviyede polimerizasyon büzülmesi gösterdiği bulunmuştur. Aynı çalışmada kompozit resin siman sadece kimyasal olarak polimerize olduğunda daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ve ışık ile polimerizasyon yapıldığında mikrosızıntının daha fazla olduğu ancak bu 3 resin siman arasında istatistiksel

olarak bir fark olmadığı bulunmuştur (4). Çalışmamızda da kullanılan dual-cure rezin simanlar ışık ile polimerize edilmiş ve mikrosızıntı yönünden istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunamamıştır.

Klinik uygulamada, marjinal aralığın fazla olması kron kenarında daha kalın bir siman tabakasının ağız ortamı ile ilişkide olmasına ve bu da simanın daha hızlı bir şekilde erimesine ve mikrosızıntı oluşmasına neden olur (37). Ancak 1994 yılında yapılan bir çalışmada mikrosızıntı ile marjinal aralık arasında direkt bir ilişki olmadığı ve mikrosızıntının daha çok yapılan restorasyon, yapıştırıcı ajan ve diş dokusu ile ilgili olduğu bulunmuştur (92).

Bir insan dişinin 1 günde karşılaştığı termal gerilim sayısı ortalama 20 olarak tahmin edilmiştir (20). Buna göre çalışmamızda uyguladığımız 5000 defa termal döngü yaklaşık olarak 1 yıla tekabül etmektedir. Wahab ve arkadaşları (2003) termal döngünün mikrosızıntıyı arttırdığını bulurken (89), Wendt ve arkadaşları termal döngünün mikrosızıntıyı arttırmadığını göstermişlerdir (91). 2003 yılında yapılan bir çalışmada dentin bonding sisteminin uygulanmasında bir yetersizlik olduğunda kompozitin su içerisinde higroskopik genişlemesinin oluşabilecek marjinal aralığı tam olarak önleyemese de azalttığı bulunmuştur (93). Çalışmamızda örnekler simante edildikten sonra 1 ay süre ile +4°C'de distile su içerisinde bekletilmişlerdir.

Restorasyon ile diş ara yüzeyindeki mikrosızıntıyı belirlemek için çoğunlukla boya penetrasyon yöntemi kullanılmaktadır (18, 24, 29, 88). Bunun için eozin, metilen mavisi, bazik fuksin, gümüş nitrat ve çini mürekkep gibi boyalar çeşitli konsantrasyonlarda kullanılmaktadır. Burada kullanılan boyanın penetrasyonu çeşitli faktörlere bağlıdır:

- Kullanılan boyanın PH'si ve partikül boyutuna,

- Kullanılan boyanın konsantrasyonu ve difüzyon katsayısına,
- Dentinin kalınlığı ve difüzyon için açıkta olan dentin yüzey alanına bağlıdır (95).

Bu faktörlere bağlı olarak kullanılan boya ile restoratif materyal ve dentin arasında kimyasal bir etkileşim olabilir ve bu da boyanın penetrasyonunu etkileyebilir. 1998 yılında yapılan bir çalışmada %5'lik eosinin PH'si 6.67, %2'lik metilen mavisinin PH'si 3.45, %50'lik gümüş nitratın PH'si 3.04, çini mürekkebin PH'si 7.37 olarak bulunmuştur (95). Bu sonuçlara göre dentin dokusunda demineralizasyon yapmayan PH'ye sahip olan çini mürekkep boya penetrasyon çalışmalarında en uygun boya olarak görülmektedir. Starkey ve arkadaşları (1993) tarafından yapılan bir çalışmada %2'lik PH'ye sahip olan metilen mavisinin dentin dokusunda demineralizasyon yaptığı bulunmuştur (77). Bu yüzden %2'lik metilen mavisi ile yapılan mikrosızıntı çalışmalarında boya penetrasyon miktarı etkilenebilir.

