



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AŞIRI MADDE KAYIPLI DİŞLERDE IPS EMPRESS II
ONLEY RESTORASYONLARIN KLİNİK VE IN VITRO
ŞARTLARDA İNCELENMESİ**

Dt. GÜROL ÖZYÖNEY
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Funda Çalışkan Yanıkoğlu

İSTANBUL-2008

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)

Anabilim Dalı : Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D.

Tez Sahibi : Dt. Gürol Özyöney

Tez Başlığı : AŞIRI MADDE KAYIPLI DİŞLERDE IPS EMPRESS II ONLEY
RESTORASYONLARIN KLİNİK VE IN VITRO ŞARTLARDA
İNCELENMESİ

Sınav Yeri : M. Ü. Dişhekimliği Fakültesi

Sınav Tarihi : 09/10/2008

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof.Dr. Funda Yanıkoğlu

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof.Dr. Mahir Günday

Doç.Dr. Mustafa Öksüz

Prof.Dr. Haşmet Ulukapı

Prof.Dr. Deniz Gemalmaz

Kurumu

M.Ü.

M. Ü.

M. Ü.

M. Ü.

M. Ü.

İmza

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun 06/11/2008 tarih ve 2 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Sevim ROLLAS

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

5 Eylül 2008

Gürol Özyöney

I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında samimiyetini, bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyerek bu tezin gerçekleşmesinde en büyük katkıya sahip olan danışman hocam Prof. Dr. Funda Çalışkan YANIKOĞLU'na,

Tez çalışmamda olumlu katkı ve eleştirileriyle bana yol gösteren, bütün sabırlarıyla bana yardımcı olan Doktora Tez İzleme Komitesi Üyelerinden hocalarım Prof. Dr. Mahir GÜNDAY ve Prof. Dr. Deniz GEMALMAZ'a,

Tez konumun belirlenmesinde, araştırmalarım sırasında her zaman yanımda olan, her konuda içten desteklerini sunan, zaman zaman bana evinin kapılarını açarak hep yanımda olduğunu hissettiren ve yol gösteren Doç. Dr. Dilek TAĞTEKİN'e,

Bana doktora eğitimi alma şansını tanıyan, bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan, doktora eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen Anabilim Dalındaki tüm hocalarıma,

Doktora eğitimim ve çalışmalarım boyunca varlığını yanımda hissettiğim asistan arkadaşlarıma,

Isısal çevrim cihazını yapmamda maddi desteğini esirgemeyen Voco firmasının yanı sıra bana bu imkanın tanınmasını sağlayan Dt. Volga Evrim AKBAŞ'a ve cihazın bütün yapım aşamalarında bilgi, tecrübe ve yardımlarını esirgemeyen, benimle birlikte cihazın yapımında gecesini gündüzüne katarak çalışan sevgili arkadaşım Yalçın HOCAOĞLU'na,

Başta Volga Evrim AKBAŞ ve Stephan FİORİLLO olmak üzere doktora tezimde kullanılan rezin siman setlerinin temin edilmesinde emeği geçen tüm firma yetkilileri ile makaslama deneylerimde ellerindeki bütün imkanları sunan Doç. Dr. Mustafa ÖKSÜZ ve Yük. Müh. Mustafa İLHAN'a,

Dişhekimliği fakültesine girmemde en büyük payın sahibi olan, verdiğim kararlarda her zaman beni destekleyen, maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bütün sevgilerini bana karşılıksız olarak veren annem, babam ve ağabeyim'e,

Doktora tez çalışmamda her daim yanımda olan, sorunlarımla başa çıkmamda bana güç veren Dt. Nuran NOYAN'a,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım...

II. İÇİNDEKİLER

I. TEŞEKKÜR	iii
II. İÇİNDEKİLER	iv
III. KISALTMALAR ve SİMGELER	viii
IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ	ix
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER	7
4.1. Posterior Bölge Restorasyonları	
4.1.1. Direk estetik posterior restorasyonlar	
4.1.1.1. Kompozit rezin restorasyonlar	
4.1.2. İndirek estetik posterior restorasyonlar	
4.1.2.1. İndirek kompozit restorasyonlar	
4.1.2.2. Seromerler	
4.1.2.3. Seramik restorasyonlar	
4.1.2.3.A. Dental seramikler	
4.1.2.3.B. Tam seramikleri güçlendirme mekanizmaları	
4.1.2.3.C. Tam seramik restorasyonların yapım tekniklerine göre sınıflandırılması	
4.2. Dental Simanlar	
4.2.1. Çinko fosfat siman	
4.2.2. Polikarboksilat siman	
4.2.3. Cam iyonomer siman	
4.2.4. Hibrit iyonomer siman	
4.2.4.1. Resin modifiye cam iyonomer siman	
4.2.4.2. Poliasit modifiye rezin siman (kompomer)	
4.2.5. Resin siman	

4.3. Adezyon

4.3.1. Diş dokusu- rezin bağlantısı

4.3.1.1. Mine adezyonu

4.3.1.2. Dentin adezyonu

4.3.2. Seramik-rezin bağlantısı

4.3.2.1. Seramik yüzey düzenleme işlemleri

4.3.2.1.A. Mekanik ve mikromekanik bağlantı

4.3.2.1.B. Kimyasal bağlantı

4.4. Isısal Çevirim

4.5. Bağlanma Testleri

4.6. Klinik Değerlendirme ve Başarı Kriterleri

4.7. İnley/Onley Restorasyonlarının Klinik Başarısı

5. GEREÇ ve YÖNTEM 67

IN VITRO 67

5.1. Gereç

5.1.1. Dişlerin hazırlanmasında kullanılan gereçler

5.1.2. IPS Empress II blokların hazırlanmasında kullanılan gereçler

5.1.3. IPS e.max blokların hazırlanmasında kullanılan gereçler

5.1.4. Seramik blokların dentin dokusuna yapıştırılmasında kullanılan gereçler

5.1.5. Isısal çevirim

5.1.6. Makaslama testleri

5.1.7. Stereo mikroskop

5.1.8. İstatistiksel analiz

5.2. Yöntem

5.2.1. Doğal dişlerin toplanması

5.2.2. Dişlerin hazırlanması

5.2.3. IPS Empress II ve IPS e.max örneklerin hazırlanması

5.2.4. Makaslama testi uygulanacak örneklerin simantasyon işlemi

5.2.4.1. Çalışmada kullanılan rezin simanlar, bağlayıcı ajanlar, asitler ve içerikleri

5.2.4.2. Çalışmada kullanılan seramik numunelerin dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.A. Seramik numunelerin Variolink II ve Heliobond ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.B. Seramik numunelerin Bifix QM Universal ve Solobond Plus ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.C. Seramik numunelerin Choice ve One Step Plus ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.D. Seramik numunelerin Multilink ve Primer A+B ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.E. Seramik numunelerin Bifix QM Universal ve Futurabond DC ile dentin dokusuna Simantasyonu

5.2.4.2.F. Seramik numunelerin deneysel amaçlı üretilen Voco Self-adeziv ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.G. Seramik numunelerin G-cem ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.4.2.H. Seramik numunelerin Biscem ile dentin dokusuna simantasyonu

5.2.5. Isısal çevirim uygulaması

5.2.6. Makaslama testinin uygulanması

5.2.7. Stereo mikroskopla incelenmesi

5.2.8. İstatistiksel analiz

IN VIVO 93

5.3. Gereç

5.3.1. Klinik işlemler

5.3.2. IPS Empress II restorasyonların hazırlanması

5.3.3. IPS Empress II restorasyonların simantasyonu

5.4. Yöntem

5.4.1. Klinik İşlemler

5.4.1.1. Hasta Seçimi

5.4.1.2. Dişlerin hazırlanması	
5.4.1.3. Laboratuvar işlemleri	
5.4.2. Klinik değerlendirme	
5.4.2.1. Yaşam ömrünün değerlendirilmesi	
5.4.2.2. Modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirme	
5.4.2.3. Hasta memnuniyeti değerlendirmesi	
5.4.2.4. Genel değerlendirme	
5.4.3. Sonuçların istatistiksel analizi	
6. BULGULAR	122
6.1. Makaslama Testi Bulguları	
6.2. Stereo Mikroskop İncelemesi	
6.3. Klinik Değerlendirme	
6.3.1. Yaşam ömrü değerlendirilmesi	
6.3.2. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme	
6.3.3. Hasta memnuniyeti değerlendirmesi	
7. TARTIŞMA	149
8. SONUÇLAR	176
9. KAYNAKLAR	178
10. EKLER	199
11. ÖZGEÇMİŞ	225
12. ETİK KURUL ONAYI	230

III. KISALTMALAR ve SİMGELER

ark: Arkadaşları

Bis-GMA: Bisphenyl glycidyl dimethacrylate

CAD: Computer aided design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM: Computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CDA: California Dental Association

CİS: Cam iyonomer siman

HEMA: Hydroxyethyl methacrylate

HF: Hidroflorik asit

ISO: International Standards Organisation (Uluslararası standartlar organizasyonu)

KW: Kruskal Wallis

Mpa: Mega Paskal (N/mm²)

MW: Mann-Whitney-U

µm: Mikrometre (10⁻⁶)

NPGGMA: N-Phenylglycine Glycidyl Metacrylate

Ort: Ortalama

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

SH: Standart hata

SS: Standart sapma

TEG-DMA: Triethylene glycol dimetacrylate

UDMA: Urethane dimetacrylate

USPHS: United States Public Health Service

IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i. Őekillerin Listesi

Şekil 5.1. Çalışmada yer alan seramik materyaller ve rezin siman grupları

Şekil 6.1. IPS Empress II grubundaki numunelerin makaslama direnci değerleri
(MPa)

Şekil 6.2. IPS e.max grubunda yer alan numunelerin makaslama direnci değerleri
(MPa)

Şekil 6.3. Makaslama testinin grup ortalamaları

Şekil 6.4. Kopma tipleri ve dağılımları

Şekil 6.5. Tüm restorasyonların fonksiyonel yaşam ömrü grafiği

Şekil 6.6. Tüm restorasyonların orjinal yaşam ömrü grafiği

Şekil 6.7. Tüm restorasyonların total yaşam ömrü grafiği

ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1 Silikon kalıp

Resim 5.2 Dişin silikon kalıp içine yerleştirilmesi (okluzal görüntü)

Resim 5.3 Dişin silikon kalıp içine yerleştirilmesi

Resim 5.4 Dişin akrilik ile fiks edilmesi

Resim 5.5 Dişin akrilik içine alınması

Resim 5.6 Dişlerin 10'arlı gruplara ayrılması

Resim 5.7 Dişlerin mine-sement sınırının 2 mm üzerine kadar aşındırılması

Resim 5.8 Silindirik numunelerin hazırlanmasında kullanılan tij mumu

Resim 5.9 Numunelerin tijlenmesi

Resim 5.10 Modelajların manşet plastiğine açılı olarak tutturulması

Resim 5.11 Modelajların manşet plastiğine tutturulması

Resim 5.12 Silikon halka sistemi

Resim 5.13 Revetmanın vibratör üzerinde dökülmesi (a)

Resim 5.14 Revetmanın vibratör üzerinde dökülmesi (b)

Resim 5.15 Kapağın kapatılıp artıkların temizlenmesi

Resim 5.16 Halkanın ve kapakların çıkarılması

Resim 5.17 Manşetin fırına yerleştirilmesi

Resim 5.18 Manşetin fırından çıkartılması

Resim 5.19 Manşetin içine çiftli ingot yerleştirilmesi

Resim 5.20 Manşete ALOx alüminyum oksit itici pistonun yerleştirilmesi

Resim 5.21 Manşetin porselen fırınına yerleştirilmesi

Resim 5.22 Revetmanın temizlenmesi sonrası görünüm

Resim 5.23 Numunelerin elmas separe ile kesilmesi

Resim 5.24 Kesilmiş numuneler

Resim 5.25 Invex liquid

Resim 5.26 Kumlama işlemi

Resim 5.27 Kumlama işlemi sonrası görünüm

Resim 5.28 Düzensizliklerin kaldırılması (a)

Resim 5.29 Düzensizliklerin kaldırılması (b)

Resim 5.30 Son kumlama işlemi

- Resim 5.31** Hazırlanmış numuneler
- Resim 5.32** Kullanılan seramik asidi
- Resim 5.33** Hidroflorik asit uygulaması
- Resim 5.34** Variolink II profesyonel yapıştırma seti
- Resim 5.35** Bifix QM ve Solobond Plus yapıştırma seti
- Resim 5.36** Choice ve One Step Plus yapıştırma seti
- Resim 5.37** Multilink yapıştırma seti
- Resim 5.38** Bifix QM Universal ve Futurabond DC resin siman seti
- Resim 5.39** VOCO deneysel self-adeziv rezin yapıştırıcı
- Resim 5.40** G-CEM self-adeziv yapıştırıcı kapsülleri
- Resim 5.41** G-CEM self-adeziv yapıştırıcı tabancası
- Resim 5.42** BisCem self-adeziv rezin siman
- Resim 5.43** Gürol Özyöney ve Yalçın Hocaoglu tarafından imal edilen ısısal çevirim cihazının deneme safhaları
- Resim 5.44** Isısal çevirim uygulanması
- Resim 5.45** Cihazın zamanlayıcı, termometre ve sayıcı kumandası
- Resim 5.46** Soğutma kabında ısısal çevrim uygulanması
- Resim 5.47** Isıtma kabında ısısal çevrim uygulanması
- Resim 5.48** Ahşap blok
- Resim 5.49** Ahşap bloğa sabitlenmiş dişin görünümü
- Resim 5.50** Makaslama testinin uygulandığı düzenek
- Resim 5.51** Metal ucun dişe yaklaşması
- Resim 5.52** Ağız içi başlangıç fotoğrafı (a)
- Resim 5.53** Ağız içi başlangıç fotoğrafı (b)
- Resim 5.54** Kırık parça
- Resim 5.55** Kırık parça çıkarıldıktan sonra görünüm
- Resim 5.56** Periodontal operasyon sonrası görünüm
- Resim 5.57** Preparasyon seti
- Resim 5.58** Kavite iç duvarlarının yuvarlatılması
- Resim 5.59** Kavite yüzeyinin düzleştirilmesi
- Resim 5.60** Kalın bukkal duvar
- Resim 5.61** Bukkal duvar üzerinde basamak yapılması

Resim 5.62 Retraksiyon ipi seti

Resim 5.63 Ölçünün kesilmesi

Resim 5.64 Ölçüler ve kapanış

Resim 5.65 Preparasyon marjinleri

Resim 5.66 Teknisyen tarafından hazırlanan geçici restorasyon

Resim 5.67 Geçici restorasyonun ağız içi görünümü

Resim 5.68 Clip geçici dolgu maddesi

Resim 5.69 Alçı modeller

Resim 5.70 Güdük kesme cihazı

Resim 5.71 Alçı frezi ile aşındırma

Resim 5.72 Marjinlerin görünümü

Resim 5.73 Stumpflack

Resim 5.74 Polimerizasyon cihazı

Resim 5.75 Mum modelaj

Resim 5.76 Tijleme

Resim 5.77 Manşet plastiği

Resim 5.78 Sıvıların ölçülmesi

Resim 5.79 Revetman karıştırıcı

Resim 5.80 Vibratör üzerinde revetmanın doldurulması

Resim 5.81 Silikon halkanın ayrılması

Resim 5.82 Ön ısıtma fırınına yerleştirme

Resim 5.83 İngot yerleştirilmesi

Resim 5.84 Alüminyum oksit itici pistonun yerleştirilmesi

Resim 5.85 Fırına yerleştirme

Resim 5.86 Soğumaya bırakılan manşetler

Resim 5.87 İşaretleme ve kesim

Resim 5.88 İlk aşındırma

Resim 5.89 Separe ile kesilme

Resim 5.90 Düzensizliklerin alınması

Resim 5.91 Yükseklik kontrolü

Resim 5.92 Aşındırmaların yapılması

Resim 5.93 Boyama

- Resim 5.94** Glazür uygulaması
- Resim 5.95** Bifix Universal kompozit rezin siman yapıştırma seti
- Resim 5.96** Model üzerinde görünüm (a)
- Resim 5.97** Model üzerinde görünüm (b)
- Resim 5.98** Erken temas kontrolü (a)
- Resim 5.99** Erken temas kontrolü (b)
- Resim 5.100** Sirkolan mumu ile restorasyonun sabitlenmesi
- Resim 5.101** HF asit uygulaması
- Resim 5.102** Silan uygulaması
- Resim 5.103** Restorasyonun sabitlenmesi
- Resim 5.104** Rubber dam uygulaması
- Resim 5.105** Dentinin asitlenmesi
- Resim 5.106** Minenin asitlenmesi
- Resim 5.107** Adeziv uygulanması
- Resim 5.108** Onleyin uygulanması
- Resim 5.109** Bitim
- Resim 5.110** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.111** Bitim görüntüsü
- Resim 5.112** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.113** Bitim görüntüsü
- Resim 5.114** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.115** Bitim görüntüsü
- Resim 5.116** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.117** Bitim görüntüsü
- Resim 5.118** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.119** Bitim görüntüsü
- Resim 5.120** Başlangıç görüntüsü
- Resim 5.121** Bitim görüntüsü
- Resim 6.1** Asitlenmiş tam seramik blok
- Resim 6.2** Resin siman uygulanmış tam seramik blok
- Resim 6.3** Dentinde tip 1 kopma
- Resim 6.4** Tip 1 kopmanın seramikteki görünümü

- Resim 6.5** Dentinde tip 3 kopma
- Resim 6.6** Tip 3 kopmanın seramikteki görünümü
- Resim 6.7** Dentinde tip 2 kopma
- Resim 6.8** Tip 2 kopmanın seramikteki görünümü
- Resim 6.9** Kırık restorasyonun buccal görünümü
- Resim 6.10** Kırık restorasyonun okluzal görünümü
- Resim 6.11** Onley restorasyonun altında mezialde çürük doku

iii. Tabloların Listesi

Tablo 4.1. Partikül büyüklüklerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Tablo 4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Tablo 4.3. Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Tablo 4.4. Tam seramik restorasyonların sınıflandırılması, kullanılan seramikler ve üretici firmaları

Tablo 4.5. Klinik değerlendirmede kullanılan USPHS sistemi

Tablo 4.6. Klinik değerlendirmede kullanılan Modifiye USPHS - Ryge kriterleri

Tablo 4.7. CDA klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.8. Literatürde makaslama test metodu ile bağlantı direncini değerlendiren çalışmalar

Tablo 4.9. Farklı seramiklerle yapılan inley/onley restorasyonların klinik değerlendirilmesi

Tablo 5.1. Çalışmada yer alan rezin simanlar ve içerikleri

Tablo 5.2. Araştırmada yer alan hasta grubu

Tablo 5.3. Çeneler ve dişler arasındaki dağılım

Tablo 5.4. Restorasyon sayılarının hastalara göre dağılımı

Tablo 5.5. IPS Empress II restorasyonların fırınlamasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri

Tablo 5.6. Modifiye USPHS kriterleri

Tablo 6.1. Makaslama testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri (MPa)

Tablo 6.2. Makaslama testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci (MPa) ve standart sapmaları

Tablo 6.3. Total-etch adeziv sistemli rezin simanlar ve gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.4. Total-etch adeziv sistemli grupların karşılaştırılması

Tablo 6.5. Self-etch adeziv sistemli rezin simanlar ve gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.6. Self-adeziv sistemli grupların karşılaştırılması

Tablo 6.7. Çalışmada kullanılan tüm rezin simanlar ve gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.8. Çalışmada kullanılan tüm rezin siman gruplarının karşılaştırılması

Tablo 6.9. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin kopma tipleri

Tablo 6.10. Restorasyonların dağılımları

Tablo 6.11. Restorasyon sınırlarının dağılımları

Tablo 6.12. Restorasyonların yaşam ömrü yüzdelik değerleri (%)

Tablo 6.13. IPS Empress II restorasyonlarının Modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilmesi

Tablo 6.14. Hasta memnuniyeti değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

Tablo 6.15. Skorların hastalara göre dağılımı

Tablo 6.16. Skor ortalamaları ve standart sapmaları

Tablo 6.17. Hassasiyet değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

Tablo 6.18. Ağrı değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

1. ÖZET

Bu çalışmanın in vitro kısmının amacı, 8 farklı rezin siman ile dentin yüzeyine simante edilen IPS Empress II ve IPS e-max seramik blokların makaslama bağlanma kuvvetlerinin değerlendirilmesidir. In vivo kısmının amacı 64 hastada uygulanan 78 adet aşırı madde kayıplı küçük azı ve büyük azı dişlere uygulanan IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiği ile hazırlanan onley restorasyonların modifiye USPHS (The United States Public Health Service) kriterleri kullanılarak değerlendirilmesidir.

Çalışmanın in vitro kısmında, toplam 160 adet olmak üzere, 2 farklı silindirik şekilli seramik numunesi (IPS Empress II ve IPS e.max) kullanılmıştır. IPS Empress II ve IPS e.max seramiklerinin kullanıldığı numunelerin oluşturduğu 2 farklı grubun her ikisi de 8 farklı simanın kullanıldığı 8 alt gruba ayrılmıştır (Heliobond adeziv sistemle Variolink , Solobond Plus adeziv sistemle Bifix QM, One Step Plus adeziv sistemle Choice, Primer A+B adeziv sistemle Multilink, Futurabond DC adeziv sistemle Bifix QM, deneysel self adeziv rezin siman, G-cem self adeziv rezin siman, Biscem self adeziv rezin siman). Tüm numunelere HF asit (%5) ve silan uygulanmıştır. Tüm numuneler 24 saat suda bekletildiler ve sonrasında 10000 kez ısıl çevirime maruz bırakıldılar (5 C° ve 55 C°). Kopma gerçekleşene kadar 0.5 mm/dk hızında Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Germany) universal test cihazı kullanılarak, bağlanma kuvveti makaslama değerleri ölçüldü. Adeziv, koheziv ve karma başarısızlık gösteren yüzeylerin analizi için stereomikroskop kullanıldı. Makaslama bağlanma kuvveti değerleri arasındaki istatistiksel farklılıkların değerlendirilmesi için, Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney-U testleri kullanıldı.

Çalışmanın in vivo kısmında, 64 hastanın arka bölge dişleri 78 adet IPS Empress II onley ile restore edilmiştir. IPS Empress II restorasyonlar adeziv olarak dual cure rezin yapıştırıcı siman Bifix QM ile yapıştırıldılar. Restorasyonların değerlendirilmesi modifiye USPHS kriterleri kullanılarak başlangıç, 6 ay, 12 ay ve 24 aylık takiplerle gerçekleştirildi. USPHS kriterleri arasındaki farklılıkların

belirlenmesi için, Mc Nemar's testi kullanıldı. Restorasyonların yaşam ömrü, Kaplan-Meier istatistiksel analizi kullanılarak belirlenmiştir.

Çalışmanın in vitro kısmında, total etch sistemlerle birlikte kullanılan rezin simanların makaslama bağlanma kuvveti değerleri self etch ve self adeziv sistemlerle kullanılan rezin simanlardan daha iyi bulundu. Self adeziv sistemlerin makaslama bağlanma kuvveti değerleri diğer sistemlerin değerlerinden anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0.05$). Makaslama bağlanma kuvveti açısından IPS Empress II ve IPS e.max arasında anlamlı derecede fark bulunmamıştır. Hem IPS Empress II hem de IPS e.max için en sık rastlanılan başarısızlık karma tip başarısızlık olmuştur.

Çalışmanın in vivo kısmında, 2 yıl sonundaki klinik sonuçlara göre; 3 debonding, 1 katastrofik kırık, 2 çürük ve endodontik komplikasyonlara bağlı 6 kayıp ile %87.1 yaşam ömrü oranı elde edilmiştir. Renk uyumu ve marjinal renklenme dışında, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Sonuç olarak; IPS Empress II seramik restorasyonlar, total etch adeziv sistemlerle kullanıldıklarında, hem in vitro hem de in vivo koşullarda başarılı restorasyonlardır.

Anahtar sözcükler: IPS Empress II, IPS e.max, makaslama, klinik, rezin siman, yaşam ömrü

2. SUMMARY

CLINICAL AND IN VITRO EVALUATION OF IPS EMPRESS II ONLAY RESTORATIONS ON EXTENSIVELY DAMAGED TEETH

The aim of in vitro part of this study was to evaluate the shear bond strength of IPS Empress and IPS e.max ceramics luted with 8 different resin cements onto dentinal surfaces. The aim of the in vivo part of this study was to evaluate IPS Empress II onlay restorations in 78 extensively damaged premolar and molar teeth on 64 patients, using modified USPHS criteria.

At the in vitro part of this study, two cylindrical shaped (7mm× 4.1 mm) ceramic specimens (IPS Empress II, IPS e.max) were used for each test group yielding a total number of 160 specimens. The specimens in each group which were randomly divided into 8 groups (n:10) were luted with eight different resin composite luting cements (Variolink with Heliobond adhesive system, Bifix QM with Solobond Plus adhesive system, Choice with One Step Plus adhesive system, Multilink with Primer A+B adhesive system, Bifix QM with Futurabond DC adhesive system, experimental self adhesive resin cement, G-cem self adhesive resin cement, Biscem self adhesive resin cement). In all specimens, HF (%5) and silane were applied. All specimens were stored in water for 24 h and then subjected to 10000 cycles of thermocycling (5 C° and 55 C°). Bond strength was measured by means of a shear test, using Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Germany) universal testing machine with 0.5 mm/min. speed until failure. A stereo microscope was used to analyse the surfaces for adhesive, cohesive and mixed failure in percentages. To determine the statistical significance of the differences between the mean shear bond strength values, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney-U tests were used.

At the in vivo part of this study, posterior teeth of 64 patients were restored with 78 IPS Empress II onlays. IPS Empress II restorations were adhesively luted with dual-cure resin luting cement Bifix QM. Evaluations of the restorations were

performed at baseline, 6 month, 12 month and 24 month follow-up periods using modified USPHS criteria. To determine the differences between USPHS criterias, Mc Nemar's test was used. The survival rate of the restorations were determined, using Kaplan-Meier statistical analysis.

In vitro part of study; shear bond strength of resin cements using total etch system had better mean values than the resin cements using self etch and self adhesive systems. The shear bond strength values of self adhesive system were significantly lower ($p<0.05$) than the other systems. No significant differences were observed between IPS Empress and IPS e.max ceramics according to shear bond strength. Mixed failure was the most prevalent type of failure for both IPS Empress and IPS e.max.

In vivo part of the study; clinical results after 2 year revealed 87.1 % survival rate with 3 debonding, 1 catastrophic fracture, 2 caries and 6 loss because of the endodontic complications. No significant differences were found statistically except color match and marginal discoloration.

In conclusion, IPS Empress II ceramic restorations were successful at either in vitro or in vivo conditions of this study, using with total etch adhesive systems.

Keywords: IPS Empress II, IPS e.max, shear, in vivo, resin cement, survival rate

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental materyallerdeki gelişmeler ve teknolojinin ilerlemesi, estetik taleplerin artmasıyla birlikte posterior bölgede seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Pinli restorasyonların dişleri zayıflattığının anlaşılması (142) ve post-core sistemlerinin vertikal kök kırıkları ya da perforasyon riski taşıması bu tip restorasyonların kullanımında sorun teşkil etmiştir (94, 231). Postlar büyük madde kayıplı dişlerde kor yapının dişe retansiyonunu sağlarlar (83), diş yapısını kuvvetlendirmez ve dişlerin klinik başarısı üzerine etki göstermezler (94, 231).

Adeziv dişhekimliğinin gösterdiği büyük gelişmeler aşırı madde kayıplı dişlerdeki konvansiyonel uygulamaların yerini dentin ve mine dokusuna adezyon yoluyla bağlanan materyallerin almasına yol açmıştır. Dentin ve mineye adeziv tekniklerle bağlanan bu restorasyonlar az miktarda diş dokusu kaldırılması ile yeterli retansiyon elde edilmesini sağlarlar (243, 248).

Cam seramik materyalinden hazırlanan inley-onley restorasyonların uygulanması preparasyonun daha az madde kaybı gerektirmesi, periodonsiyumun korunması ve estetik olması nedeniyle günümüzde sıkça kullanılan bir tedavi seçeneği olmuştur (189). İnley ve onley restorasyonların başarısı tek başına materyal kaynaklı değildir. İnley ve onley restorasyonun diş dokusuna adezyonunu sağlayan rezin simanlar bağlantı direnci açısından restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkilerler. Diş dokusu ve restorasyon arasındaki simanın tam bağlantı oluşturması, sistemin bir bütün olarak hareket etmesi ve desteklemesini sağlayarak restorasyonun kırılmasını önler (190). Ayrıca rezin simanlar, diğer konvansiyonel yapıştırma simanlarına göre daha iyi bir sızdırmazlık ve bağlantı direnci sağlarlar (245).

Aşırı madde kayıplı dişlerde uygulanacak onley restorasyonların değerlendirilmeleri klinik uygulamalara ışık tutması, endikasyonların doğru yapılabilmesi açılarından oldukça önemlidir. Bu nedenle aşırı madde kayıplı dişlerde onley restorasyonların in vitro ve in vivo çalışmalarının yapılması gerekmektedir.

Hiçbir in vitro metot tam anlamıyla materyalin in vivo koşullardaki durumunu yansıtamaz. Bu materyallerin ağız ortamında test edilmesini sağlayan uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (59). Bu nedenle çalışma in vitro ve in vivo olmak üzere 2 aşamalı olarak planlanmıştır.

Çalışmamızın in vitro kısmının amacı, sekiz farklı rezin siman ile dentin yüzeyine simante edilen IPS Empress II ve IPS e-max seramik bloklarının makaslama kuvvetleri altındaki davranışlarının incelenmesidir.

Çalışmamızın in vivo kısmının amacı ise, 64 hastada 78 adet IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramiğiyle hazırlanan onleylerin aşırı madde kayıplı küçük azı ve büyük azı dişlere uygulanarak, modifiye USPHS (The United States Public Health Service) kriterlerine uygun şekilde iki yıllık uzun bir dönemde değerlendirilmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Posterior Bölge Restorasyonları

Amalgam 100 yıldan uzun bir süredir klinikte kullanılan, başarılı bir restoratif materyaldir (204). Amalgamın teknik hassasiyet gerektirmemesi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyi olması, zaman içindeki başarılı klinik performansı, dentinden iki kat fazla genleşme katsayısının olması ve bu nedenle sulu ortamlarda sabit kalması, oluşan korozyon ürünleri ile mikrosızıntıya dirençli olması gibi avantajları vardır (153, 173). Ancak, adezyon özelliğinin olmaması korozyon ürünlerinin mikrosızıntı üzerindeki pozitif etkisine rağmen negatif bir durum oluşturur. Bu nedenle, son yıllarda kompozit dolgular için geliştirilen bağlayıcı ajanların amalgamlarla birlikte kullanımlarının kenar sızıntılarını kontrol edebileceğine ilişkin bulgular sunulmuştur (265, 130).

Amalgamın estetik olmayan rengi, kopma ve gerilmeye karşı dayanıksızlığı, galvanik akıma neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, ideal ve nispeten geniş bir kavite preparasyonu gerektirmesi, korozyona uğrayarak dişlerde renklenme oluşturması ve içeriğindeki cıvanın olası toksisitesi nedenleriyle alternatif restoratif materyallerin gelişimi söz konusu olmuştur (65, 219, 88).

Döküm altın restorasyonlar, uzun ömürlü, korozyona ve aşınmaya karşı dirençli, mekanik ve fiziksel özellikleri oldukça iyi olan, posterior dişlerde ideal bir restorasyon seçeneğidir. Ancak maliyetlerinin yüksek oluşu ve estetik olmayan görünümleri ile endikasyonları sınırlandırılmıştır (54). Bununla birlikte döküm altın restorasyonlarda kavite marjinlerindeki simanın zamanla ağız sıvılarından etkilenmesi ve kavite duvarlarının inley preparasyonu için açılı hazırlanması gerekliliği gibi dezavantajları mevcuttur.

Amalgam ve döküm altın restorasyonlar posterior bölgede uzun süreli klinik başarılar göstermelerine rağmen estetik kavramının önem kazanması sonucu diş

dokularındaki kayıpların giderilmesinde kullanılacak diş renkli restoratif materyallere talep artmıştır (48, 53).

4.1.1. Direk estetik posterior restorasyonlar

Direk estetik materyallerin gelişimi, 1871 yılında silikat simanlarla başlayıp, 1945’den itibaren doldurucusuz rezin simanlar ile devam etmiştir. Bowen’in BIS-GMA yapısını keşfi, Buonocore’un asitle pürüzlendirme tekniği ve bonding ajanlarının gelişimi adeziv dişhekimliğinin başlangıç noktasını oluşturmuştur (36).

1871 yılında geliştirilen silikat siman, antikaryojenik özellikte olmasına rağmen birçok klinik dezavantajları nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır. Silikat simanlardan sonra gündeme gelen akrilik rezinler de kompozitlerin ortaya çıkmasıyla kullanımları sınırlanmış olup, günümüzde sadece geçici amaçlı akrilik verner kronların onarımında ve bazı protetik işlemlerde kullanılmaktadırlar.

1970’den sonra geliştirilen cam iyonomer siman, silikat ve polikarboksilat simanın karışımıdır. Kullanıma sunulan ilk ürün de aluminasilikat poliakrilik asittir (60).

4.1.1.1. Kompozit rezin restorasyonlar

Adezyon kavramının ortaya çıkmasıyla birlikte kompozit materyalinin gelişimi, estetik amaçlı kullanılan diğer materyallerin kullanımlarını sınırlandırmıştır. Amalgama alternatif olarak üretilen ve uzun klinik takipleri olan kompozit rezinler, diş sert dokularına adezyonları, estetik görünümleri ve son zamanlarda geliştirilen fiziksel özellikleri ile oldukça önemli bir restoratif materyaldirler.

Kompozit, birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal açıdan birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi anlamına gelir (20, 57, 96).

1960 yılında üretilen ilk kompozitlerin, kimyasal olarak polimerize olabilen, doldurucu partikülleri büyük, konsantrasyonu düşük olup, polisaj işlemleri oldukça zor bir işlemken, 1970 yılında ışıkla polimerize olan kompozitler geliştirilmiş ve kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre renk stabilitesi açısından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (96). 1980'lerde posterior bölgede kullanmak amacıyla partikül boyutlarının azaltılması ve doldurucu miktarının artırılmasıyla posterior kompozitler geliştirilmiş ve böylece kompozitlerin aşınmaya karşı dirençleri artırılmıştır. Bu gelişimi, farklı partikül boyutlarında doldurucu içeren hibrit tip kompozitler takip etmiştir. Sonraki yıllarda partikül büyüklüğü 0.6-0.7 mm olan mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir (96). Sonuç olarak; materyal, ekipman ve tekniğin gelişimi ile kompozit rezinlerde başarı artmıştır.

Kompozit restorasyonların başarısında rol oynayan kriterler: (40)

- 1) Hekimin bilgisi ve tecrübesi
- 2) Uygun hasta seçimi
- 3) Polimerizasyon bütölmesinin oranı
- 4) Dentin bağlayıcı ajanların etkinliği ve güvenirliliği
- 5) Su emilimi
- 6) Arayüzlerdeki kenar uyumudur.

Kompozit rezinler 3 fazdan meydana gelirler;

- 1) Organik faz: 2 farklı organik yapıdan oluşabilir

a) Metil metakrilat matriksten oluşanlar: Metakrilat suda erimeyen visköz yapıda, şeffaf bir maddedir. Yapı itibariyle sert olup bükölme ve çekmeye karşı dirençlidir.

b) BIS-GMA matriksten oluşanlar: BIS-GMA peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki reaktif çift bağ yapabilen visköz sıvıdır. Visközitesini azaltmak için di- ve tri- metakrilat eklendiğinde oluşan rezine TEG-DMA denir. Son zamanlarda daha iyi adezyon sağlayan ve renk stabilitesi oldukça iyi bir polimer matriks olan UDMA kullanılmaktadır (19).

- 2) İnorganik faz: Çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucular kompozitin inorganik fazını oluştururlar. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezini radyopak yaparken, silika partikülleri rezinin mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirirler (60).
- 3) Ara faz: Kompozitin organik fazını ve inorganik fazını birbirine bağlayan ara faz silisyum hidrojenli bileşikler olan silanlardır.

KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLAMASI

1) İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre

İlk üretilen kompozitler makrofillerdir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler olarak isimlendirilirler. Kompozit rezinler her zaman aynı partikül büyüklüğünde doldurucu içermezler. Farklı büyüklükte doldurucu partikül içerenler hibrit kompozitlerdir. Hibrit kompozitlerin partikül büyüklüğü, makropartikül içeren rezinden daha büyük ve partikül miktarı da mikropartiküllü rezinden daha fazladır (60). Partikül büyüklüklerine göre kompozitlerin sınıflandırılması Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

2) Polimerizasyon yöntemlerine göre

İki patın karıştırılmasıyla kendiliğinden polimerize olan kompozit rezinlere self-cured kompozitler denir. Sadece 425-450 nm dalga boyundaki ışık ile aktive olarak polimerize olan kompozitlere light-cured kompozitler denir. Hem ışıkla hem de kendiliğinden polimerize olan kompozitlere dual-cured kompozitler denir. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

3) Viskozitelerine göre

Kompozitleri viskozitelerine göre kondanse olabilen ve akışkan kompozit şeklinde ikiye ayırabiliriz. Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Partikül büyüklüklerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Megafil	50-100µm	
Makrofil	10-100µm	%70-80
Midifil	1-10µm	%70-80
Minifil	0.1-1µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1µm	%35-60
Hibrit	0.04-1µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01µm	

Tablo 4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Self-cured kompozitler	İki patın karıştırılmasıyla, patlardan birinde bulunan benzoil peroksit ve diğer patta yer alan tersiyer amin aktivatörü polimerizasyonu başlatır
Light-cured kompozitler	Kamforokinon ve alifatik amin tek patta yer almalarına rağmen ancak ışıkla polimerizasyonu başlatırlar
Dual-cured kompozitler	Derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında başarılı sonuçlar verir

Tablo 4.3. Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

Kondanse olabilen kompozitler	Hibrit kompozitlere oranla doldurucu partiküller daha büyüktür ve doldurucu partikül miktarı da fazladır. Bitirme ve polisaj işlemleri zordur. Ancak posterior bölgede mükemmele yakın sonuçlar verir
Akışkan kompozitler	Doldurucu partikül miktarı az olduğundan aşınmaya karşı direnci zayıftır. Ancak kavite duvarlarına adaptasyonu oldukça iyidir.

Direk uygulanan kompozit rezinlerin düşük maliyetleri, seans sayılarının az oluşu ve estetik görünüşleri gibi avantajları olmasına rağmen, polimerizasyon büzülmesi, yoğun stres altında gösterdikleri aşınma ve restorasyon ömürlerinin kısa oluşu gibi birçok dezavantajları da mevcuttur. Bu nedenlerle adeziv teknolojide görülen büyük gelişmelerin de etkisiyle indirek restorasyon uygulamaları hastalar ve hekimler tarafından tercih edilen restorasyon seçeneği haline gelmiştir. Bu sistemlerin kullanılmasıyla polimerizasyon büzülmesi sadece ince bir tabaka olarak kullanılan rezin siman ile sınırlandırılmıştır (81, 122, 268).

4.1.2. İndirek estetik posterior restorasyonlar

Kaybolan diş sert dokularının restore edilmesi, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazanılması operatif diş hekimliğinin temel konularından birisidir. Diş morfolojisinin ideal şekilde yeniden oluşturulması aşırı madde kayıplı dişlerde oldukça zordur. Günümüzde estetik taleplerin artmasıyla gündeme gelen, materyal ve diş dokusu arasındaki kenar uyumunu en iyi sağlayan estetik inley-onley restorasyonlar mükemmel tedavi seçenekleri arasında yerlerini almaktadırlar (7).

Restoratif malzemelerdeki gelişmelerin yanında bonding sistemleri ve yapıştırıcı simanlar üzerine yapılan araştırmalar, indirek restorasyon materyallerinin dentin dokusuna da mine dokusuna olduğu gibi iyi bağlanabilmesini sağlamış ve kayıp diş dokusunun tedavi seçeneklerini arttırmıştır. Yaklaşık 40 yıldır, aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonları kanal tedavisi ve bunu takiben kanal mili ve full kron yapımı ile olmaktadır. Bazı durumlarda dişlere kanal tedavisi gerekmediği halde, post kor uygulaması yapılacağı için kanal tedavileri yapılmıyordu (35). İnley-onley tarzı restorasyonlar kalan diş yapılarını maksimum derecede korumakta ve tam kuron uygulamasını gerektirmemektedir. Kanal mili uygulamasına gerek kalmadığı için, ileride ihtiyaç duyulursa kanal tedavisinin tekrar edilmesi kolaylaşacaktır. Kanal mili uygulanmadığı için kalan diş dokuları ilaveten zayıflatılmayacak ve böylece olası kök kırıkları da engellenmiş olacaktır (147). Bu nedenlerle indirek restorasyonlar, aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonları için iyi bir alternatif oluştururlar (81).

İnleyler, dişin çiğneme yüzeyini tamamen kapsamayan restorasyonlardır. Onleyler, çiğneme yüzeyinin bir kısmı ve tüberküllerden bir tanesini içine alan restorasyonlardır. Overlay restorasyonlar ise bütün çiğneme yüzeyini tüberkülleriyle beraber içine alan ve klinik kuronun, bukkal ve lingual kısımlarında supragingival, zorunlu durumlarda subgingival bölgeye kadar restorasyon materyali ile örtülen restorasyonlardır (95).

Endikasyonları:

- 1) Kalan diş yapısının korunması ve güçlendirilmesi gereken durumlar
- 2) Okluzalde aşırı kuvvet gelmeyen dişler
- 3) İyi oral hijyenli hastalar
- 4) İleri derecede aşınmamış dişler
- 5) İdeal olarak tüm kavite marjinlerinin mine sınırları içinde olduğu durumlar

Kontraendikasyonları:

- 1) Aşırı undercut bulunan preparasyonlar
- 2) Yeterli izolasyonun olmadığı durumlar
- 3) Aşırı aşınmış dişler
- 4) Kötü oral hijyenli ve yeterli motivasyonu olmayan hastalar

4.1.2.1. İndirek kompozit restorasyonlar

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunu arttırmak için indirek teknikle yapılan inley tipi kompozit restorasyonlar son zamanlarda oldukça önem kazanan tekniklerden biri olmuştur. Yapılan araştırmalarda restorasyonun ağız dışında bitirildikten sonra kaviteye uygulanmasıyla direk kompozit rezin uygulamalarında görülebilen birçok problemin ortadan kalkabileceği yönündedir (192).

Kompozit rezin materyallerde, inley sistemlerinin uygulanmasındaki temel amaç; dolgunun polimerizasyon sırasındaki büzülmesini önlemek veya azaltmak, böylelikle dişle iyi bir adaptasyon sağlamaktır (42). İnley sisteminde restorasyon dişle bağlanmadan polimerize olur ve restorasyondaki polimerizasyon büzülmesinin

istenmeyen etkileri bu şekilde azalmış olur (186, 210). Tek büzülme yapıştırıcı ajanın uygulanması sırasında meydana gelir (57, 42, 198). Polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan marjinal aralık da minime inerken, polimerde kalan reaksiyona girmemiş artık monomerlerin miktarlarında azalma olur (53, 186).

İnley restorasyonlar, amalgama karşı bir alternatif oluştururken diş yapısının korunması, estetiğin sağlanması, diş yapısının desteklenmesi, marjinal uyum gibi birçok avantajı beraberinde getirirler (111).

Yapılan çalışmalar, indirekt kompozit rezin inleylerin klinik başarı değerlerinin direkt kompozit restorasyonlara oranla daha yüksek olduğunu göstermektedir. Direkt kompozit rezin restorasyonlarda başarısızlık marjinal adaptasyondaki problemlere bağlı oluşan sekonder çürükler iken, indirekt kompozit inleyler için bildirilen başarısızlık nedenleri parsiyel kırıklar, okluzal aşınmalar ve sekonder çürüklerdir (122).

Kompozit inley dolgular; (42, 210)

a) Yapım tekniğine göre:

- 1) Direkt teknik: Kavite izole edildikten sonra, kompozit yerleştirilip, polimerize edilir. Kaviteden kompozit kütlesi çıkarılır ve iç kısmı ışığa maruz bırakılır. Asit ve bonding uygulanarak kaviteye yapıştırılır.
- 2) İndirek teknik: İnley, kaviteden ölçü alındıktan sonra laboratuarda hazırlanır ve yapıştırılır.

b) Tedavi tekniğine göre:

- 1) Yüksek polimerizasyon: Yüksek ısı, ışık ve basınç ile polimerizasyon sağlanır.
- 2) İkincil polimerizasyon: Işık ve ısı ile polimerizasyon sağlanır.
- 3) Geleneksel polimerizasyon: Sadece tek bir şekilde polimerizasyon söz konusudur.

c) Kompozit tipine göre:

- 1) Mikrodolduruculu kompozit
- 2) İnce grenli hibrit kompozit
- 3) Kalın grenli kompozit

4.1.2.2. Seromerler

İkinci jenerasyon laboratuvar kompozitleri veya polyglasslar olarak da isimlendirilen dental seromerler (CERamic Optimized polyMERS); seramikler, altın alaşımları ve kompozit rezin materyallerin avantajlarını biraraya getirmiş indirek restoratif rezin materyalleridir (128).

Kompozit rezinler gibi organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içerirler. Ancak kompozit rezin materyallerine göre daha vizköz yapıdadırlar. Matriks yapıyı güçlendirmek için bazı ürünlerde seramik partikülleri kullanılırken, bazılarında farklı kompozisyonlarda fiberler kullanılır. Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin seramiklere yakın olmasını sağlar (66).

Seramiklere oranla daha düşük elastisite modülüne sahiptirler, baskı yüklerini daha fazla absorbe ederler ve dişe kuvveti daha az iletirler. Ağız içinde tamirleri mümkündür. Aşınma dirençleri mineninkine yakındır. Dişe göre daha fazla aşınırlar, ancak karşıt dentisyonda fazla miktarda aşınmaya sebep olmazlar (34).

4.1.2.3. Seramik restorasyonlar

Seramik yunancada ‘keramikos’ sözcüğünden türemiş bir kelime olup, topraktan yapılmış ya da yanmış madde anlamını taşır (193). Seramik insanlar tarafından yapay olarak elde edilen ilk materyaldir ve porselen de laboratuvar çalışmalarında kullanılan ilk materyallerin arasında yerini alır.

Dental teknolojinin ortaya çıkışı M.Ö 700’ lü yıllarda olmasına rağmen, dental materyal olarak porselenin tarihçesi yaklaşık 200 yıl öncesine dayanır (115). Bu

materyalin kullanımı ile doğal dişin rengini ve şeffaflığını taklit eden ilk porselen üretimi gerçekleşmiştir (193).

1774’de Alexis Duchateau ve Nicholas Dudois de Chemant ilk kez porselen materyalini diş hekimliğinde kullanan kişiler olmuşlardır. Porselenin formülasyonunu geliştiren Dubois de Chemant, Fransa ve İngiltere patentleriyle ödüllendirilmiştir. 1808’de Giuseppangelo Fonzi platin folyoya gömülmüş, tek olarak oluşturulmuş porselen dişleri tanıtmıştır (119).

Porselen dişlerin estetik ve mekanik yönleri protetik diş hekimliğinde büyük bir gelişme sağlamıştır. Tek diş porselen restorasyonlar ilk olarak 1844 yılında tanıtılmıştır. Porselen jaket kronların yapımında altın kronlardan orijin alınmıştır. Porselen kronlar aynı kural ve teoriyle oluşturulmuş, ancak daha iyi estetik sonuçlar elde edilmiştir.

Porselen kron ve inley yapımı 1800’lerin sonlarına kadar gelişim göstermemiştir. Herbst’in 1882’de tanımladığı ilk teknik porselen çubuklarının doğal dişlerde hazırlanan kavitelere uyumlandırılıp yapıştırılması şeklindeydi (115). İlk başarılı inley ve kronlar 1886 yılında Detroit’li diş hekimi Charles H. Land tarafından yapıldı. Land ayrıca altın matriks ile yarışabilecek düşük ısıda eriyen porselen materyalini buldu, ancak istenilen başarı yakalanamadı (115, 193).

1950’lerin sonu ve 1960’lı yıllar yeni teknik, materyal ve gereçlerin gelişimlerine sahne olmuştur. Gelişen diş-kavite preparasyonu, yeni yüksek hızlı instrumentasyon tekniklerinin kullanımı, daha doğru ölçü teknikleri porselen restorasyonlarının klinik yaklaşımlarını değişikliğe uğratmıştır. En önemli gelişmelerden biri de 1955’de Buonocore’un adeziv diş hekimliği ve yeni dental materyal gelişiminde yeni çığır açtığı ‘asid-etch tekniği’nin başarılı sonuçlar vermesidir (193).

Porselenin sabit restorasyonlarda kullanılmaya başlaması ile porselenin kırılabilirliğini azaltmaya yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. 1950’li yıllardan sonra,

porselen materyalinin metalle desteklenmesi üzerine araştırmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda metal ve porselen arasındaki bağlantının sadece mekanik retansiyonla gerçekleştiği sonucuna varılmış, ilerleyen yıllarda metal-porselen arası bağlantının artmasına yönelik çalışmalar ortaya konmuştur (141).

Dental porselenler iyi estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, aşınmaya karşı yüksek direnç, yüksek sıkışma direnci ve yüksek ergime dereceleri gibi avantajlı özelliklere sahip olsalar da, kırılgnalık ve düşük gerilme dayanıklılığı gibi dezavantajları da vardır. Seramiklerin içerdiği 3-6  m uzunluğunda ‘Griffith’s flaws’ olarak isimlendirilen mikroçatlak yapı, kırılgnalığın başlıca nedenidir. Porselen restorasyonlardaki kırılgnalığı azaltmak için metal alt yapı sıkça kullanılmaktadır. Ancak metal alt yapının da özellikle servikal bölgede estetiği olumsuz yönde etkilemesi, saydam olmayan görünümü ve soy metallerin yüksek maliyetleri bu kez de metal desteksiz tam seramik restorasyon kullanımını gündeme getirmiştir (103, 170, 202).

4.1.2.3.A. Dental seramikler

Seramiklerin kimyasal yapısı içinde oksijen bulunup, silisyum atomu bu oksijen molekülünü kovalent veya iyonik bağlarla sarar. Seramiklerde elektronların ortak kullanımına izin veren kovalent bağlar daha sık görülür. Oksijen ve silisyum atomları arasındaki bu kuvvetli bağlarla oluşan yapı, seramiğin çekirdeğini oluşturan silisyum tetrahedral’dır ($\text{Si}^{+4}\text{O}_4^{-2}$). Dental seramiği oluşturan feldspat, kaolin ve kuartz’ın yapısında da silisyum tetrahedral mevcuttur. Dental porselenin yapısında bu üç esas madde dışında akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lminisans özelliği veren ajanlar da bulunur (148).

FELDSPAT: Porselenin yapısında %70-90 oranında bulunan ve porselene şeffaflık veren maddedir. Isıya daha dayanıklı bileşenleri birarada tutan, bağlayan ve camlaşmış bir birleştiricilik görevi yapar. 1530 C° de eriyen feldspat, 1250 C°- 1300 C° ısı aralığında eridiğinde sodyum ve potasyum oksit alkalileri, silika ve alumina ile birleşip sodyum veya potasyum alumina silikat oluşur (148).

KAOLİN: Dental seramiğe modelaj kolaylığı sağlayan alüminyum silikat kilinin saf şeklidir. Kuartz ve feldspat arasında bağlayıcı olarak rol oynar. Porselenin yapısında %1-10 arasında bulunur. Şekillendirici ve bağlayıcı özelliği vardır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır (148, 165).

KUARTZ: Porselenin yapısında %11-18 arasında bulunan kuartz, dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar, ısısal genleşme katsayısını kontrol etmede yardımcıdır ve dayanıklılığı artırıcı etkisi vardır (148).

Tam seramiklerin endikasyonları: (119, 170, 220)

- 1) Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde
- 2) Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde
- 3) Şekil bozukluğu olan dişlerde
- 4) Yerleşim bozukluğu olan dişlerde
- 5) Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde
- 6) Abrazyon, atrisyon, erozyon sonucu aşınmış dişlerde
- 7) Diastema vakalarında
- 8) Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde
- 9) Kule defektlerinde
- 10) Black 1, 2,3,4,5 kaviterlerde
- 11) Metal alerjisi olan hastalarda

Tam seramiklerin kontraendikasyonları: (119, 170, 220)

- 1) Bruksizm vakalarında
- 2) Deep-bite gibi okluzal bozukluklarda
- 3) Kron boyu kısa dişlerde
- 4) Ağız hijyenine önem vermeyen bireylerde
- 5) Çiğneme basıncının yüksek, kapanışın uygun olmadığı vakalarda

Tam seramiklerin avantajları: (119, 170, 220)

- 1) Estetiktir, doğal diş yapısına yakın görünümündedir.

- 2) Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısına sahiptir.
- 3) Biyolojik uyumlulukları çok iyidir.
- 4) Sıkıştırma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdır.
- 5) Kimyasal maddelere dirençlidir.
- 6) Renk ve boyut stabilitesi vardır.
- 7) Çoğunluğu radyografik çürük teşhisine imkan sağlar.

Tam seramiklerin dezavantajları: (119, 170, 220)

- 1) Kırılgan yapıdadırlar.
- 2) Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.
- 3) Uzun zaman ve teknik hassasiyet gerektiren işlemlerdir.
- 4) Pahalı restorasyonlardır.
- 5) Aşırı diş preparasyonuna ihtiyaç duyulabilir.

4.1.2.3.B. Tam seramikleri güçlendirme mekanizmaları

Porselenlerin gerilme dayanıklılığının düşük olması ve kırılmaya yatkınlıkları nedeniyle, çeşitli güçlendirme tekniklerinin geliştirilmesi zorunlu olmuştur. Porselen yapıyı güçlendirmeye yönelik dayanıklılık ve direnç mekanizmaları, mikro çatlakların oluşumu ve ilerlemesini engelleme amacıyla oluşturulmuştur. Günümüzde rijit metal alt yapılardan destek alınarak kullanılan feldspatik porselenlerden başka, yüksek dirençli tam seramik sistemler estetik ve dayanıklı materyallerden oluşturuldukları için tercih sebebi olmuşlardır (87, 101, 119).

Güçlendirme mekanizmaları: (45, 148, 165, 170)

- 1) Metal alt yapı ve metal yaprak destek
- 2) Kristalin katkılar
- 3) Camların kontrollü kristalizasyonu
- 4) Yüzey işlemleri olarak sayılabilir.

Metal alt yapı ve metal yaprak destek: Feldspatik porselen, metal alt yapı hazırlanarak güçlendirilir, metal yaprak destekler ise platin veya altın folyo tekniğinde kullanılan ince metal yaprak desteklerdir.

Kristalin katkılar ve seramik matriks kompozitleri:

- a) Lösit : Porselenin ısısal genleşme katsayısını yükselterek metal alt yapı ile porselen arasındaki uyumu sağlar. Lösit kristalleri son yıllarda özellikle ısı ile preslenen tam seramik sistemlerin çoğunda yapıyı güçlendirmek için kullanılırlar. Lösit kristalleri asit ile pürüzlendirme esnasında cam matriksten daha hızlı erir ve rezin simanların mikro mekanik retansiyonu için uygun yüzey haline gelirler (129).
- b) Alüminyum oksit (alumina): Diş hekimliğinde tek gerçek kristalize seramik olup, en sert ve dirençli oksittir. Camın viskozitesi ve sertliği alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile sağlanır (148). Alumina, konvansiyonel porselenlerde bulunduğu gibi, Hi-Ceram ve In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi tam seramik kor yapılarda güçlendirici malzeme olarak da kullanılır (87).
- c) Magnezyum oksit: Kor yapıyı güçlendirici oksittir, yüksek ısısal genleşme katsayısı birçok porselen ile uyumlu olmasını sağlar (170).
- d) Magnezyum alüminyum oksit: Cerestore (Innotek Dental Corp., Lakewood, Colorado, ABD) ve In-ceram Spinell (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi tam seramik sistemlerde güçlendirici oksit olarak kullanılır.
- e) Lityum disilikat: Düşük kimyasal direnci, yetersiz ışık geçirgenliği, mikro çatlak oluşumu nedeniyle kullanımı terk edilen materyal olup, ısı ile presleme tekniği ile yeniden gündeme gelmiştir. IPS Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat içeren tam seramik sistemdir (119, 220).
- f) Zirkonyum oksit: Porselenin yapısını güçlendirmek ve lüminisans kazandırmak amacı ile porselen tozuna katılan beyaz renkli metal oksittir (45).

- g) Sanidin: Vita Mark II (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) seramik sisteminde güçlendirici kristal olarak kullanılır (45).
- h) Zirkonia çubukları: Mirage II (Myron International, Kansas, ABD) seramik sisteminde kullanılır (45).

Camların kontrollü kristalizasyonu: Eriyik cama az miktarda çekirdekletirici ajanlar katılır. Camın soğumasından sonra tekrar ısıtılması ‘ceramming’ işlemi sonucunda, küçük metal çekirdek üzerinde kristaller oluşur ve cam seramiğin dayanıklılığı artar (220).

Yüzey işlemleri:

- a) Glaze: Porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırır. Yüzey mikroçatlaklarının ve porozitelerinin boyutlarını küçültür (119, 165).
- b) Parlatma: İnce tanecikli elmas ve taş frezlerle porselen kronunun son şekli verilip, lastik frezlerle düzgün bir yüzey oluşturulur. En sonunda aşındırıcı tanecikli parlatma patı kullanılarak parlak bir yüzey halini alır (119, 165).
- c) Basınç altında soğutma: Porselen fırınlandıktan sonra basınçlı hava altında soğutulur. Mikro çatlakların ilerlemesini engelleyerek, bükülme dayanıklılığını artırır (260).
- d) İyon alışverişi: Dış ortamdaki K^+ iyonları ile porselen yüzeyindeki Na^+ iyonlarının yer değiştirmesi esasına dayanan bu işlem, genellikle ergimiş tuz banyolarında gerçekleşir. Büyük iyonlar porselen yüzeyinde sıkışır ve baskı gerilimi oluştururlar. Çatlakların ilerlemesi ancak baskı gerilimini aşmasıyla mümkündür (148).

4.1.2.3.C. Tam seramik restorasyonların yapım tekniklerine göre sınıflandırılması (119, 158, 220)

Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan seramikler, gruplandırılması ve üretici firmaları Tablo 4.4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Tam seramik restorasyonların sınıflandırılması, kullanılan seramikler ve üretici firmaları

Dökülebilir seramikler	Refraktör-day üzerinde elde edilen seramikler	CAD/CAM	Isı ile presleme tekniği ile elde edilen seramikler
Dökülebilir cam seramikler • Dicor (Dentsply, NewYork, PA, ABD) • Cera Pearl (Kyore, SanDiego, ABD) • Olympus Castable Ceramics (Olympus Co., Tokyo, Japonya) Enjeksiyon yöntemiyle şekillendirilen seramik • Cerestore sistemi (Innotek Dent Corp., Lakewood, Colorado, ABD)	• Feldspatik porselenler • Folyo tekniği ile elde edilen aluminöz porselen • Folyo tekniği ile elde edilen magnesia kor • OptecHSP (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD) • Hi-Ceram,In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonia, In-Ceram Spinell (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) • Mirage II (Myron Intern., Kansas, ABD) • Techceram (Techceram Technology Center, Shipley, West Yorkshire, İngiltere)	• Procera Allceram (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) • Lava(3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) • Bego Medifaturing (Bego Medical, Bremen, Almanya) • Cicero (Cicero Dental Systems B.V., Hoorn, Hollanda) • Ce.novation (Ce. Novation, Hermsdorf, Almanya) • Pro 50™, Cynovad™ (Dentalmatic Technologies Inc., Montreal, Kanada) • DCS Precident (DCS Deantal AG, Allschwill, İsviçre) • Cercon smart ceramics(Degussa Dent. GmbH, Hanau, Almanya) • Etkon (Etkon AG, Graefeling, Almanya) • GN-I (GC Corporation, Tokyo, Japonya) • DiGident (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Almanya) • ZFN-Verfahren, Xawex Dental system (I-Mes, Eiterfeld, Almanya) • Everest (KaVo, Leutkirch, Almanya) • CELAY(Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, İsviçre) • Triclone 90 (Renishaw, İngiltere) • CEREC (Sirona DentalSystems GmbH Bensheim, Almanya) • WOL-CERAM (Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Almanya)	• IPS Empress, IPS Empress II, IPS e.max (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) • Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain-FAC (Ceramco Headquarters Burlington, ABD) • Cergo Pressable Full Ceramic (Degussa Dental GmbH, Hanau, Almanya) • Cerpress SL, Cerpress II Pressable Ceramic (Leach& Dillon Co., Inc, Cranston, ABD) • CZR (Cerabien Zirkonyum) • HeraCeram's Pressable Ceramics (Heraus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) • Optimal Pressable Ceramic (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, ABD) • Authentic Pressable Ceramics (Microstar Corp., Lawrenceville, ABD) • Press (Noritake Kizai Co., Ltd., Nagoya, Japonya) • DiamondCrown MPC Pressable Polyceramic(Biodent Belned, Kapellen, Belçika) • Press-i-Dent Pressable Ceramics (Wieland Dental Ceramics, Rosbach-Rodheim, Almanya) • SNF PressCeram (Swiss NF Metals Inc., Toronto, Ontario, Kanada)

1) DÖKÜLEBİLİR SERAMİKLER

a) Dökülebilir cam seramikler

Mum uçurma işlemini takiben boşluğa seramik materyalinin ısıtılarak dökülmesi işlemidir. Fiziksel ve kimyasal özellikleri iyi olmasına rağmen yüksek maliyetleri ve estetik kalitedeki sınırlar nedeniyle çok sık kullanılmamaktadır (202).

Dicor: Tetrasilicic fluormica kristalleri içeren cam seramiktir. Dicor 1370 C° de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür, kristalizasyon işlemi için ısıya tabi tutulur.

Dicor, uygulama kolaylığı, polimerizasyon büzülmesinin az olması, yeterli ışık geçirgenliği ve opasite, mekanik ve fiziksel özelliklerinin doğal diş dokusuna benzerliği, gerilim ve aşınma direnci gibi birçok avantaja sahiptir (170, 220).

Cera Pearl: Doğal diş minesi gibi hidroksilapatit kristalleri içeren dökülebilir cam seramiktir. Yapısında %45 CaO, %15 P₂O₅, %5 MgO ve %34SiO₂ bulunur. Yapısındaki MgO, CaO ile eridiğinde dökülebilir yoğunluğa ulaşır ve 870 C° ye kadar ısıtılırsa oksapatit kristalleri halini alır ve nemli ortamda da hidroksilapatite dönüşür (220).

Işık kırma indeksi, yoğunluğu, termal iletkenliği ve sertlik değeri mineye çok yakındır. Tek kron, inley ve onley restorasyon yapılabilir (187).

Olympus Castable Ceramics: Mika ve lityum alumina silikat içeren Olympus'un baskı ve esneme kuvvetlerine karşı direnci kabul edilebilir değerlerdedir. Mekanik performansı da iyidir. Tek kron, inley ve onley restorasyon yapılabilir (104).

b) Enjeksiyon yöntemiyle şekillendirilen seramik

Cerestore : Alüminöz seramik gibi fırınlama esnasında büzülme göstermez, bu nedenle “non-shrink ceramic” olarak adlandırılır. Yapısında %87 oranında inorganik (Al₂O₃, MgO, cam hamuru, kaolin, kil, kalsiyum stearate) ve %13 organik (silikon

rezin, stearilamid ve mum) madde bulunur. Kor maddesinin esas kısmı alüminyum oksit ve magnezyum oksittir. Sonuç ürün, magnezyum alüminattır (227).

2) REFRAKTÖR DAY ÜZERİNDE ELDE EDİLEN SERAMİKLER

‘Refractory die’ üzerinde oluşturulan seramiğin pişirilmesi esasına dayanan bu metotta, birbirlerine iyice yaklaştırılmış porselen partiküllerinin kaynaşması ‘sinterleme’ söz konusudur. Özel ve pahalı ekipmanlar gerektirmemesi, tabakalama tekniği ile mükemmel estetik sonuçların elde edilmesi ve geleneksel feldspatik porselenlerin kullanılabilmesi gibi avantajları mevcuttur (143, 202).

Feldspatik porselenler: Revetman ‘die’ üzerinde fırınlanan, kor yapısı içermeyen porselen sistemleridir. Kullanımları oldukça yaygın olan feldspatik porselenler sıklıkla lamina vener, inley ve onley yapımında kullanılırlar (28).

Folyo tekniği ile elde edilen alüminöz porselen: 2 çeşit folyo tekniği vardır; tek veya çift folyo tekniği. Restorasyon altında destek olmadan alumina içerikli porselen kullanılarak restorasyon oluşturulursa bu teknik tek folyo tekniğidir. Kullanımı çok azdır (28, 148).

Folyo tekniği ile elde edilen magnesia kor: Bu teknikte MgO içeren magnesia kor yapısı kullanılır (170).

Optec HSP: %50 oranında lösit ile güçlendirilmiş, tam seramik kronlarda kullanılan porselendir. Dayanıklılığı feldspatik seramiğin üstünde olmasına rağmen, kor yapılı seramikler kadar dayanıklı bulunmamıştır (28).

Hi-Ceram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonia, In-Ceram Spinell: Hi-Ceram, genel olarak alüminyum oksit oranı %50 oranında arttırılmış kor materyalidir. Konvansiyonel seramiklerden %25 daha serttir. Kor yapımı için kullanılan bu materyalin ısısal genleşme katsayısı konvansiyonel seramik ile uyumludur. Bu sayede genleşme çatlakları ve gerilime bağlı kırıklar ortaya çıkmamaktadır (103, 255).

In-Ceram Alumina, %100 Al_2O_3 kristalleri içerir. Saf aluminanın yüksek sıcaklık değerlerinde sinterize edilmesi sonucunda poroz bir yapı oluşur ve camın bu porozitelere akmasıyla kor yapı elde edilir. Kor üzerine de yüzey porseleni pişirilir ve restorasyon bitirilir (28, 87, 195, 220, 267).

In-Ceram Spinell, %100 $MgAl_2O_4$ içerir. Slip-cast ile pişirilen bu seramik, yarı şeffaflığın önemli olduğu anterior kronlarda kullanılır (119, 220, 239).

In-Ceram Zirconia, Al_2O_3 ve ZrO_2 içerir. Anterior ve posterior köprülerde kor yapı olarak kullanılır (28, 87, 220, 267).

Mirage II: Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş kor porselenidir.

Techceram: ‘Die’ üzerinde 0.1-1 mm kalınlığında alumina kor porseleni bulunur. Restorasyonun iç yüzeyi asit ya da silan uygulaması gerektirmez.

3) CAM VEYA CAD/CAM SİSTEMLER

Bu işlem hazırlanan bir restorasyon modelajının özel bir okuyucu uç yardımıyla takip edilmesiyle porselen bloğun kazınması (Copy-Milling) ya da kesim şekil ve ölçülerinin özel aygıtlarla okunarak bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların kazınması (CAD/CAM) şeklindedir (143).

Procera AllCeram: % 99.9’dan fazla oranda Al_2O_3 içeren kor materyalidir. Tarayıcı sayesinde ‘die’li modelden alınan veriler merkez laboratuara gönderilir ve kor yapı önceden hazır halde bulunan alumina bloklardan, bilgisayar ve makina yardımıyla üretilir. Sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Kron, köprü ve implant üst yapı restorasyonlarında kullanılır (195, 220).

Lava: Y-TZP bloklarından sinterizasyon işlemiyle kor yapı üretilir (28).

Bego Medifactoring: Tam seramik restorasyon üretiminde lazer teknolojisini kullanan ilk sistemdir.

Cicero: Die’lı modelle birlikte karşıt dentisyon lazer tarayıcı yardımıyla taranır ve alumina veya zirkonia bloğundan bilgisayar ve makine ile kron ve köprü kor yapısı oluşturulur. Sinterizasyon ve cam infiltrasyon işlemleri uygulanır (174).

Ce.novation: Bu sistem dijital tekniğe bağımlı olmayan diğer sistemlerden farklı üretim teknolojisine sahip, açık bir sistemdir.

Pro 50TM, CynovadTM: Bu sistemde Y-TZP zirkonia, alumina, zirkonia, titanyum veya değerli metal alaşım kullanılabilir.

DCS Precident: Lazer tarayıcı, bilgisayar programı ve frezelerden oluşan sistemde titanyum anterior blokları da kullanılabilir (28).

Cercon smart ceramics: Bu sistemde bilgisayar yardımıyla üretim yapılır ancak tasarım yapılamaz. Anterior/posterior tek kron, 3-4 üyeli köprü yapılabilirken, post, uzun köprü ve inley köprü yapımı sakıncalıdır.

Etkon: ‘Die’lı model tarayıcıyla taranır ve bilgisayar programına aktarılır.

GN-I: Lazer algılayıcı içeren ölçüm cihazı, bilgisayar programı ve freze sisteminden oluşur. Onley, inley, kron ve kor yapımı mümkündür. Kompozit, seramik ve titanyumdan üretim elde edilebilir.

DiGident: Optik tarayıcı ile taranan ana model bilgileri bilgisayar programına aktarılır. Kron ve köprü için kor ve implant üst yapısı üretilebilir.

ZFN-Verfahren, Xawex Dental system: Zirkonyum oksit presinterize bloklardan üretim yapılır. Kron ve köprü için kor yapımında kullanılabilir.

Everest: Sistemde inley, onley, lamina vener, anterior ve posterior kron ve köprü yapılabilir.

Celay: Kompozit ile yapılan modelajın, cihazın diğer tarafındaki seramik bloklarını frezlerle aşındırarak kopyalaması sistemin çalışma prensibidir. Kron veya kısa köprülerde kor yapımı için kullanılabilir (119).

Triclone 90: ‘Die’lı modelin taranıp, merkezi sistemle üretimi esasına dayanır ve bu sayede implant üst yapısı, kron ve köprü yapılabilir.

Cerec: Literatürdeki ilk optik ölçü alımı bu sistemle gerçekleşmiştir. Ağızdan direk ölçü alınabildiği gibi, die’lı modelden indirek olarak da ölçü alınabilir. İnley, onley, kron ve 3 üyeli köprü yapılabilir (101, 119).

Wol-Ceram: Elektroforez yöntemiyle tam seramik kron ve köprü için kor yapılır. Anterio ve posterior köprü ve inley yapılabilir. Onley, lamina vener, uzun gövdeli köprüler kontraendikedir.

4) ISI İLE PRESLEME TEKNİĞİ KULLANILARAK ELDE EDİLEN SERAMİKLER

Hazırlanan mum modelajın uçurulmasını takiben oluşan boşluklara tabletler şeklindeki seramik blokların yüksek ısıda eritilip, basınç altında bu boşluğa preslenmesi sonucunda bu teknik geliştirilmiştir (202).

IPS Empress: Lösit kristalleri içeren cam seramik materyalidir. 1983’de Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Bölümünde geliştirilen IPS Empress seramik materyali, 1986 yılında (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ticari olarak piyasada yerini almıştır (202, 248).

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş feldspatik seramik olan IPS Empress’in kimyasal yapısı $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ve yapısındaki lösit kristallerinin büyüklüğü 1-3 μ ve hacmi cam matriksin %40’ı kadardır (100, 108).

Mum modelaj ve kayıp mum tekniği kullanılan bu sistemde, fosfat bağlı revetman içinde ön işleme tabi tutulan cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir (255).

Boyama ve tabakalama olmak üzere 2 farklı yapım tekniği ile üretilirler. Boyama tekniğinde; kron estetiğe uygun olarak boyanıp, glaze işlemi ile bitirilir. Tabakalama tekniğinde ise; preslemeden sonra elde edilen yapı kontrollü olarak aşındırılarak üzerine uygun vener seramik materyali uygulanıp fırınlanır (161).

IPS Empress'in aşındırma etkisi ve yüksek yarı geçirgenliği doğal dişlerdeki benzerdir ve bükülme kuvvetlerine dayanıklılığı 120-200 Mpa'dır (102). Tek kron, inley, onley ve lamina vener restorasyonların yapımında kullanılabilir.

IPS Empress II: 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilen IPS Empress II, hacimce %60 oranında 0.5-5 μm uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.3-0.5 μm uzunluğunda küçük lityum ortofosfat kristalleri içerir. Yoğunlaşmış olan bu kristal yapıyı içeren seramik kor yapı üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile seramiğin dayanıklılığı artmıştır (4, 218).

Yoğun kristal yapı sayesinde gerilmeye, kırılmaya ve kimyasal zararlara karşı direnci fazladır (84). Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve şeffaflık açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (101).

Preslenmiş kor üzerine tabakalama veya preslenmiş kron üzerine dış boyama olarak 2 yapım tekniği mevcuttur. IPS Empress II boyama tekniği IPS Empress boyama tekniği ile aynıdır (108).

IPS Empress II tabakalama tekniği IPS Empress tabakalama tekniğinden farklılık gösterir. IPS Empress II'de bütün alt yapılar kaybolan mum tekniğine göre hazırlanır. Seramik ingotlar manşet içine yollanır ve EP 500 veya EP 600 fırınlarında 920 C° de preslenen çekirdek yapılardan seramik restorasyonlar oluşturulur (108).

IPS Empress seramiğinin estetik özellikleri mükemmel olmasına rağmen dayanıklılıklarının düşük olmasından dolayı köprü restorasyonlarda tercih edilmezler. Bu nedenle IPS Empress II seramiği geliştirilmiştir. Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanısıra, mikro yapı olarak da IPS Empress

tam seramik sisteminden farklıdır. Ancak asıl farklılık kor yapıdan kaynaklanır ve bu durum IPS Empress II'nin kırılma direncinin IPS Empress'den 3 kat fazla olmasını sağlar. Ayrıca IPS Empress II yapısında cam daha azdır ve bu nedenle mikroçatlak oluşum riski de büyük oranda azalmıştır (93).

IPS Empress II tabakalama tekniği endikasyonları: (108)

- 1) Anterior ve posterior kron restorasyonu
- 2) En fazla 2. premolara kadar uzanan anterior köprüler
- 3) IPS Empress II'nin geliştirilmesi ile elde edilen IPS e.max Press anterior ve posterior kron ve köprü restorasyonları için uygundur.

IPS Empress II tabakalama tekniği kontraendikasyonları: (108)

- 1) Aşırı abrazyon varlığı
- 2) IPS Empress II tabakalama tekniği diğer seramiklerle birlikte kullanılmamalıdır.
- 3) IPS Empress II tabakalama tekniği IPS Empress tabakalama ve boyama tekniği ile birlikte kullanılmamalıdır.

IPS Empress II boyama tekniği endikasyonları: (108)

- 1) Tek kron
- 2) İnley/onley
- 3) Lamina vener

IPS Empress II boyama tekniği kontraendikasyonları: (108)

- 1) IPS Empress II boyama tekniği restorasyonları konvansiyonel simanlarla yapıştırılamaz.

IPS Empress II'nin avantajları: (4, 101, 108)

- 1) Mineye yakın ısısal genleşme katsayısı
- 2) Karşıt dentisyona zarar verici etkisinin minimum düzeyde olması
- 3) Radyopak olması
- 4) Biyolojik uyumunun mükemmel olması

- 5) Doğal bir şeffaflık olması
- 6) Bükülme dayanıklılığının yüksek olması
- 7) Bukalemun etkisi göstermesi

IPS e-max: IPS e-max, preslenebilir lityum disilikat partikülleri içeren cam seramiktir. Farklı derecelerde opasiteye sahip, homojen ingotlar halinde üretilirler. 400±50 MPa bükülme dayanıklılığına sahip olan IPS e-max, oldukça yüksek dayanıklılık özelliği gösterir. IPS e-max'ın fiziksel özelliklerinin mükemmel olmasının yanı sıra, estetik oluşu da bu materyalin kullanımını arttırmıştır (107).

IPS Empress ile karşılaştırıldığında, IPS e-max'ın çapı daha geniştir ve bu sayede her presleme döngüsünde daha çok restorasyon elde edilir. IPS e-max ile daha ekonomik ve hızlı restorasyon üretimi söz konusudur (107).

IPS e-max'ın endikasyonları: (107)

- 1) Lamina venerler
- 2) İnley-onley restorasyonlar
- 3) Anterior ve posterior kronlar
- 4) 3 üyeli anterior köprüler
- 5) 2. premolara kadar olan 3 üyeli köprüler
- 6) Anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı
- 7) 2. premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısı

IPS e-max'ın kontraendikasyonları: (107)

- 1) 1. molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprüler
- 2) 4 ya da daha fazla üyeli köprüler
- 3) İnley bağlı köprüler
- 4) Çok derin, subgingival preparasyonlar
- 5) Bruksizm vakaları
- 6) Kantilever köprüler
- 7) Maryland köprüler

Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain (FAC): L s t oranı d    k (%8-10) feldspatik cam seramiktir. L s t oranının az olması nedeniyle kar  t dentisyona daha az zarar verici etkisi mevcuttur (18). Tek  ye anterior ve posterior kronlar, lamina vener, inley ve onley yapımında kullanılabilir.

Cergo Pressable Full Ceramic: L s t kristalleriyle güçlendirilmiş preslenebilen cam seramiktir. Kırılma dayanıklılığı 100-120 MPa kadardır. Tabakalama veya boyama tekniğı ile  retilbilirler. Restorasyonların yapıştırılması için adeziv simanlar gerekir.

Lamina vener, inley, onley, anterior ve posterior tek kronlar için uygun bir materyaldir. Köprü restorasyonlarında, bruksizm vakalarında ve aşırı madde kayıplı di ler için uygun değıldir (49).

Cerpress SL ve Cerpress II Pressable Ceramic: Bu sistem metal alt yapılar üzerine ısı ve basınçla preslenebilen bir sistem olup, kron, inley, onley ve lamina vener üretimi yapabilir.

CZR Press: İ eriğındeki feldspat oranı %99.9 olduğı için doğıal feldspattan daha homojen yapıdadır. Bu nedenle doğıal di e yakın bir görünümü vardır.

HeraCeram's Pressable Ceramics: Preslenebilen sistem olarak kullanıldığı gibi metal destekli porselen restorasyon uygulamalarında da kullanılabilir. Renk kalitesi çok iyidir.

Optimal Pressed Ceramic: Küçük l s t kristalleri içeren bu seramik yapının çekirdekleri ve üst yapı porseleni aynıdır.

Authentic Press to Metal: Değıerli metal alt yapı üzerine preslenen seramik sistemi olup, marjinal uyum açısından m kemm l sonuçlar verir.

Diamond Crown MPC Pressable Polyceramic: Rijiditesi çok yüksektir, okluzal travmaya kar   çok absorbe edici etki gösterir. Inley, onley, lamina vener, kron, 3 üyeli köprü restorasyonlarda ve implant üst yapısı olarak kullanılabilir.

Press-i-Dent Pressable Ceramics: İleri teknoloji l s t kristalleri içerir. İnley, onley, lamina vener, kron, tek üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilir.

SNF PressCeram: Metal alt yapı üzerine preslenebilen ilk seramiktir. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılabilir.

4.2. Dental Simanlar

Adeziv di  hekimliğinde, başarılı bir restorasyon için rezin kompozitlerin di  dokularına iyi bir şekilde adaptasyonu beklenir. Restorasyonun başarısı sadece doğru seçilen materyale bağlı değildir, doğru yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği de son derece önemlidir (246).

Dental simanlar, restorasyon ve di  dokusu arasındaki mikro aralığı doldurarak iki farklı materyalin birbirine tutunmasını sağlarlar. Restorasyonların retansiyon mekanizması, simanların mekanik, mikromekanik ve kimyasal bağlantı oluşturmasıyla alakalı bir durumdur (64).

İdeal bir dental siman; farklı materyaller arasında dayanıklı bir ba  oluşturmalı, uygun sıkışma ve gerilme kuvvetlerine sahip olmalı, interfasiyal veya koheziv başarısızlıklar sonucu ortaya çıkan yer de i tirmeyi önlemek amacıyla yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, restorasyonu ve di i ıslatabilmeli, yeterli film kalınlığına ve viskoziteye sahip, oral kavitede     lmeye karşı dayanıklı, dokuyla uyumlu ve yeterli çalışma zamanına sahip olmalıdır (15). Çok çeşitli kullanımlarından dolayı birden fazla tipte simana ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüzde ihtiyaç duyulan tüm özellikleri sağlayan siman henüz geli tirilememi tir (170).

O'Brien dental simanları aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (169).

1. Fosfat Simanlar
 - a. Çinkofosfat siman
 - b. Silikat siman
 - c.  inkosilikafosfat siman
2. Fenolat Simanlar
 - a.  inkooksit-öjenol siman

- b. Ca(OH) salisilat
- 3. Polikarboksilat Simanlar
 - a. Çinkopolikarboksilat siman
 - b. Cam iyonomer siman
- 4. Akrilat Simanlar
 - a. Polimetakrilat
 - b. Dimetakrilat

Dental materyal bilimindeki gelişmelerle birlikte, birçok siman klinikte geçerliliğini kaybetmiştir. Bu nedenle günümüzde daimi simantasyon amacıyla 5 farklı siman kullanılmaktadır. Bunlar;

- 1) Çinkofosfat siman
- 2) Polikarboksilat siman
- 3) Cam iyonomer siman
- 4) Hibrit cam iyonomer simanlar
 - a) Rezin modifiye CİS
 - b) Poliasit modifiye CİS
- 5) Rezin simanlar (64)

4.2.1. Çinko fosfat siman

Diş dokusuna sadece mekanik bağlantı gösteren çinko fosfat siman, asit-baz reaksiyonuyla sertleşir. Simanın tozunda; çinko oksit ve magnezyum oksit, likitinde ise fosforik asit ve su bulunur (64).

Çinko fosfat siman özellikle çözünürlülük ve adezyonun olmaması gibi dezavantajlara sahipse de en popüler yapıştırıcı ajandır (170). Çinko fosfat siman, döküm metal alaşımlar ve porselen restorasyonların da dahil olduğu geniş bir uygulama aralığına sahip restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan bir simandır. Pulpayı mekanik, ısısal ve elektriksel uyarılardan korumak için ‘kavite liner’ ya da kaide materyali olarak da kullanılabilir (33).

Çinko fosfat siman, asiditesi ile dentin yüzeyini demineralize etme ve kollajen fibrillerini açığa çıkarma etkisi nedeniyle ilk self-etch siman olarak adlandırılırlar. Ancak partiküllerden ayrılan asidik likit fibriller arası boşluktan infiltre olma özelliği göstermediğinden hibrit tabaka oluşmaz. Ancak infiltre olursa, pulpaya vereceği zarar çok büyük olacağından çinko fosfat simanla yapıştırılacak restorasyondan önce dentinin vernik tabakası ile kapatılması tavsiye edilir (33).

Uzun zamandır kullanılıp tecrübe edildiği ve mükemmel klinik performans gösterdiği için, çinko fosfat siman karşılaştırmalı çalışmalarda altın standart kabul edilir. Eğer kanıta dayalı diş hekimliği sıkı bir şekilde takip edilirse, çinko fosfat simanın diğer mevcut yapıştırma simanlarından oldukça fazla başarı gösterdiği sonucuna varılır. Çinko fosfat simanın dezavantajları arasında; negatif biyolojik etki (pulpada iritasyon), antibakteriyel etkisinin olmaması, adezyon özelliğinin olmaması ve oral sıvılarda çözünürlüğünün artması sayılabilir (170). Çinko fosfat siman metal kronlar, metal destekli porselen kronlar, köprüler, döküm postlar ve diğer restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında başarılı sonuçlar verir. Hatta bazı tam seramik restorasyonlar (in ceram, procera gibi) çinko fosfat siman ile yapıştırılabilir ancak simanın performansı ile ilgili klinik veriler henüz yeterli değildir.

4.2.2. Polikarboksilat siman

İçerik olarak çinko fosfat simandan farkı likitinde fosforik asit yerine poliakrilik asitin bulunmasıdır. Diş dokusuna adezyon ile bağlanan ilk simandır (3). Çinkopolikarboksilat simanın diş yapısında bulunan kalsiyuma yapışma mekanizması; pat halinde bulunan simanın hidroksil apatite H^+ bağlarıyla bağlanması, siman sertleşince de H^+ bağlarının yerini metal iyonlarının alması sonucuna bağlanmıştır (201).

Kimyasal adezyon özelliğinin olması ve post-operatif hassasiyete neden olmaması gibi avantajlarına rağmen, çinko fosfat siman gibi yüksek çözünürlülük

göstermesi, estetik restorasyonlarda kullanılamaması gibi önemli dezavantajlara sahiptir (46).

4.2.3. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer siman, silikat ve polikarboksilat simanın hibrit şeklidir. Cam iyonomer siman, diş dokusuna fiziko-kimyasal olarak bağlanma, uzun dönem florür salınımı ve düşük ısısal genleşme katsayısı gibi önemli avantajlara sahip döküm alaşım ve porselen restorasyonların simantasyonunda sıkça kullanılan diş hekimliğinde önemli bir simandır (262).

Dental siman olarak geniş bir kullanımı olmasına rağmen cam iyonomer simanlar bazı dezavantajlara sahiptir. Mine ve dentine olan bağlanma kuvvetine her zaman katkıda bulunmazlar (151) ve çevreden su absorbe etme özellikleri vardır. Suyu erken temas iyonların erimesine ve şişmeye böylelikle simanın zayıflamasına neden olur. Su kaybı ise, büzölmeye ve simanda çatlak oluşumuna yol açar. Genellikle mineye bağlantı kuvveti dentinden daha fazladır ve hidroksiapatit yüzeyinde kalsiyum iyonlarının şelasyonu ile dişlerin mineral fazında bağlantı ile sonuçlanır (258). Ayrıca düşük mekanik kuvvetleri, bu simanların yüksek stres alanlarında kullanılmalarına engel olur (262).

Cam iyonomer simanlar herhangi bir yüzey işlemi gerekmeksizin diş dokusuna self adeziv bağlanan tek materyaldir. Bununla birlikte zayıf polialkenoik asit ile muamele edildiğinde bağlantılarında önemli gelişmeler olduğu kanıtlanmıştır (105). Kalın elmas frezlerle kalın bir smear tabakası oluşturulduğunda ekstra yüzey şekillendirmesi önemlidir. Bağlanma etkinliğindeki artış kesme işlemiyle oluşan debrisin uzaklaştırılması işlemine ya da yüzey alanının artması ve mikromekanik kilitlenme ya da hibridizasyon için mikroporozitenin oluşmasına bağlanmalıdır. Son zamanlarda parsiyel olarak demineralize olan dentine kimyasal adezyonun, bağlanmanın stabilitesine katkısı olduğu kanıtlanmıştır. Bununla ilgili olarak cam

iyonomer simanın self-etch yaklaşımla diş dokusuna bağlandığı düşünülebilir (105, 250). Rezin bazlı self-etch yaklaşımla ana farkı; cam iyonomerler yüksek molekül ağırlıklı polikarboksil bazlı polimer kullanımıyla self-etch özelliği gösterirken, rezin bazlı self etch adezivler asidik düşük molekül ağırlıklı monomerlerin kullanımı ile self-etch özelliği gösterirler (250).

Cam iyonomer siman yavaş florür salınımı yapan matriks olarak kullanılabilir. Kompozisyonunda kalsiyum, sodyum, fosfor ve silikon olan yüzey aktif cam yapısına kimyasal olarak bağlanabilme özelliği vardır. Cam iyonomer simanın, bioaktif cam (Bioglass) ile kombinasyonu yüzey aktif özellikli cam iyonomer siman ile sonuçlanır (263). Bioglass ve cam seramiğin bioaktif doğası, yüzeyinde kemik benzeri bir tabaka oluşturma yeteneği ile ilgilidir (13). Bazı bulgular, cam iyonomer siman gibi restoratif materyalin mineralizasyonunda doldurucu komponent olarak bir potansiyel oluşturan Bioglass'ın, demineralize dentinin remineralizasyonunda kullanılabileceği yönündedir (264).

Klorheksidin, cam iyonomer simanın içeriğinde bulunabilen, simana antibakteriyel özellik kazandıran ve kaviteye uygulandıktan sonra simandan salınan önemli bir substrattır. Buna ek olarak, klorheksidin salınan materyaller, açığa çıkan kollajenin yıkımından sorumlu matriks metalloproteinazların aktivasyonunun önlenmesinde yararlı olabilir (92, 180). Ancak klorheksidin içeren cam iyonomer simanlarda klorheksidin, simanın özelliğini değiştirebilir. Son araştırmalarda klorheksidin içeren cam iyonomer simanda çalışma ve polimerizasyon süresi artarken, sıkıştırma kuvveti azalmaktadır (178).

4.2.4. Hibrit iyonomer simanlar

Orjinal cam iyonomer simanın formulasyonundaki gelişmeler farklı miktarda rezin monomer içeren hibrit materyallerin gelişmesine neden olur. Rezin simanlar ve cam iyonomer simanların dezavantajlarını ortadan kaldırıp, avantajlarını biraraya getirmek için 2 tip hibrit siman geliştirilmiştir. Bunlar; rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler)'dir (203).

4.2.4.1. Rezin modifiye cam iyonomer siman

Rezin modifiye cam iyonomer siman, geleneksel cam iyonomer simanla kıyaslandığında gelişmiş bir materyaldir. Rezin modifiye cam iyonomer simanın avantajları arasında dual-cure olması, florür salınımı, cam iyonomer simana göre yüksek bükülme kuvveti sayılabilir. Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer simanın uygulaması kolaydır ve kompozit materyaline bağlanma yeteneği vardır (151). İçeriklerindeki rezin monomerlerin polimerizasyonuna bağlı olarak bu simanların sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının, kırılma dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve retansiyon oranlarının arttığı ve geleneksel cam iyonomer simanlardan daha fazla olduğu rapor edilmiştir (203).

Rezin modifiye cam iyonomer simanın polimerizasyonu için, normal asit-baz reaksiyonlarının yanısıra bir ışık cihazının aktivasyonu gereklidir. Fotokimyasal reaksiyonların başlatılmasının klinisyen tarafından kontrol edilebilmesi ve özellikle dentinde rezinlerin infiltre oldukları bir tabaka oluşturmaları gibi klinik olarak istenen bazı özelliklere sahiptirler (99).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların en önemli dezavantajı yapılarına ilave edilen HEMA'nın yüksek hidrofilik özellikli olmasıdır. Siman su absorbe edip genişlediğinden, metal desteksiz seramik restorasyonların simantasyonunda endike bir materyal değildir (157).

4.2.4.2. Poliasit modifiye rezin siman (Kompomer)

Cam iyonomer siman ve kompozitlerin üstün özelliklerinin birleştirilmesiyle elde edilen bu simanların sertleşme reaksiyonu ışık ile polimerizasyonu takiben, yapısında su içermediği halde sonradan absorbe ettiği su ile asit-baz reaksiyonu sonucunda meydana gelir. Yapıları ve fiziksel özellikleri ile cam iyonomer simandan çok rezin simanlara benzer özellik gösterirler (157). Ancak doldurucu ve matriks yapı olarak cam iyonomer simana benzer özellik gösterirler ve bu sayede bir miktar florür salınımı yaparlar (256).

Kompomerler florür salınımı dışında diş sert dokusuna bağlanabilmesi, yüksek mekanik özellik göstermesi, biyouyumlu ve uzun ömürlü bir materyal olması, iyi

estetik özellik ve radyoopasite göstermesi, bitirme işleminin kolay olması gibi birçok avantaja sahiptir (96).

Nem hassasiyeti ve uzun süreli klinik sonuçlarının az olması bu simanın olumsuz özellikleri arasındadır (208).

4.2.5. Rezin siman

Rezin esaslı yapıştırıcı simanların kullanımı son 15-20 yılda epeyce artış göstermiştir. Tam seramik inley, onley, lamina vener, kron ve köprülerin rutin tedavi seçenekleri halini alması, rezin simanlardaki gelişmelere bağlıdır (159, 207).

Kompozit rezin simanlar, BIS-GMA veya UDMA ve silika veya cam dolduruculardan oluşan hibrit kompozittir. Rezin simanların içerikleri genellikle kompozit rezin restoratif materyallerine benzer tarzda olup, organik polimer bir matriks içerisinde doldurucular, bağlantı ajanı, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler (64).

Hem diş dokusuna hem de restorasyona olan güçlü bağlantılarıyla ve estetik özellikleriyle klinikte oldukça popüler hale gelen rezin simanlar, mekanik özellikleri en yüksek olan siman grubudur. Cam ve silika partikülleri ihtiva etmeleri, simanın yüksek gerilme ve baskı direnci göstermesine neden olur (64, 256). Tüm bunlarla beraber, çözünürlüğü en düşük olan yapıştırıcı siman olması nedeniyle, birçok restorasyonun simantasyonunda rezin simanlar tercih sebebi olmuştur (64, 256).

İçerdikleri doldurucular sayesinde marjinal aşınmaya karşı cam iyonomer ve hibrid rezinlere göre daha dirençlidirler. Ancak daha çok doldurucu içermesi rezinin viskozitesini artırır ve bu durumda film kalınlığının artmasına neden olur (64).

Bazı rezin kompozitler Yterbium triflorid içerirler ve bir miktar florür salınımı yapabilirler. Diğer türleri de barium florosilikat doldurucu içerirler ve daha fazla florür salınımı yaparlar (37). Ancak bu simanların kariostatik oldukları henüz klinik olarak ispat edilememiştir (68).

Birçok materyale uyumu, yüksek direnci, ağız içinde çözünmemesi ve renk seçimi yapılabilmesi açısından rezin simanlar; rezin kompozit inley ve onleylerde, venerlerde, kronlarda, sabit parsiyel protezlerde ve yeni geliştirilen fiberle güçlendirilen kompozitler ile birlikte uygulanmasında iyi birer seçenektirler. Tam seramik inley, onley, kron, köprü ve lamina vener gibi restorasyonların başarısı rezin simanlar ile yapıştırıldıklarında büyük oranda artar (51, 90).

Özellikle preparasyonun direnç ve tutuculuğunun yetersiz olduğu sabit protez uygulamalarında rezin siman kullanımı restorasyonun başarısı için önemlidir. Ancak kullanımında birçok basamak vardır ve teknik hassasiyet gerektirir (64).

Rezin simanlar, ısısal genleşme katsayısının dentin dokusuyla uyumlu olmamasından kaynaklanan mikrosızıntı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet gibi dezavantajlara sahiptir (176). Ancak rezin simanların dentin bağlayıcı ajanlarla kullanımının, bu dezavantajı önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir (3).

Rezinin mineye adezyonu, mikromekanik olarak hidroksiapatit kristallerinde ve asitlenmiş mine yüzeyinde oluşur. Dentine adezyonu biraz daha komplekstir. Adezyon, asitlenmiş dentinde ortaya çıkan demineralize apatit tabakanın üstünde yer alan kollajen tabakaya hidrofilik monomerlerin penetrasyonu ile oluşur (64).

Dentin adezyonu, asitleme işlemine tabi tutulup pürüzlendirilen dentine rezinin infiltrasyonu ile oluşur. Resin infiltrasyonu ile oluşan hibrit tabakasının altında bulunan demineralize dentinde mikromekanik olarak bir adezyon oluşur (64).

Rezinin dentine adezyonu smear tabakasının ortamdaki uzaklaştırılması için asit uygulaması ile başlar, tübül ağızlarının açılıp genişlemesi ve dentinin 2-5 µm arasında demineralize olmasıyla devam eder. Asit, kollajen fibrilleri saran apatit minerallerini çözer ve ortamdaki uzaklaştırır ve kollajen fibrillerinin etrafında 20-30 nm'lik kanallar açar. Bu kanallar, hidrofilik adeziv monomerler için bir mekanik retansiyon alanları haline gelir (253). 15 sn boyunca asidin uygulanması ile yaklaşık 2-5 µm arasındaki bir bölge elde edilebilir. Daha uzun süre asit uygulanması daha

derin demineralize bölgeler oluşturacak, bu da sonraki aşamada rezinin derinlere infiltrasyonuna engel olacaktır (64).

Demineralizasyondan sonra HEMA gibi bir primer uygulamasına geçilir. Bu ajan çift fonksiyonludur; dentine bağlanmak için hidrofilik, adezive bağlanmak için ise hidrofobik özellik gösterir. Primer, dentini ıslatmak için bir kaç tabaka halinde uygulanır. Primerin bir kaç tabaka halinde uygulanmasıyla, nemli dentindeki su ile resin monomerlerinin yer değiştirmesi ve adezivin dentin tübüllerine taşınması sağlanır (236). Kollajen yapıları zarar vermemek için primer dikkatlice kurutulur, böylece organik çözücüler ve su, ortamdaki uzaklaştırılıp resin ve primerin direk teması sağlanır. Daha sonra resin, primer uygulanmış yüzeye uygulanır, bunun sonucunda demineralize dentin stabilize edilir ve dentin tübüllerine penetre olması sağlanır (64).

Polimerizasyon mekanizmalarına göre resin simanlar:

- 1) Kimyasal polimerize olan resin simanlar (auto-cure)
- 2) Işıklı polimerize olan resin simanlar (light-cure)
- 3) Hem ışıklı hem kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar (dual-cure)

Kimyasal polimerize olan resin simanlar: Kimyasal yolla polimerize olan simanların polimerizasyon reaksiyonu amin ve peroksit olmak üzere iki patın karıştırılması ile başlar. Bu nedenle çalışma süreleri oldukça kısadır ve bu da hekim açısından dezavantajlı bir durumdur. Ancak kullanımları restorasyonun kalınlığı ile sınırlı değildir. Kimyasal olarak polimerize olan resin simanların çoğunun sadece bir kaç renk seçeneği vardır. Bu yüzden resin simanın renginden faydalanılarak diş ve metal alt yapısız restorasyon materyalinin renginin değiştirilmek istendiği durumlarda kontraendikedir (266).

Kimyasal olarak polimerize olan simanların endikasyonları;

- Metal destekli sabit protezler
- Adeziv köprüler
- Postlar

- Işık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronlar
- Diş-siman ara yüzeyine yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronlar (266).

Işık ile polimerize olan rezin simanlar: Işık ile polimerize olan rezin simanların polimerizasyonunu 420-450 nm dalga boyundaki görünür mavi ışık başlatır. Işık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına karşın ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonunu başlatmazlar. Bu simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan ve translüsent yapıdaki seramik veya kompozit laminaların yapıştırılması için uygundur (266).

Kimyasal ve dual olarak sertleşen simanlarda görülen renk değişimi ışıkla polimerize olan simanlarda görülmez. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur, hekime kolaylık sağlar. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik yönden başarıyı arttırmıştır. Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalizörün ilavesiyle dual olarak polimerize olmaktadır (266).

Işıkla polimerize olan simanlarda ışığın azalması ile rezin simanın polimerizasyon miktarında belirgin bir düşüş olacağından, bu simanların kullanımı, viner restorasyonlar ya da restorasyon kalınlığı ve renginin ışığın polimerize etme yeteneğini etkilemediği sığ inley restorasyonlar ile sınırlıdır.

Hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan simanlar: Dual-cure rezin simanlar, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi) ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (266).

Dual polimerize rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir.

Dual polimerize olan simanlar:

- Seramik inley ve onley restorasyonların,
- Tam seramik kronların yapıştırılması için uygun simanlardır (266).

Bu simanlar ana madde ve katalizör karıştırılmasıyla kimyasal olarak amin ve peroksit aktivatörleri ile, ışık uygulandığında ise kamforokinonun etkilenmesi sonucu ışık ile polimerize olmaktadır. Bir inley restorasyonun simantasyonu sırasında; simanın ışık kaynağına yakın olan yüzeyi dual cure simanın hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşme özelliği ile, kavitenin gingival tabanındaki kısımlarının polimerizasyonu ise simanın daha çok kimyasal sertleşme özelliği ile sağlanır (266).

Dual polimerize rezin simanların avantajları:

1. Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır.
 2. Yüksek dayanıklılığa sahiptirler.
 3. Ağız ortamında düşük çözünürlülük gösterirler.
 4. Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
 5. Optimal retansiyon ve direnç formunun sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler.
 6. Bazı rezin simanların “yiterbiyum trifloride” içeriklerine bağlı olarak florür salma özelliği vardır.
 7. Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırırlar.
- Rezin simanların adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir (266).

Dual polimerize rezin simanların dezavantajları:

1. Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler.
2. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekmektedir.
3. Geleneksel simanlara göre film kalınlığı fazladır.

4. Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur.
5. Mikrosızıntı ve pulpa hassasiyeti oluşturma olasılıkları vardır.
6. Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır (266).

Mevcut rezin simanlar, oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Polimerize olmayan kısımlar yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpmaktadır. Siman tam olarak polimerize olmadan temizlenirse, restorasyon ile diş dokusu arasında marjinal bölgede bir açıklık ve buna bağlı olarak da postoperatif hassasiyet ve çürük oluşumu görülmektedir. Siman tamamen sertleşirse de frez yardımı olmadan temizlenmesi imkansız hale gelmektedir. Bu nedenle restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve marjinal bölgeye hava ile temasını bloke eden ajanlar uygulanmalıdır (266).

Rezin simanlar kumlanmış metal yüzeylerinde de mekanik retansiyon ile iyi bir bağlanma gücü sağlarlar. 4-META rezin simanlar, metal yüzeyinde bulunan oksit tabakayla kimyasal etkileşim sonucu güçlü adezyon özelliği gösterirler (257).