Chong ve arkadaşları (1995) partikül boyutu açısından bakteri girişi ve çini mürekkep penetrasyonu arasında benzerlik olduğunu bulmuşlardır (9). Çini mürekkep içerisindeki partiküllerin çapı  $0.5\mu\text{m} - 600\mu\text{m}$  arasındadır. Yaklaşık olarak partiküllerin %8'i  $1.6\mu\text{m}$ 'den daha küçüktür (95). Dentin tübüllerinin çapı  $1.65\mu\text{m}$  olduğu için çini mürekkep içerisindeki bu partiküller dentin tübülleri içerisine girebilirler. Bunun yanında çini mürekkep içerisindeki partiküllerin yaklaşık olarak %57'si  $20.9\mu\text{m}$ 'den daha küçük çaptadır ve servikal bölgede kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan  $7-22\mu\text{m}$  arasındaki aralıktan kolayca geçebilir (87). Ayrıca, çini mürekkep ile elde edilen boyama eozin, metilen mavisi, bazik fuksin ve gümüş nitrat gibi boyaların oluşturduğu boyamaya göre daha az yoğundur. Bunun nedeni dentin tübülleri içerisine

girebilecek küçüklükteki partikül yüzdesi çini mürekkep içerisinde düşüktür. Bu nedenle dentin tübüllerine daha az penetrasyondan dolayı restorasyon ile diş ara yüzeyindeki esas sızıntı daha kolay belirlenebilir (95). Bu verilerin ışığında çalışmanın in vitro kısmında mikrosızıntı deneyi için çini mürekkep boyası kullanılmıştır. Boya penetrasyon çalışmalarında çalışmanın sonuçlarını etkileyen çok fazla faktör olmasına rağmen çini mürekkep uygulamasının ekonomik oluşu, tekrarlanabilir ve kolay uygulanabilir olması nedeniyle restorasyonlar hususunda en azından bir fikir vermesi açısından uygulanabilir.

Tüm seramik kronların simantasyonunda, sisteme bağlı olarak çoğunlukla dentin bonding sistemleri ve kompozit rezin simanlar kullanılmaktadır. Kullanılan dentin bonding sistemleri temel olarak tek aşamalı ya da çok aşamalı olarak kullanılır. Tek aşamalı ya da çok aşamalı dentin bonding sistemi uygulanmadan önce mine yüzeyi ile birlikte dentin yüzeyi de asitlenirse dentin yüzeyindeki smear tabakası tamamen uzaklaştırılmış olur. Eğer sadece mine yüzeyi asitlenirse dentin bonding ajanının uygulanması ile smear tabakası modifiye edilmiş olur. Syntac Klasik dentin bonding sistemi hem smear tabakasını uzaklaştıran hem de smear tabakasını modifiye eden ve çok aşamalı dentin bonding grubuna girmektedir. Bu çalışmada prepare edilmiş dişlerin mine ve dentin yüzeyleri "total-etch" tekniği ile 15 saniye süreyle % 37'lik fosforik asit ile asitlenerek smear tabakası tamamen uzaklaştırılmıştır. Asidin yıkanıp hava ile kurutma işleminden sonra büzülüp açığa çıkmış kollagen fibrilleri primer ajanın uygulanması ile tekrar açılır, adeziv ajanın uygulanması ile bağlanma için elverişli bir dentin yüzeyi elde edilir ve son olarak filler içermeyen adeziv rezin uygulanır. Solobond Plus sisteminde primer ve adeziv ayrı ayrı uygulandığı için çok aşamalı dentin bonding sistemi grubuna



girmektedir. Mine ve dentin yüzeyleri 15 saniye süreyle %37'lik fosforik asit ile asitlenir. Primer ajan uygulandıktan ve hava ile kurutulduktan sonra adeziv ajan uygulanır ve daha sonra ışık ile polimerize edilir. Prime&Bond NT sisteminde ise primer ve adeziv tek şişede birleştiği için tek aşamalı dentin bonding grubuna girmektedir. Adeziv ajan uygulanmadan önce mine ve dentin yüzeyleri "total-etch" tekniği ile 15 saniye süreyle % 36'lık fosforik asit ile asitlenerek smear tabakası tamamen uzaklaştırılmıştır. 1994 yılında yapılan bir çalışmada dentin yüzeyine fosforik asit uygulanarak ve uygulanmadan simante edilen IPS Empress kronların mikrosızıntı değerlendirmesinde; siman-dentin ara yüzeyinde dentin yüzeyine fosforik asit uygulanan grupta uygulanmayan gruplara göre daha az mikrosızıntı gözlenmiştir (17).