4.3. Adezyon

Birbirine yakın temas eden materyallerin bağlantısının ayırıcı kuvvetlere karşı direncini ifade eden adezyonun gerçekleşebilmesi için iki materyal arasında çekim gücü oluşması gerekmektedir (15, 170). Adeziv ise; yüzeyler arası bağlantıyı sağlayan materyaller olarak tanımlanır. Restorasyonların dişe yapıştırılmasında ortaya çıkan bağlantı mekanizması iki kısımda incelenebilir:

- 1) Diş dokusu-rezin bağlantısı
 - a) Mine adezyonu
 - b) Dentin adezyonu
- 2) Restorasyon-rezin bağlantısı

4.3.1. Diş dokusu- rezin bağlantısı

4.3.1.1. Mine adezyonu

Mine dokusuna adezyon kavramı ilk olarak 1955 yılında Buonocore'un mine yüzeyini asitlemesiyle, düzgün mine yüzeyini pürüzlü mine haline dönüştürmesi ve yüzey enerjisini arttırması ile başlamıştır. Mine yüzeyine asit uygulandıktan sonra, yüzeyden 10µm kalınlığında mine dokusu uzaklaşırken, 5-50µm derinliğinde mikroporoziteler oluşur. Yüzey enerjisi dolayısıyla ıslanabilirliği artmış ve mikroporoz bir hal almış yüzeye bonding ajanı infiltrate olur ve rezin uzantıları denen 'rezin çubuklar' oluşur. Bu uzantılar mikromekanik bağlantıdan sorumlu yapılardır. Bonding ajanının polimerizasyonundan sonra elde edilen bağlantı kuvveti 20-30 MPa kadardır (233). Bu değer rezin kompozitin polimerizasyonu sonucu meydana gelen büzülme gerilimlerine karşı koyabilecek bir değerdir. Buna göre; bütün kavite duvarları mine dokusu ile sonlanıyorsa, asit uygulama işlemi mikrosızıntıyı önemli ölçüde azaltır (217).

Genel kural olarak, %30-40 konsantrasyonunda fosforik asitle en az 15 sn süreyle asitlemek ve 10-20 sn süreyle yıkamak adezyon için ideal mine yüzeyini oluşturur.

4.3.1.2. Dentin adezyonu

Mine dokusuna adezyon ideal bir şekilde sağlanırken, dentin dokusuna iyi bir adezyon elde etmek oldukça zordur.

Dentine adezyonu güçleştiren nedenler:

- 1) Dentin yapısı %45-50 inorganik, %30 organik matriks(kollajen) ve %25 sudan oluşur ve yapısındaki hidroksiapatit miktarı mineye oranla oldukça azdır.
- 2) Mine gibi homojen bir yapıda değildir, dentinde mineralizasyon değerleri farklı bölgelerde farklılık gösterir (dentin tübülleri ve çapının dentin derinliğine bağlı farklılık göstermesi nedeniyle).
- 3) Kollajen yapısının fazla olması dentine elastikiyetlik kazandırır.
- 4) Pulpal sıvı basıncı nedeniyle dentin dokusunun derin bölgelerine rezin infiltrasyonu güçleşir.

- 5) Preparasyon sırasında oluşan smear tabakası dentin tübül ağızlarını tıkayarak, geçirgenliğin azalmasına neden olur (233).

Dentin bonding sistemleri 3 aşamada uygulanır:

1) Dentin yüzey düzenleme işlemleri:

Asit ya da EDTA solusyonu ile smear tabakasının uzaklaştırılması işlemidir. Dentine uygulanan asitten sonra, smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde 3-7 µm derinliğinde demineralize alanlar oluşur ve dentin tübüllerinin ağızları açılır, kollajen fibriller de açılarak monomer infiltrasyonu için ortam hazır hale gelir. Asitleme sonrasında dentin dokusunun nemli kalması, modern hidrofilik adeziv sistemler için son derece önemlidir. Aşırı kurutma veya aşırı nemli bırakma adezyon için istenmeyen durumlardır.

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde asit uygulaması dışında en yaygın olanı EDTA uygulamasıdır. Ayrıca lazer ve mikroabrazyon uygulama yöntemleri de tercih edilebilir. Ancak asit dışındaki diğer tüm uygulamalar, smear tabakasını dentinde demineralize alan oluşturmada uzaklaştırırlar (240).

2) Primer uygulaması:

Aseton ya da etanol gibi organik solventler içinde hidrofilik monomer içeren primerler, adezyonu güçlendiren ajanlardır. İçeriğindeki solventlerin dentin dokusundaki su ile yer değiştirmesi sonucu, kollajen fibrillerin arası açılır ve monomerlerin kollajen ağı içine infiltrasyonu kolaylaşır. Primerlerin kollajene bağlı uç kısımları hidrofilik özellik gösterirken, adeziv rezin ile kopolimerize olacak kısımları hidrofobik özellik gösterir (183). Pek çok modern adeziv sistem, mükemmel ıslatabilme özelliğinden dolayı monomer olarak HEMA içerir (217).

3) Adeziv uygulaması:

Adeziv rezin, BIS-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerler ve ıslatma ajanı olarak HEMA içerir. Adeziv rezin, hibrit tabakasının stabilitesini sağlar ve dentin tübüllerindeki rezin çubuk diye adlandırılan rezin uzantılarını oluştururlar. Adeziv

rezinin en önemli rolü ise; rezin kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı rezin-diş bağlantısını stabilize etmektir. Adeziv rezin yüzeyinde 15µm kalınlığında oksijen inhibisyon tabakası bulunur. Bu tabaka adeziv rezin ve rezin kompozitin birbirine yapışmasına olanak tanır (240).

Dentin bonding sistemlerinin sınıflaması:

1) Birinci Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Buonocore 1956 yılında GPDM (glisero-fosforik asit dimetakrilat)'ın, Bowen de NPGGMA (N-fenil glisin glisidil metakrilat)'ın pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine bağlandığını bulmuşlardır. Birinci nesil dentin adezivleri olarak adlandırılan bu adezivler, hidroksiapatit kristallerine iyonik, kollajene kovalent bağlarla tutunurlar, bağlanma kuvvetleri çok düşüktür (2-6MPa) (39).

2) İkinci Nesil Dentin Bonding Sistemleri

1970'lerin sonunda ikinci nesil dentin bonding sistemleri ortaya çıkmıştır. Bu sistemdeki adeziv rezin, BİS-GMA veya HEMA içermektedir ve hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşim ile bağlanmayı gerçekleştirirler. Bağlanma kuvvetleri 1-10 MPa'dır, bu değer kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesine karşı koymak için yeterli değildir.

İkinci nesil dentin bonding ajanlarının en önemli dezavantajı; dentin yüzeyi asitlenmediği için dentin dokusu yerine smear tabakasına bağlanmalarıdır (39).

3) Üçüncü Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Üçüncü nesil bonding sistemlerinde asit uygulaması ile smear tabakası kısmen uzaklaştırılarak ya da modifiye edilerek dentin adezyonu sağlanır. Asit uygulaması dentin tübüllerini açar, kollajen ağ açığa çıkar ve primer uygulaması ile adeziv rezinin dentine nüfuz etmesi sağlanır.

Bu sistemde adeziv rezin smear tabakasına iyi penetre olmadığından başarılı sonuçlar elde edilememiştir, bağlantı kuvvetleri yaklaşık 10-14 MPa kadardır (39).

4) Dördüncü Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Adezyonu etkileyen smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması dördüncü nesil ile başlamıştır. Total-etch tekniğinin kullanılması bu sistemin temelini oluşturur. Total-etch tekniği mine ve dentinin eş zamanlı olarak 15-20 sn süreyle asitlenmesine olanak tanır. Asitleme işleminden sonra kollajen yıkımını önlemek ve hidrofilik primerin kollajene infiltrasyonunu sağlayarak hibrit tabakasını oluşturmak için dentin yüzeyinin nemli bırakılması son derece önemli bir husustur (wet-bonding). Adeziv rezinin dentin içine infiltrasyonu sonucu rezin çubuk oluşumu tüm bu basamakların hassas bir şekilde eksiksiz uygulanmasına bağlıdır. Bu sistemle elde edilen bağlantı kuvveti 18-20 MPa kadardır (39).

5) Beşinci Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Beşinci nesil dentin bonding sistemler, dördüncü neslin üç basamaklı sistemindeki (total-etch sistem) zor ve karışık olan uygulama aşamalarını en aza indirmek, kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüşlerdir. Bu sistemi basitleştirmek için primer ve adeziv rezin birleştirilerek bir şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden bu sisteme tek-şişe sistemler de denilmektedir. Dördüncü nesil materyallerde olduğu gibi bu materyallerde, dentine bağlanmayı başarmak hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır.

Bu sistem mine ve dentinin asitlenmesi ve kat-kat primer-adeziv rezin uygulama basamaklarını içerir. İlave olarak bu materyaller dentinin nem içeriğine çok hassastır ve birçok durumda dentine rezinin iyi penetrasyonunu sağlayabilmek için, primer-adeziv rezin kombinasyonunun kat-kat uygulanmasını gerektirir. Bu nedenle basamak sayısı azalmış olsa da uygulama hızlı ve kolay değildir (131).

6) Altıncı Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Mine ve dentinin eş zamanlı asit uygulanarak pürüzlendirilmesi (total-etch) prensibine dayanan 4. ve 5. nesil bonding sistemlerini takiben klinik uygulamayı kolaylaştıran ve hızlandıran self-etch adezivler ortaya çıkmıştır (60, 85, 201).

Self-etch adezivler, klinikte uygulama şekillerine göre; tek aşamalı (self-etch adeziv) veya iki aşamalı (self-etch primer) olarak ikiye ayrılırlar. Her iki uygulamada da dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi için ayrı bir asitleme işlemi yoktur (85).

Self-etch adeziv sistemlerin etki mekanizmaları smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek, alttaki dentin dokusuna rezin penetrasyonunu sağlamak şeklindedir (184). 6. nesil bonding sistemlerinin içeriğindeki asit daha zayıf özellikte olduğundan, bu sistemde 4. ve 5. nesil bonding sistemlerine göre daha ince ancak daha kaliteli bir hibrit tabakası oluşur (17).

Bu sistemin dentine adezyonu iyi olmasına rağmen mine ile bağlantısı istenilen düzeyde değildir. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla minenin sistemin uygulanmasından önce ortofosforik asitle selektif olarak asitlenmesi tavsiye edilir (249).

7) Yedinci Nesil Dentin Bonding Sistemleri

Son zamanlarda geliştirilen bu bağlayıcı sistemleri 6. nesil bağlayıcı sistemlerden cam iyonomer içerikli olması ve bazı türlerinin florür salabilmesi ile ayrılırlar (55).

4.3.2. Seramik-rezin bağlantısı

Adeziv sistemlerin simantasyonunda kullanılan rezin simanlar, restorasyonun uzun dönem başarısı için hem diş dokusuna hem de restoratif materyale sıkıca bağlanmalıdır. Son yıllarda adeziv sistemlerdeki gelişmelerin nedeni de, rezin simanın diş ve restorasyona olan bağlantı kuvvetlerinin arttırılmaya çalışılmasıdır.

Seramik restorasyon ve rezin bağlantısı yüksek retansiyon sağlar, marjinal adaptasyonu arttırıp, mikro aralanmayı önler ve restore edilen diş ve restorasyonun kırılmaya olan direncini arttırır (28).

Porselen lamina venerler, seramik inley ve onleyler, tam seramik kron ve köprülerin yapıştırılması ya da metal destekli seramiklerin tamiri için seramik rezin bağlantısı gereklidir (58).

4.3.2.1. Seramik yüzey düzenleme işlemleri

Seramik-rezin siman bağlantısında mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantı önemli rol oynar (28).

4.3.2.1.A. Mekanik ve mikromekanik bağlantı

Mekanik bağlantı elmas frezlerle aşındırma yoluyla elde edilir, ancak bu işlem seramiklerin parçalanmasına ve uyumunun bozulmasına yol açar (28).

Mikromekanik bağlantı ise; seramik yüzeyinin asitlenmesi ya da kumlanmasıyla elde edilir. Gerçek bir mikromekanik retansiyon asitle oluşturulur, kumlamada kaba bir yüzey oluşumu söz konusudur (58).

Asit uygulamasıyla, seramik yapısında bulunan cam matriks ve kristal çözülerek düzensiz bir yapı oluşur. Ayrıca diş dokusunda olduğu gibi seramiğin yüzey enerjisi artar (58).

Seramiğin pürüzlendirilmesinde kullanılan asit diş dokusuna uygulanandan farklıdır. Seramik yüzeyine hidroflorik asit (HF) uygulanır, seramik yüzeyinde oluşan mikroporoziteler yüzey alanını arttırarak, rezinin mikromekanik bağlanmasını sağlarlar. %2.5 ve %10'luk HF asit solusyonunun 2-3 dk uygulamasının başarılı sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (28, 52).

Seramiğin yapısında bulunan lösit kristallerinin sayısı, büyüklüğü ve dağılımı, asit uygulaması sonucu oluşan mikroporozitelerin şekillenmesini etkiler. Yüksek

miktarda l s t içeren bir seramik olan IPS Empress için %9'luk HF asitin 60 sn uygulanması yeterli bulunmuştur (28).

Direnci oldukça fazla olan alüminyum oksit seramikler veya zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler, p r zlendirilmeleri sırasında uygulanan asitlere direnç gösterirler. Bu seramiklerin HF ile asitlenmesi işlemi, rezin-restorasyon bağlantısını etkilemez. Yüksek dirençli bu tip seramik restorasyonların yapıştırılmasında, alumina ile kumlama yapılması ve fosfat bazlı simanla yapıştırılmaları iyi sonuç verir (58).

Aşırı kumlama seramik materyalinde parçalanmaya neden olacağından son derece dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır. Kumlama yapılan seramiklerde adeziv, asit uygulanan seramiklerde ise koheziv başarısızlıklar görülmüştür (28).

Uzun süreli klinik araştırmalarda tek başına asit uygulanmasının ya da kumlama işleminin başarılı olmadığı sonucuna varılır. Daha iyi bir bağlantı için, kumlama işlemini takiben asit uygulanması önerilmektedir (117).

4.3.2.1.B. Kimyasal bağlantı

Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine silan uygulamasıyla kimyasal bir bağlantı oluşturulur. Silanlar, kovalent ve hidrojen bağlar oluşturarak seramik yüzey üzerinde silikondioksiti hidroksil gruplarıyla bağlanan bifonksiyonel moleküllerdir. Silanların yine rezinlerin organik matriksleriyle kopolimer olusturan indirgenebilen fonksiyonel bir grupları vardır (228).

Silan molekülleri seramik yüzeyine paralel bir yönelim göstererek, seramik yüzeyine hem hidrofobik hem de organofilik özellik kazandırır ve seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırır.

Seramik yüzeyine asit uygulandıktan sonra silan solusyonu uygulanır, silan içindeki    c  buharlaştıktan sonra rezin siman uygulamasına geçilebilir. HF asitle

asitlenip, silanlanan seramik iç yüzeyine rezin simanın bağlanma kuvveti, sadece asitlenen seramiğe rezinin bağlanma kuvvetinden oldukça fazladır (229).

Kim ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada, lityum disilikat seramiklerde kumlama, asitle dağlama ve silan uygulamasıyla kompozit rezin simanlarla en yüksek bağlantı değerlerinin ortaya çıktığını belirtmişlerdir (120).

Silan bağlı ajanlar, siloksan bağlantısının oluşumunu arttıran silan bağları ve zayıf asit içerirler. Çoğu seramik bağlantı sistemleri, bonding ajanı ve kompozit siman uygulanmadan önce silanın ayrı olarak uygulanmasını gerektirirler. Bazı üreticiler, gerektiği zaman diğer bağlantı ajanlarıyla karıştırılıp tek basamakta uygulanabilmesi için bonding sistemlerine silanı da ilave etmişlerdir (28, 118).

Silan bağlayıcı ajanlar üç ana grupta sınıflandırılabilir (28):

- 1) Hidrolize olmamış tek sıvı olanlar
- 2) Prehidrolize edilmiş tek sıvı olanlar
- 3) 2 veya 3 ayrı sıvıdan oluşanlar

Silan bağlayıcı ajanlar genellikle yüksek miktarlarda çözücüler içerirler. Tek şişe ürünlerin sınırlı raf ömrü vardır ve bu ürünler hızlı çözücü buharlaşması ve hidrolizasyonu gibi silan solüsyonunu kullanışsız hale getiren durumlara karşı hassastırlar (28).

4.4. Isısal Çevirim

Rezin materyaller, dış dokusundan farklı ısısal genleşme katsayılarına sahiptirler. In vitro deneylerde de in vivo çalışmalara uygunluk sağlanabilmesi için ağız içinde yemek yeme, sıvı tüketimi ve nefes alma gibi olaylardan doğan ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir. Isısal çevirim işleminde örnekler farklı ısı derecelerinde olan banyolarda belirli sürelerde tutulmaktadır. Bu işlem yine çok sayıda çevirim uygulanarak devam etmektedir. Isısal çevirim işlemindeki ısı ve devir

sayısı restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleriyle doğrudan ilişkilidir.

Isı banyosu işlemi, bağlayıcı ajanın dayanıklılığını ölçen testlerin önemli bir bileşeni olarak görülmektedir. İlk olarak Nelson ve ark. (166) ısı değişiklikleri nedeniyle sıvılarda marjinal sızıntıların meydana geldiğini göstermişlerdir.

Dental materyallerin in vivo kullanımlarını taklit etmek için yapılan ısısal çevirim çalışmalarında standart bir işlem sayısı ve ısı aralığı yoktur. Çevirim sayıları 100, 500, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 5000, 10000, 15000, 30000 ve 50000 arasında değişmektedir. Bu sayılardaki değişimler çoğu zaman isteğe bağlı değiştirilmekte ve bu yüzden de çalışmalar arasında bir bağlantı kurulamamaktadır (12). Yaklaşık olarak günde 20-50 adet benzer çevirimin ağız içinde meydana geldiği düşünülürse 10000 ısısal çevirim, materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına karşılık gelmektedir (78). Bu rakam ISO standartlarıyla kıyaslandığında, ISO standartlarının uzun dönem bağlayıcı ajan bağlantısında yetersiz sonuç vereceğini göstermektedir (109). ISO standartlarını uygulayan birçok araştırmada ısısal çevirim, bağlantı ajanının dayanımını ve mikrosızıntıyı etkilememiştir (78, 135, 167, 214).

Isısal çevirim ile ilgili yapılan çalışmalarda, yüksek sayılarda ısısal çevirim uygulamasının restoratif materyal ile dentin dokusu arasındaki bağlantıya negatif etkisi olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalardaki görüş; yaşlandırma için uygulanan ısısal çevirim işlemi esnasındaki etkinin sudan da kaynaklanabileceği şeklindedir (2, 156). HEMA içeren bağlayıcı ajanların kullanıldığı çalışmalarda, ısısal çevirim işlemi su yerine yağ içinde yapıldığında bu bonding ajanlarının ısısal çevirimden etkilenmediği görülmüştür. Bunun da nedeninin HEMA'nın su seven yapısının olabileceği düşünülmektedir (43).

Versluis ve ark.'larının araştırmalarında, ısısal çevirim çalışmalarında uygulanması gereken ısı aralığının in vivo olarak belirlenmesi hedeflenmiştir (254). Ağız içi kullanıma uygun dijital bir termometre ile sıcak ve soğuk likitlerin

alınmasını takiben sıcaklık tespiti yapılmıştır. Bu çalışma sonucu ısısal çevirim testlerinde 0 – 67 C⁰ sıcaklık aralığının kullanılabilir olduğu tespit edilmiştir.

Isısal çevirim testlerinde kullanılan ısı aralığı eğer normal sınırların çok ötesinde bir aralıkta belirlenmişse materyale aşırı stres yükleneceği için materyal olumsuz sonuçlar verebilir. Ya da normal sınırların çok altında ısı aralığı uygulanırsa, yine materyal için doğru bir test uygulanmış olmaz ve sonuçlar gerçeği yansıtmayabilir.

Canlılardaki diş yüzeylerinde oluşacak sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş mevcuttur. Ancak, genelde ısısal çevirim çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 C⁰, 4-60 C⁰, 5-55 C⁰, 5-60 C⁰, 10-50 C⁰ gibi sıralanabilir (12, 177). Normalde sıvı içilmesi durumlarında, diş yüzeyindeki ısı değişimi 15 ve 45 C⁰ arasındadır (185).

Su banyoları arasındaki transfer süresi, yapılan araştırmalarda 3 saniyeden 15 saniyeye kadar değişmektedir (214). Daha kısa sürede olan transferlerin ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha iyi taklit edeceği bildirilmektedir (69).

Trieste’de yapılan ISO/TC 106 toplantısı sonucu ortaya çıkan teknik raporda, bağlantı direnci araştırmasında kullanılan örneklerle, 5±2 °C ve 55±2 C⁰ arasında, daldırma süresi 20 sn ve aktarma süresi 5-10 sn olacak şekilde, 500 döngü uygulanması önerilmiştir. Bu öneriler 2000’deki teknik raporda tekrarlanmıştır (109). Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) de bu uygulama yöntemini resmi olarak kabul etmiş ve protokol oluşturmuştur (1).

4.5. Bağlanma Testleri

Hızla gelişmekte olan adeziv dişhekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan in vivo testler uzun zaman gerektirirken, maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metodlardır. Bu nedenle araştırmacılar için etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir

ve sonuçları kıyaslanabilir in vitro testler, bağlantı direncinin belirlenmesinde in vivo metotlara oranla daha fazla tercih sebebi olmuştur.

Dentin bağlayıcı sistemler gün geçtikçe klinik kullanımdaki yerlerini arttırmaktadırlar. Yeni geliştirilen dentin bağlayıcı sistemlerin eskilere oranla birçok avantajları olduğu iddia edilmektedir. Bu materyallerin kullanım etkinliklerinin değerlendirilmesi için klinik denemeler en etkili yöntemdir. Ancak klinik bilgilerin elde edilmesi için geçen süre sonrasında, kullanılan sistemlerin popülerliği çoktan kaybolmuş olacaktır. Bu da materyalin etkinliğinin belirlenmesini zorlaştırır. Dolayısıyla, in vitro bağlanma direnci testleri bağlayıcı sistemleri karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır (235, 261).

Günümüz bağlayıcı sistemlerin hızlı gelişimi ve sağlam ürün dökümanı ihtiyacı sebebiyle in vitro testlere ihtiyaç duyulmaktadır. İn vitro testler ürün kontrolü için kullanılırlar ve materyal gelişiminde önemli rolleri vardır (67).

İn-vitro koşullarında dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede aşağıdaki test yöntemleri kullanılmaktadır (11, 182):

1. Makaslama (shear)
2. Gerilme (tensile)
3. Tek Düzlem Makaslama (single plane shear)
4. Mikro Makaslama (micro-shear)
5. Makaslama Delme (shear punch)
6. Mikro Makaslama Delme (micro shear punch)
7. Oblik Gerilme (oblique-tensile)
8. Mikro Gerilme (micro-tensile)'dir.

Bağlantı direnç testlerinin en yaygın olarak kullanılanları makaslama ve gerilme adezyon testleridir (10). Dentine bağlanan materyallerin değerlendirilmesinde genellikle makaslama ve gerilim bağlantı direnci testleri kullanılmaktadır. Makaslama, gerilme ve mikro gerilme testlerinin sonuçları daha güvenilirlerdir. Pek

çok faktör bu tip testlerin sonuçlarını etkileyebileceğinden bu testler genellikle geniş varyasyon katsayıları olan sonuçlar ortaya koyarlar (109, 251).

Çekme testlerinde bağlantı test edilirken diş dokusuna 90⁰'lik bir açı ile kuvvet uygulanmaktadır. Bağlanma işlemi ve test uygulanması esnasında farklı bir gerilime sebebiyet vermemek gerekmektedir. ISO dökümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayabilecek özel enstrümanlar tanımlanmıştır. ISO (2003) dökümanterinde, bağlantı kuvvetlerine bakılırken uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir (109).

Herhangi bir bağlayıcı sistem için en kolay ve sık uygulanan test, makaslama testleridir. Makaslama testlerinde oluşan yük dağılımı uniformdur (181). Çekme testlerinin ise teoride daha uniform stres dağılımı sağlaması beklenirken, kuvvet dağılımının uniform olmadığı gösterilmiştir. Çekme testlerinde, eğer aderent ile örneğin konumu doğru olarak sağlanmışsa, stres dağılımı uniform şekilde oluşmaktadır. Fakat pratikte bunu sağlamak pek mümkün değildir. Uygulanan kuvvetin doğrultusu ve örneğin konumundaki en küçük sapmalar sonucu etkileyebilmektedir (67, 145, 251).

Retief ve ark. yaptığı adezyon testlerinin sonucunda gerilim ve makaslama direnci testlerinin sıklıkla kullanılmasına rağmen makaslama testlerinin daha tahmin edilebilir sonuçlar ortaya çıkardığını belirtmiştir. Restorasyonların üzerine ağız içinde gelen kuvvetler kompleks yapıdadır. Bundan dolayı uygulanan hiçbir yöntem oral çevreyi tam olarak yansıtamamaktadır. Uygulanan tüm deney yöntemlerinde test edilen bütün bağlantı yüzeylerinin her yerde aynı özellikte yani homojen olduğu varsayılır (200).

Bağlantı testleri içinde en kolay uygulanıp, standardize edilebileni makaslama testleridir. Ancak makaslama bıçağının örneğe bağlanma yüzeyine yakın bir noktadan teması sağlanmalıdır. Aksi takdirde, dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur. Çekme testleriyle karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin

ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (134).

Makaslama testlerinde bağlantı, diş dokusuna paralel olan kuvvet yardımı ile bozulmaktadır. ISO 11405 (2003) dökümanterinde makaslama testlerinde ideal yaklaşma hızı aralığı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olarak belirtilmiştir (109). Bu değer üzerindeki hızların anormal stress dağılımına yol açarak test sırasında aderent ya da adeziv materyal içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu ifade edilmiştir. Hara ve ark. makaslama testlerinde yaklaşma hızının 0,50 ve 0,75 mm/dk olması halinde adeziv başarısızlığın belirlenebileceğini, üzerindeki değerlerde ise koheziv kırıkların oluşacağını ifade etmişlerdir (89).

Bağlantı direncinin değerlendirilmesinde sayısal değerlerin yanı sıra aderent-adeziv ara yüzeyindeki ayrılma çeşidi de önemlidir. Adeziv bir bağlantı gösteren materyallerin kuvvete karşı gösterdikleri kütleli dirençleri, ortaya çıkacak olan kırık tipini etkiler. Kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekleştiği kırılmalar karışık (mixed) kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında oluşurlar. Örneğin, dentin ile rezin esaslı dolgunun ayrılması gibi. Koheziv kırık, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmadır. Dentinin veya rezinin kendi içinde olabilir. Karışık kırıklar; hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda gözlemlendiği kırıklardır (191).

Zayıf bağlayıcı sistemlerde kırık tipi adezivdir. Dentin yüzeyi ile rezin materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Daha çok güçlü sistemlerde görülen koheziv dentin kırığı, bağlayıcı sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir (242). Al-Salehi ve Burke yüksek bağlanma kuvvetlerinde daha fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlediklerini ve kırık tipi ile bağlanma kuvveti arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir (10).

Günümüz bağlayıcı sistemleriyle yapılan makaslama bağlanma kuvveti testlerinde dentinde koheziv kırıklara daha sık rastlanmakta ve bu koheziv kırıklar

bağlayıcı sistemin başarısını göstermektedir. Çekme testleriyle ara yüzdeki adezyon daha iyi incelenebilmektedir (145).

4.6. Klinik Değerlendirme ve Başarı Kriterleri

Gün geçtikçe ilerleyen dişhekimliğinde kullanılan materyallerin ve uygulama tekniklerinin özelliklerini ve başarılarını belirleyebilmek amacıyla uygulanan birçok laboratuvar test tekniği mevcuttur. Yeni üretilen her malzemenin ağız içindeki mekanik ve fiziksel özelliklerini, laboratuvar ortamında gerçekleştirilecek olan testler yardımıyla, mevcut sistemlerle karşılaştırabiliriz. Bu testler önemli sonuçlar ortaya koysalar da, malzeme hakkında bilgi verseler de klinik koşulları tam olarak karşılayamazlar. Bu koşulları tam olarak sağlayan in vitro test tekniği mevcut değildir. Restorasyonların klinik prognozunu daha iyi belirleyebilmek ve restorasyonları ağız içinde değerlendirebilmek amacıyla kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (14, 216).

Protetik restorasyonlar üzerine yapılan çalışmalarda, restorasyonların başarısızlık kriterleri belli başlıklar altında toplanmıştır. Bunlar; **çürük oluşması, endodontik tedavi gerekmesi, peridontal sağlığın korunamaması, tutuculuğun azalması veya sağlanamaması, yetersiz estetik, dişin kırılması, alt yapının kırılması ve porselen kırığıdır** (84). Bunların dışında ağrı, hassasiyet, mobilite, dişsiz mukoza alanında olabilecek sorunlarda, kök rezorbsiyonu, tempromandibular eklem sorunları, metal allerjisi, fonetik sorunlar ve marjinal uyumsuzluklarda da restorasyonlar değiştirilmek zorunda kalınabilir (84).

Restorasyonların estetik ve kırılmaya karşı dirençli olması, marjinal ve iç adaptasyonların uyumunun iyi olması klinik başarı için önemli kriterlerdir (25). Marjinal uyumsuzluğun artması, siman kalınlığının ve mikrosızıntının artmasına sebep olur (112). Mikrosızıntının olması pulpada hassasiyet oluşmasına ve dişin canlılığının kaybolmasına yol açar. Marjinal adaptasyonun iyi olmaması plak birikiminin artmasına ve periodontal sorun oluşmasına sebep olur (25).

Restorasyonların klinik prognozları değerlendirilirken renk uyumu, anatomik form, marjinal adaptasyon gibi kriterlerle beraber ağrı mevcudiyeti, hassasiyet ve sekonder çürük gelişimi gibi faktörler de değerlendirilir (14). Renk ve translusensindeki sayısal değişiklikleri değerlendirmek için geçerli bir analitik sistem mevcut değildir. Bu amaçla standart olarak direkt klinik değerlendirme metodları kullanılmaktadır (14).

Belirli bir zaman periyodunda kullanılan materyaller arasındaki farklılıkları belirlemede klinik değerlendirme kriterleri kullanılsa da; materyaller arasındaki aşınma farklılıklarını, sentrik temas bölgelerindeki lokalize aşınmaları ve marjinal kırıkları direkt değerlendirme metodu ile belirlemekte yeterli hassasiyete sahip değildirler (14).

Restorasyon ile restorasyonu çevreleyen diş dokuları arasında oluşan renkleşmeler, mikrosızıntıyı gösterir. Marjinlerdeki mevcut renkleşmenin derinliği, sekonder çürük meydana gelme ihtimalinin yüksek olduğunu gösterir. Bununla beraber marjin boyunca çizgi şeklindeki renklenmeler her zaman mikrosızıntı anlamına gelmez. Bu durum, restoratif materyalin üst yüzeyinin aşınmasıyla birlikte açığa çıkan marjinlerde oluşan boyanmalardan kaynaklanabilir (14).

Marjinal aralık varlığı, tek başına, restorasyonun değiştirilmesi için yeterli bir sebep değildir. Restorasyon ile diş arayüzündeki marjinin bütünlüğü, restorasyonun ömrünü direkt olarak etkilemez. Marjinlerdeki aralığa bağlı olarak gelişebilecek mikrosızıntı ve sekonder çürüklerin varlığı önemlidir. Direkt değerlendirme yöntemleri bu tip çözümleri belirlemede oldukça etkilidir (14, 152).

Marjinal aralık değerlendirmeleri replika metodları kullanılarak SEM’de mikrometrik ölçümlerle de yapılabilir. Direkt klinik değerlendirmelerdeki Bravo-Charlie geçişi sıklıkla 2500 μm ’dır. Bununla beraber “Charlie” restorasyonun değiştirilmesi gerektiğinin kesin belirtisidir. Ancak klinik şartlarda mikrometrik ölçüm yapmak zordur. Sonuç olarak her iki metodun birlikte kullanılması gerekmektedir (144).

Sekonder çürükler, restorasyonun başarısızlığına neden olan en belirgin sebeplerdir. Direkt değerlendirme periyodunda, restorasyona komşu ya da restorasyonun altına doğru herhangi bir derin ve koyu renkteki renklenme, çürük olarak kabul edilebilir. Kompozit rezin restorasyonlardaki sekonder ya da rezidüel çürükleri teşhis etmek kompozitlerin renginden dolayı, amalgam restorasyonlara oranla oldukça kolaydır (14, 152). Ayrıca kompozit restorasyonların altında başlayan çürüklerin çok hızlı ilerlediği, yaklaşık 6 aylık bir periyotta pulpaya kadar ulaştığı bildirilmiştir. Amalgam restorasyonlarda ise amalgamın korozyon ürünlerinin marjinal bölgedeki aralıkları tıkaması ve bazı metalik elementlerin karyostatik özelliklerinden dolayı çürüğün ilerlemesi daha yavaştır (79). Bu nedenlerle çürükleri erken dönemde belirlemek için en az yılda bir kez ısıрма radyografilerinin alınması gerekir (14, 79).

Diş hassasiyetinin ölçülmesinde ise ısı, temas ve elektriksel uyarılar uygulanır. Dişte elektriksel stimulus oluşturmak amacıyla kullanılan cihazların çoğu dişin vitalitesini ölçmek amacıyla kullanılmaktadırlar. En basit ısı uygulaması metodu ise oda ısısındaki (yaklaşık 20-24C°) havayı püskürtmektir. Nemli yüzeye çarpan hava dişin ısını düşürür. Benzer şekilde diş üzerinde bir buz parçası birkaç saniye süre ile gezdirilerek de hassasiyet oluşumu değerlendirilebilir. Dişte temas stimulusu oluşturmak amacıyla kullanılacak en basit aygıt, keskin bir dental sondur. Sond diş üzerinde gezdirilerek hassasiyet miktarı değerlendirilir. Bu metotların çoğu semikantitatif, ağrı ya da hassasiyetin farklı derecelerini yansıtacak şekilde hazırlanmış aşamalı indekslerden faydalanılır.: **(0) ağrı yok, (1) hafif bir ağrı-rahatsızlık, (2) orta derecede ağrı ve (3) şiddetli ağrı varlığını belirtir.** Hassasiyet değerlendirmelerinde kullanılan kantitatif metodlar genellikle devamlı bir skala içeren daha komplike fiziksel yada kimyasal cihazlar gerektirdiklerinden pratikte kullanımları kısıtlıdır (121).

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde ilk atılımlar 1971 yılında Cvar ve Ryge'in United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini geliştirmesi ile gerçekleşmiştir. Bu konsept temel haliyle bugün de pekçok restoratif materyal ve tekniğin klinik olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. USPHS

sistemi restoratif materyallerin bozulma aşamalarındaki belirgin farklılıkları ölçerken temel olarak üç farklı performans derecesi verir:

- 1- Alfa: Tüm özellikleri klinik olarak ideal.
- 2- Bravo: Klinik olarak kabul edilebilir; restorasyonun tüm özellikleri yeterli ve fonksiyonda
- 3- Charlie-Delta: Klinik olarak kabul edilmez; bir yada daha fazla özellikteki bozulmadan dolayı restorasyonun değiştirilmesi gerekmektedir (14, 197).

USPHS değerlendirme sisteminin anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinal renkleşme ve sekonder çürüklerin değerlendirilmesinde geçerli olan ayrıntıları Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Klinik değerlendirmede kullanılan USPHS sistemi

Kategori	Değerlendirme	Açıklama
Renk Uyumu	Alfa	Restorasyon diş rengine, tonuna veya seffaflığına uygundur.
	Bravo	Dişle renk, ton ve seffaflık olarak tam uygun değildir ama yan dişle uyum içindedir.
	Charlie	Dişle renk, ton ve seffaflık olarak tam uygun değildir. Yan dişlede uyum içinde değildir.
Marjinal Renklenme	Alfa	Restorasyon ile diş arasındaki marjinlerin herhangi bir yerinde renk farkı yoktur.
	Bravo	Renklenme vardır ama pulpaya yönüne doğru ilerleme yoktur.
	Charlie	Renklenme vardır ve pulpaya yönüne doğru ilerleme vardır.
Anatomik Form	Alfa	Restorasyon dişin anatomik yapısını takip ediyor.
	Bravo	Restorasyon anatomik formun aynısı değil ama kabul edilebilir miktarda farklılık.

	Charlie	Dentinin açıkta olacak şekilde anatomik form yetersiz olduğu durumdur.
Marjinal Adaptasyon	Alfa	Gözle görünür herhangi bir açıklık ve sondun takıldığı bir yüzey yoktur.
	Bravo	Gözle az bir açıklık olması ve bu açıklığa sondun takılmasıdır.
	Charlie	Sond dentine veya restorasyonun tabanına doğru ilerler.
	Delta	Restorasyonun tamamıyla hareketli olması.
Sekonder Çürük	Alfa	Margin kenarında herhangi bir yumuşaklık ve sekonder çürük yoktur.
	Charlie	Çürük başlangıcının olduğu durum.

USPHS sistemi, restorasyonların kalitesi değerlendirilirken başarının derecesinden çok, restorasyonun kabul edilebilirliğini belirleyecek şekilde dizayn edilmiş bir sistemdir. İleriki dönemde klinik olarak önem taşıyacak, özellikle anatomik form, marjinal adaptasyon ve marjinal renkleşme gibi değerlendirme kriterlerinde meydana gelen küçük değişiklikleri belirlemede yeterli hassasiyete sahip değildir (216). Bu nedenle bu sistem araştırmacılar tarafından modifiye edilmiştir. Modifiye USPHS ya da Ryge kriterleri olarak adlandırılan klinik değerlendirme sistemi Tablo 4.6’de gösterilmiştir (211, 247).

Bu sistemde “0” skorları sadece Alfa olarak alınırken, “0” dışında kalan “kabul edilebilir” skorlar Bravo olarak kaydedilir. Charlie ve Delta skorları “kabul edilemez” skorlardır.

Klinik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan bir diğer sistem de 1973 yılında California Dental Association’ın (CDA) geliştirdiği sistemdir (Tablo 4.7). Bu sistemde klinik kalite iki temel kategoride incelenir: ‘klinik olarak kabul edilebilir’

yada ‘kabul edilemez’. Her iki temel grupta ikişer alt grup içererek hekimin ağızdaki mevcut restorasyonları değerlendirmesi sağlanmış olur (14).

Değerlendirme sistemleri ve kriterler, operasyonel yaklaşımlara bağlıdır. Herbir değer operasyonel açıdan bir anlamı vardır. Victor, mümkün olan en kısa sürede restorasyonun değiştirilmesi gerektiğini ifade eder. Tango değeri, koruyucu sebeplerle restorasyonun yakın bir dönemde değiştirilmesi ya da yetersizliklerin tedavi edilmesi gerektiğini belirtir; Sierra değeri ideal şartlardan sapmalar bulunduğu ve dikkatli olunması gerektiğini belirtir. Bu sistem kullanılarak, bir restorasyon için 3 ayrı değer elde edilir; yüzey ve renk, anatomik form ve marjinal bütünlük. Marjinal bütünlük genellikle restorasyonun değiştirilmesi gerekip gerekmediğini belirleyen değerdir (14).

Tablo 4.6. Klinik değerlendirmede kullanılan Modifiye USPHS - Ryge kriterleri

Kategori	Skor		Açıklama
	(+)	(-)	
Anatomik form	0		Restorasyon diş anatomisine uyumlu
	1		Konturları hafif eksik yada hafif taşkın konturlu; marjinleri hafif eksik, kontak hafif açık, okluzal yükseklik lokal olarak azalmış
		2	Eksik konturlu, dentin yada kaide açıkta, kontak hatalı, kendi kendine düzelemez, okluzal yükseklik azalmış, okluzal etkilenmiş
		3	Restorasyon eksik yada travmatik okluzyon, restorasyon dişte veya komşu dokularda ağrıya sebep oluyor
Marjinal adaptasyon	0		Restorasyon mevcut anatomik forma uygun, sond takılmıyor
	1		Sond takılıyor, ancak sondun gidebileceği kadar açıklık yok
	2		Marjinde mine açıkta
		3	Marjinde bariz açıklık var; dentin ve kaide açıkta
		4	Restorasyon mobil, kırık veya eksik
Renk uyumu	0		Çok iyi, hemen hemen ayırt edilemiyor
	1		İyi

	2		Hafif değişiklik var, gölge yada translusensi var
		3	Bariz bir değişiklik var
		4	Renk çok fazla değişmiş
Marjinal renkleşme	0		Renkleşme yok
	1		Hafif boyanmış, cila ile uzaklaştırılabilir
	2		Bariz boyanmış, cila ile uzaklaştırılmaz
		3	Çok boyanmış
Sekonder çürük	0		Restorasyon marjinde çürük belirtisi yok
		1	Restorasyon marjini boyunca çürük mevcut
Yüzey pürüzlülüğü	0		Düzgün yüzey
	1		Hafif düzensiz ve pürüzlü yüzey
	2		Pürüzlü yüzey, tekrar düzeltilemez
		3	Yüzeyde derin çentikler ve düzensiz oluklar mevcut

Tablo 4.7. CDA klinik değerlendirme kriterleri

Kategori	Değerlendirme
	KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEBİLİR
Romeo (R)	Klinik kalite ve profesyonel performans mükemmel
Sierra (S)	Klinik kalite kabul edilebilir
	KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEMEZ
Tango (T)	Restorasyonun tekrarlanması, değiştirilmesi ya da düzeltilmesi gerekmekte, ilerki dönemde hastanın dental sağlığına ve çiğneme sistemine zararlı etkileri olabilir.
Victor (V)	Restorasyonun derhal değiştirilmesi gerek, çünkü hasar vermeye başlamış ya da ciddi yetersizlikler mevcut

Kemik kaybı kontrolü de restorasyonun uzun dönem başarı için kontrol edilmesi gereken bir unsurdur (188). Bunun için hem sondlama derinliğine bakılmalı hem de radyografik bulgularla bu klinik inceleme desteklenmelidir.

4.7. İnley/Onley Restorasyonlarının Klinik ve In Vitro Başarısı

Bağlantı direncinin değerlendirildiği makaslama test metodu kullanılarak gerçekleştirilen birçok çalışma Tablo 4.8’de gösterilmiştir. Farklı seramik materyalleri ile yapılan inley ve onley restorasyonlarının klinik takipleri Tablo 4.9’da gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Literatürde makaslama test metodu ile bağlantı direncini değerlendiren çalışmalar

Araştırmacı	Restorasyon Materyali	Yapıştırma Simanı	Yaşlandırma İşlemi	Sonuç
Claudia Holderegger ve ark 2008	• Akrilik çubuklar	• RelyX Unicem • RelyX ARC • Multilink • Panavia 21	• 1500 ısısal çevrim • 24 saat suda bekletme	• Termosiditüs rezin simanların tamamını etkiliyor. • En az etkilenen RelyX Unicem olmasına rağmen en düşük bağlantı kuvvetini gösteriyor.
Muhittin Toman ve ark 2008	• IPS Empress II	• Variolink 2/Excite DSC (total-etch) Clearfil Esthetic Cement/ED Primer II (self-etch)	• 5000 ısısal çevrim	• Total asitleme yöntemiyle uygulanan adeziv siman, self asitleme ile uygulanan rezin simandan daha bağarlı bulunmuş.
Andree Piwowarczyk ve ark 2004	• Yüksek altın alaşımılı dökümler • Procera AllCeram • IPS Empress • IPS Empress 2	• Fleck'i çinko fosfat siman • Fuji I ve Ketac-Cem cam iyonomer siman • Fuji Plus, Fuji Cem, RelyX luting rezin modifiye cam iyonomer siman • RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute rezin siman • RelyX Unicem self adeziv rezin siman	• 30 dakika suda bekletme • 14 gün suda bekletme ve 1000 ısısal çevrim	• 14 gün suda bekletme ve 1000 ısısal çevrim işleminden sonra sadece self adeziv rezin siman (RelyX Unicem) ve Panavia F ile Compolute kuvvetli bağlanma göstermişlerdir. • 14 gün suda bekletme ve 1000 ısısal çevrim işleminden sonra çinko fosfat, cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar en düşük bağlanma kuvvetini göstermiştir .
Roland Frankenberger 2008	• IPS Empress	• Prime&Bond NT + Calibra • XP BOND + Calibra • Syntac + Variolink II • Multilink Primer + AdheseSE + Variolink II • ED Primer + Panavia F 2.0 • RelyX Unicem • Maxcem (MC)	• 2500 ısısal çevrim	• Total etch sistemlerde kullanılan rezin kompozit yapıştırıcıların tamamı daha fazla bağlanma kuvveti göstermiş.

Kohji Kamada, 1998	• Cerec 2	• Super-Bond C&B • Panavia 21 • Clapal • Vita Cerec Duo Cement	• 20,000 ısısal çevirim	• Fosforik asitle asitlemeyi takiben sılan uygulanmasıyla en iyi bağlanıt kuvvetleri elde edilmiştir.
Jatyr Pisani-Proença ve ark 2006	• IPS Empress 2	• RelyX Unicem • Multilink • Panavia F	• 5000 ısısal çevirim	• Hidroflorik asit ve sılan uygulandıktan sonra RelyX Unicem (9.66 MPa), Multilink (6.26 MPa) ve Panavia F (7.46 MPa) şeklinde bağlanma kuvveti gösteriyor. • Hidroflorik asit ve sılan uygulandıktan sonra bağlanıt kuvvetleri RelyX Unicem (18.86 MPa), Multilink (17.46 MPa) ve Panavia F (15.76 MPa) bulunmuş. • ısısal çevirim esnasında kopmalar sadece sılan uygulanmayan seramik yüzeylerinde görülmüş.
Andree Piwowarczyka ve ark 2007		• PermaCem kompozit yapıştırıcı • RelyX • ARC • Panavia F • Variolink II • Nexus 2 • Calibra • RelyX Unicem self adeziv yapıştırıcı	• 37 C°'de 150 gün suda bekletme • 37 C°'de 150 gün suda bekletme ve 37,500 kere ısısal çevirim işlemi (time 12)	• Variolink II en yüksek bağlanma kuvveti (9.9±4.5MPa), • ısısal çevirim uygulanmayan numunelerde daha kuvvetli bağlanma. • Işık ile polimerizasyon (6.5±5.1MPa) ışık kullanılmayan polimerizasyondan (4.3±3.3MPa) daha fazla bağlanma kuvveti göstermiş. • Işık uygulanması ve ısısal çevirim uygulanması ayrı ayrı birimleriyle kıyaslandığında anlamlı farklılıklar görülmüş.
Claudia Mazzitella, 2008	• Aelite All Purpose Body kompozit	• Rely X Unicem • G-Cem • Multilink Sprint • Bis-Cem • Calibra (total-etich sistem)	• 37 C°'de 30 gün suda bekletme	• Calibranın bağlanma kuvveti pulpal basınç uygulandıktan sonra düşmü, • Rely X Unicem ve Bis-Cem pulpal basınç varlığında iyi bağlanma gösterdiler. • Multilink Sprint ve G-Cem pulpal basınç olmadıkça olmasada benzer sonuçlar vermiştir.

Tablo 4.9. Farklı seramiklerle yapılan inley/onley restorasyonlarının klinik değerlendirilmesi

Araştırmacı	Restorasyon Materyali	Restorasyon Sayısı ve Yapıtıcı Siman	Takip Süresi	Restorasyon Başarısı
Kramer ve ark 2006	IPS Empress	94 inley EBS Multi+Compolute (3M ESPE) ve Synlac+Variolink II	4 yıl	% 4 başarısızlık
Kramer ve ark 2005	IPS Empress	96 inley-onley	8 yıl	%8 başarısızlık
Van Dijken J. W. ve ark 2003	IPS Empress	79 class II Fuji Plus (rezin modifiye cam iyonomer) ve Panavia 21 (rezin kompozit)	5 yıl	2 küçük kırık 1 kök çürüğü 4 kabul edilemez renk uyumu 4 siman çözünmesi
				Rezin modifiye cam iyonomer siman ile rezin kompozit yapıştırıcı siman arasında anlamlı bir farklılık bulunmamış.
Gernalmaz ve ark 2001	Ducera LFC	45 inley Variolink, Enforce ve Geristore (Poliakrilik asit modifiye cam iyonomer siman)	1 yıl	7 kırık 3 sekonder çürük 1 ileri derecede marjinal renklenme
Thonemann ve ark. 1997	IPS Empress	51 inley / Variolink yüksek visküz	2 yıl	%100 başarı

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması in vitro ve in vivo olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. In vivo çalışmada; aşırı madde kayıplı dişlere uygulanan, ısı ile basılan tam seramik sistem IPS Empress II inley ve onley restorasyonların yapılacağı dişler Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda tedavi gören aşırı madde kayıplı dişleri olan hastalardan seçildi. In vitro çalışmada; seramik blokların hazırlanması, Optimal Diş ve Protez Laboratuvarında; dişlerin hazırlanarak seramik blokların simantasyonu ve ısıl çevirim işlemi, M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğinde; makaslama testi uygulamaları, M.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Metal Eğitimi Bölümü Polimer Test Laboratuvarında; stereo mikroskop incelemeleri ise M.Ü. Mühendislik Fakültesi Metalurji Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında yapılmıştır.

IN VITRO ÇALIŞMA

5.1. Gereç

5.1.1. Dişlerin hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Panacryl (Arma, İstanbul, Türkiye) soğuk akrilik
- Frez (Komet, Lemgo, Germany)
- Kavo 625 DBN aerotor (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Germany)
- Silikon ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Italy)
- 400 ve 600 numaralı silikon karbit su geçirmez zımpara
- Ultrasonik temizleyici (Ultrasonic Cleaner Bersonic, Ultrasonic, GmbH, Germany)

5.1.2. IPS Empress II blokların hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Geo Wax Wire (Renfert, Hilzingen, Germany) tij mumu
- Empress II Speed (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman
- Amann Girbachh Smart Mix (Dürrenweg, Germany) alçı ve revetman karıştırıcı

- Emmevi Furn De 2 (Badia Polonise, Italy) ön ısıtma fırını
- IPS Empress II İngot (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) önceden basılmış porselen çekirdeği
- ALOx (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston
- Programat EP 600 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen basma fırını
- Toptec 4 (Bego, Bremen, Germany) kumlama makinası
- Perlablast 125 (Bego, Bremen, Germany) alüminyum oksit kumu
- Invex Liquid (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman likidi
- Korox 110 (Bego, Bremen, Germany) alüminyum oksit kumu
- Ultrasonik temizleyici (Ultrasonic Cleaner Bersonic, Ultrasonic, GmbH, Germany)

5.1.3. IPS e.max blokların hazırlanmasında kullanılan gereçler

- Geo Wax Wire (Renfert, Hilzingen, Germany) tij mumu
- IPS e.max döküm halka sistemi ve silikon halka (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- IPS PressVEST Speed revetman materyali (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- Amann Girbachh Smart Mix (Dürrenweg, Germany) alçı ve revetman karıştırıcı
- Emmevi Furn De 2 (Badia Polonise, Italy) ön ısıtma fırını
- IPS e.max Press Ingot LT (Low Translucency) ingot (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- ALOx (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston
- IPS e.max Alox separator (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston ayırıcı
- Programat EP 600 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen basma fırını
- Toptec 4 (Bego, Bremen, Germany) kumlama makinası
- Perlablast 125 (Bego, Bremen, Germany) alüminyum oksit kumu
- Invex Liquid (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman likidi
- Korox 110 (Bego, Bremen, Germany) alüminyum oksit kumu
- Ultrasonik temizleyici (Ultrasonic Cleaner Bersonic, Ultrasonic, GmbH, Germany)

5.1.4. Seramik blokların dentin dokusuna yapıştırılmasında kullanılan gereçler

- IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen asitleme jeli
- Variolink II rezin siman seti (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
- Bifix QM Universal rezin siman seti (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany)
- Choice Esthetic rezin siman seti (BISCO, Inc. Schaumburg, USA)
- Multilink rezin siman seti (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
- G-Cem self adeziv rezin siman (GC Corporation, Tokyo, Japan)
- BisCem self adeziv rezin siman (BISCO, Inc. Schaumburg, USA)
- Futura Bond DC self-etch adeziv (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany)
- Deneysel amaçlı üretilmiş self adeziv rezin siman (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany)
- Işıklı polimerizasyon cihazı, Bluephase C5 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

5.1.5. Isısal çevirim

- Isısal çevirim cihazı (ALPHA THERMOCYCLING) İMES sanayi sitesi (Dudullu, Ümraniye, İSTANBUL)’nde Gürol Özyöney ve makina mühendisi Yalçın Hocaoğlu tarafından imal edilmiştir.

5.1.6. Makaslama testleri

- Üniversal test cihazı, Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Germany)

5.1.7. Stereo mikroskop

- Leica Stereo mikroskop

5.1.8. İstatistiksel analiz

- İstatistiksel analizler SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Sciences version 10.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois)

5.2. Yöntem

IPS Empress II ve IPS e.max seramik restorasyonların 8 farklı kompozit rezin siman ile dentine olan bağlanma direncinin makaslama kuvvetine olan dayanıklılığının in vitro olarak incelenmesini konu alan çalışmada sırasıyla doğal dişlerin toplanması, dişlerin hazırlanması, IPS Empress II ve IPS e.max seramik blokların laboratuvarda hazırlanması, seramik blokların rezin simanlarla dentin dokusuna yapıştırılması, ısısal çevirim işlemi uygulanması, makaslama testinin uygulanması, stereo mikroskop incelemesinin yapılması ve sonuçların istatistiksel analizinin yapılması aşamalarıyla gerçekleştirilmiştir.

5.2.1. Doğal dişlerin toplanması

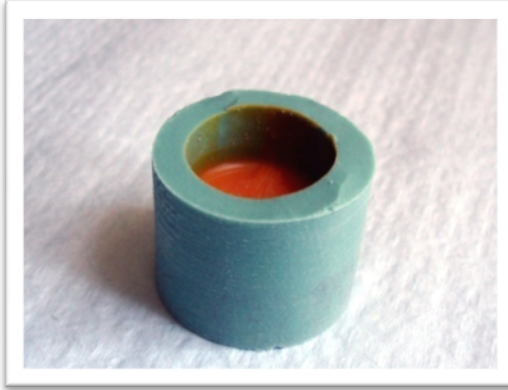
Çalışmada son 3 ay içinde 18-40 yaşları arasında hastalardan çekilen üst ve alt üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır. Üzerinde herhangi bir defekt görülmeyen, çürük lezyonu ve restorasyonu görülmeyen 160 adet diş seçilmiştir. Dişler, üzerlerindeki birikintiler temizlendikten sonra distile su içerisinde saklanmışlardır.

5.2.2. Dişlerin hazırlanması

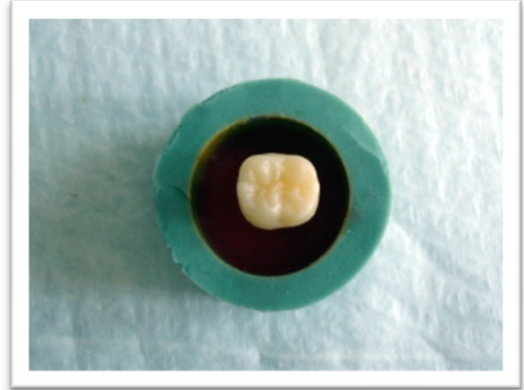
Dişlerin simantasyon işlemine homojen bir şekilde hazırlanması için 2 cm çapında silikon bir kalıp hazırlandı (Zetaplus, Zhermack, Italy) (Resim 5.1). Dişler bu kalıp içinde servikal seviyeleri 2 mm yukarıda kalacak şekilde yerleştirilip (Resim 5.2 – 5.3) daha sonra da otopolimerize akrile (Panacryl, Arma, İstanbul, Türkiye) (Resim 5.4) gömülmüştür. Kalıptan çıkartılan 160 adet diş üzerindeki akrilik artıkları temizlendikten sonra (Resim 5.5), her grupta 10 diş olan 16 gruba rastgele ayrılmışlardır (Resim 5.6). Çalışmada yer alan seramik materyalleri ve rezin simanlar şekil 5.1’de gösterilmiştir.

Şekil 5.1. Çalışmada yer alan seramik materyalleri ve rezin siman grupları





Resim 5.1 Silikon kalıp



Resim 5.2 Dişin silikon kalıp içine yerleştirilmesi (okluzal görüntü)



Resim 5.3 Dişin silikon kalıp içinde yerleştirilmesi (b)



Resim 5.4 Dişin akrilik ile fiks edilmesi



Resim 5.5 Dişin akrilik içine alınması



Resim 5.6 Dişlerin 10'arlı gruplara ayrılması

Tüm dişlerin oklüzal yüzeyleri hava su soğutması altında yüksek devirde 12 numaralı elmas fissür frez (Komet, Lemgo, Almanya) kullanılarak mine sement sınırının 2 mm üzerinde kalacak şekilde aşındırılmıştır (Resim 5.7). Her 5 dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir. Bütün dişlerde homojen bir yüzey elde edebilmek için kesilen diş yüzeyleri önce 400 daha sonra da 600 numaralı silikon karbid zımparalarla sulu bir ortamda sürekli aynı yönde hareket ettirilerek zımparalanmıştır. Artıkların uzaklaştırılması için daha sonra dişler 10'ar dakika ultrasonik banyoda bekletilmişlerdir.



Resim 5.7 Dişlerin mine-sement sınırının 2 mm üzerine kadar aşındırılması

5.2.3. IPS Empress II ve IPS e.max örneklerin hazırlanması

Tam seramik örneklerin hazırlanması için ilk önce test düzeneği tasarlandı. Örneklerin test yüzeyini oluşturacak dairesel alanın çapı 4.1 mm olarak yüksekliği 7.2 mm olarak belirlendi. 4.2 mm kalınlığındaki mavi tij mumu (Geo Wax Wire, Renfert, Hilzingen, Germany) 7.3 mm'lik uzunluklarda keskin bir bisturi yardımıyla kesilerek silindirik numunelerin hazırlanmasında kullanıldı (Resim 5.8). Daha sonra silindirik numunelerin boyutları kontrol edildi. Bu işlemten sonra tijleme safhasına geçildi. 10 mm uzunluğunda 3 mm kalınlığında mavi tij mumları (Geo Wax Wire, Renfert, Hilzingen, Germany) daha önceden hazırlanan silindirik mumlarla birleştirildi (Resim 5.9). 8 adet silindirik modelaj bir manşet plastiğine tutturuldu ve tij uzunluğunun minimum 3 mm maksimum da 8 mm olmasına dikkat edildi (Resim

5.10 ve Resim 5.11). Manşet hazırlanması işleminde üretici firmanın silikon halka (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) sistemi kullanılmıştır (Resm 5.12).

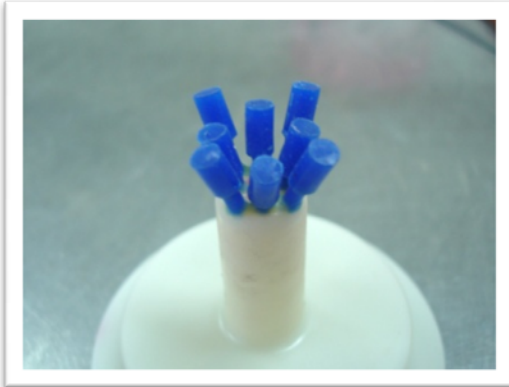


Resim 5.8 Silindirik numunelerin hazırlanmasında kullanılan tij mumu



Resim 5.9 Numunelerin tijlenmesi

Revetman olarak uygulanan tam seramik ingotlara özel revetmanlar firma talimatlarına göre büyük manşet için 27 ml su, 27 ml revetman likidi ve 200gr'lık bir paket revetmanın vakumlu karıştırıcıda (Amann Girbachh Smart Mix, Dürrenweg, Germany) 60 saniye karıştırılması ile hazırlandı.



Resim 5.10 Modelajların manşet plastiğine açılı olarak tutturulması



Resim 5.11 Modelajların manşet plastiğine tutturulması

Hazırlanan revetman önce restorasyon iç sahasında hava kabarcığı bırakmadan vibrasyon cihazı üzerinde tüm manşete dolduruldu (Resim 5.13 ve Resim 5.14) ve manşetin plastik kapağı kapatılarak taşan revetman temizlendi (Resim 5.15).

Revetman 30 dakika oda sıcaklığında sertleşmeye bırakıldı. Bu sürenin sonunda manşetin her iki tarafındaki kapaklar ve silikon halka çıkartılarak ön ısıtma fırınına (Emmevi Furn De 2, Badia Polonise, Italy) yerleştirilip, dakikada 5 C° ısı artışı ile 250C°'ye yükseltildi. Bu sıcaklıkta 30 dakika bekletildikten sonra, sıcaklık 850 C°'ye çıkartılıp, bu sıcaklıkta 60 dakika bekletildi (Resim 5.16 ve Resim 5.17). Ön ısıtma fırınının içinde, uçan oksitlerin birbirinden etkilenmemesi amacıyla başka bir revetmanın olmamasına dikkat edildi.



Resim 5.12 Silikon halka sistemi



Resim 5.13 Revetmanın vibratör üzerinde dökülmesi (a)



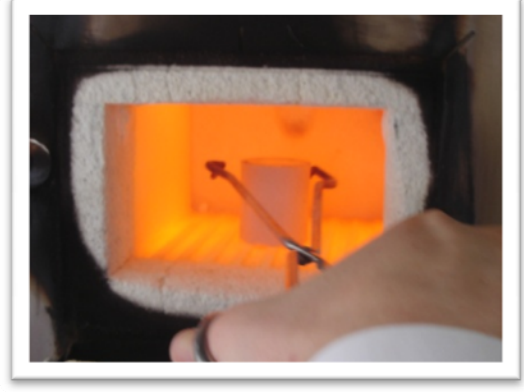
Resim 5.14 Revetmanın vibratör üzerinde dökülmesi (b)



Resim 5.15 Kapağın kapatılıp artıkların temizlenmesi



Resim 5.16 Halkanın ve kapakların çıkarılması

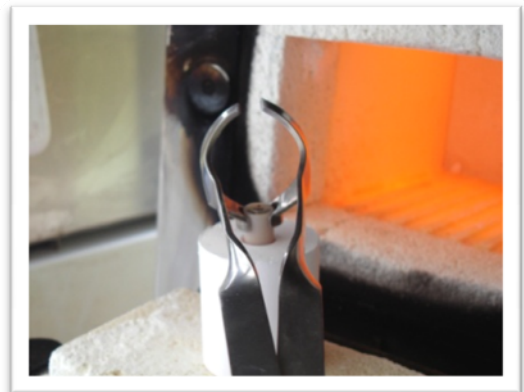


Resim 5.17 Manşetin fırına yerleştirilmesi

Ön ısıtma işleminin tamamlanmasından sonra manşetlerin içlerine tam seramik çiftli ingotlardan (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) bir tane yerleştirilerek üzerlerine “ALOX” (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston konuldu (Resim 5.18-20). Pistonun tam seramik materyalinden kolay ayrılabilmesi için tam seramikle temasta olacağı uç kısmına Alox seperator (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston ayırıcı toz sürüldü. Hazırlanan manşet önceden 700 C°’ye yükseltilmiş EP 600 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen basma fırınına yerleştirildi. Daha sonra fırın ısısı 920 C°’ye çıkartılıp çekirdeğin visköz akma özelliğine kavuşması sağlandı ve presleme işlemine üretici firmanın talimatlarına göre devam edildi (Resim 5.21).



Resim 5.18 Manşetin fırından çıkartılması



Resim 5.19 Manşetin içine çiftli ingot yerleştirilmesi



Resim 5.20 Manşete ALOx alüminyum oksit itici pistonun yerleştirilmesi



Resim 5.21 Manşetin porselen fırınına yerleştirilmesi

Presleme işlemi tamamlandıktan sonra manşet fırından çıkartılıp, oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Manşet soğuduktan sonra revetmanlar dikkatlice kırıldı.

Seramik örneklerini revetmandan temizlemek için önce kumlama makinasında (Toptec 4, Bego, Bremen, Almanya) 4 bar basınç altında ‘Perlablast 125’ (Bego, Bremen, Almanya) alüminyum oksit ile kumlandı. Porselen silindirlerin yüzeyleri açığa çıktıktan sonra ise tamamen temizlenene kadar örneklere 2 bar basıncında kumlama işlemi yapıldı (Resim 5.22).

Silindirik seramik örneklerin kanalları elmas separe disk ile kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 5.23 ve Resim 5.24). Porselen yüzeyinde oluşan reaksiyon yüzeylerinin kaldırılması için seramik örnekler “Invex liquid” (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) içerisine batırılarak, 15 dakika bekletildi (Resim 5.25). Ardından durulanan örnekler 1 bar basınç altında 100 μm ’luk alüminyum oksit kumu (Perlablast 100, Bego, Bremen, Almanya) ile kumlanarak hiçbir artık kalmayacak şekilde temizlendi (Resim 5.26 ve Resim 5.27). Tij mumunun geldiği bölgelerdeki düzensizlikler yeşil renkteki porselen aşındırıcı disklerle sabit hızda ve dikkatlice temizlendikten sonra bütün yüzeylere Topstar Z3 (Bego, Bremen, Almanya) kumlama cihazında 50 μm ’lik alüminyum oksit kumu (Korox, Bego, Bremen, Almanya) ile 2 atm basınç altında kumlama işlemi yapılarak yapıştırma işlemlerine hazır hale getirildi (Resim 5.28-31).



Resim 5.22 Revetmanın temizlenmesi sonrası görünüm



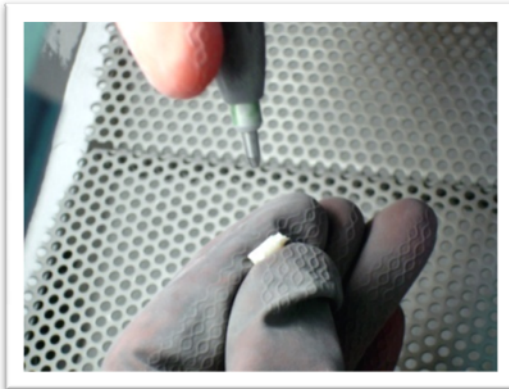
Resim 5.23 Numunelerin elmas separe ile kesilmesi



Resim 5.24 Kesilmiş numuneler



Resim 5.25 Invex liquid



Resim 5.26 Kumlama işlemi



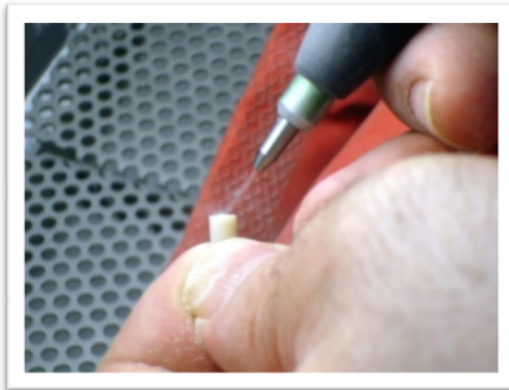
Resim 5.27 Kumlama işlemi sonrası görünüm



Resim 5.28 Düzensizliklerin kaldırılması (a)



Resim 5.29 Düzensizliklerin kaldırılması (b)



Resim 5.30 Son kumlama işlemi



Resim 5.31 Hazırlanmış numuneler

5.2.4. Makaslama testi uygulanacak örneklerin simantasyon işlemi

80 adet IPS Empress II ve 80 adet IPS e.max seramik silindirler 10'arlı 8 alt gruba ayrıldıktan sonra farklı 3 özellikteki 8 farklı rezin siman ile dentin yüzeylerine firma talimatlarına uyularak simante edildiler. Bütün silindirik seramiklerin yapışma yüzeylerine %5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) 20 saniye süreyle uygulandı (Resim 5.32 ve Resim 5.33). 20 saniye süreyle hava-su spreyi ile durulandı ve kurutuldu.



Resim 5.32 Kullanılan seramik asidi



Resim 5.33 Hidroflorik asit uygulaması

5.2.4.1. Çalışmada kullanılan rezin simanlar, bağlayıcı ajanlar, asitler ve içerikleri

Çalışmada kullanılan rezin simanlar bağlayıcı ajanlarının mekanizmalarına göre 3'e ayrıldı. Total-etch, self-etch ve self adeziv bağlayıcı sistemlerle rezin simanların dentin dokusuna bağlanmaları sağlandı. Çalışmada kullanılan rezin simanlar, bağlayıcı ajanları ve içerikleri Tablo 5.1 ve Resim 5.34-42'lerde gösterilmiştir.



Resim 5.34 Variolink II profesyonel yapıştırma seti



Resim 5.35 Bifix QM ve Solobond Plus yapıştırma seti

Tablo 5.1. Çalışmada yer alan rezin simanlar ve içerikleri

Adezyon	Marka / Firma	Serleşme	Asit	Bağlayıcı sistem ve içeriği		Rezin yapıştırıcı ve içeriği	Resim
Total-etch	Variolink 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	Dual-cure	%37'lik fosforik asit (Uniech)	Syntac primer	Maleik asit Polietilen glikol dimetakrilat Sulandırılmış solusiyonda keton	Variolink 2 baz ve katalizör	Resim 5.34
				Syntac adeziv	Polietilen glikol dimetakrilat Sulandırılmış solusiyonda gliteraldehid		
				Heliobond	%60 Bis-GMA %-40 Trietilen glikol dimetakrilat		
				Monobond-S	%1.3 Metakriloksi propil-trimetoksisilan %-99'u asetik asit içeren su/etanol solusiyonu		
	Bifix QM (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany)	Dual-cure	%34,5'lik fosforik asit (Vococid)	Solobond Plus primer	Maleik asit HEMA Polifonksiyonel monomerler Sodyum florid Su Aseton	Bifix QM baz ve katalizör	Resim 5.35
				Solobond Plus adeziv	Polifonksiyonel monomerler Başlangıçlar Hidrofilik metakrilatlar (HEMA) Aseton		

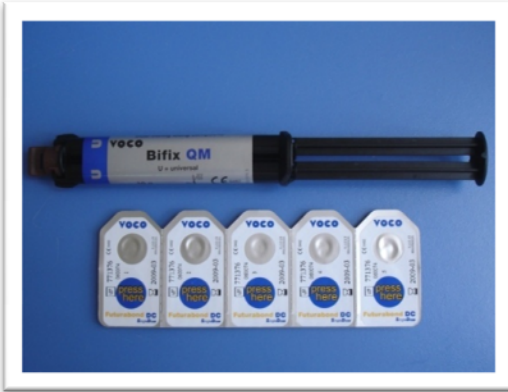
Self-a-deziv						
Deuysel Self Adeziv (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany)	Self-cure	Yok	Yok	Firma bilgisi gönderilmemiştir		Resim 5.39
G-Cem (GC Corporation, Tokyo, Japan)	Self-cure	Yok	Yok	G-Cem baz ve katalizör	UDMA Phosphoric asit ester monomeri 4-META Su Dimetakrilatlar Silika tozu Başlatıcı Sabitleyici Floro-alumina silikat cam	Resim 5.40 Resim 5.41
Bis-Cem (BISCO, Inc. Schaumburg, USA)	Self-cure	Yok	Yok	Bis-Cem baz ve katalizör	Bis-HEMA Fosfat (%10-30) Tetraetlen glükol dimetakrilat (%10-30) Cam partikülleri (%40-70)	Resim 5.42



Resim 5.36 Choice ve One Step Plus yapıştırma seti



Resim 5.37 Multilink yapıştırma seti



Resim 5.38 Bifix QM Universal ve Futurabond DC resin siman seti



Resim 5.39 VOCO deneysel self-adeziv rezin yapıştırıcı



Resim 5.40 G-CEM self-adeziv yapıştırıcı kapsülleri



Resim 5.41 G-CEM self-adeziv yapıştırıcı tabancası



Resim 5.42 BisCem self-adeziv rezin siman

5.2.4.2. Çalışmada kullanılan seramik numunelerin dentin dokusuna simantasyonu

Çalışmamızda kullanılan 8 farklı rezin siman ve bağlayıcı ajanlarının uygulama işlemi üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Yapıştırma esnasında uygulanacak sabit kuvvet için 5 kg kuvvet uygulanabilecek düzenek hazırlandı. Polimerizasyonlar aynı polimerizasyon cihazıyla yapıldı.

5.2.4.2.A. Seramik numunelerin Variolink II ve Heliobond ile dentin dokusuna simantasyonu

- 15 saniye süreyle dentin dokusu %37'lik fosforik asitle asitlendi.
- Asitlemeyi takiben dentin dokusu basınçlı su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.
- Syntac Primer 15 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltildi.
- Syntac Adeziv 10 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltildi.
- Heliobond dentin dokusuna fırça ile uygulandı ve 15 saniye beklendi.
- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine Monobond-S uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Heliobond monobond-S sürülmüş seramik yüzeyine fırça yardımıyla uygulandı.

- Variolink II baz ve katalizör karıştırılarak dentin dokusu ve seramik yüzeyine sürüldü.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar pamuk paletler yardımıyla temizlendi ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi için “Liquid Strip” uygulandı.
- Seramik bloğun her tarafından 40 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.4.2.B. Seramik numunelerin Bifix QM Universal ve Solobond Plus ile dentin dokusuna simantasyonu

- 15 saniye süreyle dentin dokusu %37’lik fosforik asitle (Vococid) asitlendi.
- Asitlemeyi takiben dentin dokusu basınçlı su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.
- Solobond Plus Primer 30 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltildi.
- Solobond Plus Adeziv 15 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltildi.
- 20 sn süreyle Bluphase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.
- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine seramik bonding’i (Ceramic Bond) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Karıştırıcı uç çift pistonlu Bifix QM universal üzerine takılıp karıştırılarak dentin dokusu ve seramik yüzeyine sürüldü.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar pamuk paletler yardımıyla temizlendi ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi için hava geçirmeyen bir jel uygulandı.
- Seramik bloğun her tarafından 40 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.4.2.C. Seramik numunelerin Choice ve One Step Plus ile dentin dokusuna simantasyonu

- 15 saniye süreyle dentin dokusu %32’lik fosforik asitle (Uni-Etch) asitlendi.

- Asitlemeyi takiben dentin dokusu basınçlı su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.
- One Step bonding ajanı 30 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltilti. Bu işlem ikinci defa tekrarlandı.
- 10 sn süreyle Bluphase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.
- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine Bisco’nun porselen primeri uygulandı ve 30 saniye beklendi. Bu işlem ikinci defa tekrarlandı. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Porselen primeri uygulanmış seramik yüzeyine bir kat One Step bonding ajanı uygulandı ancak ışıkla polimerizasyon yapılmadı.
- Choice rezin sementi ve pasta şeklinde olan katalizör 1:1 oranında karıştırılarak seramik ve dentin yüzeyine uygulandı.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Seramik bloğun her tarafından 40 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.4.2.D. Seramik numunelerin Multilink ve Primer A+B ile dentin dokusuna simantasyonu

- Multilink Primer A ve Primer B den 1:1 oranında karıştırılarak 15 saniye boyunca fırça ile uygulandı ve daha sonra hava ile seyreltilti. Self cure olduğu için ışıkla polimerize etmeye gerek kalmadı.
- Multilink rezin simanı 1:1 oranında karıştırılarak hem dentin hem de seramik yüzeyine uygulandı.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar pamuk paletler yardımıyla temizlendi ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi için “Liquid Strip” uygulandı.

5.2.4.2.E. Seramik numunelerin Bifix QM Universal ve Futurabond DC ile dentin dokusuna Simantasyonu

- Futurabond DC’nin arka kısmına bastırılarak buradaki primerin uca akması ve diğer primerle karışması sağlandı. Pamuk paletler sayesinde dentin dokusuna 20 saniye süreyle uygulandı ve 5 saniye hava ile inceltildi.

- Adezive 10 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyonu sağlandı.
- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine seramik bonding'i (Ceramic Bond) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Karıştırıcı uç, çift pistonlu Bifix QM universal üzerine takılıp karıştırılarak dentin dokusu ve seramik yüzeyine sürüldü.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar pamuk paletler yardımıyla temizlendi ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi için hava geçirmeyen bir jel uygulandı.
- Seramik bloğun her tarafından 40 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.4.2.F. Seramik numunelerin deneysel amaçlı üretilen Voco Self-adeziv ile dentin dokusuna simantasyonu

- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine seramik bonding'i (Ceramic Bond) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Karıştırıcı uç, çift pistonlu Voco Self-Adeziv rezin siman üzerine takılıp, karıştırılarak dentin dokusu ve seramik yüzeyine rezin siman uygulandı.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar 2-3 saniye polimerizasyon cihazı ile ışık tutulmasından sonra keskin uçlu bir sond yardımıyla temizlendi.
- Seramik bloğun her tarafından 40 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda 600mw/cm² güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.4.2.G. Seramik numunelerin G-cem ile dentin dokusuna simantasyonu

- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine seramik bonding'i (Ceramic Bond) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Kapsülün içindeki tozun hareket etmesini sağlamak için önce kapsül biraz elde sallandı.

- Kapsülün arka kısmındaki çıkıntıya bastırılarak içeri doğru kaybolması sağlandı.
- Kapsül, amalgamatöre yerleştirildi ve 10 saniye karıştırıldı.
- Amalgamatörden alınan kapsül, G-Cem kapsül uygulayıcı tabancaya takıldı.
- Seramik bloğun ve dentin dokusunun üzerine yeteri kadar rezin siman uygulandı.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar 2-3 saniye polimerizasyon cihazı ile ışık tutulmasından sonra keskin uçlu bir sond yardımıyla temizlendi.
- Seramik bloğun her tarafından 10 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda $600\text{mw}/\text{cm}^2$ güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı. Self-cure polimerizasyon için 4 dakika beklenildi.

5.2.4.2.H. Seramik numunelerin Biscem ile dentin dokusuna simantasyonu

- Daha önceden hidroflorik asitle asitlenmiş seramik yüzeyine seramik bonding'i (Ceramic Bond) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı.
- Karıştırıcı uç, çift pistonlu Bifix Self-Adeziv dual-cure rezin siman üzerine takılıp, karıştırılarak dentin dokusu ve seramik yüzeyine rezin siman uygulandı.
- Seramik silindir diş dokusunun üzerine oturtularak 5kg ağırlık uygulandı.
- Taşan rezin simanlar 2-3 saniye polimerizasyon cihazı ile ışık tutulmasından sonra keskin uçlu bir sond yardımıyla temizlendi.
- Seramik bloğun her tarafından 30 sn süreyle Bluephase C5 ile 450nm dalga boyunda $600\text{mw}/\text{cm}^2$ güçte ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

5.2.5. Isısal çevirim işlemi uygulaması

Bütün örneklerle $5 \pm 2 \text{ C}^\circ$ - $55 \pm 2 \text{ C}^\circ$ arasında, 30 saniyelik daldırma süresi ve kaplar arasında transfer zamanı 3 saniye olacak şekilde 10000 defa ısısal çevirim uygulandı (Resim 5.43-47).



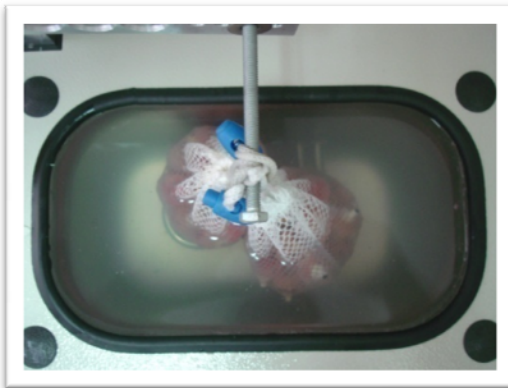
Resim 5.43 Gürol Özyöney ve Yalçın Hocaoglu tarafından imal edilen ısısal çevirim cihazının deneme safhaları



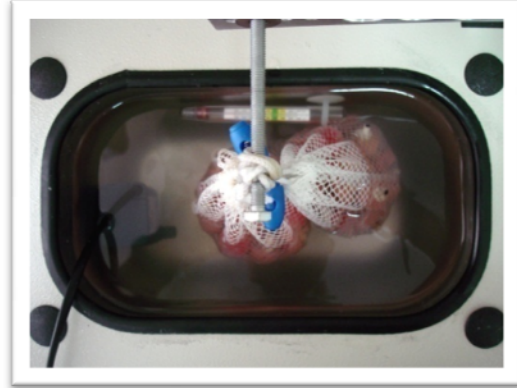
Resim 5.44 Isısal çevirim işlemi uygulanması



Resim 5.45 Cihazın zamanlayıcı, termometre ve sayıcı kumandası



Resim 5.46 Soğutma kabında ısısal çevirim uygulanması



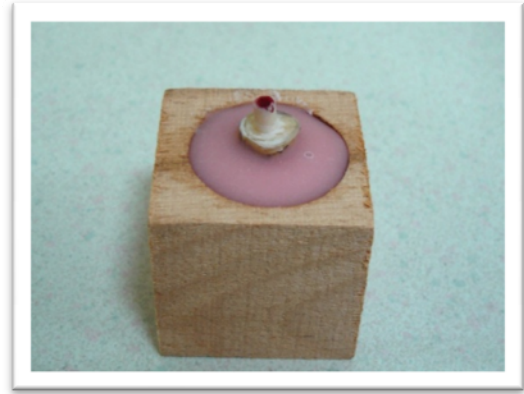
Resim 5.47 Isıtma kabında ısısal çevirim uygulanması

5.2.6. Makaslama testinin uygulanması

Hazırlanan numuneler, içleri 3 cm çapında boşaltılmış 4 X 4 X 4 cm'lik küp bloklara otopolimerize akrilik ile sabitlendi. L şeklindeki bir demir aparat dişe maksimum yaklaşacak şekilde, küp cihaza sabitlendi (Resim 5.48 ve Resim 5.49). Makaslama testleri Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Almanya) Üniversal test cihazında 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulandı. Test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlendi. Ayrılma gerçekleştiğinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durdurulup, sonuçlar MPa cinsinden bilgisayar tarafından hesaplandı. Test cihazında uygulanan testte değerler bilgisayara kayıt edildi (Resim 5.50 ve Resim 5.51).



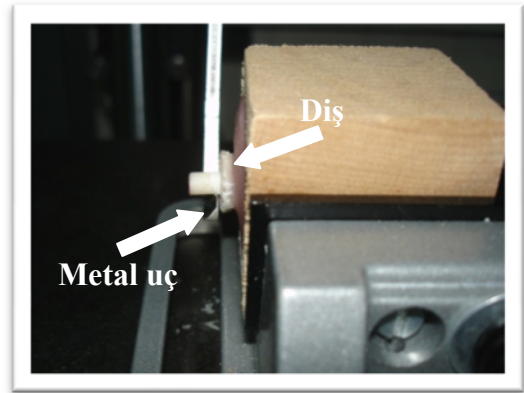
Resim 5.48 Ahşap blok



Resim 5.49 Ahşap bloğa sabitlenmiş dişin görünümü



Resim 5.50 Makaslama testinin uygulandığı düzenek



Resim 5.51 Metal ucun dişe yaklaşması

5.2.7. Stereo mikroskop incelemesi

Makaslama testi uygulanan seramik numunelerdeki ve dentin dokusundaki kopma yüzeylerinin incelenmesi için M.Ü. Mühendislik Fakültesi Metalurji Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında Stereo mikroskobunda X35, X50 ve X80 büyütmelemlerde görüntüler alınmıştır. Kopma tipleri;

Tip 1: Adeziv kopma (Rezin simanın dentin dokusundan veya seramikten kopması)

Tip 2: Koheziv kopma (Rezin simanın kendi içinden kopması)

Tip 3: Adeziv ve koheziv kopmanın birarada görüldüğü kopma (karma tip kopma) şeklinde kaydedilmiştir.

5.2.8. İstatistiksel analiz

In vitro çalışmada istatistiksel analizler SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Sciences version 10.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois) ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde, %95 lik güven aralığında değerlendirilmiştir.

IN VIVO ÇALIŞMA

Çalışmanın in vivo bölümünde kullanılacak gereçler ve uygulanacak yöntemler sırasıyla aşağıdaki gibidir.

5.3. Gereç

5.3.1. Klinik işlemler

- Komet inley preparasyon frezleri (no:959KR.314.018, 8959KR.314.018, 959KREF.314.018, 845KR.314.018, 8845KR.314.018, 845KREF.314.018, 845KR.314.025, 8845KR.314.025, 845KREF.314.025, 856EF.314.012 Komet, West One House, UK)
- Kavo 621 DBN (KaVo Dental GmbH, Riss, Germany) aerotor
- Ultrapak (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA) retraksiyon ipi
- Roeko (Lengenaull, Germany) retraksiyon likiti
- Zetaplus (Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy) C tipi silikon ölçü maddesi
- Indurent gel (Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy) C tipi silikon katalizörü
- Oranwash L (Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy) hassas ölçü maddesi
- Cavex (Haarlem, The Netherlands) pembe kapanış mumu
- TemDent (EDE, Germany) metil metakrilat reçine geçici restorasyon materyali
- PreVISION CEM (Heraeus Kulzer, USA) öjenol içermeyen geçici siman
- Clip (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) ışıkla sertleşen geçici dolgu maddesi
- Coltasol F (ColteneWhaledent AG, Ohio, USA) geçici dolgu maddesi

5.3.2. IPS Empress II restorasyonların hazırlanması

- Amann Girrbach (AlpenRock, Dürrenweg, Germany) sert model alçısı
- Amann Girrbach Smart Box (Dürrenweg, Germany) alçı-su oranı belirleyici
- Amann Girrbachh Smart Mix (Dürrenweg, Germany) alçı ve revetman karıştırıcı
- Amann Girrbach Giroform (Dürrenweg, Germany) güdüklü model sistemi
- Amann Girrbach Diacut Vario (Dürrenweg, Germany) alçı kesme sistemi
- Stumpflack (Bredent GmbH, Germany)

- ISO-Pro (Germany) lak
- Aldente (RealArt, Germany) beyaz modelaj mumu
- Geo Wax Wire (Renfert, Hilzingen, Germany) tij mumu
- IPS Empress II Speed (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman tozu
- Emmevi Furn De 2 (Badia Polonise, Italy) ön ısıtma fırını
- IPS Empress II Ingot (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) önceden basılmış porselen çekirdeği
- IPS Empress II Alox Seperator (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston ayırıcı
- ALOx (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston
- Programat EP 600 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen basma fırını
- DeLab Dental und Laboratau GmbH (Treffurt, Germany) alüminyum oksit kumlama cihazı
- IPS Empress II Speed Investment Liquid (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman likidi
- Korox (Bego, Bremen, Almanya) alüminyum oksit kumu
- Ultrasonic Cleaner Bersonic (Ultrasonic, GmbH, Germany) ultrasonik temizleyici
- IPS Empress Universal Glaze and shade (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress Universal Glaze and shade liquid (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

5.3.3. IPS Empress II restorasyonların simantasyonu

- IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porselen asitleme jeli
- Ceramic Bond (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) silan
- Ultrapak (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA) retraksiyon ipi
- Roeko (ColteneWhaledent AG, Ohio, USA) retraksiyon likiti
- Roeko Rubber Dam (ColteneWhaledent AG, Ohio, USA) izolasyon seti
- Vivastick (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) sirkolan mumu
- Vococid Gel (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) fosforik asit
- Solobond Plus Primer (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) primer
- Solobond Plus Adhesive (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) adeziv ajan
- Bifix QM Universal (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) rezin siman seti

- Liquid Strip (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) oksijen bariyeri
- Bluephase C5 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) LED polimerizasyon cihazı
- Astrapol (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cila frez seti

5.4. Yöntem

IPS Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) inley ve onley seramik restorasyonların kompozit rezin siman ile simantasyonu sonrasında 24 aylık klinik değerlendirmesini konu alan in vivo çalışmada sırasıyla hasta seçimi, dişlerin hazırlanması, laboratuvar işlemleri, simantasyon işlemi, klinik değerlendirme ve istatistiksel analizinin yapılması aşamalarıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışma için etik kurul izninin alınmasını takiben 64 hastaya 14 adet inley ve 64 adet onley restorasyonu Optimal Diş ve Protez Laboratuvarında bu konuda deneyimli **diş teknisyeni Aşkın Şahin** tarafından yapıldı. Toplam 78 adet IPS Empress II restorasyonu, Bifix Universal (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) dual-cure rezin siman kullanılarak M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde simante edildi. Yapılan restorasyonların 1. hafta, 6. ay, 12. ay ve 24. aylık klinik değerlendirilmesi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda modifiye USPHS (United States Personal Health Service) göre iki hekim tarafından skorda uzlaşma yöntemiyle yapıldı. Değerlendirmede ayrı skorlar verildiğinde uzlaşma yoluyla tek bir skor belirlendi. %85'lik bir uyumla klinikte elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS istatistik programı V10.0 kullanıldı.

5.4.1. Klinik İşlemler

5.4.1.1. Hasta Seçimi

Dişlerinde aşırı madde kaybı olan, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda tedavi gören 64 hasta

çalışmaya dahil edildi. Yaş ortalaması 31,95 (en küçük 16, en büyük 59) olan, 30'u kadın 34'ü erkek 64 hastaya 78 adet IPS Empress II seramik restorasyon yapıldı. Restorasyonların 14'ü inley, 64'ü onley restorasyonlardır. Tüm restorasyonlar, fonksiyonel veya estetik sebeplerle konservatif tedavi ihtiyacı olan veya mevcut restorasyonları periodontal, fonksiyonel veya estetik sebeplerle yenilenmesi gereken hastalara uygulandı. Hastaların yaşları, cinsiyetleri, uygulanan restorasyon tipi, uygulanan dişlerin numarası ve takip süreleri Tablo 5.2'de belirtilmiştir. Restorasyonların çeneler ve dişler arasındaki dağılımı, Tablo 5.3'de ve restorasyon sayılarının hastalara göre dağılımı Tablo 5.4.'de belirtilmiştir.

Tablo 5.2. Araştırmada yer alan hasta grubu

Hasta No	Restorasyon No	Yaş	Cinsiyet	Restorasyon tipi	Diş No	Takip süresi
1	1	40	Kadın	Onley	36	22
2	2	16	Erkek	Onley	36	24
	3			İnley	37	24
3	4	41	Erkek	Onley	36	24
4	5	30	Kadın	Onley	36	24
5	6	24	Kadın	Onley	46	24
6	7	48	Kadın	Onley	36	24
7	8	27	Erkek	Onley	36	24
8	9	42	Erkek	Onley	46	24
	10			Onley	26	24
	11			İnley	47	24
	12			İnley	45	24
9	13	44	Kadın	Onley	36	24
10	14	27	Erkek	Onley	26	24
11	15	24	Erkek	Onley	46	24
12	16	50	Erkek	Onley	37	19
13	17	16	Kadın	Onley	16	24
	18			İnley	37	24
14	19	38	Kadın	Onley	36	21

15	20	39	Erkek	Onley	36	24
16	21	32	Erkek	Onley	47	24
17	22	26	Kadın	Onley	36	19
18	23	29	Kadın	Onley	36	24
19	24	35	Erkek	İnley	47	24
	25			Onley	46	24
	26			İnley	45	24
20	27	35	Kadın	Onley	26	24
21	28	24	Kadın	Onley	16	24
22	29	26	Erkek	Onley	46	24
23	30	27	Erkek	Onley	36	24
24	31	37	Erkek	Onley	16	15
25	32	45	Erkek	Onley	36	20
26	33	23	Erkek	Onley	46	24
27	34	32	Kadın	İnley	24	24
	35			İnley	47	24
	36			Onley	46	24
28	37	59	Kadın	Onley	36	24
29	38	41	Kadın	Onley	36	24
30	39	23	Erkek	Onley	26	24
31	40	31	Kadın	Onley	26	24
32	41	50	Kadın	Onley	36	24
33	42	22	Erkek	Onley	16	24
34	43	46	Kadın	Onley	36	24
35	44	24	Erkek	Onley	16	15
36	45	25	Kadın	Onley	46	24
37	46	26	Erkek	İnley	37	24
	47			Onley	46	24
38	48	20	Erkek	Onley	27	24
39	49	43	Kadın	İnley	36	24
	50			Onley	16	24
40	51	44	Kadın	Onley	26	24

41	52	21	Erkek	Onley	16	24
	53			Onley	26	24
42	54	24	Erkek	Onley	46	24
43	55	23	Erkek	Onley	16	19
44	56	32	Erkek	Onley	47	24
45	57	23	Erkek	Onley	26	24
46	58	24	Erkek	Onley	36	24
	59			İnley	45	24
47	60	41	Kadın	İnley	46	14
48	61	38	Erkek	Onley	37	24
49	62	18	Kadın	Onley	47	24
50	63	45	Erkek	Onley	26	24
51	64	32	Kadın	Onley	25	24
52	65	35	Erkek	Onley	46	24
53	66	29	Erkek	İnley	46	24
54	67	37	Kadın	Onley	16	24
55	68	26	Erkek	Onley	27	24
	69			Onley	36	24
56	70	29	Erkek	Onley	25	24
57	71	32	Kadın	Onley	16	22
58	72	44	Kadın	İnley	46	24
59	73	25	Kadın	Onley	37	24
60	74	33	Erkek	Onley	47	24
61	75	18	Kadın	Onley	26	24
62	76	37	Kadın	Onley	37	24
63	77	23	Kadın	Onley	36	24
64	78	40	Erkek	Onley	46	24

Tablo 5.3. Çeneler ve dişler arasındaki dağılım

	Küçük azı	Büyük azı
Üst çene	3	25
Alt çene	2	48

Tablo 5.4. Restorasyon sayılarının hastalara göre dağılımı

	Toplam
1 restorasyon	54
2 restorasyon	7
3 restorasyon	2
4 restorasyon	1

Bu çalışmada, hasta seçiminde aşağıda belirtilen özellikler göz önüne alınmıştır:

1. Estetik ve fonksiyonel sebeplerden dolayı inley ve onley restorasyon ihtiyacı olan,
2. Aktif bir periodontal, pulpal ve periapikal rahatsızlığı olmayan,
3. Sistemik bir hastalığı bulunmayan ya da kontrol altında olan,
4. Oral hijyen seviyesi iyi olan,
5. Restore edilecek dişi oklüzyonda olan,
6. Kavitenin kuafaj gerektirmediği,
7. Parsiyel protez kullanmayan,
8. Herhangi bir parafonksiyonel alışkanlığı olmayan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Tüm bu özelliklere sahip olan hastalardan başlangıç kayıtları ve anamnezleri alındı. Hastaların başlangıç fotoğrafları çekildi (Resim 5.52 ve Resim 5.53). Hasta bilgilendirme ve onay formları hastalara okutularak onayları alındı (Ek 10.1 ve Ek 10.2).



Resim 5.52 Ağız içi başlangıç fotoğrafı
(a)



Resim 5.53 Ağız içi başlangıç fotoğrafı
(b)

5.4.1.2. Dişlerin hazırlanması

Öncelikle restore edilecek dişlerin periodontal, periapikal ve pulpal değerlendirilmesi yapıldı. Çürük dokunun veya kırık hattının diş eti altına kadar uzandığı durumlarda, kron boyu uzatma operasyonları yapılarak klinik kron boyunun uzaması ve sağlıklı diş dokusunun diş eti sınırının üstüne çıkartılması sağlandı (Resim 5.54-5.56).

Daha önceden kanal tedavisi yapılmış dişlerin klinik ve radyografik kontrolleri yapıldıktan sonra probleme rastlanılan vakalarda kanal tedavileri yenilendi. Kısa zaman önce yapılmış ve kanal tedavisinde problem olmadığı halde, kanal dolumu geride olan dişlerin kanal tedavileri yenilendi. Uzun zaman önce yapılmış ve eksik doldurulmuş kanal tedavilerinde eğer sorun gözlenmediyse, kanal tedavisi tekrarı yapılmadı. Kanal tedavisi esnasında taşkın kanal dolumu, kanal aletinin kırılması, kanal formunun bozulması gibi komplikasyonlar yaşanması durumlarında bu hastalar çalışma grubundan çıkartıldı.

Çok derin çürüklerin olduğu kaviteelerde, çürük lezyonları temizlenirken pulpa dokusunun açığa çıkması durumunda direkt kuafaj tedavisi yapılmadan kanal tedavisi uygulandı. Pulpa dokusuna çok yaklaşıldığı durumlarda kalsiyum hidroksit maddesi uygulanıp üzeri cam iyonomer kaide maddesi ile kapatıldı. Kavitede dentin dokusunun mümkün olduğu kadar açıkta bırakılmasına özen gösterildi.

Kavite olabildiğince konservatif prepare edildi. Varsa eski restorasyonlar uzaklaştırıldı ve altındaki çürük doku çelik rond frez ile tamamen uzaklaştırıldıktan sonra ihtiyaca göre kanal tedavisi yapıldı. Kanal tedavisini takiben kanal ağızları cam iyonomer siman ile kapatıldı. Dişlerde undercutlı alanlar kalmayacak şekilde Komet (Komet, West One House, UK) inley preparasyon frezleri kullanılarak kavite kenarlarında düzeltmeler yapıldı (Resim 5.57).



Resim 5.54 Kırık parça



Resim 5.55 Kırık parça çıkarıldıktan sonra görünüm



Resim 5.56 Periodontal operasyon sonrası görünüm



Resim 5.57 Preparasyon seti

Overlay yapılması sırasında, tüberküllerin de restore edilmesi gerektiği için, sentrik ilişkideki interoklüzal alan ve lateral hareketler kontrol edilerek fonksiyonel tüberküller için en az 2 mm, fonksiyonel olmayan tüberküller için de en az 1,5 mm indirgeme yapıldı.

Kavite sınırları içindeki iç duvarların birleşme noktalarındaki açıların yuvarlatılmasında 8959KR.314.018 no'lu frez tercih edildi (Resim 5.58.). Kavite sınırlarının dışına bakan duvarlarda ise dik açılı bitimler yapıldı (Resim 5.59.). Dişin ön ve arka duvarlarında yeterli kalınlık olduğu durumlarda, tutuculuğu arttırmak için 1-2 mm derinliğinde basamaklar hazırlandı (Resim 5.60. ve Resim 5.61.) Mine ve dentin dokusu üzerinde, porselenin ince kalmasını önlemek için bizotajlar yapılmadı.

Kontakta bulunan dişler ile çok sıkı bir kontak kalmaması için bu noktalardan 856EF.314.012 no'lu frez ile geçildi.



Resim 5.58 Kavite iç duvarlarının yuvarlatılması



Resim 5.59 Kavite yüzeyinin düzleştirilmesi



Resim 5.60 Kalın bukkal duvar



Resim 5.61 Bukkal duvar üzerinde basamak yapılması

Diş eti retraksiyonu, Ultrapak (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA) retraksiyon ipi ve Roeko (Lengenaull, Germany) retraksiyon likiti ile yapıldı (Resim 5.62). Kavitelerdeki son düzeltmeler 845KREF.314.025 no'lu frez ile yapıldı. Çift aşamalı ölçü yöntemi ile C tipi silikon (Zetaplus, Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy), katalizörü (Indurent gel, Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy) ile karıştırılarak birinci ölçü alındı. Restorasyonların geleceği bölgedeki birinci ölçü maddesi keskin bir bistüri ile kesilerek çıkartıldı (Resim 5.63). İkinci ölçü maddesi (Oranwash L, Zhermack Clinical, Badia Polonise, Italy) karıştırılıp, hem restore edilecek dişlerin üzerine hem de ölçü kaşığının içine konularak ağıza

uygulandı. Çenelerin birbirleri ile olan ilişkisi pembe protez mumu (Cavex, Haarlem, The Netherlands) ile tespit edildi (Resim 5.64 ve Resim 5.65).



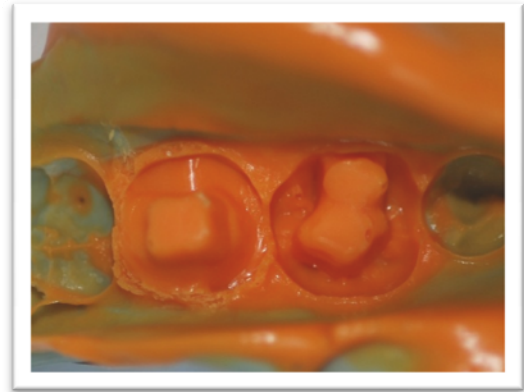
Resim 5.62 Retraksiyon ipi seti



Resim 5.63 Ölçünün kesilmesi



Resim 5.64 Ölçüler ve kapanış



Resim 5.65 Preparasyon marjınları

Geçici restorasyonlar üç farklı yöntemle yapıldı.

- Alınan ölçüden bir tane de geçici restorasyon hazırlamak için model döküldü. Geçici restorasyon metil metakrilat geçici akriliğinden (TemDent, EDE, Germany) teknisyen tarafından hazırlandıktan sonra hasta ağızına adapte edildi ve öjenol içermeyen bir geçici yapıştırma simanı (PreVISION CEM, Heraeus Kulzer, USA) ile simante edildi (Resim 5.66 ve Resim 5.67).
- Işıklı geçici dolgu maddesi (Clip, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) kavite içine bir seferde uygulandıktan sonra polimerizasyon cihazı ile polimerizasyonu sağlandı ve geçici dolgu maddesi ağızda bırakıldı (Resim 5.68).

- Geçici akriliğin ve ışıklı geçici dolgu maddesinin uygulanmasının güç olduğu vakalarda Coltosol F (ColteneWhaledent AG, Ohio, USA) geçici dolgu maddesi ile seanslar arasındaki izolasyon sağlandı.



Resim 5.66 Teknisyen tarafından hazırlanan restorasyon



Resim 5.67 Geçici restorasyonun ağız içi görünümü



Resim 5.68 Clip geçici dolgu maddesi

5.4.1.3. Laboratuvar işlemleri

Laboratuvar işlemleri IPS Empress eğitimi almış deneyimli teknisyenler tarafından yapıldı (Optimal Diş Laboratuvarı, İstanbul, Türkiye). Amann Girrback Smart Box (Dürrenweg, Germany) alçı karıştırıcı cihaz ile sert model alçısı (Amann Girrback, Dürrenweg, Germany) ve su 100 gr/ 20 gr oranlarında 30 saniye karıştırılarak hazırlandı ve hava kabarcığı kalmayacak şekilde ölçü içine döküldü.

Amann Girrbach Giroform (Dürrenweg, Germany) güdüklü model sistemi kullanılarak önce alçı kenarlarındaki fazlalıklar frez yardımıyla temizlendi. Restorasyon yapılacak dişlere iki, diğer bölgelere bir adet güdük denk gelecek şekilde, lazer kılavuz yardımıyla hizalama yapılarak beyaz artikülatör tablalarında delikler açıldı. Bu deliklere güdükler yerleştirilerek, önceden hazırlanan alçı model güdükler üzerine yerleştirildi. Alçı ile plastik arasındaki boşluğa tekrardan alçı uygulanarak modelimiz elde edildi (Resim 5.69). Amann Girrbach Diacut Vario (Dürrenweg, Germany) alçı kesme sistemi kullanılarak restorasyon yapılacak dişler modelden ayrılabilir hale getirildi (Resim 5.70).