Tek aşamalı ya da çok aşamalı dentin bonding sistemlerinin mikrosızıntı üzerine etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır (62). Çalışmamızda da tek aşamalı olan Prime&Bond NT ile çok aşamalı Syntac Klasik ve Solobond Plus sistemleri arasında siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır. Ayrıca kullanılan tüm seramik sistemi ve uygulanan basamak tipine göre de rezin simanlar arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir.

Tüm seramik kronların mikrosızıntısı üzerine yapılan bir çalışmada rezin kompozit siman ile simante edilmiş tüm seramik kronlarda, çinko fosfat siman ile simante edilmiş tüm seramik kronlara göre siman-dentin ara yüzeyinde daha az mikrosızıntı olduğu bulunmuştur (29). Yani dentin bonding sistemleri ile birlikte kullanılan rezin kompozit simanlar mikrosızıntıyı tamamen önleyemese de önemli ölçüde azaltmaktadır. Çalışmamızda da shoulder basamaklı örnekler

üzerine Finesse tüm seramik sistemi kullanılarak hazırlanmış ve Variolink 2 ve Bifix DC ile simante edilmiş tüm seramik kronlarda siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak önemli derecede daha az bulunmuştur. Ancak Calibra ile simante edilen örnekler, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında siman-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak önemli bir fark gözlenmemiştir. Prime&Bond NT aseton bazlı ve tek aşamalı bir dentin adeziv sistemidir. Aseton bazlı adeziv sistemleri için dentin yüzeyi mutlaka nemli bırakılmalıdır (66). Yapılan bir çalışmada su bazlı dentin bonding sistemleri için dentin yüzeyinin kurutulması gerektiği bulunmuştur (66). Bunun yanında 2003 yılında yapılan bir çalışmada aseton bazlı dentin adezivlerinin nemli dentin yüzeyine uygulandıktan sonra dentin geçirgenliğini önemli ölçüde azalttıkları bulunmuştur (25). 2002 yılında yapılan bir çalışmada aseton bazlı dentin bonding sistemleri kullanıldığında adezivin tübül içerisine tam olarak penetre olarak rezin tag ve boşluksuz bir hibrit tabakası oluşturduğu bulunurken, su bazlı dentin bonding sistemlerinde ise rezin taglar ile tübül duvarları arasında tam bir temas olmadığı ve iyi bir hibrit tabakası oluşmadığı bulunmuştur (26). Chamfer basamaklı örnekler üzerine Finesse tüm seramik sistemi kullanılarak hazırlanmış ve Variolink 2, Bifix DC ve Calibra ile simante edilmiş tüm seramik kronlarda siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntının, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak önemli derecede daha az olduğu bulunmuştur. Ferrari ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada EBS dentin bonding sistemi-Compolute rezin siman ve Syntac dentin bonding sistemi-Variolink 2 rezin siman ile simante edilen IPS Empress tüm seramik kronların metilen mavisi ile yapılan mikrosızıntıları değerlendirilmiş ve bu iki siman arasında önemli bir fark bulunmamıştır (18). 1997 yılında yapılan bir

çalışmada farklı rezin simanlarla simante edilmiş tüm seramik kronlarda siman-dentin ara yüzeyinde mikrosızıntı yönünden önemli bir fark bulunmamıştır (58).