Resim 5.69 Alçı modeller



Resim 5.70 Güdük kesme cihazı

Büyüteç altında basamak kenarlarında alçı frezleri ile aşındırmalar yapılarak restorasyon sınırları ortaya çıkartıldı (Resim 5.71 ve Resim 5.72). Kavite sınırları içine, uygulanacak rezin siman için boşluk bırakmak ve modelaj mumunun küçük undercutlara takılmasını engellemek için Stumpflack (Bredent, Germany) sürüldü ve sertleşmesi için özel ışık fırınına yerleştirildi (Resim 5.73 ve Resim 5.74).

Hazırlanan modeller artikülatöre alınarak, beyaz modelaj mumu (Aldente, RealArt, Germany) ile modelaj yapıldı (Resim 5.75). Artikülatörde kontroller yapıldıktan sonra restorasyonların sınırlarından uzak bölgelere gelecek şekilde 3 mm kalınlığında tij (Geo Wax Wire, Renfert, Hilzingen, Germany) mumları yerleştirildi (Resim 5.76).



Resim 5.71 Alçı frezi ile aşındırma



Resim 5.72 Marjinlerin görünümü



Resim 5.73 Stumpflack



Resim 5.74 Polimerizasyon cihazı

İki adet onley modelajı bir manşet plastiğine tutturuldu. Manşet hazırlanması işleminde üretici firmanın halka şeklinde olan manşet plastiği kullanıldı (Resim 5.77). Revetman olarak “Empress 2 Speed” (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman tozu firma talimatlarına göre büyük manşet için 27 ml su, 27 ml revetman likidi ve 200 gr’lık bir paket revetman Amann Girbachh Smart Mix (Dürrenweg, Germany) revetman karıştırıcısında 90 saniye karıştırılması ile hazırlandı (Resim 5.78 ve Resim 5.79).

Hazırlanan karışım önce restorasyon iç sınırlarından hava kabarcığı bırakmadan vibrasyon cihazı üzerinde tüm manşete dolduruldu (Resim 5.80) ve manşetin plastik kapağı kapatılarak taşan revetman temizlendi. Revetman 30 dakika oda ısısında sertleşmeye bırakıldı. Bu süre sonunda manşetin her iki tarafındaki kapakları çevirilerek çıkartıldı ve silikon halkadan ayırılarak ön ısıtma fırınına (Emmevi Furn De 2, Badia Polonise, Italy) yerleştirilebilir hale geldi (Resim 5.81 ve Resim 5.82).



Resim 5.75 Mum modelaj



Resim 5.76 Tijleme



Resim 5.77 Manşet plastiği



Resim 5.78 Sıvıların ölçülmesi



Resim 5.79 Revetman karıştırıcı



Resim 5.80 Vibratör üzerinde revetmanın doldurulması



Resim 5.81 Silikon halkanın ayrılması



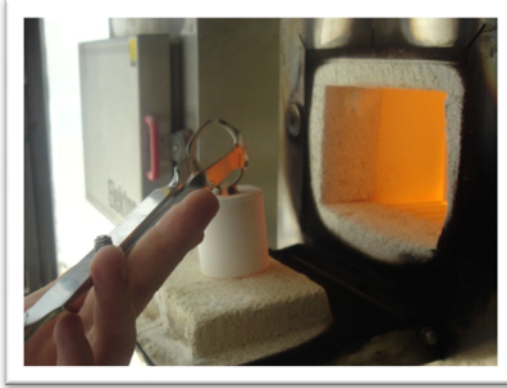
Resim 5.82 Ön ısıtma fırınına yerleştirme

Önce 250 C⁰'de yarım saat sonra da 850 C⁰'de 1 saat ön ısıtma fırınında kalan manşetler sürenin dolması ile fırından çıkarılıp içlerine IPS Empress II ingot (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi (Resim 5.83). Üzerine IPS Empress II ALOx seperatör (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak alüminyum oksit itici pistonun IPS Empress ingot'una yapışması engellenmiş oldu. Delik kısımdan içeriye ALOx (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alüminyum oksit itici piston yerleştirilerek preslenmek üzere "EP 600" (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) fırınına yerleştirildi (Resim 5.84 ve Resim 5.85).

Manşetler presleme işlemi sonlanmasıyla açılan fırının yanına alınarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Resim 5.86). Ortalama 60 dakika beklendikten sonra, manşetlerin dış yüzeyi, IPS Empress II materyalinin bittiği noktadan işaretlenerek kesildi (Resim 5.87). Manşetler ikiye ayrıldıktan sonra, kumlama makinasında 4 bar basınç altında restorasyon materyali zarar görmesin diye plastik esaslı kumlarla aşındırıldı (Resim 5.88). Porselen yüzeyi açığa çıktıktan sonra ise basınç iki bara düşürülerek ince temizlik yapıldı.

Porselen restorasyonlarının yüzeyinde oluşan reaksiyon yüzeyinin kaldırılması için revetmanın temizlenmesini takiben IPS Empress II restorasyonları IPS Empress II Speed Investment Liquid (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) revetman likidi içerisinde 10 dakika bekletildi. Ardından durulanan örnekler 1 bar basınç altında alüminyum oksit kumu (Korox 110, Bego, Bremen, Germany) ile kumlanarak

tamamen temizlendi. Bu aşamadan sonra disklerin kanalları keskin bir elmas separe ile kesilerek uzaklaştırıldı ve düzensizlikler yeşil renkli porselen cila frezi ile alındı (Resim 5.89 ve Resim 5.90)



Resim 5.83 İngot yerleştirilmesi



Resim 5.84 Alüminyum oksit itici pistonun yerleştirilmesi



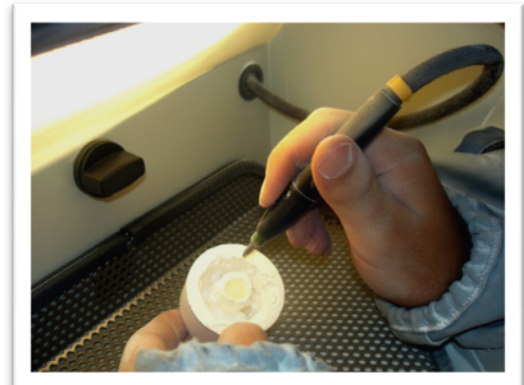
Resim 5.85 Fırına yerleştirme



Resim 5.86 Soğumaya bırakılan manşetler



Resim 5.87 İşaretleme ve kesim



Resim 5.88 İlk aşındırma



Resim 5.89 Separe ile kesilme



Resim 5.90 Düzensizliklerin alınması

IPS Empress II restorasyonlara artikülatörde yükseklik kontrolü yapıldıktan sonra yüksek çıkan noktalardan ince grenli elmas piyasemen frezleri ile aşındırmalar yapıldı (Resim 5.91 ve Resim 5.92).

Daha sonraki aşamada boyama ve cilalama safhalarına geçildi. IPS Empress için geliştirilmiş 14 renk tonundan uygun olanı seçildikten sonra, bu boyayıcı ajan IPS Empress üniversal cila ve boyama likidi ile karıştırılarak sulandırıldı. Bir fırça yardımıyla sürülen boya fırındı. Bu işlem porselen üzerinde kalınlık yapmayacak şekilde uygun renk elde edilene kadar tekrarlandı. Son olarak glazür uygulaması yapıldı (Resim 5.93 ve Resim 5.94). IPS Empress II restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri Tablo 5.5’de verilmiştir.



Resim 5.91 Yükseklik kontrolü



Resim 5.92 Aşındırmaların yapılması



Resim 5.93 Boyama



Resim 5.94 Glazür uygulaması

Tablo 5.5 IPS Empress II restorasyonların fırınlamasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri

	Başlangıç ısısı	Dakikadaki ısı artışı	Son sıcaklık	Kapanış süresi	Vakumsuz süre	1.vakum ısısı	2.vakum ısısı	basınç
Press değerleri	700 C°	60 C°	920 C°	-	20 dak	500 C°	920 C°	5 bar
İlk fırınlama	403 C°	60 C°	800 C°	6 dak	1 dak	450 C°	799 C°	-
Dentin-mine fırınlamaları	403 C°	60 C°	800 C°	6 dak	2 dak	450 C°	799 C°	-
Glazür fırınlaması	403 C°	60 C°	780 C°	6 dak	1-2 dak	450 C°	779 C°	-

5.4.1.4. Simantasyon İşlemleri

IPS Empress II restorasyonların simantasyonunda ‘dual cure’ kompozit rezin siman kullanıldı. Restorasyonlar firma talimatlarına uyularak Bifix Universal ile (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) simante edildi (Resim 5.95).



Resim 5.95 Bifix Universal kompozit rezin siman yapıştırma seti

Prova

Bu safhada restorasyonlar ilk olarak alçı model üzerinde incelendi (Resim 5.96 ve Resim 5.97). Geçici restorasyonun çıkartılmasından sonra diş yüzeyi keskin uçlu bir sond ve sodyum hipoklorit emdirilmiş pamuk paletler ile temizlendi. İkinci ölçü maddesi kullanılarak restorasyonun dişe oturması esnasında oluşan erken temaslar kontrol edildi (Resim 5.98 ve Resim 5.99). İkinci ölçü maddesinin çok ince olduğu veya delindiği bölgelerde erken temaslar olacağından, elmaz frezlerle bu noktalardan aşındırmalar yapıldı. Bir sond yardımı ile restorasyonların marjinal adaptasyonu kontrol edildi. Yükseklik, yan dişlerle kontaklar ve renk uyumları kontrol edildi. Birden fazla ve yan yana restorasyon yapıldığı durumlarda bütün restorasyonlar yerleştirilerek uyumları, proksimal ilişkileri ve kontak noktaları kontrol edildi. Restorasyonlar ilgili hastaya gösterilerek onaylandı.



Resim 5.96 Model üzerinde görünüm
(a)



Resim 5.97 Model üzerinde görünüm
(b)



Resim 5.98 Erken temas kontrolü
(a)



Resim 5.99 Erken temas kontrolü
(b)

Porselen Yüzeyinin Hazırlanması

Simantasyon sırasında kolaylık sağlamak ve kontaminasyonu önlemek için restorasyonlar sirkolan mumu (Vivastick, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak sabitlendi (Resim 5.100).

Restorasyonlarının cilalı olmayan iç yüzeylerine IPS Ceramic Etching Gel hidroflorik asit 20 saniye süre ile uygulandı (Resim 5.101) ve 20 saniye su spreysi ile yıkandıktan sonra kurutuldu. Asitlenen iç yüzeye silan (Ceramic Bond, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) uygulandı (Resim 5.102) ve 60 saniye süre ile oda ısısında kurumaya bırakıldı. Silan uygulanması ve kuruması için beklendikten sonra, yüzey hiç işlem uygulanmamış gibi gözüken kadar hava ile kurutuldu. Bu safhadan sonra restorasyonların herhangi bir yere temas ederek kontamine olmalarını engellemek için sirkolan mumunda sabit bir şekilde bekletildi (Resim 5.103).



Resim 5.100 Sirkolan mumu ile restorasyonun sabitlenmesi



Resim 5.101 HF asit uygulaması



Resim 5.102 Silan uygulaması
sabitlenmesi

Resim 5.103 Restorasyonun

Diş Yüzeyinin Hazırlanması

Geçici restorasyonun çıkartılmasından sonra diş yüzeyi keskin uçlu bir sond ve sodyum hipoklorit emdirilmiş pamuk paletler ile temizlendi. Rulo pamuk tamponlar ve aspiratör yardımıyla izolasyon sağlandıktan sonra retraksiyon ipliği (Ultrapak, Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA) ve solüsyonu (Roeko, Coltene, Whaledent AG, Ohio, USA) ile rahat bir retraksiyon sağlandı.

Simantasyon esnasında izolasyon iki şekilde sağlanabildi;

- Yeterli diş dokusunun olduğu vakalarda rubber dam (Roeko Rubber Dam, ColteneWhaledent AG, Ohio, USA) ile izolasyon sağlandı (Resim 5.104).
- Yeterli diş dokusunun olmadığı vakalarda izolasyon pamuk rulo tamponlar ve aspiratör yardımıyla sağlandı.

Diş yüzeylerine %37'lik fosforik asit jeli (Vococid Gel, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) minede 30 saniye, dentinde 15 saniye olacak şekilde uygulandı (Resim 5.105 ve Resim 5.106). Daha sonra diş yüzeyi 20 saniye süreyle su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Diş yüzeyine ilk olarak 15 saniye süreyle primer (Solobond Plus Primer, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) uygulandı ve 30 saniye hava ile kurutuldu. Daha sonra adeziv (Solobond Plus Adhesive, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) 15 saniye süreyle uygulandı ve 30 saniye hava ile seyreltildi (Resim 5.107). Adeziv LED'li polimerizasyon cihazı (Bluephase C5, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ile 10 saniye polimerize edildi. Bifix Universal dual-cure rezin siman (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany), çift pistonlu enjektöründen sıkılarak kendi özel karıştırma uçuyla karıştırılması sağlandı. Kompozit rezin yapıştırma simanı restorasyon yüzeyine ve diş dokusuna uygulandı.

Sirkolan mumuna tutturularak taşınan restorasyonlar kaviteye yerleştirildi ve parmak basıncıyla adaptasyonları sağlandı (Resim 5.108). Taşan fazla siman sond ve diş ipi yardımıyla uzaklaştırıldı. Tüm yüzeylere 40'ar saniye süre ile ışık uygulandı.

Restorasyonların kenarına oksijen bariyeri olarak Liquid Strip (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) oksijen bariyeri uygulandı ve tekrar 40'ar saniye ışık uygulandı. Kenarlardaki siman artıkları ince grenli bitim frezleri (Komet, no:856EF.314.012, West One House, UK) ile düzetilerek polisaj setleri (Astrapol, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile cila yapıldı (Resim 5.109).



Resim 5.104 Rubber dam uygulaması



Resim 5.105 Dentinin asitlenmesi



Resim 5.106 Minenin asitlenmesi



Resim 5.107 Adeziv uygulanması



Resim 5.108 Onleyin uygulanması



Resim 5.109 Bitim

IPS Empress II inley ve onley restorasyonların başlangıç ve bitim görüntüleri Resim 5.110-121.'da gösterilmiştir.



Resim 5.110 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.111 Bitim görüntüsü



Resim 5.112 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.113 Bitim görüntüsü



Resim 5.114 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.115 Bitim görüntüsü



Resim 5.116 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.117 Bitim görüntüsü



Resim 5.118 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.119 Bitim görüntüsü



Resim 5.120 Başlangıç görüntüsü



Resim 5.121 Bitim görüntüsü

5.4.2. Klinik değerlendirme

5.4.2.1. Yaşam ömrünün değerlendirilmesi

IPS Empress II restorasyonların yaşam ömrü değerlendirilmesi ‘kesin başarısızlık’ ve ‘göreceli başarısızlık’ olmak üzere 2 tip başarısızlık kriterine göre yapılmıştır. Restorasyonda tamir edilemeyecek bir kırık olması, kaybolması veya yutulması gibi nedenlerle restorasyonun yenilenmesi gereken durumlar ‘kesin başarısızlık’ olarak kabul edildi. Restorasyonun yerinden çıkması veya porselende kısmi kırık olması sebebiyle yeni bir restorasyon yapılmasına gerek kalmadan, tamir ile düzeltilebilen durumlar ‘göreceli başarısızlık’ olarak kabul edilmiştir. Göreceli başarısızlıklarda yerinden çıkan restorasyonlar tekrar simante edilmiştir.

Başarısızlık kriterlerine göre yaşam ömrü değerlendirilmesi 3 seviyede tanımlanmıştır.

1. Orjinal yaşam mr
2. Fonksiyonel yaşam mr
3. Total yaşam mr

Orjinal yaşam ömrü hesaplanırken sadece yeni bir restorasyon yapılmasını gerektiren ‘kesin başarısızlık’ durumları başarısızlık olarak kabul edildi. Göreceli başarısızlıklar bu değerlendirmede hesaba katılmadı. Fonksiyonel yaşam ömrü hesaplanırken tamir veya düzeltme gerektiren ancak hala ağızda fonksiyon görebilecek durumda olan restorasyonlar (göreceli başarısızlık durumları) başarısız kabul edildi. Fonksiyonel yaşam ömrü değerlendirilirken kesin başarısızlıklar hesaba katılmadı. Total yaşam ömrü değerlendirilirken ise başarısızlık olarak hem kesin başarısızlıklar hem de göreceli başarısızlıklar hesaba katıldı.

5.4.2.2. Modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirme

IPS Empress II restorasyonların simante edildikten 1 hafta, 6 ay, 12 ay ve 24 ay sonra klinik kontrolleri yapıldı. Klinik takipte modifiye USPHS (United States Personal Health Service) kriterleri ile değerlendirme iki farklı araştırmacı tarafından skorda uzlaşma metodu ile yapıldı. Farklı skorlar elde edildiğinde, birlikte tekrar değerlendirilerek fikir birliğine varıldı. Kullanılan USPHS kriterleri Tablo 5.6’da gösterilmiştir. Çalışmada USPHS kriterleri ile anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinlerde renklenme, diş bütünlüğü, restorasyon bütünlüğü, çürük ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir.

5.4.2.3. Hasta memnuniyeti değerlendirmesi

IPS Empress II restorasyonların simante edildikten 1 hafta, 6 ay, 12 ay ve 24 ay sonra klinik kontrolleri yapılırken, hastalara restorasyonla ilgili değerlendirmelerini öğrenmek için sorular soruldu. Hasta memnuniyeti; renk, yüzey, çiğneme etkinliği bakımından 4 aşamalı sınıflandırma kriterleri doğrultusunda ‘1’ ‘**çok iyi**’, ‘2’ ‘**iyi**’, ‘3’ ‘**yeterli**’ ve ‘4’ ‘**kötü**’ skorları direkt sorgulama yöntemi ile değerlendirildi. Restorasyonlara not vermeleri istendiğinde bütün değerlendirme hastalara bırakıldı. 1’den 10’a kadar olan notlamada 1 ‘**en kötü**’ ve 10 ‘**en iyi**’ olarak kabul edilip hastalardan değerlendirme yapmaları istendi.

5.4.2.4. Genel değerlendirme

IPS Empress II restorasyonları simante edilmeden önce restorasyon marjinlerinin seviyeleri kaydedildi. Rubber dam uygulanıp uygulanmadığı, dişin devital veya vital olduğu, ameliyat yapılıp yapılmadığı hasta formlarına kaydedildi. Hasta formu Ek 10.3’de verilmiştir.

Tablo 5.6. Modifiye USPHS kriterleri

Kategori ve Skor	Kriterler
Anatomik form	
0 (Kabul edilebilir)	Restorasyon formu anatomiye takip ediyor
1 (Kabul edilebilir)	Hafifçe az veya fazla konturlu restorasyon; marjinal ridgeler hafifçe az konturlu; kontak hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak az
2 (Kabul edilemez)	Restorasyon underkontur, dentin veya base açıkta, kontak hatalı, okluzal yükseklik azalmış, oklüzyon etkilenmiş
3 (Kabul edilemez)	Restorasyonda eksik var veya travmatik oklüzyon var, restorasyon dişte veya komşu dişte ağrıya neden oluyor
Marjinal adaptasyon	
0 (Kabul edilebilir)	Restorasyon marjinleri takip ediyor, sond takılmıyor
1 (Kabul edilebilir)	Sond takılıyor ama çatlak yok
2 (Kabul edilebilir)	Marjinde çatlak var mine açıkta
3 (Kabul edilemez)	Ciddi çatlak var dentin veya base açıkta
4 (Kabul edilemez)	Restorasyon hareketli, çatlak veya uzaklaşmış
Renk uyumu	
0 (Kabul edilebilir)	İyi renk uyumu, restorasyon fark edilemiyor
1 (Kabul edilebilir)	İyi renk uyumu
2 (Kabul edilebilir)	Hafif uyumsuzluk (renktei translusentlikte, gölgede)
3 (Kabul edilemez)	Bayağı uyumsuzluk var
4 (Kabul edilemez)	Çok fazla uyumsuzluk var
Marjinal renklenme	
0 (Kabul edilebilir)	Renklenme yok
1 (Kabul edilebilir)	Hafif renklenme, cilalama ile uzaklaşabilir
2 (Kabul edilebilir)	Belirgin renklenme, cilalama ile uzaklaşmıyor
3 (Kabul edilemez)	Çok fazla renklenme var
Çürük	
0 (Kabul edilebilir)	Çürük belirtisi yok
1 (Kabul edilemez)	Çürük belirtisi var
Yüzey pürüzlülüğü	
0 (Kabul edilebilir)	Pürüzsüz yüzey
1 (Kabul edilebilir)	Hafif pürüzlü, oyuklu yüzey
2 (Kabul edilebilir)	Pürüzlü yüzey, düzeltilemiyor
3 (Kabul edilemez)	Derin oyuklu yüzey
Diş bütünlüğü	
0 (Kabul edilebilir)	Dişte kırılma yok
1 (Kabul edilemez)	Dişte kırılma var
Restorasyon bütünlüğü	
0 (Kabul edilebilir)	Restorasyonda kırılma yok
1 (Kabul edilemez)	Restorasyonda kırılma var

5.4.3. Sonuçların istatistiksel analizi

Bu çalışmada istatistiksel analizler SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Sciences version 10.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois) ile yapılmıştır. Sayısal verilerin karşılaştırmalarında ki-kare testi, çoklu grupların tekrarlayan ve niteliksel olmayan ölçümlerinde Friedman testi, nitel verilerin tekrarlayan karşılaştırmalarında Mc Nemar's testi kullanılmıştır. Tedavinin başarı olasılığını belirlemede Kaplan Meier testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde,%95 lik güven aralığında değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

IN VITRO ÇALIŞMADA BULGULAR

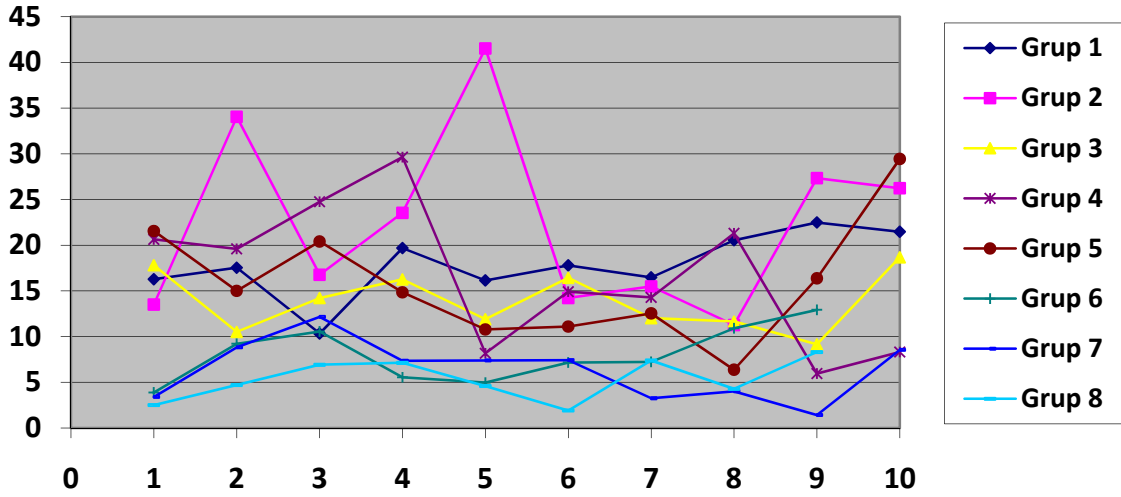
6.1. Makaslama Testi Bulguları

İki farklı tam seramik materyalinin sekiz farklı rezin esaslı yapıştırma simanıyla derin dentin yüzeyine bağlanma dirençlerinin ölçülmesinin amaçlandığı çalışmamızda yapılan makaslama testi sonucunda ölçülen değerler Tablo 6.1, şekil 6.1 ve Şekil 6.2’de gösterilmiştir.

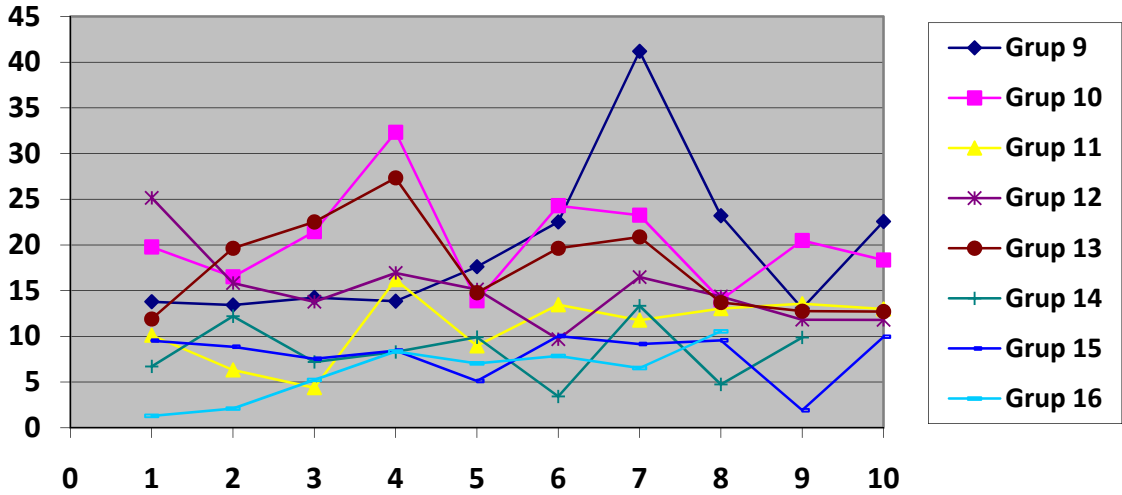
Tablo 6.1. Makaslama testi sonucunda ölçülen bağlanma direnci değerleri (MPa)

IPS Empress II								
	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8
1	16.28	13.51	17.81	20.64	21.56	3.89	3.40	2.51
2	17.54	34.05	10.51	19.60	15.01	9.22	8.82	4.70
3	10.34	16.77	14.22	24.76	20.41	10.56	12.15	6.92
4	19.69	23.55	16.26	29.64	14.85	5.55	7.36	7.13
5	16.15	41.53	11.90	8.18	10.79	4.97	7.39	4.59
6	17.80	14.23	16.43	14.92	11.10	7.17	7.43	1.91
7	16.48	15.49	12.02	14.29	12.55	7.24	3.25	7.39
8	20.55	11.27	11.65	21.30	6.38	10.91	4.01	4.28
9	22.49	27.34	9.15	5.96	16.38	12.93	1.42	8.31
10	21.47	26.24	18.68	8.32	29.45	Debond	8.55	Debond

IPS e.max								
	Grup 9	Grup 10	Grup 11	Grup 12	Grup 13	Grup 14	Grup 15	Grup 16
1	13.79	19.78	10.12	25.16	11.90	6.71	9.54	1.30
2	13.43	16.51	6.32	15.84	19.64	12.20	8.87	2.10
3	14.25	21.45	4.38	13.79	22.52	7.20	7.55	5.24
4	13.85	32.33	16.20	16.94	27.34	8.29	8.45	8.35
5	17.62	13.89	8.96	15.13	14.78	9.91	5.12	7.05
6	22.52	24.30	13.46	9.69	19.64	3.43	10.04	7.86
7	41.19	23.26	11.77	16.49	20.88	13.34	9.16	6.54
8	23.20	14.00	13.04	14.37	13.70	4.75	9.57	10.56
9	13.07	20.49	13.57	11.82	12.75	9.88	1.92	Debond
10	22.57	18.36	13.00	11.81	12.71	Debond	9.96	Debond



Şekil 6.1. IPS Emprees II grubundaki numunelerin makaslama direnci değerleri (MPa)



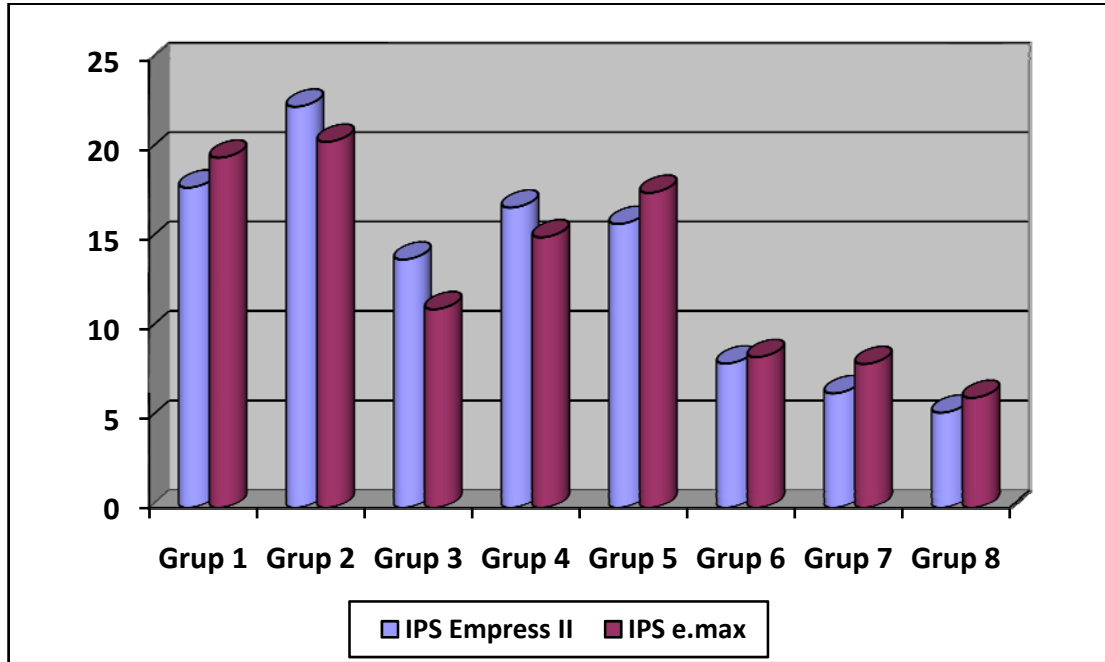
Şekil 6.2. IPS e.max grubunda yer alan numunelerin makaslama direnci değerleri (MPa)

Isısal çevirim işlemi esnasında dentin dokusundan ayrılan tam seramik numuneler çalışma grubundan çıkartılmıştır. Grupların ortalamaları ve standart sapmaları belirlenirken, debond olan bu numuneler hesaplanmamıştır. Grupların ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 6.2 ve Şekil 6.3’de gösterilmiştir.

Makaslama testi sonuçları incelendiğinde en yüksek değer Solobond Plus total etch adeziv sistem ile birlikte kullanılan Bifix QM dual cure rezin siman ile yapıştırılan IPS Empress II grubunda görülürken (41,53 MPa); en düşük değer ise self adeziv rezin siman olan Bis-Cem ile yapıştırılan IPS e.max grubunda görülmüştür (1,30 MPa).

Tablo 6.2. Makaslama testi sonucunda grupların ortalama bağlanma direnci (MPa) ve standart sapmaları

Materyal	Adezyon	Grup	Ortalama Değer	Standart Sapma(SS)
IPS Epress II	Total-etch	Grup 1	17.88	±3,48
		Grup 2	22.40	±9,95
		Grup 3	13.86	±3,28
	Self-etch	Grup 4	16.76	±7,78
		Grup 5	15.85	±6,58
	Self-adeziv	Grup 6	8.05	±3,04
		Grup 7	6.38	±3,27
		Grup 8	5.30	±2,25
IPS e.max	Total-etch	Grup 9	19.55	±8,67
		Grup 10	20.44	±5,48
		Grup 11	11.08	±3,64
	Self-etch	Grup 12	15.10	±4,22
		Grup 13	17.59	±5,18
	Self-adeziv	Grup 14	8.41	±3,27
		Grup 15	8.02	±2,60
		Grup 16	6.13	±3,14



Şekil 6.3. Makaslama testinin grup ortalamaları

Total-etch adeziv sistemler kullanılarak uygulanan IPS Empress II ve IPS e.max seramik bloklarının (Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 9, Grup 10 ve Grup 11) makaslama bağlanma dirençlerinin ikili gruplar halinde analizinde Mann-Whitney-U (MW), çoklu karşılaştırılmalarında Kruskal Wallis (KW) testi kullanılmıştır. Alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Elde edilen veriler Tablo 6.3 ve Tablo 6.4'te gösterilmiştir.

Tablo 6.3. Total-etch adeziv sistemli rezin simanlar ve gruplarının karşılaştırılması

	Empress II	e.max	MW*	p
Variolink 2	17,88±3,48	19,55±8,67	50	0,998
Bifix QM+Solobond	22,4±9,95	20,44±5,48	47	0,821
Choice	13,86±3,28	11,08±3,64	30	0,13
KW**	6	16,2		
P	0,049	0,003		

MW* - Mann-Whitney-U

KW** - Kruskal Wallis

Tablo 6.4. Total-etch adeziv sistemli grupların karşılaştırılması

Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi	Empress II	e.max
Variolink 2/ Bifix QM+Solobond	P > 0.05	P > 0.05
Variolink 2 / Choice	P > 0.05	P < 0.01
Bifix QM+Solobond / Choice	P < 0.05	P < 0.001

IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının Variolink 2, Bifix QM+Solobond ve Choice rezin simanlarından oluşan alt gruplarında makaslama değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılıklar gözlenmemiştir (p=0,998, p=0,821, p=0,13).

IPS Empress II grubu ile Variolink 2, Bifix QM+Solobond ve Choice rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değeri Grup 2'de (41,53 MPa), en düşük makaslama değeri Grup 3'de (9,15 MPa) gözlenmiştir. IPS e.max grubu ile Variolink 2, Bifix QM+Solobond ve Choice rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değeri Grup 9'da (41,19 MPa), en düşük makaslama değeri Grup 11'de (4,38 MPa) gözlenmiştir.

IPS Empress II grubunda Variolink 2, Bifix QM+Solobond ve Choice rezin simanlarının makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p=0,049$). Bifix QM+Solobond rezin simanının makaslama değeri Choice rezin simanının makaslama değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p<0,05$), diğer materyaller arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. IPS e.max grubunda da Variolink 2, Bifix QM+Solobond ve Choice rezin simanlarının makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p=0,003$). Choice rezin simanının makaslama değeri, Variolink 2 ve Bifix QM+Solobond rezin simanlarının makaslama değerlerinden istatistiksel bir olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,01$ ve $p<0,001$). Diğer materyaller arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Self-etch adeziv sistemler kullanılarak uygulanan IPS Empress II ve IPS e.max seramik bloklarının (Grup 4, Grup 5, Grup 12 ve Grup 13) makaslama bağlanma dirençlerinin ikili gruplar halinde analizinde Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. Elde edilen veriler Tablo 6.5’de gösterilmiştir.

Tablo 6.5. Self-etch adeziv sistemli rezin simanların ve grupların karşılaştırılması

	Empress II	e.max	MW*	p
Multilink	16,76±7,78	15,1±4,22	45	0,705
Bifix QM+Futura Bond DC	15,85±6,58	17,59±5,18	41	0,496
MW*	47	37		
P	0,853	0,352		

MW* - Mann-Whitney-U

IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının Multilink rezin simanıyla dentin dokusuna olan makaslama bağlanma değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,705$). IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının Bifix QM+Futura Bond DC materyelinde makaslama değerleri ortalamalarında da istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,496$).

IPS Empress II grubu ile Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değerinin elde edildiği

numune Grup 4'te (29,64 MPa), en düşük makaslama değerinin elde edildiği numune ise yine Grup 4'te (5,96 MPa) gözlenmiştir. IPS e.max grubu ile Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değeri Grup 13'de (27,34 MPa), en düşük makaslama değeri Grup 12'de (11,81 MPa) gözlenmiştir.

IPS Empress II grubunda Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC materyellerinin makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,853$). IPS e.max grubunda Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC materyellerinin makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,352$).

Self adeziv sistemler kullanılarak uygulanan IPS Empress II ve IPS e.max seramik bloklarının (Grup 6, Grup 7, Grup 8, Grup 14, Grup 15 ve Grup 16) makaslama bağlanma dirençlerinin ikili gruplar halinde analizinde Mann-Whitney-U, çoklu karşılaştırılmalarında Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Elde edilen veriler Tablo 6.6'da gösterilmiştir.

Tablo 6.6. Self-adeziv sistemli grupların karşılaştırılması

	Empress II	e.max	MW*	p
Voco deneysel	8,05±3,04	8,41±3,27	39	0,895
G-Cem	6,38±3,27	8,02±2,6	27	0,082
Bis-Cem	5,3±2,25	6,13±3,14	29	0,501
KW**	3,41	2,54		
p	0,181	0,280		

MW* - Mann-Whitney-U

KW** - Kruskal Wallis

IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının Voco deneysel self adeziv rezin materyalinde makaslama değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,895$). IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının G-Cem materyalinde makaslama değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p=0,082$). IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının Bis-Cem

materyelinde makaslama değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir (p=0,501).

IPS Empress II grubu ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değeri Grup 6'da (12,93 MPa), en düşük makaslama değeri Grup 7'de (1,42 MPa) gözlenmiştir. IPS e.max grubu ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarından oluşan alt gruplarında en yüksek makaslama değeri Grup 14'de (13,34 MPa), en düşük makaslama değeri Grup 16'da (1,30 MPa) gözlenmiştir. Grup 6, grup 8 ve grup 14'de birer tane yapıştırılan seramik bloklarda ısısal çevrim işlemi sonrasında ayrılmaya rastlanırken, grup 16'da iki adet seramik bloğun ayrıldığı gözlenmiştir.

IPS Empress II grubunda Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem materyellerinin makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir (p=0,181). IPS e.max grubunda Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem materyellerinin makaslama değerleri arasında istatistiksel farklılıklar gözlenmemiştir (p=0,280).

Çalışmada kullanılan bütün rezin simanların IPS Empress II ve IPS e.max seramik bloklarına olan makaslama bağlanma dirençlerinin ikili gruplar halinde analizinde Mann-Whitney-U, çoklu karşılaştırılmalarında Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Elde edilen veriler Tablo 6.7 ve Tablo 6.8'de gösterilmiştir.

Tablo 6.7. Çalışmada kullanılan tüm rezin simanların ve grupların karşılaştırılması

	Empress II	e.max	MW*	p
Variolink 2	17,88±3,48	19,55±8,67	50	0,998
Bifix QM+Solobond	22,4±9,95	20,44±5,48	47	0,821
Choice	13,86±3,28	11,08±3,64	30	0,13
Multilink	16,76±7,78	15,1±4,22	45	0,705
Bifix QM+Futura Bond DC	15,85±6,58	17,59±5,18	41	0,496
Voco deneysel	8,05±3,04	8,41±3,27	39	0,895
G-Cem	6,38±3,27	8,02±2,6	27	0,082
Bis-Cem	5,3±2,25	6,13±3,14	29	0,501
KW**	6	16,2		
p	0,049	0,003		

MW* - Mann-Whitney-U

Tablo 6.8. Çalışmada kullanılan tüm rezin siman gruplarının karşılaştırması

Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi	Empress II	e.max
Variolink / Bifix QM+Solobond	P > 0.05	P > 0.05
Variolink / Choice	P > 0.05	P > 0.05
Variolink / Multilink	P > 0.05	P > 0.05
Variolink / Bifix QM+Futura Bond DC	P > 0.05	P > 0.05
Variolink / Voco deneysel	P < 0.05	P < 0.01
Variolink / G-Cem	P < 0.01	P < 0.01
Variolink / Bis-Cem	P < 0.001	P < 0.001
Bifix QM+Solobond / Choice	P > 0.05	P < 0.05
Bifix QM+Solobond / Multilink	P > 0.05	P > 0.05
Bifix QM+Solobond / Bifix QM+Futura Bond DC	P > 0.05	P > 0.05
Bifix QM+Solobond / Voco deneysel	P < 0.01	P < 0.001
Bifix QM+Solobond / G-Cem	P < 0.001	P < 0.001
Bifix QM+Solobond / Bis-Cem	P < 0.001	P < 0.001
Choice / Multilink	P > 0.05	P > 0.05
Choice / Bifix QM+Futura Bond DC	P > 0.05	P > 0.05
Choice / Voco deneysel	P > 0.05	P > 0.05
Choice / G-Cem	P > 0.05	P > 0.05
Choice / Bis-Cem	P < 0.05	P > 0.05
Multilink / Bifix QM+Futura Bond DC	P > 0.05	P > 0.05
Multilink / Voco deneysel	P > 0.05	P > 0.05
Multilink / G-Cem	P < 0.05	P > 0.05
Multilink / Bis-Cem	P < 0.01	P < 0.05
Bifix QM+Futura Bond DC / Deneysel	P > 0.05	P < 0.05
Bifix QM+Futura Bond DC / G-Cem	P > 0.05	P < 0.01
Bifix QM+Futura Bond DC / Bis-Cem	P < 0.05	P < 0.01
Voco deneysel / G-Cem	P > 0.05	P > 0.05
Voco deneysel / Bis-Cem	P > 0.05	P > 0.05
G-Cem / Bis-Cem	P > 0.05	P > 0.05

IPS Empress II ve IPS e.max gruplarının çalışmada kullanılan bütün rezin simanlarla dentin dokusuna olan makaslama değerleri ortalamalarında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir (p=0,998, p=0,821, p=0,13, p=0,705, p=0,496, p=0,895, p=0,082, p=0,501).

IPS Empress II grubunda Variolink 2 rezin simanı ile Bifix QM+Solobond, Choice, Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir (p>0.05).

Variolink 2 rezin simanı ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılıklar gözlenmiştir ($p<0.05$, $p<0.01$, $p<0.001$). Bifix QM+Solobond rezin simanı ile Choice, Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Bifix QM+Solobond rezin simanı ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.01$, $p<0.001$, $p<0.001$). Choice rezin simanı ile Multilink, Bifix QM+Futura Bond DC, Voco deneysel ve G-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Choice rezin simanı ile Bis-Cem rezin simanının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$). Multilink rezin simanı ile Bifix QM+Futura Bond DC ve Voco deneysel rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Multilink rezin simanı ile G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$, $p<0.01$). Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanı ile Voco deneysel ve G-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanı ile Bis-Cem rezin simanının ortalama makaslama direnci değeri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$). Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$).

IPS e.max grubunda Variolink 2 rezin simanı ile Bifix QM+Solobond, Choice, Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Variolink 2 rezin simanı ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.01$, $p<0.01$, $p<0.001$). Bifix QM+Solobond rezin simanı ile Multilink ve Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Bifix QM+Solobond rezin simanı ile Choice, Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama

makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$, $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$). Choice rezin simanı ile Multilink, Bifix QM+Futura Bond DC, Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Multilink rezin simanı ile Bifix QM+Futura Bond DC, Voco deneysel ve G-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$). Multilink rezin simanı ile Bis-Cem rezin simanının ortalama makaslama direnci değeri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$). Bifix QM+Futura Bond DC rezin simanı ile Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının ortalama makaslama direnci değeri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$, $p<0.01$, $p<0.01$). Voco deneysel, G-Cem ve Bis-Cem rezin simanlarının makaslama direnci değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$).

6.2. Stereo Mikroskop İncelemesi

Makaslama testleri sonrasında 160 adet diş stereo mikroskopta incelenerek tam seramik blok-rezin siman-dentin dokusu arasındaki kopma şekilleri aşağıdaki şekilde kaydedildi.

Tip 1: Adeziv kopma (Rezin simanın dentin dokusundan veya seramikten kopması)

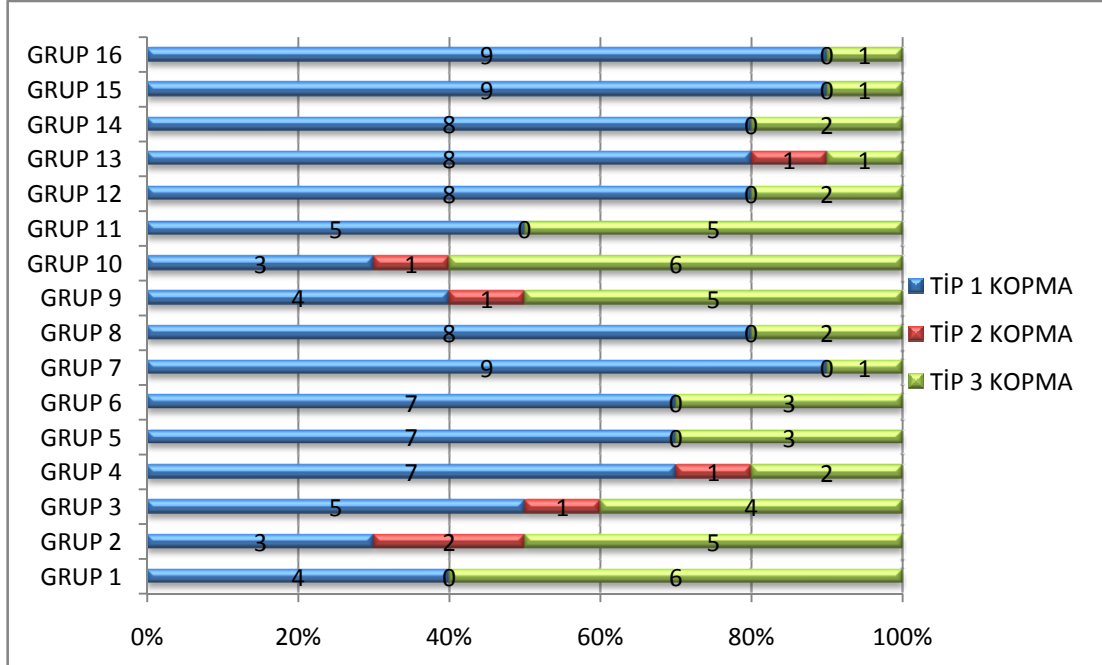
Tip 2: Koheziv kopma (Rezin simanın kendi içinden kopması)

Tip 3: Adeviz ve koheziv kopmanın birarada görüldüğü kopma

Rezin siman uygulanmış ve rezin siman uygulanmamış seramik blokların stereo mikroskop görüntüsü Resim 6.1 ve Resim 6.2’de gösterilmektedir.

Makaslama testi sonrasında elde edilen kopma tiplerinin yüzdeleri ve sayıları şekil 6.4 ve Tablo 6.9’da gösterilmiştir. Makaslama testi sonrasında en fazla tip 1 (%65) adeziv kopmalar gözlenirken (Resim 6.3 ve Resim 6.4) bunu tip 3 (%30,62) karma tip kopmalar takip etmiştir (Resim 6.5 ve Resim 6.6). Tip 2 şeklinde rezin simanın içinden olan kopmalara ise sadece 7 dişte (%4,38) rastlanılmıştır (Resim 6.7 ve Resim 6.8). Total-etch adeziv sistemler ile yapıştırılan numunelerde en

çok tip 3 (%51,67) kopmaya rastlanırken self-etch ve self adeziv sistemlerle yapıştırılan numunelerde tip 1 (%75 ve %83,33) kopmaya rastlanılmıştır.



Şekil 6.4. Kopma tipleri ve dağılımları

Tablo 6.9. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin kopma tipleri

		Tip 1 Kopma	Tip 2 Kopma	Tip 3 Kopma
Total-etch sistemler	IPS Empress II (n=30)	12	3	15
	IPS e.max (n=30)	12	2	16
Self-etch sistemler	IPS Empress II (n=20)	14	1	5
	IPS e.max (n=20)	16	1	3
Self-adeziv sistemler	IPS Empress II (n=30)	24	0	6
	IPS e.max (n=30)	26	0	4



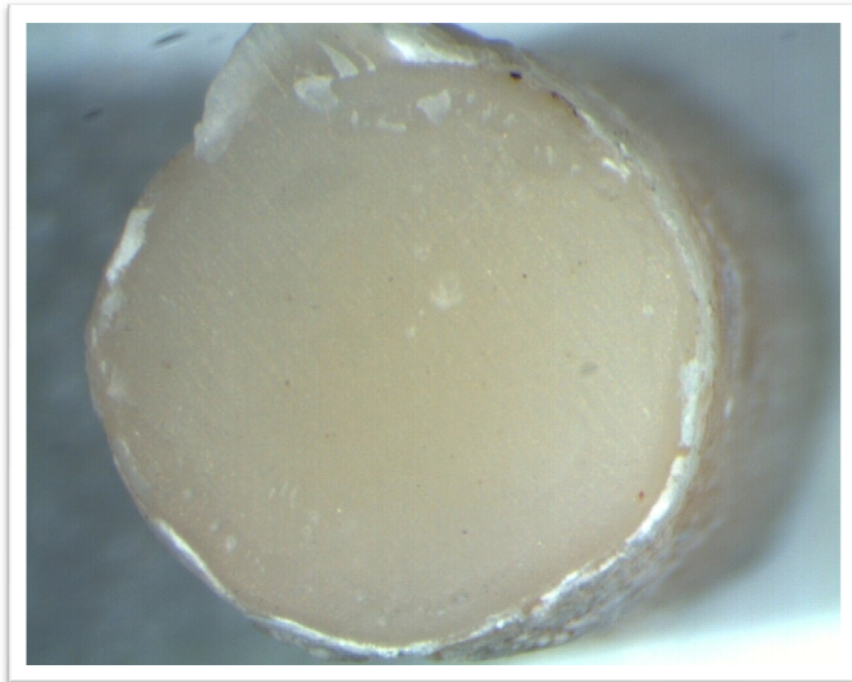
Resim 6.1 Asitlenmiş tam seramik blok



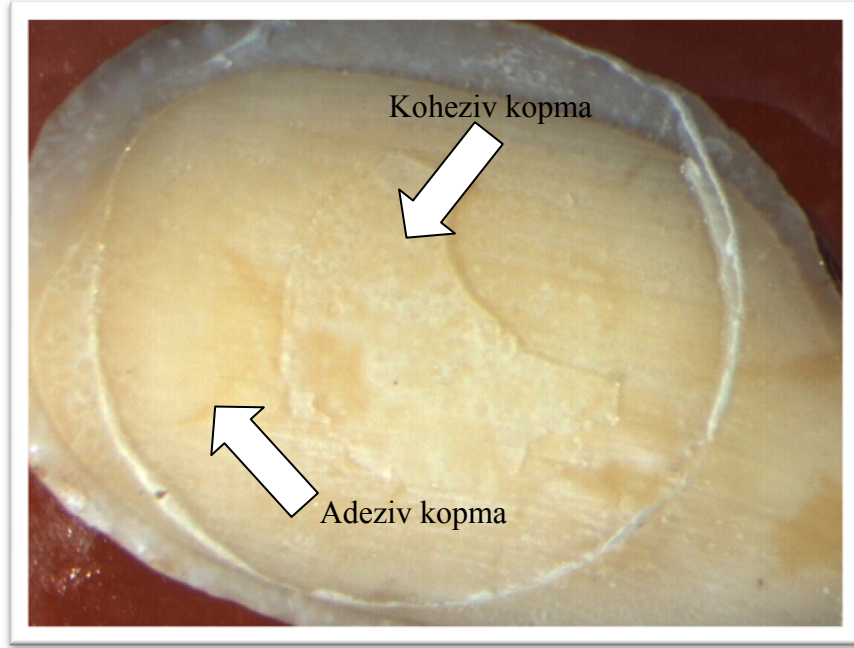
Resim 6.2 Rezin siman uygulanmış tam seramik blok



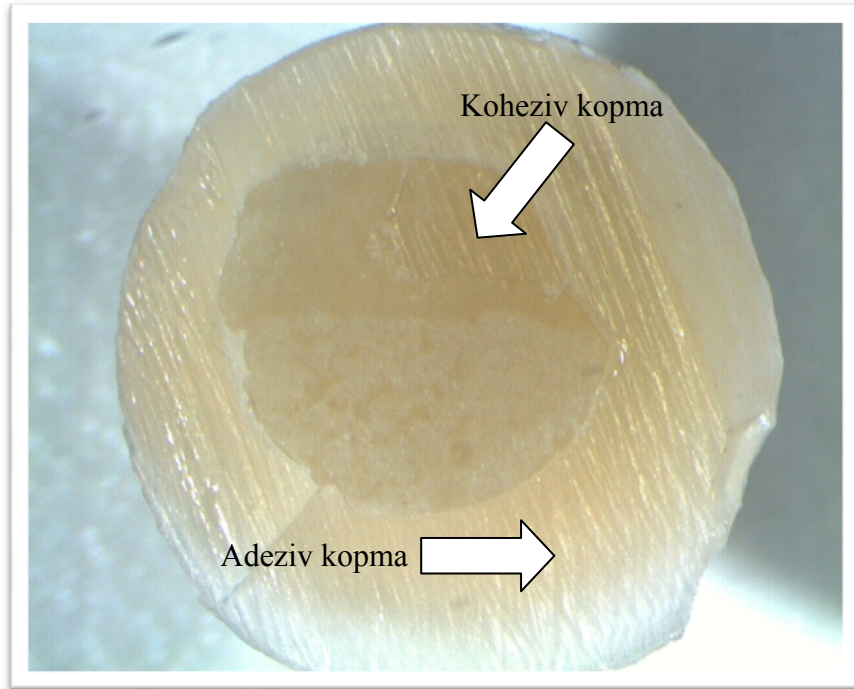
Resim 6.3 Dentinde tip 1 kopma



Resim 6.4 Tip 1 kopmanın seramikteki görünümü



Resim 6.5 Dentinde tip 3 kopma



Resim 6.6 Tip 3 kopmanın seramikteki görünümü



Resim 6.7 Dentinde tip 2 kopma



Resim 6.8 Tip 2 kopmanın seramikteki görünümü

IN VIVO ÇALIŞMADA BULGULAR

6.3. Klinik Değerlendirme

Çalışmamızda 64 hastaya (30 kadın, 34 erkek), 64 onley ve 14 inley IPS Empress II restorasyon uygulandı. IPS Empress II inley ve onley restorasyonlarının 2 yıllık klinik değerlendirilmeleri yapıldı ve ortalama 23,29 aylık takip periyodu sonucunda klinik başarı oranları değerlendirildi. Restorasyonların çenelere, dişlere, canlılıklarına, periodontal operasyon ihtiyaçlarına ve rubber-dam uygulanıp uygulanmamalarına göre dağılımları Tablo 6.10'da, restorasyon sınırlarının dişeti ile olan mesafeleri Tablo 6.11'de verilmiştir.

Tablo 6.10. Restorasyonların dağılımları

		Restorasyon Sayısı	%
Çene	Üst Çene	28	35,9
	Alt Çene	50	64,1
Sağ/Sol	Sağ	35	44,9
	Sol	43	55,1
Molar/Premolar	Molar	73	93,6
	Premolar	5	6,4
Onley/İnley	Onley	64	82,1
	İnley	14	17,9
Rubber Dam	Rubber Dam (+)	31	39,7
	Rubber Dam (-)	47	60,3
Canlılık	Canlı	19	24,4
	Cansız	59	75,6
Ameliyat	Ameliyat (+)	27	34,6
	Ameliyat (-)	51	65,4

6.3.1. Yaşam ömrü değerlendirilmesi

IPS Empress II restorasyonların başarı olasılığını belirlemede Kaplan Meier testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde, %95 lik güven aralığında değerlendirilmiştir. IPS Empress II restorasyonlarının 24 aylık takip periyodu sonucundaki orijinal, fonksiyonel ve total yaşam ömrü yüzdelik değerleri Tablo 6.12'de verilmiştir.

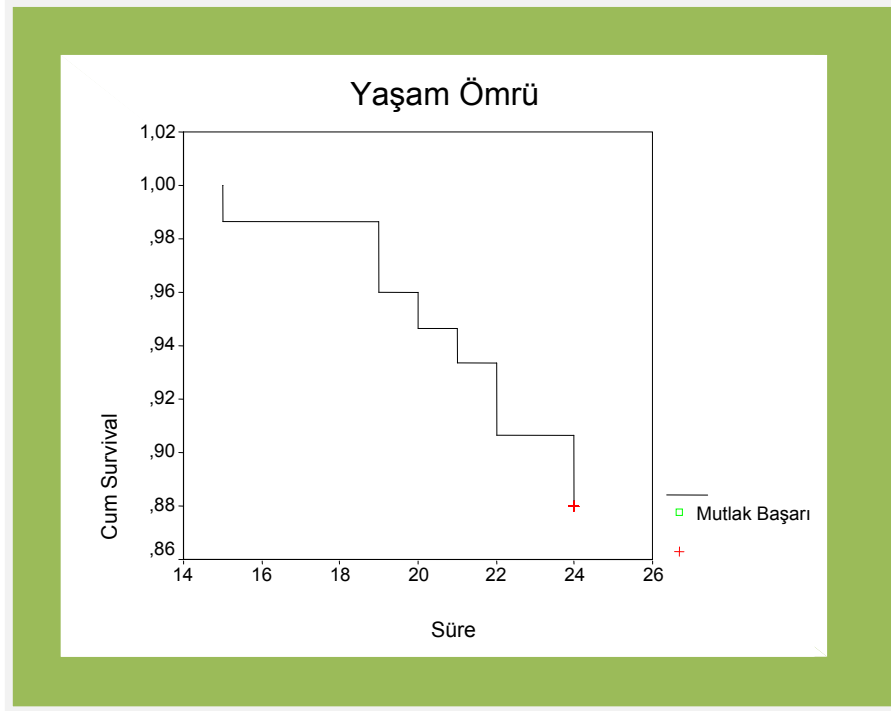
Tablo 6.11. Restorasyon sınırlarının dağılımları

		Restorasyon Sayısı	%
Mesial	2 mm'den fazla	13	16,7
	0-2 mm	12	15,4
	Dişeti sınırında	46	59
	Dişeti sınırı altında	7	9
Distal	2 mm'den fazla	6	7,7
	0-2 mm	12	15,4
	Dişeti sınırında	44	56,4
	Dişeti sınırı altında	16	20,5
Buccal	2 mm'den fazla	33	42,3
	0-2 mm	32	41
	Dişeti sınırında	13	16,7
Lingual	2 mm'den fazla	27	34,6
	0-2 mm	19	24,4
	Dişeti sınırında	29	37,2
	Dişeti sınırı altında	3	3,8

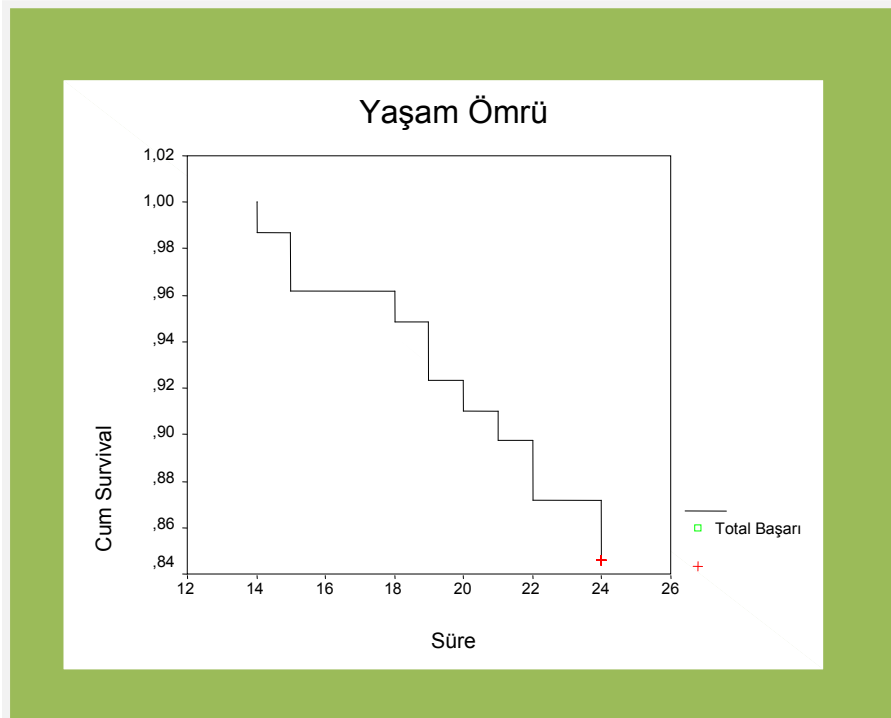
Tablo 6.12. Restorasyonların yaşam ömrü yüzdelik değerleri (%)

	1.Yıl Sağlam Kalma	2. Yıl Sağlam Kalma	Ortanca (SH)	%95 GA
Fonksiyonel yaşam ömrü	0,985	0,956	23,64±0,21	23,23-24,00
Orjinal yaşam ömrü	0,986	0,880	23,6±0,17	23,26-23,94
Total yaşam ömrü	0,987	0,871	23,29±0,25	22,81-23,78

Tüm restorasyonların 1 yıl sonunda fonksiyonel yaşam ömrü %98,5, iki yıl sonundaki fonksiyonel yaşam ömrü %95,6'dır. Tüm restorasyonların simana bağlı fonksiyonel yaşam ömrü grafiği Şekil 6.5'de verilmiştir. 14., 15. ve 18. aylarda yapıştırıcı rezin simana bağlı başarısızlık yaşanmıştır. Yerinden çıkan restorasyonların tekrardan yapıştırılarak klinik takiplerine devam edilmiştir. Tüm restorasyonların 1 yıl sonunda orjinal yaşam ömrü %98,6, iki yıl sonundaki orjinal yaşam ömrü %88,0'dır. Tüm restorasyonların kırılmaya, dişin çürümesine ve kanal tedavisindeki başarısızlığa bağlı orjinal yaşam ömrü grafiği Şekil 6.6'da verilmiştir. İki restorasyonun altında 20. ve 24. aylarda çürük gözlenmiştir (Resim 6.9 ve Resim 6.10). Bu restorasyonlar ve çürük dokusu uzaklaştırıldıktan sonra yeni restorasyonlar hazırlanmıştır. 22. Ay sonunda bir restorasyonda kompozit rezinlerle tamiri mümkün



Şekil 6.6. Tüm restorasyonların orjinal yaşam ömrü grafiği



Şekil 6.7. Tüm restorasyonların total yaşam ömrü grafiği



Resim 6.9 Kırık restorasyonun buccal görünümü



Resim 6.10 Kırık restorasyonun okluzal görünümü



Resim 6.11 Onley restorasyonun altında mezialde çürük doku

6.3.2. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme

Klinik takibi yapılan IPS Empress II restorasyonların başlangıç, 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık gözlem süresi sonundaki modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirme skorları Ek 10.4’de ve bu sonuçların yüzdelik değerleri ise Tablo 6.13’de gösterilmiştir. Nitel verilerin karşılaştırmalarında ki-kare testi, nitel verilerin tekrarlayan karşılaştırmalarında Mc Nemar’s testi kullanılmıştır.

Anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, yüzey pürüzlülüğü ve marjinlerdeki anatomik form gibi klinik değerlendirme kriterleri göz önüne alınarak 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık değerlendirmelerde tüm inley ve onley restorasyonları için klinik olarak kabul edilebilir değerler bulunmuştur.

Tablo 6.13. IPS Empress II restorasyonlarının Modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilmesi

	Başlangıç			6. ay			12. ay			24. ay			
	(n: 78)			(n: 78)			(n: 77)			(n: 72)			
	0	1	2	0	1	2	0	1	2	0	1	2	3
Anatomik Form	75	3	--	75	3	--	74	3	--	69	3	--	--
Marjinal Adaptasyon	72	6	--	70	8	--	69	8	--	64	8	--	--
Renk Uyumu	62	14	2	57	18	3	55	19	3	51	16	5	--
Marjinal Renklenme	78	--	--	71	4	3	67	7	3	59	9	4	--
Yüzey Pürüzlülüğü	76	2	--	75	3	--	71	6	--	67	5	--	--
Marjinlerdeki Anatomik Form	73	5	--	73	5	--	72	5	--	68	4	--	--
Çürük	78	--	--	78	--	--	77	--	--	71	1	--	--
Diş Bütünlüğü	78	--	--	78	--	--	77	--	--	72	--	--	--
Restorasyon Bütünlüğü	78	--	--	78	--	--	77	--	--	71	1	--	--
Kontaklar	75	3	--	75	3	--	74	3	--	69	3	--	--
Okluzal Kontak	73	5	--	74	4	--	75	2	--	70	2	--	--

Restorasyonlardaki değişiklikler yüzde olarak değerlendirildiğinde ise; anatomik formda ‘0’ değeri olarak kabul edilen ‘‘restorasyon diş anatomisine uyumlu’’ seçeneği başlangıçta ve 6. ayda %96,2 oranında iken 12. ayın sonunda %96,1’e düşmüştür. 24. ay sonunda oran %95,8 olarak tespit edilmiştir. ‘1’ değeri olan ‘‘konturları hafif eksik ya da hafif taşkın konturlu; marjinleri hafif eksik, kontak hafif açık, okluzal yükseklik lokal olarak azalmış’’ seçeneğinde 12. ayın sonunda %3,8’den %3,9’a doğru bir artma gözlenmiştir. 24. ay sonunda oran %4,2 olarak tespit edilmiştir. Ancak bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Marjinal adaptasyonun ‘0’ değeri ‘‘restorasyon mevcut anatomik forma uygun, sond takılmıyor’’ başlangıçta %92,3 iken, 6. ayda %89,7 ve 12. ayda %89,6 olmuş ve 24. ayda %88,9 değerine düşmüştür. ‘1’ değeri ‘‘sond takılıyor, ancak sondun girebileceği kadar açıklık yok’’ başlangıçta %7,7 iken, 6. ayda %10,3’e, 12. ayda %10,4’e ve 24. ayda %11,1’e çıkmıştır. Bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Restorasyonların renk uyumu incelendiğinde ise ‘0’ değeri “çok iyi, hemen hemen ayırt edilemiyor” başlangıçta %79,5 oranında iken, 6. ayda %73,1, 12. ayda %71,4 ve 24. ayda %70,8 değerine düşmüştür. ‘1’ değerinin “iyi” %17,9 olan başlangıçtaki değeri 6. ayın sonunda %23,1, 12. ayın sonunda %24,7 değerine çıkmıştır. 24. ayın sonunda %22,2 değerine gerilemiştir. ‘2’ değerinin “hafif değişiklik var, gölge ya da translusensi var” %2,6 olan başlangıç değeri 6. ay sonunda %3,8’e, 12. ay sonunda %3,9’a ve 24. ay sonunda %6,9’a çıkmıştır. Başlangıç renk uyumu değerlendirmeleri ile 6. ay, 12. ay ve 24. ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmiştir ($p=0,031$, $p=0,008$, $p=0,004$). Başlangıç değerleri, 6. ay, 12. ay ve 24. ay değerlerinden iyi bulunmuş, diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Marjinal renklenme incelendiğinde ‘0’ değeri “marjinlerde renkleşme yok” başlangıçta %100 oranında iken, 6. ayda %91, 12. ayda %87 ve 24. ayda %81,9 değerine düşmüştür. ‘1’ değerinin “hafif boyanmış, cila ile uzaklaştırılabilir” %0 olan başlangıçtaki değeri 6. ayın sonunda %5,1, 12. ayın sonunda %9,1 ve 24. ayın sonunda %12,5 değerine çıkmıştır. ‘2’ değerinin “bariz boyanmış, cila ile uzaklaştırılmaz” %0 olan başlangıçtaki değeri 6. ayın sonunda %3,8, 12. ayın sonunda %3,9 ve 24. ayın sonunda %5,6 değerine çıkmıştır. Hasta grubunun başlangıç marjinal renklenme değerleri ile 6. ay, 12. ay ve 24. ay değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). 6. ay değerleri 24. ay değerlerinden iyi bulunmuş ($p=0,016$), diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Yüzey pürüzlülüğünün ‘0’ değeri “düzgün yüzey” başlangıçta %97,4 iken, 6. ayda %96,2 ve 12. ayda %92,2 değerine düşmüş ve 24. ayda %93,1 değerine çıkmıştır. ‘1’ değeri “hafif düzensiz ve pürüzlü yüzey” başlangıçta %2,6 iken, 6. ayda %3,8’e, 12. ayda %7,8’e çıkmış ve 24. ayda %6,9’a düşmüştür. Bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Restorasyonların marjinlerindeki anatomik form incelendiğinde ise ‘0’ değeri olan “tamamen uyumlu” başlangıçta ve 6. ayın sonunda %93,6 olan değeri, 12. ayın sonunda %93,5 olmuş ve 24. ayın sonunda %94,4’e yükselmiştir. ‘1’ değeri “çok hafif uyumsuzluk” başlangıçta ve 6. ayın sonunda %6,4 iken, 12. ayın sonunda da %6,5 bulunmuştur. 24. ayın sonunda bu değer %5,6’ya düşmüştür. Yüzey pürüzlülüğünde oluşan bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Sekonder çürük oluşması başlangıçta, 6. ayın sonunda ve 12. ayın sonunda çekilen periapikal röntgenlerle ‘0’ değeri “çürük belirtisi yok” olarak belirlenmiştir. 20. ve 24. aylarda ‘1’ değeri “çürük belirtisine” rastlanılmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Onley bütünlüğü açısından başlangıçta, 6. ayın sonunda ve 12. ayın sonunda ‘0’ değeri “kırık yok” %100 olarak gözlemlenirken, 24. ayın sonunda bu oran %98,6’ya düşmüştür. ‘3’ değeri “tamir edilemez kırık” 24. ayın sonunda %1,4 olarak gözlenmiştir. Onley bütünlüğü değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

6.3.3. Hasta memnuniyeti değerlendirmesi

IPS Empress II inley ve onley restorasyonlarını kullanan 64 hastanın toplam 78 restorasyonu; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği bakımından memnuniyetleri incelenmiştir. Ayrıca hastalardan restorasyonlarını notlamaları ve hassasiyet/ağrı bakımından değerlendirmeleri istenmiş, bu değerler Ek 10.5’de verilmiştir. Hasta memnuniyetinin; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği değerleri Tablo 6.14’de verilmiştir.

Restorasyonların renk açısından değerlendirilmesinde başlangıçta hastaların %80,8’i “çok iyi” değerini verirken bu değer 6. ayda %83,3’e ve sonrasında 12. ayda %89,6’ya çıkmıştır. 24. ay sonunda ise bu değer %88,9 olarak gözlenmiştir. Başlangıçta hastaların %17,9’u “iyi” değerini verirken bu değer 6. ayda %16,7’ye ve sonrasında 12. ayda %10,4’e gerilemiştir. 24. ay sonunda bu değer %11,1 olarak

gözlenmiştir. Sadece başlangıçta %1,3 oranında “yeterli” skoruna rastlanılmıştır. Hasta grubunun başlangıç renk değerlendirmeleri ile 6.ay ve 24. ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş ($p=0,625$, $p=0,125$), 12. ay değerleri (%89,6) başlangıçtan (%80,8) iyi bulunmuş ($p=0,031$), diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 6.14. Hasta memnuniyeti değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

Hasta memnuniyeti	Skor	Başlangıç	6. ay	12. ay	24. ay
Renk	1	63	65	69	94
	2	14	13	8	8
	3	1	--	--	--
	4	--	--	--	--
Yüzey Pürüzlülüğü	1	69	71	75	70
	2	9	7	2	2
	3	--	--	--	--
	4	--	--	--	--
Çiğneme etkinliği	1	65	66	69	67
	2	13	12	8	5
	3	--	--	--	--
	4	--	--	--	--

Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirilmesinde başlangıçta hastaların %88,5’i “çok iyi” değerini verirken bu değer 6. ayda %91’e ve 12. ayda %97,4’e çıkmıştır. 24. ay sonunda ise bu değer %97,2 olarak gözlenmiştir. Başlangıçta hastaların %11,5’i “iyi” değerini verirken bu değer 6. ayda %9’a ve sonrasında 12. ayda %2,6’ya gerilemiştir. 24. ay sonunda bu değer %2,8 olarak gözlenmiştir. Hasta grubunun başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri ile 6.ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş ($p=0,500$), 12. ve 24 ay değerleri (%97,4 ve %97,2) başlangıçtan (%88,5) iyi bulunmuş ($p=0,031$), diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Restorasyonların çiğneme etkinliği açısından değerlendirilmesinde başlangıçta hastaların %83,3’ü “çok iyi” değerlendirmesi yaparken bu değer 6. ayda %84,6’ya, 12. ayda %89,6’ya ve 24. ay sonunda ise %93,1’e çıkmıştır. Başlangıçta hastaların %16,7’si “iyi” değerini verirken bu değer 6. ayda %15,4’e, 12. ayda %10,4’e ve 24.

ay sonunda %6,9'a düşmüştür. Hasta grubunun başlangıç, 6.ay, 12.ay ve 24. ay çığneme etkinliği değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Restorasyonların hastalar tarafından skorlandığı değerler Tablo 6.15'de, ortalamaları ise Tablo 6.16'da gösterilmiştir.

Tablo 6.15. Skorların hastalara göre dağılımı

	Skor	Hasta sayısı	%
Hasta değerlendirilmesi başlangıç	6	1	1,3
	7	5	6,4
	8	7	9
	9	10	12,8
	10	55	70,5
Hasta değerlendirilmesi 6. ay	7	4	5,1
	8	6	7,7
	9	9	11,5
	10	59	75,6
Hasta değerlendirilmesi 12. ay	7	4	5,2
	8	2	2,6
	9	8	10,4
	10	63	81,8
Hasta değerlendirilmesi 24. ay	7	1	1,4
	8	4	5,5
	9	6	8,2
	10	62	84,9

Tablo 6.16. Skor ortalamaları ve standart sapmaları

Hasta Değerlendirme	Ort±SS
Başlangıç	9,54±0,10
6. ay	9,63±0,093
12. ay	9,72±0,083
24. ay	9,77±0,072
Fr*	7,39
P	0,0001

Fr* - Friedman

IPS Empress II restorasyonların hastalar tarafından değerlendirilmesinde '1' değeri "en kötü", '10' değeri "en iyi" olarak belirlenmiştir. Hasta grubunun

başlangıç, 6. ay, 12. ay, 24. ay hasta değerlendirme puan ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Başlangıç hasta değerlendirme puan ortalamaları 6. ay, 12. ay, 24. ay değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,033$, $p=0,008$, $p=0,002$), 6. ay hasta değerlendirme puan ortalamaları 24. ay değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,007$), diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Hasta memnuniyetinin hassasiyet ve ağrı değerlendirilmesinde elde edilen skorlar ve yüzdelere göre dağılımı Tablo 6.17 ve Tablo 6.18’de verilmiştir.

Tablo 6.17. Hassasiyet değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

Hassasiyet		Hasta Sayısı	%
Başlangıç	Var	9	11,5
	Yok	69	88,5
6 Ay	Var	5	6,4
	Yok	73	93,6
12 Ay	Var	3	3,9
	Yok	74	96,1
24 Ay	Yok	72	100

Tablo 6.18. Ağrı değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlar

Ağrı		Hasta Sayısı	%
Başlangıç	Var	3	3,8
	Yok	75	96,2
6 Ay	Var	3	3,8
	Yok	75	96,2
12 Ay	Var	3	3,9
	Yok	74	96,1
24 Ay	Yok	72	100

Hasta grubunun başlangıç hassasiyet varlığı değerlendirmeleri ile 6. ay ve 24. ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş ($p=0,125$), 12. ay değerleri (%96,1) başlangıçtan (%88,5) iyi bulunmuş ($p=0,031$), diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). 24. ay sonunda hassasiyet tamamen kaybolmuştur.

Hasta grubunun başlangıç, 6. ay, 12. ay ve 24. ay ağrı varlığı değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). 24. ay sonunda ağrı kalmamıştır ancak ağrının kaybolmasının sebebi, ağrıya neden olan dişlerin çekilmesidir.

7. TARTIŞMA

IN VITRO TARTIŞMA

Dental materyallerdeki gelişmeler ve teknolojinin ilerlemesi, estetik taleplerin artmasıyla birlikte posterior bölgede seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Seramik inley ve onleylerin klinikte ne kadar dayanabileceği hakkında tahmin edebilmek için birçok in vitro çalışma yapılmıştır (38, 97, 193). Ancak hiçbir in vitro metot materyalin in vivo koşullardaki durumunu tam anlamıyla yansıtamaz. Bundan dolayı bu materyallerin ağız ortamında test edilmesini sağlayan uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (59).

Klinik çalışmalar en uygun yöntem olmalarına rağmen, bu çalışmalar zaman alıcı, maliyetleri yüksek ve pek çok açıdan hastaya da hekime de zahmetli olmaktadır (155, 167). Uzun dönem klinik araştırmalar zaman ve hasta takibi açısından da oldukça zordur. Ancak yapılan in vitro çalışmalarda da tam bir standardizasyon sağlamak zor olabildiği için, aynı materyalle yapılan farklı araştırmalar çoğu zaman değişik sonuçlar verebilmekte ve bu da klinik performansın tahmin edilebilmesini zorlaştırmaktadır (10). Dolayısıyla in vitro ve in vivo çalışma sonuçlarının beraber değerlendirilmesi doğru sonuca yaklaşmak için en iyisi olacaktır (252).

Bu tez çalışması da, klinik ve laboratuvar koşullarının birlikte değerlendirilmesi için in vivo ve in vitro olmak üzere iki aşamalı olarak planlanmıştır.

Seramik esaslı materyallerin biyolojik uygunluğu, aşınma dirençlerinin yüksek oluşu, mükemmel estetik özellikleri gibi avantajları bu malzemenin inley-onley restorasyonlarda kullanılmasını gündeme getirmiştir. Daha önceleri metalle kombine kullanılan seramikler, teknolojik ilerlemelere paralel olarak adeziv teknik ve güçlendirilmiş seramiklerin geliştirilmesiyle birlikte inley restorasyonların yapımında da kullanılmaya başlanılmışlardır (5, 7).

Preslenebilen porselenler üretim kolaylığı, marjinal bütünlük, yarı şeffaflık, üstün mekanik özellikler, presleme ile net bir formun oluşturulması gibi birçok nedenlerle dental restoratif sistemin en popüler ürünlerindendirler (8). IPS Empress II de, mükemmel estetik sonuçların elde edildiği ve mekanik özellikleriyle porselenin kırılma yapısının minimize edildiği klinikte sıkça kullanılan preslenebilen porselenlerdendir. Son zamanlarda IPS Empress'in kırılma dayanımının artırılması amacıyla piyasaya sürülen IPS e.max de preslenebilen porselenlerdendir. IPS e.max kırılma dayanımları ile çiğneme sırasında basıncın çok geldiği posterior bölge restorasyonlarında tercih sebebi olmuştur.

Çalışmamızda klinikte çok sık kullanılan ve hem estetik hem de fonksiyon açısından çok iyi sonuçların elde edildiği IPS Empress ve IPS e.max in vivo ve in vitro koşullarda değerlendirilmiştir.

Tam seramik restorasyonlar birçok avantajı beraberinde getirirse de, bu restorasyonların başarısızlığına neden olan, seramik yapısının kırılma potansiyeli ve bağlantı yetersizliği gibi dezavantajları mevcuttur (41). Seramik materyalinin uzun dönem başarısında ise simantasyon prosedürleri önemli rol oynar (234). Bu nedenle seramik materyalinin bağlantı dayanıklılığını tespit etmek, restorasyonun başarısını değerlendirmek için oldukça önemlidir.

Laboratuvar koşullarında, dental malzemelerin diş dokularına bağlanabilme güçlerini belirlemede birçok test yöntemi kullanılmaktadır. En çok kullanılan test yöntemleri de makaslama ve çekme testleridir (10).

Ağız içi kuvvetlerin kompleks yapılarından dolayı makaslama veya gerilme testlerinde simule edilemeyecekleri belirtilmektedir. Bu nedenle materyalin makaslama veya gerilme dayanıklılığı in vitro olarak incelenir. Makaslama ve gerilme direnci testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlantı dirençlerinde belirgin bir farklılık görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir. Bu nedenle makaslama

direncinin adezyon testlerinde tercih edilmesi önerilmektedir (71). Ayrıca literatürde en yaygın olarak kullanılan testin, makaslama testi olduğu bildirilmiştir (10, 28) ve makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı kabul edilmektedir (47). Çünkü çekme testleri oldukça kritiktir, dikkatli olunmazsa örnekler tork kuvvetine maruz kalırlar ve bağlanma kuvveti değerleri düşer (213).

Bu tez çalışmasının in vitro bölümünde, çiğneme esnasında ağız içinde meydana gelen kuvvetleri daha iyi yansıttığı gerekçesiyle iki farklı seramiğin makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları incelenmiştir.

Diş yapısına adezyonu test etmek için ISO, daimi insan dişi veya daimi sığır dişlerinin kullanılmasını önermektedir (109). İnsan dişi boyutlarının küçük olup, sığır dişi boyutlarının büyük olması araştırmacıları çalışmalarda daha geniş dentin dokusundan faydalanılması amacıyla sığır dişi kullanımına yöneltmiştir (109). Ancak Mason ve ark.'ları, sığır dişi dentin yapıları farklı olduğundan bu tür çalışmalarda insan dişi kullanılması gerektiğini ve en iyi sonucun insan dişiyle elde edildiğini bildirmişlerdir (145).

Bu nedenle çalışmada, daha fazla dentin dokusu elde etmek için ISO'nun önerileri doğrultusunda çürüksüz ve restorasyonsuz 20 yaş dişleri kullanılmıştır. Çürüksüz ve restorasyonsuz dişlerin tercih edilme nedenleri ise; çürük gibi bir uyaran varlığında tamir dentini oluşumu sonucunda bağlantı dayanıklılığının tespitinde standardizasyon sağlanamaması olacaktır (116).

Seçilen dişlerin standardize edilmesi tek başına yeterli değildir. Bu dişlerin saklama koşulları da belirli standartlara uymalıdır. Bağlantı dayanıklılık testi uygulanacak dişlerin çekim işleminden kullanılacağı ana kadar geçen sürede dehidrate olmasını önlemek amacıyla, solüsyonlar içinde tutulması önerilmektedir (63, 269). Distile su ve salin bu amaçla kullanılan solüsyonlardır (32, 194).

Saklama ortamında mikroorganizmaların üremesini engellemek amacıyla etanol, formol, timol, sodyum hipoklorit, glutaraldehit gibi antimikrobiyal kimyasal

maddeler ilave edilebilmektedir (16, 199). Ancak ortamdaki kimyasal maddelerin, diş dokularını ve kullanılan materyalin özelliklerini değiştirebileceği ve saklama ortamlarının dental materyallerin bağlanma dayanımı üzerine etkili olabileceği belirtilmektedir (269).

Retief ve ark.'ları kloroamin, etanol, salin, formol ve timol gibi beş farklı solüsyon içinde saklanan dişlere uygulanan dolgu maddelerinin makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımlarını incelemişler ve iki günlük saklama süresi sonunda timol ve etanol gruplarındaki dişlerin bağlanma dayanımının diğerlerinden daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır (199).

Tosun ve ark.'larının kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi üzerine yaptıkları diğer bir çalışmada, %0.1'lik timol, %10'luk formol ve distile su içinde bekletilen dişlerin bağlanma dayanımları incelenmiş ve en düşük bağlanma dayanımı timol solüsyonunda bekletilen dişlerden elde edilmiştir, diğer iki solüsyonda bekletilen dişler arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (241).

ISO'nun bildirilerinde distile su veya benzeri ortamlarda saklanan dişlerin mümkünse çekimlerden hemen sonra veya en geç 6 ay içerisinde kullanılmaları önerilmektedir (109). Saklanan solüsyonlar kadar bekleme süresi de bağlanma dayanımı açısından önem taşımaktadır. Tez çalışmamızdaki dişler, bu nedenle distile suda, en fazla 3 ay boyunca bekletildiler.

Bağlanma dayanımlarının ölçülmesi amacıyla yapılan in vitro çalışmalarda dentin yüzeyinde standart smear tabakası oluşturulmalıdır. Dentin yüzeyinin elmas frezle prepare edilmesini öneren araştırmacılar olmakla birlikte, ISO in vitro koşullardaki çalışmaların standardizasyonu için dentin yüzeyinin 400 veya 600 nolu zımpara kağıdı ile aşındırılmasını önermektedir (109).

Bağlantı direnci testlerinde dentin bölgesi ve derinliği test sonuçlarını etkilemektedir (261). Yesilyurt ve Bulucu, total-etch adezivlerin, derin ve yüzeyel

dentinde bağlantı dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, derin ve yüzeyel dentin arasında bağlantı direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlarsa da, yüzeyel dentindeki bağlantı direnci değerlerinin derin dentine göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (261).

Bağlantı dayanımı testlerinde genellikle dişlerin yüzeyel dentin bölgesine rezinin bağlantısı değerlendirilse de tez konumuz aşırı madde kayıplı dişler üzerine olduğundan, in vitro testin uygulanacağı dişlerde, mine-sement sınırının 2 mm üzerinde diş dokusu kalacak şekilde önce elmas frezlerle sonra da sırasıyla 400 ve 600 nolu zımparalarla aşındırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Bağlantı kuvveti değerlerinin tespit edilmesinde dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da simantasyon işlemleri sırasında üretici firmanın talimatlarına uyulmasıdır. Üretici firma talimatlarına uygun şekilde gerçekleştirilen simantasyon işlemini takiben, simanın sertleşmesi tamamlanana kadar sabit bir kuvvet altında olması da oldukça önemlidir (179).

Çalışmamızda üretici firma talimatları doğrultusunda dentin yüzey düzenleme işlemleri gerçekleştirilmiştir ve restorasyonlar simante edilmiştir. Simantasyon işlemini takiben, 5 kg altındaki yüklerin yapıştırma simanın film kalınlığını azaltıcı etkisi olmadığından sertleşme süresince 5 kg sabit yük uygulanmıştır.

Seramik yüzeyinin kumlanması, asit uygulanması ve takibinde silan bağlı ajan kullanılması rezin-seramik bağlantısı için uygun bir ortam sağlamaktadır (118).

Rezin simanların seramik yüzeylerine mikromekanik bağlantılarını sağlamak için HF asit en çok tercih edilen asitleme yöntemidir. Bununla birlikte seramik yüzeylerinde asitleme işlemi için ortofosforik, sülfirik, nitrik, asidüle fosfat florid ve amonyum hidrojen diflorid gibi farklı asitlerin de uygulanabileceği bildirilmiştir (215).

Nakamoto ve ark.'ları hidroflorik asit ile amonyum bifloridi mukayese ettikleri çalışmalarında, hidroflorik asitin ısı ile preslenmiş seramik üzerine daha etkili bir asit olduğu sonucuna varmışlardır (163).

Hayakawa ve ark.'ları da hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş numunelerin bağlanma kuvvetinin cilalı veya fosforik asitle pürüzlendirilmiş numunelerden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (91).

Thurmod ve ark.'larının farklı yüzey işlemleri uygulanmış seramik yüzeyine rezin kompozitin bağlanma kuvvetini kıyasladığı başka bir çalışmada, alüminyum oksitle kumlama işlemine tabi tutulduktan sonra hidroflorik asit uygulanan seramik yüzeyine bağlanma kuvvetinin en yüksek değerlerde olduğu ve asitleme süresi veya asit konsantrasyonu arttıkça bağlantı kuvveti değerlerinin arttığı sonucu elde edilmiştir (237).

Saraçoğlu ve ark.'larının yaptıkları bir çalışmada, farklı konsantrasyon ve sürelerde uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ısı ile preslenmiş seramik örneklerin bağlantısı üzerine etkisi incelenmiş ve hidroflorik asit uygulamasının diğer yüzey işlemlerinden daha etkili olduğu ve yüksek konsantrasyon değerlerinde ve uzun süreli asit uygulamasının bağlantı kuvvetini arttırdığı sonucuna varılmıştır (215).

Yapılan araştırmaların çoğunda asitleme süresi ve asit konsantrasyonu arttığında bağlantı kuvvetinin arttığı sonucu elde edilmiştir. Ancak bazı araştırmalarda da bağlantı kuvveti bu parametrelerin artışıyla ters orantılı bir şekilde azalmıştır.

Chen ve ark.'ları ile Calamia ve ark.'larının farklı konsantrasyon ve sürelerde uyguladıkları hidroflorik asitin bağlantı kuvvetine etkilerini araştırdıkları çalışmalarda, düşük konsantrasyon değerlerinde ve daha kısa süre uyguladıkları asitin etkisiyle, rezinin seramik yüzeyine bağlantı kuvvetini arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır (44, 52).

Yüksek konsantrasyon değerinde ve uzun süre uygulanan asit, bağlantı kuvveti üzerine zayıflatıcı etki yaratabilir. Bu nedenle hidroflorik asitin konsantrasyon değeri ve asitleme süresinin uygun kombinasyonu, bağlantı kuvveti üzerinde büyük önem taşır.

Bu tez çalışmasında da, üretici firma önerileri doğrultusunda %5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) 20 saniye süreyle uygulanmıştır. 20 saniye süreyle hava-su spreyi ile durulanmış ve kurutulmuştur.

Bağlantı kuvveti değeri sadece asit ile pürüzlendirme işlemine bağlı değildir, asitlenmiş seramik yüzeyine silan uygulanması da bağlantı kuvvetini etkileyen çok önemli bir prosedürdür.

Yapılan çalışmalarda, silan bağlı ajanların, rezin esaslı kompozitler ve seramik yüzeyindeki silika arasında kimyasal bağlar oluşturduğu ve asitlenmiş seramikte mikromekanik kilitlenme sağlayarak bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (29).

Jardel ve ark.'ları tek başına hidroflorik asit ile pürüzlendirme prosedürünün yeterli güçte bağlantı sağlayamayacağını, silanizasyon işlemi ile beraber hidroflorik asit uygulamasının adezyonu arttıracaklarını savunmuşlardır (114).

Stacey yaptığı çalışmada, silanlanmamış seramik yüzeylerine rezin simanın bağlanma kuvveti değerlerini 9.4- 27.6 MPa , silan uygulanan seramik yüzeylerine rezin simanın bağlanma kuvveti değerlerini 18.7- 46.9 MPa arasında bulmuştur (229).

Sorensen ve ark.'ları seramik asit uygulaması ve silanizasyonun, mikrosızıntıyı azalttığını göstermişlerdir (225). Lacy ve ark.'larının yaptıkları bir çalışmada, air abraziv partiküllerle aşındırmanın silan bağlı ajanlar uygulamaksızın retansiyon sağlayamayacağı sonucuna ulaşmıştır (129).

Karboksilik asit ihtiva eden bazı silan ajanları ile hidroflorik asit uygulamaksızın yeterli bağlanma kuvveti elde edilebilir (209).

Çalışmamızda, seramik yüzeyi Al_2O_3 ile kumlama işlemine tabi tutulduktan sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda hidroflorik asitle pürüzlendirilip, yine üretici firmanın talimatları doğrultusunda silan uygulaması yapılmıştır.

Isısal çevirim, bağlantı dayanımının değerlendirilmesi için kullanılan, oral kavitede yeme, içme ve nefes alma sırasında oluşan ısısal değişiklikleri taklit eden ısısal yorgunluk metodudur (78, 259). Isısal çevirim, kompozitin termal büzülme veya genleşme katsayısına bağlı olarak, diş-materyal arayüzünde tekrarlayan büzülme veya genleşme streslerinin oluşmasına neden olur (62). Bu durum bağlantı yüzeyi boyunca çatlakların ilerlemesi ve açıklık oluşumu ile sonuçlanabilir. Farklı boyutlarda oluşan açıklık ara yüzeyde sıvı girişi ya da çıkışına izin verir. Böylece ısısal çevirim işleminden sonra, rezin ve dentin arasındaki adezyonda başarısızlık görülür ve ısısal çevirimin bağlantı kuvveti değerleri üzerine etkisi olduğu sonucuna varılır (259).

Isısal çevirim sırasında ortaya çıkan su absorpsiyonu, rezinin polimerizasyon büzülmesini kompanse ederek adezyonun başarısızlığına neden olabilen stres oluşumunu minimuma indirebilir. Bu nedenle rezin-diş bağlantı dayanımına ısısal çevirimin etkisi, hidroliz etkisinden ayrılamaz. Hatta ısısal çevirimin etkisi, suyun sıcaklığını artırarak hidroliz etkisini hızlandırmak bile olabilir (62).

Isısal çevirim işlemi farklı çevirim sayıları, farklı sıcaklık değerleri ve farklı daldırma sürelerinde gerçekleştirilmektedir. Çevirim sayısı; 100, 500, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 5000, 10000, 15000, 30000 ve 50000'e kadar değişkenlik gösterir. Bu sayılardaki değişimler çoğu zaman isteğe bağlı değiştirilmektedir ve bu yüzden de çalışmalar arasında bir bağlantı kurulamamaktadır. Gale ve ark.'larının yaptıkları çalışmada, yaklaşık olarak 10000 ısısal çevirimin 1 yıllık klinik fonksiyona eş değer geldiği tahmin edilmektedir (78). ISO standartlarına göre uygulanması tavsiye edilen

500 çevirim, bağlantı dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etki gösterecek kadar yeterli bir çevirim değeri değildir (78, 214).

Miyazaki ve ark.'larının yaptıkları bir çalışmada, 30000 ısısal çevirim uygulanan örneklerde bağlantı dayanımı azalmıştır ve buna dayanarak çok sayıda uygulanan ısısal çevirim işleminden sonra, restorasyon ara yüzeyinde negatif bir etki olduğu sonucuna varılmıştır (150).

Lehman ve ark.ları polimer kronlarda fiberle güçlendirmeye, ısısal çevirim simantasyon tekniğinin etkisini incelediği çalışmalarında, örnekleri 5-55 C°'de 10000 çevirim ile yaşlandırmış ve ısısal çevirim işleminin kırılma dayanıklılığını belirgin oranda azalttığını görmüşlerdir (132).

Normal şartlarda, diş yüzeyi üzerine ulaşan sıcaklık değerleri 15-45 C° arasında değişmektedir (185). Ancak buzdolabındaki gıdalar 4 C° de korunabilirler. Isısal çevirim sıcaklık aralığı da ısısal çevirim sayısı gibi değişkenlik gösteren bir parametredir.

Palmer ve ark.'ları sıcak ve soğuk içeceklere maruz kalan dişler üzerinde yaptıkları çalışmada dental materyallerin ısısal çevirim işlemi için uygun sıcaklık değerlerini 0-67 C° olarak ifade etmişlerdir (177).

Ernst ve ark.'ları oral kavitede ortaya çıkan, en çok rastlanılan sıcaklık aralığının 5-55 C° olduğunu ispatlamışlardır (69).

Çalışmamızda örneklere 5 ± 2 C° ve 55 ± 2 C°'de 30'ar saniyelik daldırma süresinde 10000 defa ısısal çevirim uygulaması yapılmıştır.

In vitro çalışmalarda kullanılacak olan numuler standardize edildikten sonra, bağlantı dayanımı testine tabi tutulur. Adezyon testlerinin en yaygın olarak kullanılanları makaslama ve çekme adezyon testleridir (10). En kolay uygulanıp standardize edilebileni de makaslama testleridir. Ayrıca çekme testleriyle

karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir. Ancak makaslama testinde önemli olan husus, makaslama bıçağının örneğe bağlanma yüzeyine yakın bir noktadan temasının sağlanmasıdır. Aksi takdirde, dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur (134).

Makaslama testinde kullanılan bıçağın temas açısı da son derece önemlidir. Diğer önemli nokta ise test düzeneğinin standardizasyonunu sağlamak için makaslama kuvvetlerinin bağlantı sahasını 180 ya da 360° çevreleyen ayırıcı bir uç yardımıyla uygulanması gerekliliğidir (61). Ayırıcı ucun yaklaşma hızı da, farklı çalışmalarda makaslama testlerinde değişkenlik gösteren bir parametredir. ISO standartlarına göre; standart yaklaşma hızı 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtilmiştir (109). Bu değerlerin üzerindeki hızların kullanıldığı makaslama test metodları, bağlantı direncinin değerlendirilmesinde gerçekçi sonuçları yansıtmamaktadır (89).

Çalışmamızda 8 farklı rezin simanla yapıştırılan IPS Empress ve IPS e.max seramiklerinin dentin yüzeyine bağlanma direnci, in vitro koşullarda makaslama testi ile değerlendirilmiştir. Makaslama testi kullanılarak bağlantı direncinin değerlendirildiği bu çalışmada, yaklaşma hızının 0.5 mm/dk olduğu ve bağlantı sahasını 180° çevreleyen ayırıcı uç yardımıyla makaslama kuvvetleri uygulanmıştır.

Seramik inley ve onley restorasyonların simantasyonunda genellikle dual-cure rezin simanlar tercih edilmektedir. İnley restorasyonların altında kalan rezin simanın yeterli ışık almaması nedeniyle oluşabilecek yetersiz polimerizasyon dual-cure rezin simanın kimyasal yolla polimerize olabilme özelliği ile minimum seviyeye indirilir, ışıkla polimerize olabilme özelliği ile de uygun çalışma zamanı sağlanır (124).

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar ise sabit sertleşme zamanına sahiptirler ve genellikle metal destekli seramik restorasyonlar ya da opak, yüksek dirençli seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar (124).

Matsumura ve ark.'ları kimyasal polimerize olan rezin simanların bağlantı kuvveti değerlerini dual-cure rezin simanlarla kıyasladığında daha düşük bulmuşlar ve kimyasal rezin simanların çalışma süresini arttıran daha az başlatıcı veya daha çok polimerizasyon inhibitörüne bağlamışlardır (146).

Çalışmamızda IPS Empress ve IPS e.max seramik yüzeyine yapıştırıcı ajanın bağlantı dayanıklılığının tespitinde dual-cure ve self cure rezin simanlar kullanılmıştır. Çalışmamızın istatistiksel sonuçlarına göre, total etch sistemle birlikte kullanılan dual cure rezin simanların bağlanma kuvveti değerleri self etch ve self adeziv sistemlerden daha yüksek değerlerdedir. Total etch sistemler arasında kıyaslama yapıldığında da, en yüksek bağlanma kuvveti değerini elde ettiğimiz Bifix QM+ Solobond grubudur. Bifix QM+Solobond grubunun bağlanma kuvveti değerleri ile diğer bir total etch sistem olan Variolink 2 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, Choice'in bağlanma kuvveti değeri Bifix QM+Solobond'dan oldukça düşüktür.

Dual cure rezin simanlar seramik restorasyonların simantasyonunda self cure rezin simanlardan daha başarılı olmasına rağmen, çalışmamızda self etch sistemlerle birlikte uygulanan dual cure rezin siman Bifix QM+ Futura Bond grubu ve self cure rezin siman Multilink grubu arasında bağlanma kuvveti açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

İndirek estetik restorasyonların uzun dönemde klinik başarısı, iyi bir marjinal uyum ve güçlü adeziv bağlantıya bağlıdır. Seramik inley ve onleylerin son zamanlarda popülaritesinin artması, bu restorasyonların dişe bağlanmasını arttırmak amacıyla, dentin bonding ajanların rezin simanlarla birlikte kullanılmaya başlanmasına dayanmaktadır (19).

Dentin bonding ajanların kullanımıyla, rezin kompozit ile dentin arasında hermetik bir kapatma sağlanmakta, postoperatif hassasiyet önlenmekte ve adezyon güçlenmektedir (175). Dual sertleşen rezin simanların dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanımı, seramik inleylerin tutuculuk problemini azaltmanın yanı sıra

seramik ve kompozit rezin siman ara yüzeyinde stres kırıcı bir kaide oluşturmaktadır (127).

Sorensen ve Munksgaard, seramik inleylerin dual sertleşen simanlar ile yapıştırılmasından önce, dentin bonding ajan uygulanan ve uygulanmayan grupları karşılaştırmışlardır. Dentin bonding ajan uygulandığında, polimerizasyon büzülmesine bağlı, bağlantıda bozulmaya neden olan aralığın % 46-93 oranında azaldığını saptamışlardır (226).

Bağlayıcı sistem ve rezin esaslı dolgu materyalinin kimyasal kompozisyonlarındaki benzerlikten dolayı, adeziv/rezin ara yüzeyindeki bağlanma kuvveti dentin/adeziv ara yüzeyindeki bağlanma kuvvetinden yüksektir (6). Resin esaslı dolgu materyalleri polimerize olup büzüldüklerinden, bağlayıcı sistemle diş arasında, rezini diştten ayıracak kuvvete karşı koyabilecek kadar güçlü bir bağ oluşmalıdır.

De Munck ve ark.'larına göre, hızlı ve basit uygulama tekniklerine sahip all-in-one bağlayıcı sistemlerin hiç birisi çok basamaklı sistemlerin (total-etch) bağlanma seviyesine ulaşamamıştır. Çok hidrofiliktirler ve polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen membranlar gibi davranırlar. Çözücü konsantrasyonlarının yüksek oluşu sebebiyle yeterli kalınlıkta bir adeziv rezin tabakası oluşturamazlar ve ayrıca polimerize olmamış monomerlerin yüksek asiditeleri, bağlayıcı ve rezin esaslı dolgu materyallerin ara yüzeyinde ayrılmaya neden olabilir (62). Ayrıca all-in-one bağlayıcı sistemlerin reaksiyona girmemiş asit gruplarının, rezin esaslı dolgu materyalindeki polimerizasyon başlatıcılara hücum ettiği düşünülmektedir (106). Total-etch bağlayıcı sistemlerde, smear tabakası yıkama aşamasında uzaklaştırılırken, self-etch sistemlerde kalan asidite ve smear tabakasının uzaklaştırılmaması sebebiyle bu bağlayıcı sistemlerin uzun dönem hidrolitik stabilitesi hakkında şüpheler oluşmaktadır (164).

Al-Ehaideb ve ark.'larının, iki aşamalı total-etch ve üç aşamalı total-etch bağlayıcı sistem ile yaptıkları çalışmada, sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetleri

arasında anlamlı farklar olmadığı sonucuna varılmış ve tüm materyal gruplarında % 80 oranında adeziv kırığa rastlanmıştır (9).

Çalışmamızda total-etch adeziv sistemler ile uygulanan rezin simanların makaslama testine tabi tutulduktan sonra ortaya çıkan kopma tipi, tip 3 (karma tip kopma) olup %51,67 oranındadır. Self-etch ve self-adeziv sistemlerde görülen kopma tipi ise tip 1 (adeziv tip kopma) kopmadır. Bunu self-adeziv ve self-etch sistemlerde smear tabakasının yetersiz demineralizasyonuna ve hibrit tabakası kalınlığının az olması sonucunda yetersiz rezin infiltrasyonuna bağlayabiliriz.