Kompozit rezin simanın seramik yüzeyine optimum adaptasyonu için seramik yüzeyinde mikroporöziteler yaratılarak yüzey alanı genişletilir. Bunun için seramik yüzeyi ya 50 µm'lik ya da 100 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleri ile kumlanır ya da değişik konsantrasyonlardaki hidroflorik asit ile asitlenir. Daha sonra silika bazlı seramiklere rezin kompozit simanın bağlanma direncini arttırmak için silan ajanı uygulanır (2). Rezin siman-seramik ara yüzeyindeki mikrosızıntıyı değerlendiren çok az çalışma vardır. 2003 yılında yapılan bir çalışmada IPS Empress 2 seramik yüzeyi 50 µm'lik, 100 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumları ile kumlanarak ve %10'luk hidroflorik asit ile asitlenerek hazırlanmıştır. Çalışmada seramik yüzeyi %10'luk hidroflorik asit ile asitlendikten sonra silan ajanının uygulanması ile bağlantı direncinin önemli derecede arttığı bulunmuştur (76). Bunun yanında 2004 yılında yapılan bir çalışmada ise IPS Empress 2 cam-seramik yüzeyine silan uygulamasının seramik yüzeyine olan adezyon etkisi değerlendirilmiş ve silan uygulamasının rezin kompozit simanın adezyonunu arttırmadığı bulunmuştur (10). Çalışmamızda ise tüm seramik kronlarda rezin siman-seramik kron ara yüzeyinde mikrosızıntı yönünden istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır. Mikrosızıntı skorlamalarının gruplara göre dağılımı ve görülme sıklığına göre rezin siman-seramik kron ara yüzeyinde, rezin siman-dentin ara yüzeyine göre çok daha az miktarda sızıntı görülmektedir. Taramalı elektron mikroskop görüntülerine göre ise her üç adeziv siman sisteminde rezin siman ile seramik birbirine tam olarak kaynaşmış olarak bulunmuştur. Geliştirilen adeziv sistemler ile rezin siman ve seramik yüzeyi arasında

mikrosızıntı minimuma inerken dentin yüzeyine adezyon konusunda çalışmalar devam etmektedir.

2003 yılında yapılan bir çalışmada Procera sistemi ile yapılan tüm seramik kronların 5 yıllık takipleri yapılmış ve bu süre sonunda Procera tüm seramik kronların ağız içerisinde gerek ön bölge gerekse arka bölgelerde başarılı olduğu bulunmuştur (55). 2001 yılında yapılan bir çalışmada In Ceram sistemi ile hazırlanan tüm seramik kronların 6 yıllık klinik takipleri sonucu %99.1'lik bir başarı elde edilmiştir (71). Yapılan bir başka çalışmada 54 hastaya uygulanan 125 adet IPS Empress kron 11 yıl süreyle klinik takibe alınmış ve bu süre sonunda %95.2'lik başarı elde edilmiştir (19). 2002 yılında yapılan bir çalışmada IPS Empress sistemi ile yapılmış toplam 37 adet tüm seramik kron 41 ay süreyle değerlendirilmiş ve %94.6'lık bir başarı elde edilmiştir (23). Çalışmamızda ise IPS Empress 2 sistemi kullanılarak yapılan tüm seramik kronların 3 yıllık takibi sonucunda yenilenen kron olmamıştır. Bu nedenle 3 yıllık takip sonucunda %100'lük bir başarı elde edebildiğimizi söyleyebiliriz.

## **BÖLÜM V**

### **SONUÇ**

**Çalışmamızın in vitro bölümüne ilişkin sonuçlar:**

- 1. Isı ve basınçla şekillenen tüm seramik sistemleri (IPS Empress 2 ve Finesse tüm seramik) ile hazırlanan tüm seramik kronların marjinal uyumları klinik olarak kabul edilebilir değerlerde olup birbirine benzer bulunmuştur.**
- 2. IPS Empress 2 sistemi ile hazırlanan örneklerde basamak preparasyon tipi marjinal uyumu etkilemezken, Finesse sistemi ile hazırlanan örneklerde ise marjinal uyum shoulder basamak preparasyonda chamfer basamak preparasyonuna göre istatistiksel yönden anlamlı olarak daha iyi bulunmuştur.**
- 3. Tüm seramik kronların mikrosızıntı düzeyine seramik kronun yapımı için kullanılan sistemin, preparasyon tipinin, simantasyonda kullanılan rezin siman ve dentin bonding sistemlerinin etkisinin istatistiksel yönden anlamlı olmadığı gözlenmiştir.**
- 4. Genel olarak tüm seramik kronların simantasyonunda kullanılan rezin simanlar mikrosızıntı düzeyini azaltmışlardır.**

**Çalışmamızın in vivo bölümüne ilişkin sonuçlar:**

Klinik takipleri yapılmış 16 vak'aya uygulanan 50 adet IPS Empress 2 kronun marjinal bütünlük değerlendirmesinde tüm kronlar klinik olarak tatmin edici bulunmuştur. Diş eti değerlendirmesinde ise 4 vak'ada özellikle aproksimal yüzeylerdeki diş eti dokusunda sondlamada kanama gözlenmiştir. Bu vak'alarda oral hijyen eğitimi tekrarlanmış ve daha sonraki kontrollerde hastanın ağız hijyenine dikkat etmesine bağlı olarak bu durum düzelmiştir. Tüm seramik kronların hiçbirisinde yenileme gereksinimi olmamıştır.