Macari ve ark.'ları, üç adet geleneksel üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi kendi rezin esaslı dolgu materyalleri ile kullanmışlar ve rezin-dentin ara yüzeylerini SEM'de incelediklerinde her üç grupta da kesintisiz ve düzgün hibrit tabakasına rastlamışlardır (137).

Lopes ve ark.'ları, in vitro makaslama-bağlanma kuvveti testlerinin bağlayıcı sistemlerin performanslarının değerlendirilmesinde sıkça kullanıldığını ve bu testlerin farklı bağlayıcı sistemlerin karşılaştırılmasında yeterli ve etkin olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar, total-etch sistemlerle yaptıkları çalışmalarında dentinde elde edilen makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin mineye oranla düşük bulunduğunu rapor etmişlerdir (137).

Al-Ehaideb ve Mohammed ise, iki basamaklı total-etch sistemlerinin makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 15,06- 22,51 MPa ortalama bağlanma kuvvetleri elde etmişlerdir. Swift ve ark.'ları ise, bu sistemler için değişken değerler rapor edildiğini, ancak genellikle 20 MPa civarında makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir (9).

Al-Ehaideb ve ark.'larının yaptığı diğer bir çalışmada, dört adet iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi (one-bottle), üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistem (geleneksel) ile karşılaştırılmış ve makaslama bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı farklar bulunamamıştır (9).

Bağlayıcı sistemleri basitleştirme çabalarına rağmen, geleneksel üç aşamalı total-etch sistemlerin hala en güvenilir ve en iyi bağlayıcı sistemler olduğunu savunan araştırmacılar çoğunluktadır (62, 75).

Bu konuda farklı görüş bildiren araştırmacılara göre, asitin ayrı bir basamak olarak uygulandığı üç basamaklı ve iki basamaklı total-etch sistemlerde aşırı demineralizasyon önemli bir dezavantaj oluşturabilir (171).

Oberlander ve ark.'larına göre, çok basamaklı bağlayıcı sistemler, restorasyonun klinik başarısını tehlikeye sokacak potansiyel risk faktörleri içerirler. Asit uygulamasından sonra, dentinin yetersiz yıkanmasının, yüzeyde asit artığı bırakacağını ve bu asidin dentini gereğinden fazla pürüzlendireceğini bildirmişlerdir (171). Dentinin asitle pürüzlendirilmesi etkin bir bağlanma için temel bir adım olmasına rağmen, uygulama süresi, konsantrasyonu ve asidik solüsyonun içeriği dikkatle kontrol edilmelidir (168). Ayrıca, yetersiz kurutma sonucu yüzeyin aşırı nemli kalabileceği ve bu durumda, primer ve adezivin yeterli penetrasyonunun engellenebileceği de belirtilmiştir. Aşırı kurutma sonucu kollajen ağın çökerek rezin infiltrasyonunun bu durumdan olumsuz yönde etkilenmesi de bir başka risk faktörüdür (236). Bu nedenle çalışmamızda total-etch sistemle birlikte uyguladığımız rezin simanın bağlantı kuvvetinin etkilenmemesi için, prosedürler kullanıcı talimatına göre son derece özenli bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

İki farklı seramik materyali ve sekiz farklı rezin simanın kullanıldığı in vitro çalışmamızda, makaslama testi sonuçlarına göre en yüksek değer total etch adeziv sistemi olan Bifix QM dual-cure rezin siman ve Solobond Plus adeziv ile yapıştırılan IPS Empress II grubunda (41.53 MPa) elde edilmiştir. Prosedürlere dikkat edilerek uygulanan total-etch sistemler oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Çalışmamızda total etch sistem uygulanan gruptan elde edilen makaslama değerlerinin self-etch ya da self-adeziv sistemlerden yüksek olması, birçok araştırmacının yaptığı çalışmalarla uyum göstermektedir.

Bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvvetlerini etkileyebilecek bir diğer faktör de, bu sistemlerin yapılarında bulunan çözücünün tipidir. Bağlayıcı sistemin asit uygulaması ile demineralize olan alana infiltrasyonu için hidrofilik özellik taşıması gereklidir (86). Bu nedenle genellikle dentin bağlayıcı sistemler içinde hidrofilik monomerlerin açığa çıkmış kollajen ağına infiltrasyonunu arttıran farklı organik çözücüler (aseton, etanol,vb.) mevcuttur (30). Organik çözücüler nemli kollajen ağdaki suyla yer değiştirerek rezin monomerlerin kollajen ağ içindeki boşluklara infiltrasyonunu sağlarlar (183).

Çözücünün yapısı dışında bağlayıcı sistemin monomer içeriği de bağlanma kuvvetini etkileyebilecek önemli bir husustur. Pek çok hidrofilik dentin bağlayıcı sistem için HEMA, ıslatma kabiliyeti ve dentine afinitesi nedeniyle önemli bir monomerdir. HEMA'nın restoratif rezinlerin ara yüz adaptasyonlarını geliştirerek bağlanmayı sağlamlaştırdığı rapor edilmiştir (77) ve HEMA bağlayıcı sistemlere eklenmeye başladıktan sonra makaslama bağlanma kuvvetleri yaklaşık 5-10 MPa artmıştır (160).

Lucena-Martin ve ark.'ları aseton veya etanol içerikli bağlayıcı sistemlerin nemli bağlanma tekniği (wet bonding) ile kullanıldıklarında su içerikli sistemlere göre daha üstün performans gösterdiklerini bildirmişlerdir (139).

Jacobsen ve Söderholm yaptıkları çalışmada, organik çözücüsü aseton olan primerin nemli kollajen ağı içerisine infiltre olduğunda aseton ve HEMA'nın kollajen ağ içinde hapsolmuş suyla karıştığını ve aseton-su fazının buharlaşarak HEMA moleküllerinin kollajen ağ içinde kaldığını ifade etmişlerdir (113).

Su içerikli çözücü kullanıldığında, su aseton kadar kolay ve tamamıyla buharlaşmadığından, HEMA etkili ve hızlı biçimde infiltre olamaz, kollajen ağ içindeki HEMA yoğunluğu aseton içerikli çözücülerden daha düşük olur. Su içerikli çözücünün kullanıldığı sistemlerde bu nedenle bağlanma kuvveti daha azdır.

Lopes ve ark.'ları yaptıkları çalışmalarında, etanol içerikli bağlayıcı sistemlerle aseton içerikli sistemlere göre daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetleri elde edildiğini bildirmişlerdir (137).

Çalışmamızda en yüksek bağlanma kuvveti değeri gösteren grup olan Bifix QM+ Solobond Plus grubunun bağlayıcı sisteminde çözücü aseton içerikli olup, monomer içeriği de kollajen ağı içine aseton ile birlikte çok iyi infiltre olan HEMA'dır. En yüksek bağlanma kuvveti değerinin Bifix QM+Solobond grubunda elde edilmesi bu duruma bağlanabilir.

Aşırı madde kayıplı dişlere uygulanan seramik onley restorasyonların makaslama kuvvetine karşı olan dirençlerinin in vitro olarak incelendiği bu çalışmada total etch adeziv sistemler ile birlikte uygulanan rezin simanlar, self etch ve self adeziv sistemlerle birlikte uygulanan rezin simanlardan daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri vermiştir. Bağlanma kuvvetinin yüksek olması sadece adeziv sisteme bağlı değil, rezin simanın yapısına ve bağlayıcı sistemin monomer içeriği ve çözücü tipine de bağlıdır. HEMA içerikli aseton bazlı bağlayıcı sistemler yüksek bağlantı kuvveti değerleri göstermektedirler.

In vitro çalışmamızın sonuçlarının ışığında, bağlanma kuvveti değerlerinin tespitinde makaslama testinin statik bir test olarak diğer in vitro yapılmış makaslama testi araştırmalarının sonuçları ile uyumlu olduğu tespit edilmiş bulunmaktadır. Ancak her in vitro araştırmada önerildiği gibi bu materyallerin klinik performansını bizzat görmek ve değerlendirmek için 2 yıl gibi uzun süreli bir detaylı klinik araştırma planladık.

IN VIVO TARTIŞMA

Adeziv simantasyon teknikleriyle kombine uygulanan seramik inley/onley restorasyonlar, posterior dişlerde uygulanabilen ve 100 yılı aşkın bir süredir diş hekimliğinde kullanılan oldukça popüler estetik bir alternatif restorasyon seçeneğidir. Seramik restorasyonlar mükemmel biyouyumlulukları, doğal görünimleri ve rezin kompozit yapıştırıcı ajanların etkisiyle yüksek fiziksel bağlanma kuvvetleri ile günümüzde tercih sebebi haline gelmişlerdir.

Posterior restorasyonların yaşam ömrü üzerine yapılan klinik çalışmalar, amalgam restorasyonların ortalama yaşının 10-12 yıl, döküm altın restorasyonların 13-14 yıl, kompozit restorasyonların 4 yıl olduğuna işaret etmektedir (212). İstatistiksel analizlere göre posterior bölgede stres yoğunluğunun fazla olduğu restorasyonların yıllık başarısızlık oranları amalgam restorasyonlar için %0-7, direk kompozit restorasyonlar için %0-9, cam iyonomer restorasyonlar için %1-14, kompozit inley restorasyonlar için %0-12, seramik restorasyonlar için %0-8, CAD-CAM seramik restorasyonlar için %0-40 ve altın döküm inley-onley restorasyonlar için %0-60 olarak gösterilmiştir (98).

Seramik restorasyonların kullanımlarını sınırlandıran başlıca faktör seramiğin kırılma doğasıdır. Tam seramik restorasyonların kırılmaya karşı direncini değerlendiren birçok in vitro çalışma olmasına rağmen, klinik performansının değerlendirildiği birkaç in vivo çalışma mevcuttur. Geleneksel kırılma testleri, klinik uygulamalarla aynı kırılma mekanizmasını yaratmayacağı için tam seramik restorasyonların performansını tam anlamıyla değerlendirmek amacıyla klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (80).

Kontrollü prospektif çalışmaların eksikliğinden dolayı, farklı sistem seramik restorasyonların kıyaslanması oldukça güçtür. Farklı sistemlerle elde edilen farklı seramik restorasyonların rapor edilen başarısızlık oranı %0-80 arasında değişkenlik göstermektedir. Adeziv yapıştırıcı kullanımına rağmen, inley restorasyon olarak kullanılan sinterize seramiklerde yüksek kırılma oranı rapor edilmiştir. 40.4 aylık

klirik takibi yapılan sinterize bir seramik olan Mirage inleylerde kırılkanlık oranı yaklaşık %50 (110), IPS Empress seramik inley ve onleylerin incelendiği diğer klinik araştırmalarda başarısızlık oranı %3-7 olarak rapor edilmiştir (70, 123, 246).

Cavel ve ark.'ları Dicor seramik inleylerin klinik değerlendirilmesinde mükemmel sonuçlar elde ederken, Bessing ve Molin Dicor seramik inley restorasyonların %30'unda marjinal defekt ve inley restorasyonların önemli bir miktarında anatomik şekil ve renk uyumuna bağlı sorunlar gözlemişlerdir (23, 48).

Stenberg ve Matsson, 25 Dicor inley üzerinde 2 yıl boyunca çalışmış ve %8 başarısızlık oranı rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın 5 yıllık sonuçlarına göre de; %20.8 başarısızlık oranı rapor edilmiştir (230).

Berg ve Derand'ın CEREC inley restorasyonlar üzerinde yaptıkları 5 yıllık çalışmada 115 inley restorasyonun sadece 3'ünde kırığa rastlanmıştır (54). Sjögren ve ark.'larının 205 CEREC seramik inleyler üzerinde yaptıkları diğer bir çalışmanın 2 yıllık takipleri sonucunda 4 inley restorasyonda kırık rapor edilmiştir (221).

Başarısızlık oranlarının farklılık göstermesi sadece kullanılan seramik sistemi ve materyale bağlı değildir. Aynı zamanda vakaya, takip süresine ve simantasyon işlemlerine de bağlı bir durumdur.

Çalışmamızda ısı ile preslenebilen seramik materyali IPS Empress II inley ve onley restorasyonlarının 23,29 aylık takip periyodu sonucunda klinik başarı oranları değerlendirilmiştir.

IPS Empress seramik materyali, konvansiyonel feldspatik seramiklerden daha az büzölme, porozite ve kırılkanlık gösterir. IPS Empress'in fiziksel özelliklerinin oldukça iyi olması, posterior dişlerin restorasyonu için endikasyonlarının artmasına neden olmuştur. Empress inleylerin değerlendirildiği uzun dönem klinik çalışmalarda, başarısızlık oranı oldukça düşük bulunmuştur (125, 232, 238).

Krejci ve ark.'ları IPS Empress seramik materyalinin, mine dokusu ile aynı aşınma direncini gösterdiğini belirlemiş ve marjinal bütünlüğünü de, klinik ve laboratuvar gözlemler neticesinde 'kabul edilebilir' olarak rapor etmişlerdir (126).

Tam seramik restorasyonların klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için, sadece kırılmaya karşı dirençli olması yeterli değildir. Biyouyumluluk, dayanıklılık, marjinal uyum, gibi faktörlerin yanısıra; renk uyumu, translusentlik, transparanlık, anatomik form gibi estetik kriterler de seramik restorasyonların başarısında büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle restorasyonların uzun dönem klinik takiplerinde çok çeşitli değerlendirme kriterleri kullanılmıştır. Bu değerlendirme kriterleri arasında en sıklıkla kullanılan California Dental Association tarafından hazırlanmış CDA ve United States Public Health Services System tarafından belirlenmiş USPHS kriterleridir (24, 80). Ancak değerlendirmelerin daha hassas olması amacıyla birçok araştırmacı kendi değerlendirme gruplarına bağlı olarak bu test metotlarını modifiye etmişlerdir (26, 27).

Çalışmamızda IPS Empress II inley ve onley restorasyonların başlangıç, 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık periodlardaki klinik değerlendirmelerini Ryge ve Cvar'ın önerdiği modifiye USPHS kriterlerini kullanarak gerçekleştirdik ve bu kriterlere göre restorasyonları anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, yüzey pürüzlülüğü, marjinlerdeki anatomik form, çürük, diş bütünlüğü, restorasyon bütünlüğü, kontaklar ve okluzal kontak açısından değerlendirmeye aldık.

Çalışmamızda anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, yüzey pürüzlülüğü ve marjinlerdeki anatomik form gibi klinik değerlendirme kriterleri göz önüne alınarak 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık değerlendirmelerde tüm inley ve onley restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir değerler bulundu ve başlangıç, 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık periyodlar arasında anatomik form, marjinal adaptasyon, yüzey pürüzlülüğü, sekonder çürük oluşumu ve onley bütünlüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmazken; renk uyumu ve marjinal renklenme açısından periodlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur.

Restorasyonların renk uyumu açısından başlangıç değerleri, 6. ay, 12. ay ve 24. ay değerlerinden iyi bulunmuş, diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. Başlangıç değerlerinin daha iyi olmasının nedenlerinden biri eski endodontik restorasyonlu dişlerin zaman içinde çekilmesine bağlı olarak değerlerin giderek düşmesidir. Çekilen dişlerde onley/overley tipi restorasyonlar bulunduğundan bu restorasyonlar diş dokusu ile kontrast oluşturmamaktaydılar. Bundan dolayı çok daha pozitif yönde yüksek renk uyumu değerleri görülmüştür. Renk uyumunun mükemmel olduğu restorasyonların bulunduğu dişlerin 6 tanesi çekildiği için renk uyumunda “0” skoruna sahip restorasyon sayısı azalmıştır ve başlangıç değerleri anlamlı derecede diğer kontrollerden farklı bulunmuştur.

Marjinal renklenme açısından başlangıç değerleri ile 6. ay, 12. ay ve 24. ay değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. 6. ay değerleri 24. ay değerlerinden iyi bulunmuş, diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. ‘0’ değeri “marjinlerde renkleşme yok” başlangıçta %100 oranında iken, 6. ayda %91, 12. ayda %87 ve 24. ayda %81,9 değerine düşmüştür. Bu değerlere göre başlangıç değerleri ile diğer periodlar arasında farklılık olması gerekir. Ancak başlangıçta %100 oranında olan ‘0’ değeri istatistiksel olarak diğer periodlardaki ‘0’ değeri oranlarıyla kıyaslanamaz olması nedeniyle anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır. Çünkü %100 oranında olan bir değişken istatistiksel farklılık açısından değerlendirilemez.

Restorasyonların başarısını değerlendirmede modifiye USPHS kriterlerini kullandığımız gibi, restorasyonun yaşam ömrünün belirlenmesi de restorasyonun başarısını değerlendirmede önemli bir kriterdir. Ayrıca hasta memnuniyeti klinik çalışma ile ilgili çok doğru objektif veriler vermese de destekleyici bir takip yöntemidir.

Literatürde yaşam ömrü değerlendirilmesinde kullanılan başarı kriterleri farklılık göstermektedir. Bazı çalışmalarda sadece kırık restorasyonlar başarısız olarak kabul edilirken (222, 223), bazı çalışmalarda sadece herhangi bir sebeple yenilenen restorasyonlar (73, 74), bazı çalışmalarda ise hem yenilenen hem de tamir görerek

ağızda kalan (herhangi bir müdahale görmüş) tüm restorasyonlar başarısız olarak kabul edilmiştir (136). Farklı başarı kriterlerine göre birden fazla yaşam ömrü hesaplanan çalışmalar da mevcuttur (162).

Frankenberger ve ark.'ları, IPS Empress inley ve onley restorasyonların kontrollü olası klinik seyrini incelemişlerdir. Çalışmaya dahil olan dişlerin %30'unun proksimal marjin seviyesi mine-sement birleşiminin altında olan dişlerden seçilmiştir. 6 diş hekimi 34 hastada toplam 96 restorasyon uygulamış ve 2 araştırmacı restorasyonları baseline ve periodik olarak 72 aya kadar modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirmişlerdir. 4. yılda restorasyonların %92'si, 6. yılda sadece %69'u ağızda kalmış ve 96 restorasyonun 5'i kırık 2'si endodontik tedavi nedeniyle yenilenmiştir. Frankenberger ve ark.'larının çalışmasında gingival marjinde mine dokusunun olmamasının, marjinal bütünlük ve sekonder çürük üzerine etkisi olmamıştır. Mine-sement sınırının altında yer alan restorasyonlarda 6. yılda yaşam oranı %93 bulunmuştur. Molar dişlerde geniş kavitelere uygulanan restorasyonların memnuniyet verici olduğu ve tüberküllerin yeniden yapılandırılmasının klinik başarıyı engelleyici bir faktör olmadığı sonucuna varılmıştır (76).

Fradeani ve ark.'larının yaptığı diğer bir çalışmada, 125 IPS Empress inley ve onley restorasyonların klinik performansı değerlendirilmiştir. 125 restorasyonun %60'ı molar dişlere olmak üzere 18'i onley, geri kalanları inley restorasyonu olarak hastalara uygulanmıştır. Restorasyonu uygulayan hekimler tarafından, onley ve inley restorasyonların 56 aya kadar takipleri yapılmıştır. Modifiye USPHS kriterleri kullanılarak değerlendirilen restorasyonlarda, kırık görülen 4'ü dışında geriye kalan tüm restorasyonlar 'iyi' ya da 'memnuniyet verici' şeklinde değerlendirmeye alınmıştır. Restorasyonların ortalama yaşam oranı 4.5 yılda %96 bulunmuştur (72).

Lehner ve ark.'ları 138 inley ve 17 onleynin dahil olduğu çalışmanın klinik değerlendirmesini yürütmüşlerdir. Restorasyonlar 18 klinisyen tarafından üniversite kliniklerinde uygulanmış ve 2 araştırmacı tarafından modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilmiştir. Ortalama 5.3 yıllık gözlem süresince, 7 restorasyon klinik

başarısızlıkla sonuçlanmıştır. 6. yılda restorasyonların yaşam oranı %95 bulunmuştur. Premolar ve molar dişler ya da inley ve onleylerin performansı açısından aralarında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır. Aynı hasta grubunda 7 yıl sonraki değerlendirmede, 9 restorasyonda kırık ve 3 dişte tekrarlayan çürüğe rastlanmıştır. 7. yılda yaşam oranı %91'e düşmüştür (133).

Molin ve Karlsson, IPS Empress sisteminin de dahil olduğu 3 farklı seramik inley sisteminin randomize olası klinik değerlendirmesini yürütmüşlerdir. Çalışmaya 20 hasta dahil edilmiştir ve herbirine döküm altın, IPS Empress, Cerec ve Mirage sistemiyle üretilen 3 farklı seramik olmak üzere toplam 4 inley restorasyonu uygulanmıştır. IPS Empress restorasyonların 9'u molar, 11'i premolar dişlere uygulanmıştır. Rezin siman kullanılarak mine ve dentinin asitlendiği standart teknikler uygulanarak, restorasyonlar yerleştirilmiş ve iki araştırmacı 'California Dental Association' kriterlerini kullanarak restorasyonların değerlendirmesini 1, 3 ve 5 yıllık takiplerle gerçekleştirmiştir. 5 yılda 20 inleynin 4'ü kırılmıştır. Hiçbir IPS Empress restorasyonunda postoperatif hassasiyet gelişmemiştir. Fakat sıklıkla marjinal bölgede diş-restorasyon ara yüzeyindeki yapıştırıcı ajanda aşınma sonucu açıklık oluşmuş ve 5 yılda restorasyonların %45'inde bu sorun görülmüştür (154).

Van dijken ve ark.'ları, 3 dişhekimi tarafından üniversite kliniklerinde uygulanan 79 IPS Empress inley restorasyonların kısa süreli klinik değerlendirmesinin sonuçlarını rapor etmişlerdir. İnlaylerin simantasyonunda 2 farklı rezin bazlı yapıştırıcı siman kullanılmıştır. 6 inley restorasyonun 2 yıl sonraki değerlendirmesinde ağızda mevcut olmadığı görülmüştür. Geriye kalan restorasyonların 2'sinde marjinal sırt bölgesinde çok küçük kırığa rastlanmış ancak yenileme gerektirmemiştir. Diğer tüm restorasyonlar memnuniyet verici bir performans sergilemiştir (246).

Tidehag ve Gunne, 40 premolar 22 molar dişe uygulanan 62 adet IPS Empress inley ve onley restorasyonların 2 yıllık performanslarını rapor etmişlerdir. Restorasyonlar 18 hastaya 2 araştırmacı tarafından yerleştirilmiş ve 7-26 aylık periodlarda takip edilmiştir. Restorasyonların %13'ünde marjinal bölgede diş-

restorasyon ara yüzeyindeki yapıştırıcı ajanda aşınma, %23'ünde hafif bir renk uyuşmazlığı görülmüştür. Mükemmel anatomik form oranı ise restorasyonların %82'sinde rapor edilmiştir (238).

IPS Empress ile yapılan restorasyonların 2 yıllık takiplerinde; Studer ve ark.'nın 130 inley üzerinde yaptığı çalışmalarda 3 kırık, Reinelt ve ark.'nın 96 inley üzerinde yaptığı çalışmalarda 2 kırık, Kramer ve ark. 96 inley üzerinde yaptıkları çalışmaların 4 yıllık takiplerinde %9.6 oranında başarısızlık gözlenmiştir (123, 232).

Çalışmamızda IPS Empress restorasyonların yaşam ömrü değerlendirmesi; orijinal, fonksiyonel ve total yaşam ömrü olmak üzere 3 farklı şekilde yaşam ömrü hesaplanarak yapılmıştır. Orijinal yaşam ömrü değerlendirmesi ile ağızda kalan restorasyonlar, fonksiyonel yaşam ömrü ile tamir görerek ağızda kalan restorasyonlar ve total yaşam ömrü ile hiçbir müdahale görmeksizin ağızda kalan restorasyonlar olarak değerlendirilmiştir. Böylece restorasyonların klinik başarısı açısından oldukça detaylı bilgiler elde edilmiştir (149).

Tez çalışmamızda tüm restorasyonların fonksiyonel yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.5, iki yıl sonunda %95.6 bulunurken, orjinal yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.6, iki yıl sonunda %88.0 olup, total yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.7, iki yıl sonunda %87.1 bulunmuştur.

Yaşam ömrünün değerlendirilmesi sonucunda elde edilen değerler, IPS Empress II inley ve onley restorasyonlarının 2 yıllık takiplerinde başarılı oldukları yönündedir. Ancak IPS Empress II seramik sisteminin değerlendirildiği diğer çalışmalarla kıyaslanması sırasında, çalışmamızın takip süresinin 2 yıl olduğu dikkate alınmalıdır.

Tam seramik restorasyonlarının simantasyonunda ışıkla sertleşen ya da dual-cure rezin simanlar tercih edilmektedir. Işıkla sertleşen rezin simanların çalışma zamanı uzun olduğu için hekim açısından avantajlı bir durumdur. Ancak seramik restorasyonun kalınlığı ışığın geçirgenliğini engellediği için, rezin simanın

polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemektedir. Dual cure rezin simanlar ile daha güçlü bir bağlantı elde edilmektedir ve porselenin kalınlığına bağlı olmaksızın tam bir polimerizasyon sağlanmaktadır (50). Bu nedenle çalışmamızda IPS Empress onley ve inley restorasyonların simantasyonu sırasında rezin siman olarak in vitro makaslama testi sonuçlarına göre de en iyi bağlanmanın elde edildiği dual cure rezin siman olan Bifix QM'i uygulamayı tercih ettik.

Seramik restorasyonların uzun ömürlülüğü üzerine yapıştırıcı simanların etkisi açısından birçok klinik çalışma yapılmıştır (224, 232).

Isodor ve ark.'ları 25 feldspatic inley restorasyonun 10'unu light-cure, 15'ini dual-cure rezin simanla yapıştırmışlar ve inley restorasyonların 2 yıllık takiplerinde 8'i light-cure, 2'si dual-cure rezin simanla yapıştırılmış toplam 10 inleyde kırığa rastlamışlardır. Buna göre siman tabakasına düşük yoğunlukta ışık ulaştığından, yetersiz bir polimerizasyon elde edildiği sonucuna varılmıştır (110).

Zuellig-Singer ve Bryant, 35 Cerec inley üzerinde 3 yıllık araştırma yapmışlar ve inley restorasyonları 3 farklı rezin kompozit ve 1 cam iyonomer simanla yapıştırmışlardır. Ancak çalışma sonuçlarına göre simanlar arasında önemli bir fark bulamamışlardır (270).

Roulet, cam seramik inleylerin uzun ömrü üzerinde çalışmış ve 6 yıl sonraki başarı oranını %76 bulmuştur. Çalışmanın sonucuna göre; inley restorasyonların simantasyonu sırasında kullanılan yapıştırıcı simanlar arasında başarı oranı açısından fark bulunamamıştır (205).

Van dijk en ve ark.'ları 50 hastaya uyguladıkları 118 class II kavite için hazırlanmış feldspatik seramik inley restorasyonun yarısını dual-cure rezin siman, yarısını da konvansiyonel cam iyonomer siman ile yapıştırmışlardır. Restorasyonlar modifiye USPHS kriterlerine göre baseline, 6 ay sonra ve 6 yıllık periodlar şeklinde değerlendirilmiştir. 6 yıl sonraki değerlendirmede, dual-cure rezin siman ile

yapıştırılan grupta %12, cam iyonmer siman ile yapıştırılan grupta %26 oranında başarısızlık görülmüştür (244).

Krejci ve ark.'ları dual-cure rezin simanla yapıştırılan 10 adet Empress inley restorasyonun 1.5 yıllık performansının değerlendirildiği klinik çalışmada restorasyonlarda kırık rapor edilmemiştir. Klinik değerlendirmelerde kontur, marjinal bütünlük, restorasyonun renk uyumu ve marjinal renk uyumu açısından mükemmel sonuçlar elde edilmiştir (125).

Kramer ve ark.'larının Syntac Classic dentin bonding sistemiyle yapıştırdığı IPS Empress inley ve onley restorasyonların 4 yıllık takibinde %7 başarısızlık oranı elde edilirken, kalan restorasyonların %79'unda marjinal bölgede yeterli uyum yakalanamamıştır (123).

Yapılan restorasyonların klinik olarak kabul edilmelerinde, hekimler tarafından belirlenen kriterlerle değerlendirilmeleri tek başına yeterli değildir. Bu restorasyonların hastalar tarafından kullanılabilir olması, hastaların kabul ettiği estetik yeterliliğe sahip olmaları klinik çalışmalarda önemli kriterlerdir. Araştırmalara bakıldığında hasta memnuniyeti ile ilgili birçok subjektif kriteri içeren test metodlarının kullanıldığı görülmektedir. Bu soru anketlerinden elde edilen verilere dayanarak restorasyonların uzun dönemde başarısı ile ilgili objektif sonuçlar elde etmek zor olmasına rağmen anket sonuçları hasta beklentilerini belirlemek için önemli ipuçları verebilir (22).

Çalışmamızda IPS Empress II inley ve onley restorasyonları kullanan hastaların restorasyonlarının; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği bakımından memnuniyetleri incelenmiş, hastalardan restorasyonlarını notlamaları ve hassasiyet/ağrı bakımından değerlendirmeleri istenmiştir. Buna göre; hastaların başlangıç renk değerlendirmeleri ile 6.ay ve 24. ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş, 12. ay değerleri (%89,6) başlangıçtan (%80,8) iyi bulunmuş ve diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. 12. ay değerlerinin başlangıç değerlerinden iyi olması; hastaların restorasyonlara alışmasına

bağlanabilir, daha önce de belirttiğimiz gibi hasta memnuniyeti değerlendirmeleri subjektif verilerdir.

Çalışmamızda hasta memnuniyeti değerlendirmelerinde yüzey pürüzlülüğü açısından başlangıç değerleri ile 6.ay değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş, 12. ve 24 ay değerleri (%97,4 , %97,2) başlangıçtan (%88,5) iyi bulunmuş, diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. Buna göre; başlangıçta restorasyon yüzeyi pürüzlülüğünden şikayet eden hastalara uygulanan cila işlemleri hastalar tarafından memnuniyet verici sonuçlar doğurmuştur. 12 ve 24 aylık periyotlardaki kontrollerde hasta tarafından bu durum hekime bildirilmiştir.

Hasta memnuniyeti değerlendirmelerinde diğer bir kriter de çiğneme etkinliğidir. Çalışmamızda başlangıç, 6.ay, 12.ay ve 24. ay çiğneme etkinliği değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. Hastalar restorasyonlara geçen süre zarfında alışmışlarsa da çiğneme etkinliği açısından memnuniyetin giderek artması, istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır.

Çalışmamızda hastalardan restorasyonları için ‘1’ en kötü, ‘10’ en iyi olmak üzere skora yapmaları istenmiştir. Başlangıç hasta değerlendirme puan ortalamaları 6. ay, 12. ay, 24. ay değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Çalışmamızda başlangıç hassasiyet varlığı değerlendirmeleri ile 6. ay ve 24. ay değerlendirmeleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş, 12. ay değerleri (%96,1) başlangıçtan (%88,5) iyi bulunmuş, diğer zamanlar arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiş ve 24. ay sonunda hassasiyet tamamen kaybolmuştur. Başlangıçta hassasiyetin fazla olması; rezin simantasyona bağlı pulpada oluşan geçici reaksiyona bağlı olabilir. Tez konumuz aşırı madde kayıplı dişler üzerine olduğundan çoğu restorasyon nonvital dişlere uygulanmıştır ve bu nedenle hastaların çoğunda hassasiyet şikayeti mevcut değildir.

Başlangıç, 6. ay, 12. ay ve 24. ay ağrı varlığı değerlendirmeleri arasında da istatistiksel farklılık gözlenmemiş, 24. ay sonunda ağrı kalmamıştır. Ağrının kaybolmasının sebebi, ağrıya neden olan eski endodontik tedavili dişlerin başarısızlıkla sonuçlanması ve dişlerin çekilmesidir.

Tüm hasta memnuniyeti değerlendirmelerindeki kriterlerden elde edilen sonuçlara göre; hastaların zaman içerisinde restorasyonlarından başlangıca göre daha çok memnun olduğu sonucuna varabiliriz.

In vivo çalışmamızın sonucu olarak; aşırı madde kayıplı dişlere uygulanan IPS Empress II inley ve onley restorasyonlar iki yıl gibi uzun bir takip süresi sonucunda bu çalışmada kullanılan değerlendirme kriterleri açısından klinik olarak başarılı bulunmuşlardır. Ancak bu restorasyonlar teknik hassasiyet gerektiren restorasyonlardır ve restorasyonların simantasyonu sırasında kullanılan adeziv sistemin uygulama prosedürleri son derece önemlidir. Bu başarıda gerek teknik hassasiyet gerektiren restorasyonun kendisi, gerekse yine oldukça özen gösterilerek uygulanan teknik bir malzeme olan yapıştırıcı rezinlerin simantasyonlarına son derece büyük özen gösterilmesi ve hastaların bu konuda oldukça iyi bilgilendirilmelerinin de önemli rol oynadığını düşünüyoruz.

8. SONUÇLAR

IN VITRO SONUÇLAR

8 farklı rezin siman ile yapıştırılan IPS Empress ve IPS e.max seramik onleylerin makaslama kuvvetleri karşısındaki davranışlarının incelendiği çalışmamızda sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Test edilen 2 farklı seramik materyalinin (IPS Empress II ve IPS e.max) makaslama bağlanma kuvveti değerleri arasında anlamlı fark elde edilmemiştir.
2. Araştırmada kullanılan 8 farklı rezin siman arasında en yüksek makaslama bağlanma kuvveti değerleri total etch adeziv sistemle (Solobond) birlikte kullanılan Bifix QM rezin siman ile elde edilmişken, en düşük makaslama bağlanma kuvveti değerleri self adeziv rezin siman olan Biscem ile elde edilmiştir.
3. Araştırmada kullanılan rezin simanların makaslama bağlanma kuvveti değerleri adeziv sistem ile yakından ilgili bulunup, total etch adeziv sistem ile birlikte kullanılan rezin simanların bağlanma kuvveti değerleri self etch sistemlerle birlikte kullanılan ya da self adeziv olan rezin simanın bağlanma kuvveti değerlerinden yüksek bulunmuştur.
4. Kopma yüzeylerinin stereomikroskop altında incelenmesi ile makaslama kuvveti uygulanan seramik blokların dentin yüzeyinde oluşturdukları kopma tipleri belirlenmiş, en fazla adeziv tip kopmaya rastlanmıştır.

IN VIVO SONUÇLAR

64 hastanın aşırı madde kayıplı arka bölge dişlerine uyguladığımız 78 adet IPS Empress II seramik restorasyonların modifiye USPHS kriterleri ile yaklaşık 2 yıllık klinik takiplerinin sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. Araştırmamızda tüm restorasyonların fonksiyonel yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.5, iki yıl sonunda %95.6 bulunurken, orjinal yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.6, iki yıl sonunda %88.0 olup, total yaşam ömrü bir yıl sonunda %98.7, iki yıl sonunda %87.1 bulunmuştur.
2. Araştırmamızda restorasyonlar anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, yüzey pürüzlülüğü ve marjinlerdeki anatomik form gibi klinik değerlendirme kriterleri göz önüne alınarak yapılan 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık değerlendirmelerde tüm inley ve onley restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir değerler elde edilmiştir ve başlangıç, 6 aylık, 12 aylık ve 24 aylık periyodlar arasında anatomik form, marjinal adaptasyon, yüzey pürüzlülüğü, sekonder çürük oluşumu ve onley bütünlüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmazken; renk uyumu ve marjinal renklenme açısından periodlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur.
3. Araştırmamızda hastalardan restorasyonları için ‘1’ en kötü, ‘10’ en iyi olmak üzere skortlama yapmaları istenmiştir ve başlangıç hasta değerlendirme puan ortalamaları 6. ay, 12. ay, 24. ay değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
4. Araştırmamızda IPS Empress II inley ve onley restorasyonları kullanan hastaların restorasyonlarının; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği bakımından memnuniyetleri incelenmiş, hastalardan restorasyonlarını notlamaları ve hassasiyet/ağrı bakımından değerlendirmeleri istenmiştir. Tüm hasta memnuniyeti değerlendirmelerindeki kriterlerden elde edilen sonuçlara göre; hastaların zaman içerisinde restorasyonlarından, başlangıça göre daha memnun olduğu sonucu çıkmıştır.

9. KAYNAKLAR

1. American Dental Association Acceptance Program Guideliness (2001). "Dentin and Enamel Adhesive Materials".
2. Aguilar LT, Rezende NPM, Reis A. (2002). Tensile bond strength of adhesive systems—effects of primer and thermocycling. *Pesqui Odontol Bras*, 16:37–42.
3. Akaltan F. (2002). Yapıştırma simanları, *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, 71:58-63.
4. Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a discilate based ceramic system. *J Prosthet Dent*, 94:234-241.
5. Akın E. (1999). *Dişhekimliğinde Porselen*, İstanbul.
6. Al Qahtani MQ, Platt JA, Moore BK, Cochran MA. (2003). The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent*, 28(3):287–296.
7. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. (1998). İleri Restorasyon Teknikleri. Polat Yayınları, Ankara.
8. Albakry M, Guazzato M, Swain M.W. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction chracterization of three pressable all-ceramic materials. *J. Prosthet. Dent*, 89: 374-380.
9. Al-Ehaideb A, Mohammed H. (2000). Shear bond strength of "one bottle" dentin adhesives. *J Prosthet Dent*, 84(4):408–412.
10. Al-Salehi SK, Burke FJ. (1997). Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 28:717–723.
11. Altay N, Akça T. (2002). in vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Dishekimligi Fakültesi Dergisi*, 26:32-38.
12. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 19(6):340-53.

13. Andersson OH, Karlsson KH, Kangasniemi K. (1988). Model for physical properties and bioactivity of phosphate opal glasses. *Glastechnische Berichte*, 61:300–5.
14. Anusavice KJ. (1989). Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.
15. Anusavice KJ. (1996). Biocompatibility of Dental materials. “Philips’ science of Dental materials” (Ed. Anusavice KJ), W.B. Saunders Company, Philadelphia, 10th Ed , Bl 5, s:75-110.
16. Aquilino SA, Williams VD, Svare CW. (1987). The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dent Mater*, 3:131-135.
17. Arrais CAG, Gianni M. (2002). Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. *Pesqui Odontol Bras*, 16:115-120.
18. Ateş G. (2002). 5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması. H.Ü Diş Hek Fak Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora tezi, Ankara.
19. Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S. (1999). In vitro evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays. *Int J Prosthodont*, 12:342-347.
20. Bayırlı G, Şirin Ş. (1982). Konservatif diş tedavisi . Dünya Tıp Kitabevi Ltd., İstanbul, s.161-184.
21. Berg NG, Derand TA. (1997). 5-year evaluation of ceramic inlays (Cerec). *Swed Dent J*, 21:121-7.
22. Berthelsen CL, Stille KR. (2000). Automated personal health inventory for dentistry: A pilot study. *JADA*, 131:59-66.
23. Bessing C, Molin M. (1990). An in vivo study of glass ceramic (Dicor) inlays. *Acta Odontol Scand*, 48:351-7.
24. Bindl A, Mörmann WH. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-ceram CAD/CAM core crown. *Int J Prosthodont*, 15:451-6.
25. Bindl A, Mörmann WH. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-coping on chamfer preparations. *J. Oral. Rehabil*, 32: 441- 447.

26. Bindl A, Mörmann WH. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*, 112:197-204.
27. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont*, 18:219–24.
28. Blatz MB, Sadan A, Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89(3):268-74.
29. Blatz MB, Sadan A, Maltezos C, Blatz U, Mercante D, Burgess JO. (2004). In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics. *Am J Dent*, 17:169-172.
30. Bonilla ED, Stevenson RG, Yashar M, Caputo AA. (2003). Effect of application technique and dentin bonding agent interaction on shear bond strength. *Oper Dent*, 28(5):568–573.
31. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J. Oral Rehabil*, 29(3): 257-262.
32. Brannstrom M, Coli P, Blixt M. (1992). Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass ionomer/composite restorations. *Dent Mater*, 8:327-331.
33. Brannstrom M, Nyborg H. (1974). Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080. *J Prosthet Dent*, 31:556.
34. Brunton PA, Cattell P, Burke T and Wilson NHF. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. *J Prosthet Dent*, 82: 167- 71.
35. Bukiet F, Gonthier S, Tirlet G. Endirekt inley-onley restorasyonlar. (2002). Cansız dişlerin restorasyonunda alternatif bir yöntem. *Quintessence Türkçe*, 3:13-20.
36. Buonocore MG. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34:849-853.

37. Burgess JO, Norling BK and Cardenas HL. (1996). Fluoride release and flexural strength of five fluoride releasing luting agents. *J Dent Res*, 75(Special Issue):70(abstract).
38. Burgoyne AR, Nicholls JJ, Brudvik JS. (1991). In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J Prosthet Dent*, 65:206-14.
39. Burke FJT, Combe EC, Douglas WH. (2000). Dentin bonding systems: I. Mode of action. *Dent Update*, 27:85-93.
40. Burke FJT, Qualtrough AJE. (1993). Aesthetic inlays: composite or ceramic. *Br Dent J*, 176:53-60.
41. Burke FJT, Watts DC. (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int*, 25:335-340.
42. Burke FJT, Watts DC, Wilson NHF, Wilson MA. (1991). Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J*, 6:269-273.
43. Byoung S. (2007). New strategies in adhesive dentistry: ALL-Bond 3 and All Bond SE. *The Journal of Dental Research&Applications*, 1(1): 2-6.
44. Calamia J, Vaidyanathan J, Vaidyanathan T, Hirsh S. (1985). Shear bond strength of etched porcelains. *J Dent Re*, 64:296-302.
45. Callister WD. (1997). Materials Science and Engineering, 4th ed., John Willey&Sons, New York, 372-433.
46. Canbolat C. (2001). Farklı iki seromer materyalinden yapılmış inleylerin farklı iki rezin simanla yapıştırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
47. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14(6):394-398.
48. Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, Blankenau RJ. (1988). A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int*; 19:257-62.
49. Cergo description and instructions for use for the Cergo Pressable full ceramic in the GoldenGate system. (2003). Degussa Dental GmbH, Hanau, Germany.
50. Chan KC, Boyer DB. (1989). Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Research*, 68:476-80.

51. Chang JC, Nguyen T, Duong JH. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 1998; 79:503-507.
52. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. (1998). Effect of etchant, etching period and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent*, 23:250-257.
53. Christensen GJ. (1989). Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J*, 39:155-161.
54. Christensen GJ. (1996). The coming demise of the cast gold restoration? *J Am Dent Assoc*, 127:1233-1236.
55. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. (2004). Dental Materials Properties and Manipulation. 8th Ed. Missouri: Mosby,. Chapter 4,7.
56. Craig RG. (2000). Direct esthetic restorative materials . *Restorative dental materials*, 244-267.
57. Craig RG. (1985). Restorative dental materials 8th ed. St. Louis , the C.V.Mosby Co.; 270-354.
58. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook D. (1994). Ceramic Veneers , ‘Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals’. *Quintessence Publishing Co*, 241-291, Tokyo.
59. Cunningham J. (1989). Posterior composites: evaluations without trials? *J Dent*, 17:18-21.
60. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara-2000, Güneş Kitabevi LTD.Şti., Say:1-20.
61. De Hoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. (1995). Three dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11:126-31.
62. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2):118–132.
63. Dewald JP. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater*, Mar:13(2):74-81.
64. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. (1999). Current status luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 81:135-41.

65. Douglas WH, Fields RP, Fundingsland J. (1989). A comparison between the microleakage of direct and indirect composite restorative systems. *J Dent*, 17:184-8.
66. Duke ES. (1999). The introduction of a new class of composite resin: Ceromers. *Compendium*, 20:246- 7.
67. Eliades G. (1994). Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *J Dent*, 22(2):73–81.
68. Erickson RL and Glasspoole EA. (1995). Model investigations of caries inhibition by fluoride releasing dental materials. *Adv Dent Res*, 9:315-23.
69. Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershausen B. (2004). In vivo validation of the histological in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest*, 8:130–8.
70. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller KA. (1998). Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Invest*, 2:161-167.
71. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, 8(4):265-9.
72. Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. (1997). Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent*, 78(4):346-53.
73. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. (2005). 5-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36(2):105-13.
74. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. (2005). Porcelain laminate veneers: 6- to 12- year clinical evaluation-a retrospective study. *Int J Periodontics Rest Dent*, 25(1):9-17.
75. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. (2001). "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*, 17(5): 373–380.
76. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 6 years: clinical behavior. *Oper Dent*, 25(6):459-65.
77. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 58(4):1364–1370.

78. Gale MS, Darvell BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent*, 27:89–99.
79. Garber DA., Goldstein RE. (1994). Porcelain and Composite Inlays and Onlays. Esthetic Posterior Restorations. *Quintessences Publishing Co.Inc., Chicago*.
80. Gemalmaz D, Ergin Ş. (2002). Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 87:189-96.
81. Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç AB and Alkumru HN. (1997). Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *J Oral Rehabil*, 24: 646- 51.
82. Gemalmaz G, Yılmaz D. (2000). Clinical evaluation of adhesively inserted inlays/onlays in extensively damaged teeth. *Journal of Marmara University Dental Faculty*, 1: 2-8.
83. Goodacre CJ, Spolnik KJ. (1994). The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont*, 3:243-250.
84. Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaenge K, Kan JYK. (2003). Clinical complication in fixed prosthodontic. *J Prosthet Dent*, 90: 31-41.
85. Gökalp S, Ayvaz EY. (2002). Dental adezivler. *Türk Dişhekimliği Birliği Dergisi*, 71:10-14.
86. Gregorie GL, Akon BA, Millas A. (2002). Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*, 87(6):633–641.
87. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. (2002). Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont*, 15:339-346.
88. Gwinnett AJ, Baratieri LN, Monteiro S, Ritter AV. (1994). Adhesive restorations with amalgam: Guidelines for the clinician. *Quintessence Int*, 25: 687-95.
89. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17:165-169.
90. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan D. (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*, 66:187-192.

91. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. (1992). The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater*, 8:238-240.
92. Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, et al. (2005). Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res*, 84:741–6.
93. Heintze SD. (1998). Bridges made of all-ceramic material (IPS Empress II), indication, clinic aspects, prognosis, Ivoclar-Vivadent-Report, no:12.
94. Heydecke G, Butz F, Strub JR. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*, 29:427-33.
95. Heyman HO, Sturdevant JR, Roberson TM, Sockwell CL. (1995). Tooth-color restorations for classes I, II, and VI cavity preparations. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR (eds): *The art and science of operative dentistry*. Mosby, St. Louis, Baltimore, Berlin, 586-625.
96. Hickel R, Dasch R, Janda M, Tyas M, Anusavice K. (1998). New direct restorative materials. *Int Dent J*, 48:3-16.
97. Hickel R, Kunzelmann KH. (1997). Ceramic inlays and veneers. 1st ed. Munich, Vienna: Hanser.
98. Hickel R, Manhart J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 3:45-64.
99. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. (1991). Dentin bond strength of light cured glass ionomer cements. *J Dent Res*, 70:1542-4.
100. Holand W, Frank M. Material science of Empress glass ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report 10,3-8.
101. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. (2000). A comparison of microstructure and properties of IPS Empress II and IPS Empress glass ceramic. *J Biomed Mater Res*, 53:297-303.
102. Holand W. Materials science fundamentals of the IPS Empress II glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, no:12.

103. Hondrum SO. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67:859-65.
104. Iijima H, Hakamatsuka Y, Ito S, Hata Y. (1990). Clinical application and evaluation of olympus castable ceramics (OCC). *J Dent Res*, 70:757.
105. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y. (2004). Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent*, 29:685-92.
106. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17(5):445–455.
107. IPS e.max PRESS scientific documentation. (2005). Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein.
108. IPS Empress and IPS Empress II Instructions for use. (1999). Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein.
109. ISO/TS 11405. (2003). Dental Materials- Testing of adhesion to tooth structure, 2nd ed, Geneva, Switzerland.
110. Isidor F, Brondum K. (1995). A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent*, 74:140-144.
111. Jackson RD, Ferguson RW. (1990). An esthetic bonded inlay-onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int*, 21:7-12.
112. Jacobs MS, Windeler AS. (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*, 65: 436-422.
113. Jacobsen T, Soderholm KJ. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*, 11(2):132–136.
114. Jardel U, Degrange M, Picard B, Derrien G. (1999). Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont*, 12:415-418.
115. Jones DW. Development of dental ceramics. (1985). An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29:621-44.
116. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. (2002). Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig*, 6(3):155–160.

117. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*, 27:103-110.
118. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. (1996). Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent*, 75:163-168.
119. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75:18-32.
120. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. 2005The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent*;94(4):357-62.
121. Kleinberg I., Kaufman H.W., Wolff M.: 1994Measurment of tooth hypersensitivity and oral factors involved in its development. *Archs. Oral Biol.*, 39: 63-71,
122. Koçak A. (2006) Cercon smart sistemi ile posterior köprülerin klinik takibi. Doktora Tezi, M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
123. Kramer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. (1999). IPS Empress inlays and onlays after 4 years- a clinical study. *J Dent*, 27:325-331.
124. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*, 13:60-76.
125. Krejci I, Krejci D, Lutz F. (1992). Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int*, 23:181-6.
126. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. (1993). Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists and luting cements. *J Prosthet Dent*, 69:425-30.
127. Krejci L, Lutz F, Reimer M. (1993). Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent*, 21:39-46.
128. Kükreker D, Gemalmaz D, Kuybulu EO and Bozkurt FÖ. (2004). A Prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *Int J Prosthodont*, 17: 17-23.
129. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent*, 60:288-91.
130. Lacy AM, Staninec MA. (1989). The bonded amalgam restoration. *Quint Int*, 20:521.

131. Latta MA, Barkmeier WW. (1998). Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 42:567-577.
132. Lehman F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. (2004). Fracture resistance of metal-free composite crowns- Effects of fiber reinforcement, thermal cycling and cementation technique. *J Prosthet Dent*, 92:258-64.
133. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scharer P. (1998). 6-year clinical results of leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays. *Acta Med Dent Helv*, 3:137-46.
134. Leinfelder K.F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am*, 45(1): 1–6.
135. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18:189–96.
136. Lindunger A, Smedberg JI. (2005). A retrospective study of the prosthodontic management of patients with amelogenesis imperfecta. *Int J Prosthodont*, 18:189-194.
137. Lopes GC, Cardoso PC, Vieira LC, Baratieri LN, Rampinelli K, Costa G. (2006). Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Dent J*, 17(1):39–43.
138. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 94(6): 549-54.
139. Lucena-Martin C, Gonzales-Rodriguez MP, Ferrer-Luque CM, Robles-Gijon V, Navajas JM. (1999). Study of the shear bond strength of onecomponent adhesives under simulated pulpal pressure. *Oper Dent*, 24(2):73–80.
140. Macari S, Goncalves M, Nonaka T, Santos JM. (2002). Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J*, 13(1):33–38.
141. MacCulloch WT. (1968). Advances in dental ceramics. *Br Dent J*, 124:361-365.
142. Macpherson LC, Smith BGN. (1994). Replacement of missing cusps: An in vitro study. *J Dent*, 22:118-120.