Estetik ve biyouyumluluk açısından tatmin edici olan tüm seramik kronlar, marjinal bütünlük ve mikrosızıntı yönünden de klinik olarak tatmin edici olmuşlardır. Geliştirilen dentin bonding sistemleri, rezin simanlar ve seramik yüzeyininin asitlenerek silan ajanlarının uygulanabilmesi ile tüm seramik kronların klinik başarısı artmıştır. Ancak daha fazla sayıda vak'a üzerinde ve daha uzun süreli klinik takiplerin yapılmasının yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

## BÖLÜM VI

### ÖZET

Tüm seramik kronlar estetik ve biyouyumluluk yönünden oldukça başarılıdır. Tüm seramik kronların klinik başarısını etkileyen diğer faktörler ise marjinal uyum ve mikrosızıntıdır. Tüm seramik kron sistemleri içinde ısı ve basınçla şekillenen seramik sistemleri en çok kullanılan sistemlerdir. Bu nedenle de bu çalışmada preslenebilir seramiklerden olan IPS Empress 2 ve Finesse tüm seramik sistemleri ile çalışılmış ve kronların marjinal uyum ve mikrosızıntısı in vitro ve in vivo olarak değerlendirilmiştir. Bu amaçla ısı ve basınçla şekillenen iki farklı tüm seramik sistemiyle yapılan kronlar, iki farklı basamak preparasyonu uygulanan doğal dişler üzerine üç farklı dual-cure rezin siman ile simante edildikten sonra termal döngü uygulanmış ve daha sonra çini mürekkep solüsyonunda 37°C'de 48 saat süre ile bekletilmişlerdir. Tüm örnekler tek tek şeffaf akriliğe gömüldükten sonra ışık mikroskobu ve stereomikroskopta marjinal uyum ve mikrosızıntı ölçümleri yapılmıştır.

Yapılan istatistiksel analizlere göre IPS Empress 2 ve Finesse tüm seramik sistemleri arasında marjinal uyum açısından istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır. IPS Empress 2 sisteminde shoulder ve chamfer basamak preparasyonu uygulanan örnekler arasında marjinal uyum açısından istatistiksel olarak önemli bir fark bulunamazken Finesse tüm seramik sistemiyle hazırlanan örneklerde marjinal uyum, shoulder basamak preparasyonda chamfer basamak preparasyonuna göre daha iyi bulunmuştur.

Mikrosızıntı açısından tüm seramik sisteminin, preparasyon tipinin ve kullanılan dual-cure rezin simanın istatistiksel olarak önemli bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Ancak tüm seramik kronların simantasyonunda kullanılan

rezin simanların kontrol grubu için kullanılan çinko fisfat simana göre mikrosızıntıyı önemli ölçüde azalttığı bulunmuştur.

Çalışmamızın in vivo bölümünde ise IPS Empress 2 sistemi ile hazırlanan tüm seramik kronların marjinal bütünlük ve mikrosızıntı açısından 3 yıllık klinik takipleri ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonunda bazı vak'alarda kontrol seanslarında dişetlerinde sondlama esnasında kanama olmasına rağmen yapılan hiçbir konda yenileme olmaması nedeniyle %100'lük bir başarı elde edilmiştir.

Çalışmamızın in vitro ve in vivo sonuçları değerlendirildiğinde tüm seramik kronların marjinal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun yanında tüm seramik kronların simantasyonunda kullanılan rezin simanların mikrosızıntıyı önemli ölçüde azalttığı gözlenmiştir.



## **ABSTRACT**

All-ceramic crowns offer a highly esthetic appearance, as well as biocompatibility. Additionally the other factors that affect the longevity of all-ceramic crowns are marginal fit and microleakage. Heat-pressed all-ceramic materials are the most commonly used system. In this study, marginal fit and microleakage of heat-pressed all-ceramic crowns made from IPS Empress 2 and Finesse All-ceramic systems were evaluated both in vitro and in vivo. All-ceramic crowns made from two different systems were cemented with three different dual-curing resin cements on the prepared teeth with two different finishing lines, chamfer and shoulder. After the thermocycling procedure, all samples were stored in an indian ink solution at 37°C for 48 hours. All samples were then embeded in transparent acrylic resin. Marginal fit and microlakage were evaluated by using stereomicroscope and reflected light microscope.

There was no statistically significant difference for marginal fit between IPS Empress 2 and Finesse All-ceramic systems. Marginal fit was found better for shoulder preparation than chamfer preparation in Finesse All-ceramic system.

There were no statistically significant differences between preparation types as well as between dual-curing resin cements for the microleakage. However, dual-curing resin cements reduced mikroleakage when compared with zinc phosphate cement.

In the in-vivo part of our study, three-year clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns was performed with respect to marginal fit and microleakage. Although there was little inflammation in gingival tissue in some

**cases, the replacement of all-ceramic crowns was not required. Therefore 100% success rate was achieved in our study.**

**In conclusion, marginal fit of all-ceramic crowns was acceptable for clinical situations. Additionally, dual-curing resin cements significantly reduced the microleakage of all-ceramic crowns.**



## **BÖLÜM VII**

### **KAYNAKLAR**

1. Bescnidt 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*, 26:582-593
2. Blatz M.B., Sadan A., Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89:268-274
3. Boening K.W., Wolf B.H., Schmidt A.E., Kastner K., Walter M.H. (2000). Clinical fit of procera allceram crowns. *J Prosthet Dent*, 84:419-424
4. Braga R.R., Ferracane J.L., Condon J.R. (2002). Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent*, 30:333-340
5. Breschi L., Gobbi P., Mazzotti G., Falconi M., Ellis T.H., Stangel I. (2002). High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. *Dent Mater*, 18:26-35
6. Burke F.J., Combe E.C., Douglas W.H. (2000). Dentin bonding systems:I. mode of action. *Dent Update*, 27:85-93
7. Chan C., Haraszthy G., Gerstorfer J.G., Weber H. (1985). Marginal fit of Cerestore full-ceramic crowns – a preliminary report. *Quintessence Int*, 6:399-402
8. Chiche G.J., Pinault A. (1994). Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 106
9. Chong B.S., Pitt Ford T.R., Watson T.F., Wilson R.F. (1995). Sealing ability of potential retrograde root fillings. *Endod Dent Traumatol*, 11:264-269

10. Della Bona A., Shen C., Anusavice K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, 20:338-344
11. Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 81: 135-141
12. Donath K., Breuner G. (1982). A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. *J Oral Pathol*, 11:318-326
13. Dong J.K., Luthy H., Wohlwend A., Scharer P. (1992). Heat-pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5:9-16
14. Dundar M., Gungor M.A., Cal E. (2003). Multidisciplinary approach to restoring anterior maxillary partial edentulous area using an IPS Empress 2 fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 89:327-330
15. Erpenstein H., Borchard R., Kerschbaun T. (2000). Long-term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns. *J Prosthet Dent*, 83:530-534
16. Felton D.A., Kanoy B.E., Bayne S.C. Whirtman M.S. Whirtman G.P. (1991). Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*, 65:357-364
17. Ferrari M., Dalloca L., Kugel G., Bertelli E. (1994). An evaluation of the effect adhesive luting on microleakage of the IPS Empress crowns. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 6:15-23
18. Ferrari M., Mannocci F., Mason P.N., Kugel G. (1999). In vitro leakage of resin-bonded all-porcelain crowns. *J Adhesive Dent*, 1:233-242
19. Fradeani M., Redemagni M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int*, 33:503-510

20. Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27:89-99
21. Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Dentine permeability and tracer tests. *J Dent*, 27:1-11
22. Gardner F.M. (1982). Margins of complete crowns-literature review. *J Prosthet Dent*, 48:396-400
23. Gemalmaz D., Ergin Ş. (2002). Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 87:189-196
24. Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G. (2001). Microleakage of adhesive restorative materials. *Am J Dent*, 14:170-176
25. Gregoire G., Joniot S., Guignes P., Milas A. (2003). Dentin permeability: Self-etching an done-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*, 90:42-49
26. Gregoire G.L., Akan B.A., Millas A. (2002). Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*, 87:633-641
27. Groten M., Axmann D., Probster L., Weber H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*, 83:40-49
28. Groten M., Probster L. (1997). The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 10:169-177
29. Gu X.H., Kern M. (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*, 16:109-116

30. Hahn P., Attin T., Grofke M., Hellwig E. (2001). Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater*, 17:191-196
31. Holland W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53:297-303
32. Holmes J.R., Bayne S.C., Holland G.A., Sulik W.D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 62:405-408
33. Holmes J.R., Sulik W.D., Holland G.A., Bayne S.C. (1992). Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 67:594-599
34. Ivoclar report. (1994). IPS Empress ceramic. July, No: 10
35. Ivoclar report. (1998). IPS Empress 2. December, No:12
36. Ivoclar report. (2001). Dentin adhesives, January, No:14
37. Jacobs M.S., Windler A.S. (1991). An investigation of dental luting agent solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*, 65:436-442
38. Jacques L.B., Ferrari M., Cardoso P.E. (2003). Microleakage and resin cement film thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain-fused-to-metal crowns. *J Adhes Dent*, 5:145-152
39. Kemp-Scholte C.M., Davidson C.L. (1990). Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative system. *J Prosthet Dent*, 64:685
40. Kern M., Schaller H.G., Strub J.R. (1993). Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont*, 6:585-591
41. Kugel G., Ferrari M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*, 131: 20-25

42. Lopes G.C., Baratieri L.N., de Andrada M.A., Vieira L.C. (2002). Dental adhesion. Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*, 33:213-224
43. L e H., Silness J. (1963). Periodontal disease in pregnancy. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand*, 21:533-551
44. Mackert J.R., Russell C.M. (1996). Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. *Int J Prosthodont*, 9:261-265
45. Magne P., Versluis A., Douglas W.H. (1999). Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 81:335-344
46. Marcusson J.A. (1996). Contact allergies to nickel sulfate, gold sodium thiosulfate and palladium chloride in patients claiming side-effects from dental alloy components. *Contact Dermatitis*, 34:320-323
47. Marshall G.W. Jr, Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25:441-458
48. May K.B., Russell M.M., Razzoog M.E., Lang B.R. (1998). Precision of fit: The procera allceram crown. *J Prosthet Dent*, 80:394-404
49. Mc Lean J.W. (1979). The science and art of dental ceramics. Vol : 1. Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago
50. Mc Lean J.W., von Fraunhofer J.A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131:107-111
51. Mitchell C.A., Pintado M.R., Douglas W.H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*, 85:575-584

52. Murray P.E., Hafez A.A., Smith A.J., Cox C.F. (2002). Bacterial microleakage and pulp inflammation associated with various restorative materials. *Dent Mater*, 18:470-478
53. Nakamura T., Dei N., Kojima T., Wakabayashi K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16:244-248
54. Narcisi E.M. (1999). Three-unit bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative. *Compend Contin Educ Dent*, 20:109-120
55. Oden A., Andersson M., Krysyek-Ondracek I., Magnusson D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80:450-456
56. Ödman P., Andersson B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 14:504-509
57. Ölmez A., Öztaş N., Bilici S. (1998). Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int*, 29:725-729
58. Patel S., Saunders W.P., Burke F.J. (1997). Microlakage of dentin-bonded crowns placed with different luting materials. *Am J Dent*, 10:179-183
59. Pera P., Gilodi S., Bassi F., Carossa S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 72:585-590
60. Perdigao J., Frankenberger R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int*, 32:385-390
61. Perdigao J., Lopes M. (2001). The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence Int*, 32:19-26



62. Pilo R., Ben-Amar A. (1999). Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, 82:209-213
63. Quality evaluation for dental care. Guidelines for the assessment of clinical quality and Professional performance. Los Angeles: California Dental Association;1977
64. Qualtrough A.J., Piddock V. (2002). Dental ceramics: What's new?. *Dent Update*, 29:25-33
65. Raustia A.M., Napankangas R., Salonen A.M. (1998). Complications and primary failures related to fixed metal ceramic bridge protheses made by dental students. *J Oral Rehabil*, 25:677-680
66. Reis A., Loguercio A.D., Carvalho R.M., Grande R.H. (2004). Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater*, 20:669-676
67. Retief D.H. (1989). Dentin bonding agent: A deterrent to microleakage? Quality evaluation of dental restorations. Criteria for placement and replacement. Chicago: Quintessence, 185
68. Rinke S., Huls A., Jahn L. (1995). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 8:303-310
69. Santini A., Mitchell S. (1998). Microleakage of composite restorations bonded with three new dentin bonding agents. *J Esthet Dent*, 10:296-304
70. Schwartz R.S., Summitt J.B., Robbins J.W. (1996). Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach. Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, 141-175

71. Segal B.S. (2001). Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent*, 85:544-550
72. Sen D., Poyrazoğlu E., Tuncelli B., Goller G. (2000). Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminium oxides cores. *J Prosthet Dent*, 83:210-215
73. Sjögren G., Lantto R., Tillberg A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*, 81:277-284
74. Sorensen J.A. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*, 64:18-24
75. Sorensen S.E., Larsen B.I., Jörgensen K.D. (1986). Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res*, 94:109-114
76. Sphor A.M., Sobrinho L.C., Consani S., Sinhoneti M.A., Knowles J.C. (2003). Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*, 16:277-282
77. Starkey D.L., Anderson R.W., Pashley D.H. (1993). An evaluation of the effect of methylene blue dye PH on apical leakage. *J Endod*, 19:435-439
78. 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*, 16:229-232
79. Sulaiman F., Chai J., Jameson L.M., Warniak W.T. (1997). A comparison of the marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10:478-484
80. Syu J.Z., Byrne G., Laub L.W., Land M.F. (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont*, 6:25-30

81. Taylor M.J., Lynch E. (1992). Microleakage. *J Dent*, 20:3-10
82. Thordrup M., Isidor F., Bindslev P.H. (1994). Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent*, 22:147-153
83. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J. (2001). Marginal fit of alumina and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26:367-374
84. Toksavul S., Artunç C., Ulusoy M., Toman M. (2002). Tüm seramik kronlar. *Meta basım, Bornova-Izmir*, 3, 4, 7, 8
85. Toksavul S., Ulusoy M., Toman M. (2004). Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns. *Quintessence Int*, 35:185-188
86. Toksavul., Ulusoy M., Yılmaz G. (1993). Tüm seramik kronlar. *EDFD*, 14:21-26
87. Torstenson B., Branström M. (1988). Composite resin contraction gaps measured with a fluorescent resin technique. *Dent Mater*, 4:238-242
88. Türkün M., Türkün L.Ş. (2004). Effect of nonvital bleaching with 10% carbamide peroxide on sealing ability of resin composite restorations. *Int Endod J*, 37:52-60
89. Wahab F.K., Shaini F.J., Morgano S.M. (2003). The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent*, 90:168-174
90. Weaver J.D., Johnson G.H., Bales D.J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 66:747-753
91. Wendt S.L., McInnes P.M., Dickinson G.L. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8:181-184

92. White S.N., Ingles S., Kipris V. (1994). Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent*, 71:257-264
93. Yap A.U., Shah K.C., Chew C.L. (2003). Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *J Oral Rehabil*, 30:236-242
94. Yeo I.S., Yang J.H., Lee J.B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90:459-464
95. Youngson C.C., Jones J.C., Manogue M., Smith I.S. (1998). In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J*, 31:90-99
96. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy E., Aksu L. (1993). Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. *Ankara*. 385-389



## **ÖZGEÇMİŞ**

21.11.1976 'da Denizli'de doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimini Denizli'de Hürriyet İlk Okulu, Atatürk Orta Okulu ve Denizli Lisesi'nde tamamladım. 1994 yılında E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi'ne girdim ve 1999 Haziran döneminde mezun oldum. Aynı yıl Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün açtığı doktora sınavını kazanarak Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak göreve başladım. Halen aynı ana bilim dalı'nda araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım. Yabancı dilim İngilizce'dir.