143. Magne P, Belser U. (2002). Bonded porcelain restorations in the anterior dentition. A biomimetic approach. *Quintessence Publishing Co, Inc.*
144. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. (1999). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of workshop. *J Dent*, 24: 141-8.
145. Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, 24(3):217-222.
146. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. (1997). Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *J Prosthet Dent*, 78:511-7.
147. McLean A. (1998). Predictably restoring endodontically treated teeth. *J Can Dent Assoc*, 64:782-787.
148. McLean JW. (1979). The science and art of dental ceramics, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use, *Quintessence Publishing Co., Inc.* Chicago; 1:23-28.
149. Meijering AC, Creughers NJH, Roeters FJM, Mulder J. (1998). Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2,5 year interim evaluation. *J Dent*, 26:563-68.
150. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Morre, BK. (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two step bonding systems. *Am J Dent*, 11:118-22.
151. Mjor IA, Nordahl I, Tronstad L. (1991). Glass ionomer cements and dental pulp. *Endod Dent Traumatol*, 7:59-64.
152. Mjör IA, Qvist V. (1997). Marginal failures of amalgam and composite restorations. *J Dent*, 25:25-30.
153. Mjör IA, Jokstad A, Qvist V. (1990). Longevity of posterior restorations. *Int Dent J*, 40:11-17.
154. Molin MK, Karlsson SL. (2000). A randomized 5 year evaluation of 3 ceramic inlay systems. *Int J Prosthodont*, 13(3):194-200.
155. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, 35(10): 845-852.

156. Momoi Y, Isawe H, Nakano Y, et al. (1990). Gradual increase in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res*, 69:1659–63.
157. Mount GJ. (1999). Glass-ionomers: a review of their current status. *Oper Dent*, 24:115-124.
158. Mörmann WH, Bindl A. (2002). All-ceramic chair-side computer-aided design/ computer-aided machining restorations. *Dent Clin N Am*, 46:405-426.
159. Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84:118-132.
160. Munksgaard EC, Asmussen E. (1984). Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res*, 63(8):1087–1089.
161. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle DR. (1994). Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. *Int J Prosthodont*, 5:409-414.
162. Naert I, Van Der Donck A, Beckers L. (2005). Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *Journal of Oral Rehabil*, 32:51-57.
163. Nakamoto H, Sugisawa H, Kawahara K, Takada H, Kaneko M, Nagamitsu Y, Kakehashi Y, Sato T, Igarashi T. (1996). Microstructure of etched ‘IPS Empress’ heat pressed ceramics observed by SEM. *J Nihon Univ School Dent*, 38:31-36.
164. Naughton WT, Latta MA. (2005). Bond strength of composite to dentin using self etching adhesive systems. *Quintessence Int*, 36(4):259–262.
165. Naylor WP. (1992). Introduction to metal ceramic technology. *Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois*; 9-10.
166. Nelson RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 44(3):288-95.
167. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent mater*, 18(3):269–275.

168. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. (1996). Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*, 75(6):1396–1403.
169. O'Brien WJ, Broenke KM, Wagner WC. (2000). Properties of a hot pressed lithium disilicate glass ceramic. *J Dent Res*, 79:179-184.
170. O'Brien WJ. (2002). Dental materials and their selection. 3rd ed. *Quintessence Publishing Co. Inc.*, Chicago.
171. Oberlander H, Friedl KH, Schmalz G. (2001). Bond strength of polyacid modified resins using a new one-step adhesive system. *Oper Dent*, 26:127–133.
172. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Sharer P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress II glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13:468-472.
173. Olivia RA, Lowe JA. (1987). Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials. *J Prosthet Dent*, 57:554-559.
174. Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruiter WJ, Vlaar ST, Bosman F. (2000). Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 84:154-62.
175. Oram DA, Pearson GJ. (1994). A survey of current practice into the use of aesthetic inlays. *Br Dent J*, 176:457-462.
176. Öztürk N, Aykent F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *C.Ü. Dişhek. Fak. Derg*, 4:128-131.
177. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67:325–7.
178. Palmer G, Jonesa FH, Billingtonb RW, et al. (2004). Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. *Biomaterials*, 25:5423–31.
179. Pameijer CH, Jefferies SR. (1996). Retentive properties and film thickness of 18 luting agent and systems. *Oper Dent*, Nov-Dec:524-30.
180. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, et al. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*, 83:216–21.

181. Pashley, DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, 11(2): 117–125.
182. Pekkan G. (2005). Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Dis) Doktora Tezi, Ankara.
183. Perdigao J, Frankenberger R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int*, 32:385-390.
184. Perdigao J, Lopes M. (1999). Dentin bonding- *state of the art*, 20:1151-1162.
185. Peterson EAD, Phillips RW, Swartz ML. (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc*, 73:1324–36.
186. Peutzfeldt A, Asmussen E. (1990). A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. *Oper Dent*, 15:129-135.
187. Piddock V, Qualtrough AJE. (1990). Dental ceramics-an update. *J Dent*, 18:227-235.
188. Pihlstrom B. (1992). Issues in the evaluation of clinical trials of periodontitis: a clinical perspective. *J Periodontal Res*, 27:433-41.
189. Pissis P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 7:83-94.
190. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92:265-73.
191. Price RB, Hall GC. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int*. 30(2):122–134.
192. Puy MCL, Navarro LF, Llacer LJF, Ferrandez A. (1993). Composite resin inlays: a study of marginal adaptation. *Quint Int*, 24:429-433.
193. Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. (1990). Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent*, 15:61-70.
194. Raadal M. (1978). Bond strength of composites applied to acid etched enamel. *J Dent Res*, 86:157-162.

195. Raigrodski AJ. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92:557-562.
196. Ramp MH, Ramp LC, Suzuki S. (1999). Vertical height loss: An investigation of four restorative materials opposing enamel. *J Prosthodont*, 8:252-7.
197. Randall RC, Wilson NHF. (1999). Clinical testing of restorative materials: Some historical landmarks. *J Dent*, 27:543-550.
198. Rees JS, Jacobsen PH. (1992). Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *J Oral Rehabil*, 19:115-122.
199. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. (1989). The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent*, 2(5):269-73.
200. Retief DH. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4(5):231-6.
201. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 5th ed., Elsevier Health Sciences.
202. Rosenblum MA, Schulman A. (1997). A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128:297-307.
203. Rosentiel SF, Land MF, Crispin BJ. (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent*, 80:280-301.
204. Roulet JF. (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, 25:459-473.
205. Roulet JF. (1995). The longevity of glass ceramic inlays. *J Dent Res*, 74:405.
206. Rueggeberg FA. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure- Review of the literature. *Dent Mater*, 7(1):2-10.
207. Rueggeberg FA. (2002). (From vulcanite vinyl) a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*, 87:364-379.
208. Ruse D. (1999). What is a 'compomer'? *J Can Dent Assoc*, 65:500-504.
209. Russell DA, Meiers JC. (1994). Shear bond strength of resin composite to Dicor treated with 4-META. *Int J Prosthodont*, 7:7-12.
210. Ruyter IE. (1992). Types of resin-based inlay materials and their properties. *Int Dent J*, 42:139-144.

211. Ryge G. (1980). Clinical criteria. *Int Dent J*, 30:347-358.
212. Rykke M. (1992). Dental materials for posterior restorations. *Endod Dent Traumatol*, 8:139-148.
213. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 73(6):1205–1211.
214. Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. (2005). Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med*, 16:727–32.
215. Saraçoğlu A, Cura C, Çöter HS. (2004). Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil*, 31(8):790-7.
216. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kunzelmann KH, Hickel R. (1998). One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 80: 410-6.
217. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. (1996). Fundamentals of operative dentistry : a contemporary approach. *Quintessence Publishing Co., Inc.*, Illinois; 141-175.
218. Schweiger M, Holland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. (1999). IPS Empress II : a new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *QDT*, 143-151.
219. Segura A, Donly KJ. (1993). In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil*, 20:495-9.
220. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3rd ed., *Quintessence Publishing Co., Inc.*, London, U.K, 400-405, 433-452.
221. Sjogren G, Bergman M, Moln M, Bessing C. (1992). A clinical examination of ceramic (Cerec) inlays. *Acta Odontol Scand*, 50:171-8.
222. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. (1999). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont*, 12:122-128.

223. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Tillberg A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*, 81:277-284.
224. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW. (1998). A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta Odontol Scand*, 56:263-7.
225. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. (1991). Porcelain- composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater*, 7:118-23.
226. Sorensen JA, Munksgaard EC. (1996). Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, 76:472-8.
227. Sozio RB, Riley EJ. (1983). Shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 49:182-187
228. Söderholm KJ, Shang SW. (1993). Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res*, 72(6):1050-4.
229. Stacey GD. (1993). A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent*, 70:395-402.
230. Stenberg R, Matsson L. (1993). Clinical evaluation of glass ceramic inlays (Dicor). *Acta Odontol Scand*, 51:91-7.
231. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. (2001). Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 28:120-4.
232. Studer S, Lehner C, Brodbeck U, Scharer P. (1996). Short-term results of IPS Empress inlays and onlays. *J Prosthodont*, 5:277-87.
233. Swift EJ, Perdigao J. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*, 26:95-110.
234. Şen D, Poyrazoğlu E, Tuncelli B, Göller G. (2000). Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent*, 83:210-215.
235. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 16(3):180–187.

236. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 12(4):236–244.
237. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*, 72:355-359.
238. Tidehag P, Gunne J. (1995). A 2 year clinical follow-up study of IPS Empress ceramic inlays. *Int J Prosthodont*, 8:456-60.
239. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28:529-535.
240. Toman M. (2004). Preslenebilir tüm seramik kronların marjinal uyum ve mikrosızıntısının in vitro ve in vivo olarak araştırılması. Doktora Tezi, İzmir.
241. Tosun G, Şener Y, Şengün A. (2005). Kompozit rezinin bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Dişhek. Fak. Derg*, 29(3):2-6.
242. Triolo PT, Swift EJ. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 8(6): 370–374.
243. Van Dijken JW, Hasselrot L, Ormin A, Olofsson AL. (2001). Restorations with extensive dentin/enamel bonded ceramic coverage. A 5 year follow-up. *Eur J Oral Sci*, 109:222-229.
244. Van Dijken JW, Höglund-Aberg C, Olofsson AL. (1998). Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent*, 26(3):219-25.
245. Van Dijken JW, Höglund-Åberg C, Olofsson AL. (1994). Three year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontol Scand*, 52:140-149.
246. Van Dijken JW, Örmín A, Olofsson AL. (1999). Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *J Prosthet Dent*, 82:529-535.

247. Van Dijken JW. (1986). A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller, and hybrid composite resin fillings: A 6-year follow-up study. *Acta Odontol Scand*, 44:357-367.
248. Van Dijken JW. (1999) All-ceramic restoration: classification and clinical evaluation. *Compend Contin Educ*, 20:1115-1126.
249. Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt KV, Lambrechts P, Peumans M. (2005). A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric acid etching of enamel. *Dent Mater*, 21:375-383.
250. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S. (2006). Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *J Dent*, 615-7.
251. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 17(2):61-7.
252. Van Noort R. (1994). Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination -a personal view. *J Dent*, 22(1):4-8.
253. Vargas MA, Cobb DS and Armstrong SR. (1997). Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent*, 22:159-66.
254. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12(5):290-294.
255. Wall JG, Cipra DL. (1992). Alternative crown systems. *Dent Clin North Am*, 36:765-782.
256. Wassel RW, Barker D, Steele JG. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *British Dent J*, 193:17-28.
257. Watanabe F, Powers JM and Lorey RE. (1988). In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *J Dent Res*, 67:479-83.
258. Wilson AD, McLean JW. (1988). Glass ionomer cements. *Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago*.
259. Yang B, Adelung R, Ludwig K, et al. (2005). Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials*; 26:5021-31.

260. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. (2002). Tam porselen sistemleri I, *G.Ü Dişhek. Fak. Derg*; 22:41-48.
261. Yeşilyurt C, Bulucu B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract*, 7(2):26-36.
262. Yiu CKY, Tay FR, King NM. (2004). Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. *J Dent Res*, 83:283-9.
263. Yli-Urpo H, Forsback AP, Vakiarta M. (2004). Release of silica, calcium, phosphorus and fluoride from glass ionomer cement containing bioactive glass. *J Biomater Appl*, 19:5-20.
264. Yli-Urpo H, Lassila LVJ, Narhi TO, et al. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater*, 21:201-9.
265. Yu Xin-Yi, Wet G, Yu Jun-Wu. (1987). Experimental use of bonding agent to reduce marginal microleakage in amalgam restorations. *Quint Int*, 18:783.
266. Zaimoglu A, Can G. (2004). Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
267. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9:434-439.
268. Ziskind D, Elbaz B, Hirschfeld Z, Rosen L. (1998). Amalgam alternatives-microleakage evaluation of clinical procedures. Part II: direct/indirect composite inlay systems. *J Oral Rehabil*, 25:502- 6.
269. Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. (2003). Evaluation of acetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehabil*, 30:477-481.
270. Zuellig-Singer R, Bryant RW. (1998). 3-year evaluation of computer machined ceramic inlays: influence of luting agent. *Quintessence Int*, 29:573-82.

10. EKLER

Ek 10.1. Hasta bilgilendirme formu

Aşırı Madde Kayıplı Dişlerde IPS Empress II Onley Restorasyonların Klinik ve In Vitro Şartlarda İncelenmesi

Protokol numarası:

Çürük/restorasyon yenilenmesi gereken dişinizin çürüğün temizlenmesini ve varsa eski dolgusunun uzaklaştırılmasını takiben ölçü alınacak ve size ait bir alçı model elde edilecektir. Restorasyon laboratuvar ortamında deneyimli teknisyenler tarafından bu model üzerine hazırlanacak ve ağız içerisinde provası, gerekli kontrol ve düzeltmeleri yapıldıktan sonra tekrar cilalanıp dişinize yapıştırılacaktır. Restorasyona ait fotoğraf ve kayıtlarınız alınacaktır. Hasta kayıt ve takip formu doldurulacak ve uygulanan inleyn klinik değerlendirilmeleri bu formdaki kriterler doğrultusunda restorasyon yapılmasını takiben, 6 ay, 1 yıl ve 2 yıl sonra yapılacaktır. Size uygulanacak bu inleyn kaynaklanacak herhangi bir yan etki beklenmemektedir. Ancak restorasyonun yerinden çıkması, kırılması veya hassasiyet yapması gibi durumlarla karşılaşma ihtimaliniz bulunmaktadır.

Hasta Adı-Soyadı :

Doktor Adı-Soyadı :

Tarih:

Tarih:

İmza:

İmza:

Ek 10.2. Hasta onay formu

Aşırı Madde Kayıplı Dişlerde IPS Empress II Onley Restorasyonların Klinik ve In Vitro Şartlarda İncelenmesi

Protokol numarası:

Hasta bilgilendirme formunu okudum. Çalışma kapsamında yer almayı ve gereken kontrollere gelmeyi kabul ediyorum.

Hasta Adı-Soyadı :

Doktor Adı-Soyadı :

Tarih:

Tarih:

İmza:

İmza:

Ek 10.3. Hasta formu

Vaka no :
 Diş no :
 Hasta adı:
 Tel. No :
 Kullanılan Materyal :
 Kullanılan Yapıştırıcı :
 Rubber Dam : (1) Kullanıldı (2) Kullanılmadı
 Yapıştırma Tarihi :
 (1) Üst çene (2) Alt çene
 (1) Molar (2) Premolar
 (1) Sağ taraf (2) Sol taraf
 Vital/Devital : (1) Vital (2) Devital
 Ameliyat (+/-) : (1) Yapıldı (2) Yapılmadı
 Yaş :

MARJİN SEVİYELERİ	Mesial	Distal	Buccal	Lingual	Hasta Memnuniyeti
0 – Onley marjini >2mm supragingival					RENK
1 – Onley marjini 0mm – 2mm arasında supragingival					1 Çok İyi
2 – Onley marjini dişeti sınırında					2 İyi
3 – Onley marjini dişeti sınırı altında					3 Yeterli
					4 Kötü
					YÜZEY
					1 Çok İyi
					2 İyi
					3 Yeterli
					4 Kötü
					ÇIĞNEME ETKİNLİĞİ
					1 Çok İyi
					2 İyi
					3 Yeterli
					4 Kötü

	Mesial	Distal	Buccal	Lingual		V	Y
Plak İndeksi					Hassasiyet	1	2
Gingival İndeksi					Ağrı	1	2
Plak İndeksi C					Sekonder Çürük	1	2
Gingival İndeks C							

1 st	2 nd	Final	1 st	2 nd	Final	1 st	2 nd	Final	1 st	2 nd	Final	Parameter	Rating
												Anatomik form	0-1-2-3
												Marjinal adaptasyon	0-1-2-3-4
												Renk uyumu	0-1-2-3-4
												Marjinal renklenme	0-1-2-3
												Çürük	0-1
												Yüzey pürüzlülüğü	0-1-2-3
												Marjinlerdeki anatomik form	0-1-2-3
												Diş bütünlüğü	0-1-2-3
												Onlay bütünlüğü	0-1-2-3
												Kontaklar	0-1-2-3
												Okluzal kontak	0-1

BASELINE	1.KONTROL	2.KONTROL	3.KONTROL
----------	-----------	-----------	-----------

QLF	M	D	B	L	O	
Diş Plağı						
Restorasyon Plağı						
Marjinal Plak						
Marjinal adaptasyon						

CATEGORY and SCORE	CRITERIA
Anatomic form 0 (clinically acceptable) 1 (clinically acceptable) 2 (clinically unacceptable) 3 (clinically unacceptable)	Restoration is contiguous with anatomy Slightly under or overcontoured restoration; marginal ridges slightly undercontoured; contact slightly open (may be self-correcting); occlusal height reduced locally Restoration is undercontoured, dentin or base exposed; contact is faulty, not self-correcting; occlusal height reduced; occlusion affected Restoration is missing or traumatic occlusion; restoration causes pain in tooth or adjacent tissue
Marginal adaptation 0 (clinically acceptable) 1 (clinically acceptable) 2 (clinically acceptable) 3 (clinically unacceptable) 4 (clinically unacceptable)	Restoration is contiguous with existing anatomic form; explorer does not catch Explorer catches, no crevice into which explorer will penetrate is visible Crevice at margin, enamel exposed Obvious crevice at margin, dentin or base exposed Restoration mobile, fractured, or missing
Color match 0 (clinically acceptable) 1 (clinically acceptable) 2 (clinically acceptable) 3 (clinically unacceptable) 4 (clinically unacceptable)	Very good color match, restoration almost invisible Good color match Slight mismatch in color, shade, or translucency Obvious mismatch, outside normal range Gross mismatch
Marginal discoloration 0 (clinically acceptable) 1 (clinically acceptable) 2 (clinically acceptable) 3 (clinically unacceptable)	No discoloration evident Slight staining, can be polished away Obvious staining, cannot be polished away Gross staining
Caries 0 (clinically acceptable) 1 (clinically unacceptable)	No evidence of caries contiguous with margin of restoration Caries is evident contiguous with margin of restoration
Surface roughness 0 (clinically acceptable) 1 (clinically acceptable) 2 (clinically acceptable) 3 (clinically unacceptable)	Smooth surface Slightly rough or pitted surface Rough surface, cannot be refinished Deeply pitted surface, irregular grooves

KATEGORİ ve SKOR	KRİTERLER
Anatomik form 0 (kabul edilebilir) 1 (kabul edilebilir) 2 (kabul edilemez) 3 (kabue edilemez)	Restorasyonun formu anatomiyi takip ediyor Hafifce az veya fazla konturlu restorasyon; marjinal ridgeler hafifce az konturlu; kontakt hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak az Restorasyon underkontur, dentin veya base açıkta, kontakt hatalı, okluzal yükseklik azalmış, oklüzyon etkilenmiş Restorasyonda eksik var veya travmatik oklüzyon var, restorasyon dişte veya komşu dişte ağrıya neden oluyor
Marjinal adaptasyon 0 (kabul edilebilir) 1 (kabul edilebilir) 2 (kabul edilebilir) 3 (kabul edilemez) 4 (kabul edilemez)	Restorasyon marjinleri takip ediyor, sond takılmıyor Sond takılıyor ama çatlak yok Marjinde çatlak var, mine açıkta Ciddi çatlak var, dentin ve base açıkta Restorasyon hareketli, çatlak veya uzaklaşmış
Renk uyumu 0 (kabul edilebilir) 1 (kabul edilebilir) 2 (kabul edilebilir) 3 (kabul edilemez) 4 (kabul edilemez)	İyi renk uyumu, restorasyon fark edilemiyor İyi renk uyumu Hafif uyumsuzluk (renkte, translusentlikte, gölgede) Bayağı uyumsuzluk var Çok fazla uyumsuzluk var
Marjinal renklenme 0 (kabul edilebilir)	Renklenme yok

1 (kabul edilebilir) 2 (kabul edilebilir) 3 (kabul edilemez)	Hafif renklenme, cilalama ile uzaklaştırılabilir Belirli renklenme, cilalama ile uzaklaşmıyor Çok fazla renklenme var
Çürük 0 (kabul edilebilir) 1 (kabul edilemez)	Marjinlerde çürük belirtisi yok Marjinlerde çürük belirtisi var
Yüzey pürüzlülüğü 0 (kabul edilebilir) 1 (kabul edilebilir) 2 (kabul edilebilir) 3 (kabul edilemez)	Pürüzsüz yüzey Hafif pürüzlü, oyuklu yüzey Pürüzlü yüzey, düzeltilemiyor Derin oyuklu yüzey, düzensiz grove

Ek 10.4. Modifiye USPHS değerlendirmeleri

NUMARA	HASTA_NO	Yaş	Cinsiyet	Çene	Sağ sol	Molar premolar	Onlay inlay	rubber dam	Canlılık	ameliyat
1	1	40	2	2	2	1	1	1	2	1
2	2	16	1	2	2	1	1	1	2	2
3	3	16	1	2	2	1	2	1	1	2
4	4	41	1	2	2	1	1	2	2	2
5	5	30	2	2	2	1	1	2	2	2
6	6	24	2	2	1	1	1	2	2	1
7	7	48	2	2	2	1	1	2	2	2
8	8	27	1	2	2	1	1	1	1	2
9	9	42	1	2	1	1	1	1	2	2
10	10	42	1	1	2	1	1	1	1	2
11	11	42	1	2	1	1	2	1	1	2
12	12	42	1	2	1	2	2	1	2	2
13	13	44	2	2	2	1	1	1	2	2
14	14	27	1	1	2	1	1	2	2	2
15	15	24	1	2	1	1	1	2	1	2
16	16	50	1	1	2	1	1	1	2	1
17	17	16	2	1	1	1	1	1	2	2
18	18	16	2	2	2	1	2	1	1	1
19	19	38	2	2	2	1	1	2	2	1
20	20	39	1	2	2	1	1	2	2	2
21	21	32	1	2	1	1	1	1	2	2
22	22	26	2	2	2	1	1	1	2	1
23	23	29	2	2	2	1	1	1	2	1
24	24	35	1	2	1	1	2	1	1	1
25	25	35	1	2	1	1	1	1	1	1
26	26	35	1	2	1	1	2	1	2	1
27	27	35	2	1	1	1	1	2	2	1
28	28	24	2	1	1	1	1	1	2	2
29	29	26	1	2	1	1	1	2	2	2
30	30	27	1	2	2	1	1	2	2	1
31	31	37	1	1	1	1	1	2	2	1
32	32	45	1	2	2	1	1	2	2	2
33	33	23	1	2	1	1	1	2	2	1
34	34	32	2	1	2	2	2	2	1	2
35	35	32	2	2	1	1	2	2	1	2
36	36	32	2	2	1	1	1	2	2	2
37	37	59	2	2	2	1	1	2	2	2
38	38	41	2	2	2	1	1	2	1	2
39	39	23	1	1	2	1	1	2	2	2
40	40	31	2	1	2	1	1	2	2	2
41	41	50	2	2	2	1	1	2	2	2

42	42	22	1	1	1	1	1	2	2	1
43	43	46	2	1	2	1	1	2	2	2
44	44	24	1	1	1	1	1	2	2	1
45	45	25	2	2	1	1	1	2	2	2
46	46	26	1	2	2	1	2	2	2	2
47	47	26	1	1	1	1	1	2	2	2
48	48	20	1	1	2	1	1	2	2	2
49	49	43	2	2	2	1	2	2	1	2
50	50	43	2	1	1	1	1	2	2	2
51	51	44	2	1	2	1	1	2	2	2
52	52	21	1	1	1	1	1	2	2	1
53	53	21	1	1	2	1	1	2	2	1
54	54	24	1	2	1	1	1	2	2	1
55	55	23	1	1	1	1	1	2	2	1
56	56	32	1	2	1	1	1	2	2	2
57	57	23	1	1	2	1	1	1	1	2
58	58	26	1	2	2	1	1	1	2	2
59	59	25	1	2	1	2	2	2	2	2
60	60	41	2	2	2	1	2	1	1	1
61	61	38	1	2	1	1	1	1	2	2
62	62	18	2	2	1	1	1	2	2	1
63	63	45	1	1	1	1	1	2	2	2
64	64	32	2	1	2	2	1	2	2	2
65	65	34	1	2	2	1	1	1	2	2
66	66	29	1	2	1	1	2	1	2	1
67	67	37	2	1	2	1	1	2	2	2
68	68	26	1	1	2	1	1	2	2	1
69	69	24	1	2	1	1	1	1	1	2
70	70	29	1	1	2	2	1	2	1	2
71	71	32	2	1	1	1	1	1	2	2
72	72	44	2	2	2	1	2	1	1	1
73	73	25	2	2	2	1	1	1	2	1
74	74	33	1	2	1	1	1	2	2	2
75	75	18	2	1	1	1	1	1	1	2
76	76	37	2	2	2	1	1	2	1	2
77	77	23	2	2	2	1	1	1	2	1
78	78	40	1	2	2	1	1	2	2	2

NUMARA	mesial	distal	buccal	lingual	anatomik form baseline	anatomik form 6 ay	anatomik form 12 ay	anatomik form 24 ay
1	2	2	1	2	0	0	0	KAYIP
2	2	2	1	2	0	0	0	0
3	0	0	1	0	0	0	0	0
4	2	2	0	0	0	0	0	0
5	2	3	1	2	0	0	0	0
6	2	2	1	2	0	0	0	0
7	2	2	2	2	0	0	0	0
8	1	3	1	1	0	0	0	0
9	2	2	0	1	0	0	0	0
10	1	1	0	0	0	0	0	0
11	3	0	0	0	0	0	0	0
12	3	0	0	0	0	0	0	0
13	3	2	1	1	0	0	0	0
14	2	2	0	2	0	0	0	0
15	2	2	0	2	0	0	0	0
16	2	1	2	0	0	0	0	0
17	2	2	1	2	0	0	0	0
18	0	1	2	0	0	0	0	0
19	2	2	0	2	0	0	0	KAYIP
20	2	2	0	0	0	0	0	0
21	1	3	1	1	0	0	0	0
22	2	3	1	2	0	0	0	KAYIP
23	2	2	1	2	0	0	0	0
24	2	0	0	0	0	0	0	0
25	1	1	1	1	0	0	0	0
26	0	2	0	0	0	0	0	0
27	3	3	1	2	0	0	0	0
28	2	2	1	0	0	0	0	0
29	0	2	2	0	0	0	0	0
30	2	2	2	1	0	0	0	0
31	2	3	0	3	0	0	0	0
32	2	2	1	2	0	0	0	KAYIP
33	1	1	1	1	0	0	0	0
34	0	2	0	0	0	0	0	0
35	0	1	0	0	0	0	0	0
36	2	2	2	2	0	0	0	0
37	2	2	0	2	0	0	0	0
38	1	0	2	0	0	0	0	0
39	0	2	0	2	0	0	0	0
40	2	3	0	2	0	0	0	0
41	1	3	0	0	0	0	0	0
42	2	3	0	1	0	0	0	0
43	2	2	0	1	0	0	0	0
44	2	2	0	3	0	0	KAYIP	KAYIP
45	2	2	1	1	0	0	0	0
46	0	3	0	0	0	0	0	0
47	2	2	1	2	0	0	0	0
48	1	1	2	0	0	0	0	0
49	0	1	1	0	0	0	0	0
50	1	1	1	0	0	0	0	0
51	2	2	1	2	0	0	0	0
52	2	2	1	1	0	0	0	0

53	2	2	2	1	1	1	1	1
54	1	2	0	0	0	0	0	0
55	2	2	1	3	0	0	0	KAYIP
56	2	2	0	1	0	0	0	0
57	1	1	0	0	1	1	1	1
58	3	2	1	1	0	0	0	0
59	3	0	0	0	0	0	0	0
60	0	1	2	0	0	0	0	0
61	2	2	0	1	0	0	0	0
62	2	3	1	2	0	0	0	0
63	0	2	0	2	0	0	0	0
64	2	3	0	2	0	0	0	0
65	2	2	0	1	0	0	0	0
66	0	2	0	0	0	0	0	0
67	2	2	1	2	0	0	0	0
68	2	2	1	1	0	0	0	0
69	1	3	1	1	0	0	0	0
70	2	2	2	2	0	0	0	0
71	2	2	1	2	0	0	0	0
72	0	1	2	0	1	1	1	1
73	2	2	1	2	0	0	0	0
74	2	2	0	0	0	0	0	0
75	2	2	1	2	0	0	0	0
76	3	3	2	2	0	0	0	0
77	2	3	1	2	0	0	0	0
78	2	3	0	1	0	0	0	0

NUMARA	marjinal adaptasyon baseline	marjinal adaptasyon 6 ay	marjinal adaptasyon 12 ay	marjinal adaptasyon 24 ay	renk uyumu baseline	renk uyumu 6ay	renk uyumu 12 ay	renk uyumu 24 ay
1	0	0	0	KAYIP	0	0	1	KAYIP
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	1	1	1	1
4	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	1	1	1	1
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	1
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	1	1	1	1
12	0	0	0	0	1	1	1	1
13	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0	1	1
16	0	0	0	0	2	2	2	2
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	1	1	1
19	0	0	0	KAYIP	0	1	1	KAYIP
20	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
23	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	1	1	1	1
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	1	1	1	1	1	1	1	1
27	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	1	1	1
29	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	1	1	1	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
33	1	1	1	1	0	0	0	0
34	0	0	0	0	1	1	1	1
35	0	0	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	0	0	0	0	1	1	1
42	0	0	0	0	0	0	0	0
43	0	0	0	0	0	0	0	0
44	0	0	KAYIP	KAYIP	1	1	KAYIP	KAYIP
45	0	0	0	0	1	1	1	1
46	1	1	1	1	0	0	0	0
47	0	0	0	0	0	0	0	0
48	0	0	0	0	0	0	0	0
49	0	0	0	0	1	1	1	2
50	0	0	0	0	0	0	0	0
51	0	0	0	0	0	0	0	1

52	0	0	0	0	0	0	0	0
53	1	1	1	1	2	2	2	2
54	0	0	0	0	0	0	0	0
55	0	0	0	KAYIP	1	1	1	KAYIP
56	0	0	0	0	0	0	0	0
57	0	0	0	0	1	2	2	2
58	0	0	0	0	0	0	0	0
59	0	0	0	0	0	0	0	0
60	0	0	0	0	0	0	0	0
61	0	0	0	0	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0
63	0	0	0	0	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0
65	1	1	1	1	0	0	0	0
66	0	0	0	0	0	0	0	0
67	0	0	0	0	0	0	0	0
68	0	0	0	0	0	0	0	0
69	0	0	0	0	0	0	0	0
70	0	0	0	0	0	0	0	0
71	1	1	1	1	1	1	1	1
72	0	0	0	0	1	1	1	1
73	0	0	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0
76	0	1	1	1	0	1	1	2
77	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0

NUMARA	marjinal renklenme baseline	marjinal renklenme 6 ay	marjinal renklenme 12 ay	marjinal renklenme 24 ay	çürük baseline	çürük 6 ay	çürük 12 ay	çürük 24 ay
1	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	1	1	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	1	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0
15	0	0	1	1	0	0	0	0
16	0	1	1	1	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	1	0	0	0	0
19	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
20	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
23	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	1	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
33	0	0	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	2	2	2	0	0	0	0
42	0	0	0	0	0	0	0	0
43	0	0	0	0	0	0	0	0
44	0	0	KAYIP	KAYIP	0	0	KAYIP	KAYIP
45	0	0	0	0	0	0	0	0
46	0	0	0	0	0	0	0	0
47	0	0	0	0	0	0	0	0
48	0	0	0	0	0	0	0	0
49	0	1	1	1	0	0	0	0
50	0	1	1	1	0	0	0	0

51	0	0	0	0	0	0	0	0
52	0	0	0	0	0	0	0	0
53	0	0	1	1	0	0	0	0
54	0	0	0	0	0	0	0	0
55	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
56	0	0	0	0	0	0	0	0
57	0	0	0	0	0	0	0	0
58	0	0	0	0	0	0	0	0
59	0	0	0	0	0	0	0	0
60	0	1	1	2	0	0	0	0
61	0	0	0	0	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0
63	0	2	2	2	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0
65	0	0	0	0	0	0	0	0
66	0	0	0	0	0	0	0	0
67	0	0	0	0	0	0	0	0
68	0	0	0	0	0	0	0	0
69	0	0	0	0	0	0	0	1
70	0	0	0	0	0	0	0	0
71	0	0	0	0	0	0	0	0
72	0	2	2	2	0	0	0	0
73	0	0	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0
76	0	0	0	0	0	0	0	0
77	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0

NUMARA	yüzey pürüzlülüğü ü baseline	yüzey pürüzlülüğü ü 6 ay	yüzey pürüzlülüğü ü 12 ay	yüzey pürüzlülüğü ü 24 ay	marjinlerdeki anatomik form baseline	marjinlerdeki anatomik form 6 ay	marjinlerdeki anatomik form 12 ay	marjinlerdeki anatomik form 24 ay
1	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	1	1	1	1
13	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
20	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	KAYIP	1	1	1	KAYIP
23	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	1	1	1	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	1	KAYIP	0	0	0	KAYIP
33	0	0	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	0	0	0	0	0	0	0
42	0	0	0	0	0	0	0	0
43	0	0	0	0	0	0	0	0
44	0	0	KAYIP	KAYIP	0	0	KAYIP	KAYIP
45	0	0	0	0	0	0	0	0
46	0	0	0	0	0	0	0	0
47	0	0	0	0	0	0	0	0
48	0	0	0	0	0	0	0	0
49	0	0	0	0	0	0	0	0
50	0	0	0	0	0	0	0	0
51	0	0	0	0	0	0	0	0

52	1	1	1	1	0	0	0	0
53	0	0	0	0	0	0	0	0
54	0	0	0	0	0	0	0	0
55	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
56	0	0	0	0	0	0	0	0
57	0	0	0	0	0	0	0	0
58	1	1	1	1	0	0	0	0
59	0	0	1	1	0	0	0	0
60	0	0	0	0	0	0	0	0
61	0	0	0	0	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0
63	0	0	0	0	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0
65	0	0	0	0	0	0	0	0
66	0	0	0	0	1	1	1	1
67	0	0	0	0	0	0	0	0
68	0	0	0	0	0	0	0	0
69	0	0	0	0	1	1	1	1
70	0	0	0	0	0	0	0	0
71	0	0	0	0	0	0	0	0
72	0	0	0	0	1	1	1	1
73	0	0	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0
76	0	0	1	1	0	0	0	0
77	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0

NUMARA	diş bütünlüğü baseline	diş bütünlüğü 6 ay	diş bütünlüğü 12 ay	diş bütünlüğü 24 ay	onlay bütünlüğü baseline	onlay bütünlüğü 6 ay	onlay bütünlüğü 12 ay	onlay bütünlüğü 24 ay
1	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
20	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
23	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
33	0	0	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	0	0	0	0
38	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	0	0	0	0	0	0	0
42	0	0	0	0	0	0	0	0
43	0	0	0	0	0	0	0	0
44	0	0	KAYIP	KAYIP	0	0	KAYIP	KAYIP
45	0	0	0	0	0	0	0	0
46	0	0	0	0	0	0	0	0
47	0	0	0	0	0	0	0	0
48	0	0	0	0	0	0	0	0
49	0	0	0	0	0	0	0	0
50	0	0	0	0	0	0	0	0
51	0	0	0	0	0	0	0	0

52	0	0	0	0	0	0	0	0
53	0	0	0	0	0	0	0	0
54	0	0	0	0	0	0	0	0
55	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
56	0	0	0	0	0	0	0	0
57	0	0	0	0	0	0	0	0
58	0	0	0	0	0	0	0	0
59	0	0	0	0	0	0	0	0
60	0	0	0	0	0	0	0	0
61	0	0	0	0	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0
63	0	0	0	0	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0
65	0	0	0	0	0	0	0	0
66	0	0	0	0	0	0	0	0
67	0	0	0	0	0	0	0	0
68	0	0	0	0	0	0	0	0
69	0	0	0	0	0	0	0	0
70	0	0	0	0	0	0	0	0
71	0	0	0	0	0	0	0	3
72	0	0	0	0	0	0	0	0
73	0	0	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0
76	0	0	0	0	0	0	0	0
77	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0

NUMARA	kontaklar baseline	kontaklar 6 ay	kontaklar 12 ay	kontaklar 24 ay	okluzal kontak baseline	okluzal kontak 6 ay	okluzal kontak 12 ay	okluzal kontak 24 ay
1	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
2	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0	0	0	0
16	0	0	0	0	1	1	1	1
17	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
20	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	KAYIP	1	1	0	KAYIP
23	0	0	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	0	0	0	0	0
26	0	0	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	0	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
33	0	0	0	0	0	0	0	0
34	0	0	0	0	0	0	0	0
35	0	0	0	0	0	0	0	0
36	0	0	0	0	0	0	0	0
37	0	0	0	0	1	1	1	1
38	0	0	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	0	0	0	0	0	0	0
42	0	0	0	0	0	0	0	0
43	0	0	0	0	0	0	0	0
44	0	0	KAYIP	KAYIP	0	0	KAYIP	KAYIP
45	0	0	0	0	0	0	0	0
46	0	0	0	0	0	0	0	0
47	0	0	0	0	0	0	0	0
48	0	0	0	0	0	0	0	0
49	0	0	0	0	0	0	0	0
50	0	0	0	0	0	0	0	0
51	0	0	0	0	0	0	0	0

52	0	0	0	0	0	0	0	0
53	0	0	0	0	0	0	0	0
54	0	0	0	0	0	0	0	0
55	0	0	0	KAYIP	0	0	0	KAYIP
56	0	0	0	0	0	0	0	0
57	0	0	0	0	0	0	0	0
58	0	0	0	0	0	0	0	0
59	1	1	1	1	0	0	0	0
60	0	0	0	0	0	0	0	0
61	0	0	0	0	0	0	0	0
62	0	0	0	0	0	0	0	0
63	0	0	0	0	0	0	0	0
64	0	0	0	0	0	0	0	0
65	0	0	0	0	0	0	0	0
66	0	0	0	0	0	0	0	0
67	0	0	0	0	0	0	0	0
68	0	0	0	0	1	0	0	0
69	0	0	0	0	0	0	0	0
70	1	1	1	1	0	0	0	0
71	0	0	0	0	0	0	0	0
72	0	0	0	0	0	0	0	0
73	0	0	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	0	0	0	0	0
75	0	0	0	0	0	0	0	0
76	1	1	1	1	1	1	0	0
77	0	0	0	0	0	0	0	0
78	0	0	0	0	0	0	0	0

Ek 10.5. Hasta değeriendirmesi

NUMARA	renk baseline	renk 6 ay	renk 12 ay	renk 24 ay	yüzey pürüzlülüğü baseline	yüzey pürüzlülüğü 6 ay	yüzey pürüzlülüğü 12 ay	yüzey pürüzlülüğü 24 ay
1	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
2	1	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	1	1	1	1	1
4	1	1	1	1	1	1	1	1
5	1	1	1	1	1	1	1	1
6	1	1	1	1	1	1	1	1
7	1	1	1	1	1	1	1	1
8	1	1	1	1	1	1	1	1
9	1	1	1	1	1	1	1	1
10	1	1	1	1	1	1	1	1
11	1	1	1	1	1	1	1	1
12	1	1	1	1	1	1	1	1
13	1	1	1	1	1	1	1	1
14	1	1	1	1	1	1	1	1
15	1	1	1	1	1	1	1	1
16	2	2	2	2	1	1	1	1
17	1	1	1	1	1	1	1	1
18	1	1	1	1	1	1	1	1
19	2	2	2	KAYIP	1	1	1	KAYIP
20	1	1	1	1	1	1	1	1
21	1	1	1	1	1	1	1	1
22	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
23	1	1	1	1	1	1	1	1
24	2	2	2	2	1	1	1	1
25	1	1	1	1	1	1	1	1
26	1	1	1	1	1	1	1	1
27	1	1	1	1	1	1	1	1
28	1	1	1	1	1	1	1	1
29	1	1	1	1	1	1	1	1
30	1	1	1	1	1	1	1	1
31	1	1	1	1	1	1	1	1
32	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
33	1	1	1	1	1	1	1	1
34	1	1	1	1	1	1	1	1
35	1	1	1	1	1	1	1	1
36	1	1	1	1	1	1	1	1
37	1	1	1	1	1	1	1	1
38	1	1	1	1	1	1	1	1
39	2	2	2	2	2	2	2	2
40	1	1	1	1	1	1	1	1
41	2	2	1	1	2	2	1	1
42	1	1	1	1	1	1	1	1
43	1	1	1	1	1	1	1	1
44	2	2	KAYIP	KAYIP	2	2	KAYIP	KAYIP
45	2	2	2	2	1	1	1	1
46	1	1	1	1	1	1	1	1
47	1	1	1	1	1	1	1	1
48	1	1	1	1	1	1	1	1
49	2	2	2	2	1	1	1	1
50	1	1	1	1	2	2	1	1

51	1	1	1	1	1	1	1	1
52	1	1	1	1	1	1	1	1
53	1	1	1	1	1	1	1	1
54	1	1	1	1	1	1	1	1
55	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
56	2	2	2	2	2	2	1	1
57	1	1	1	1	1	1	1	1
58	1	1	1	1	1	1	1	1
59	1	1	1	1	1	1	1	1
60	1	1	1	1	1	1	1	1
61	2	2	1	1	1	1	1	1
62	1	1	1	1	1	1	1	1
63	1	1	1	2	1	1	1	1
64	2	1	1	1	2	1	1	1
65	1	1	1	1	1	1	1	1
66	1	1	1	1	1	1	1	1
67	1	1	1	1	1	1	1	1
68	1	1	1	1	1	1	1	1
69	1	2	1	1	1	1	1	1
70	3	2	2	2	2	2	2	2
71	1	1	1	1	1	1	1	1
72	1	1	1	1	2	2	1	1
73	2	1	1	1	1	1	1	1
74	1	1	1	1	1	1	1	1
75	1	1	1	1	1	1	1	1
76	2	2	1	1	2	1	1	1
77	1	1	1	1	1	1	1	1
78	2	1	1	1	1	1	1	1

NUMARA	yüzey pürüzlülüğü baseline	yüzey pürüzlülüğü 6 ay	yüzey pürüzlülüğü 12 ay	yüzey pürüzlülüğü 24 ay	çiğneme etkinliği baseline	çiğneme etkinliği 6 ay	çiğneme etkinliği 12 ay	çiğneme etkinliği 24 ay
1	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
2	1	1	1	1	1	1	1	1
3	1	1	1	1	1	1	1	1
4	1	1	1	1	1	1	1	1
5	1	1	1	1	1	1	1	1
6	1	1	1	1	1	1	1	1
7	1	1	1	1	1	1	1	1
8	1	1	1	1	2	2	1	1
9	1	1	1	1	1	1	1	1
10	1	1	1	1	1	1	1	1
11	1	1	1	1	1	1	1	1
12	1	1	1	1	1	1	1	1
13	1	1	1	1	1	1	1	1
14	1	1	1	1	1	1	1	1
15	1	1	1	1	2	2	2	2
16	1	1	1	1	1	1	1	1
17	1	1	1	1	1	1	1	1
18	1	1	1	1	1	1	1	1
19	1	1	1	KAYIP	2	2	2	KAYIP
20	1	1	1	1	1	1	1	1
21	1	1	1	1	1	1	1	1
22	1	1	1	KAYIP	2	2	2	KAYIP
23	1	1	1	1	1	1	1	1
24	1	1	1	1	1	1	1	1
25	1	1	1	1	2	2	2	2
26	1	1	1	1	1	1	1	1
27	1	1	1	1	1	1	1	1
28	1	1	1	1	1	1	1	1
29	1	1	1	1	1	1	1	1
30	1	1	1	1	1	1	1	1
31	1	1	1	1	1	1	1	1
32	1	1	1	KAYIP	1	1	1	KAYIP
33	1	1	1	1	1	1	1	1
34	1	1	1	1	1	1	1	1
35	1	1	1	1	1	1	1	1
36	1	1	1	1	1	1	1	1
37	1	1	1	1	1	1	1	1
38	1	1	1	1	1	1	1	1
39	2	2	2	2	2	2	2	2
40	1	1	1	1	1	1	1	1
41	2	2	1	1	2	2	1	1
42	1	1	1	1	1	1	1	1
43	1	1	1	1	1	1	1	1
44	2	2	KAYIP	KAYIP	2	2	KAYIP	KAYIP
45	1	1	1	1	1	1	1	1
46	1	1	1	1	1	1	1	1
47	1	1	1	1	1	1	1	1
48	1	1	1	1	1	1	1	1
49	1	1	1	1	1	1	1	1
50	2	2	1	1	2	2	2	2
51	1	1	1	1	1	1	1	1

52	1	1	1	1	1	1	1	1
53	1	1	1	1	1	1	1	1
54	1	1	1	1	1	1	1	1
55	1	1	1	KAYIP	2	2	2	KAYIP
56	2	2	1	1	1	1	1	1
57	1	1	1	1	2	2	1	1
58	1	1	1	1	1	1	1	1
59	1	1	1	1	1	1	1	1
60	1	1	1	1	1	1	1	1
61	1	1	1	1	1	1	1	1
62	1	1	1	1	1	1	1	1
63	1	1	1	1	1	1	1	1
64	2	1	1	1	1	1	1	1
65	1	1	1	1	1	1	1	1
66	1	1	1	1	1	1	1	1
67	1	1	1	1	1	1	1	1
68	1	1	1	1	1	1	1	1
69	1	1	1	1	1	1	1	1
70	2	2	2	2	2	2	2	2
71	1	1	1	1	1	1	1	1
72	2	2	1	1	1	1	1	1
73	1	1	1	1	1	1	1	1
74	1	1	1	1	1	1	1	1
75	1	1	1	1	1	1	1	1
76	2	1	1	1	2	1	1	1
77	1	1	1	1	1	1	1	1
78	1	1	1	1	1	1	1	1

NUMARA	hassasiyet baseline	hassasiyet 6 ay	hassasiyet 12 ay	hassasiyet 24 ay	ağrı baseline	ağrı 6 ay	Ağrı 12 ay	Ağrı 24 ay
1	2	2	2	KAYIP	2	2	2	KAYIP
2	2	2	2	2	2	2	2	2
3	2	2	2	2	2	2	2	2
4	2	2	2	2	2	2	2	2
5	2	2	2	2	2	2	2	2
6	2	2	2	2	2	2	2	2
7	2	2	2	2	2	2	2	2
8	1	1	2	2	2	2	2	2
9	2	2	2	2	2	2	2	2
10	2	2	2	2	2	2	2	2
11	1	2	2	2	2	2	2	2
12	2	2	2	2	2	2	2	2
13	2	2	2	2	2	2	2	2
14	2	2	2	2	2	2	2	2
15	1	1	1	2	2	2	2	2
16	2	2	2	2	2	2	2	2
17	2	2	2	2	2	2	2	2
18	2	2	2	2	2	2	2	2
19	2	2	2	KAYIP	2	2	1	KAYIP
20	2	2	2	2	2	2	2	2
21	2	2	2	2	2	2	2	2
22	2	2	2	KAYIP	1	1	1	KAYIP
23	2	2	2	2	2	2	2	2
24	2	2	2	2	2	2	2	2
25	2	2	2	2	2	2	2	2
26	2	2	2	2	2	2	2	2
27	2	2	2	2	2	2	2	2
28	2	2	2	2	2	2	2	2
29	2	2	2	2	2	2	2	2
30	2	2	2	2	2	2	2	2
31	2	2	2	2	2	2	2	2
32	2	2	2	KAYIP	2	2	2	KAYIP
33	2	2	2	2	2	2	2	2
34	2	2	2	2	2	2	2	2
35	2	2	2	2	2	2	2	2
36	2	2	2	2	2	2	2	2
37	2	2	2	2	2	2	2	2
38	2	2	2	2	2	2	2	2
39	2	2	2	2	2	2	2	2
40	2	2	2	2	2	2	2	2
41	2	2	2	2	2	2	2	2
42	2	2	2	2	2	2	2	2
43	2	2	2	2	2	2	2	2
44	2	2	KAYIP	KAYIP	2	2	KAYIP	KAYIP
45	2	2	2	2	2	2	2	2
46	2	2	2	2	2	2	2	2
47	2	2	2	2	2	2	2	2
48	2	2	2	2	2	2	2	2
49	1	2	2	2	2	2	2	2
50	2	2	2	2	2	2	2	2
51	2	2	2	2	2	2	2	2
52	2	2	2	2	2	2	2	2

53	2	2	2	2	2	2	2	2
54	2	2	2	2	2	2	2	2
55	1	1	1	KAYIP	2	2	2	KAYIP
56	2	2	2	2	2	2	2	2
57	1	1	1	2	2	2	2	2
58	2	2	2	2	2	2	2	2
59	2	2	2	2	2	2	2	2
60	1	2	2	2	2	2	2	2
61	2	2	2	2	2	2	2	2
62	2	2	2	2	1	1	2	2
63	2	2	2	2	2	2	2	2
64	2	2	2	2	2	2	2	2
65	2	2	2	2	2	2	2	2
66	2	2	2	2	2	2	2	2
67	2	2	2	2	2	2	2	2
68	2	2	2	2	2	2	2	2
69	2	2	2	2	2	2	2	2
70	1	1	2	2	2	2	2	2
71	2	2	2	2	2	2	2	2
72	2	2	2	2	2	2	2	2
73	2	2	2	2	2	2	2	2
74	2	2	2	2	2	2	2	2
75	1	2	2	2	2	2	2	2
76	2	2	2	2	1	1	1	2
77	2	2	2	2	2	2	2	2
78	2	2	2	2	2	2	2	2

NUMARA	hasta değerlendirmesi baseline	hasta değerlendirmesi 6 ay	hasta değerlendirmesi 12 ay	hasta değerlendirmesi 24 ay
1	10	10	10	KAYIP
2	10	10	10	10
3	10	10	10	10
4	10	10	10	10
5	10	10	10	10
6	10	10	10	10
7	10	10	10	10
8	9	9	9	10
9	10	10	10	10
10	10	10	10	10
11	10	10	10	10
12	10	10	10	10
13	8	8	8	8
14	10	10	10	10
15	8	8	8	8
16	10	9	9	9
17	10	10	10	10
18	10	10	10	10
19	7	7	7	KAYIP
20	10	10	10	10
21	10	10	10	10
22	7	7	7	7
23	10	10	10	10
24	10	10	10	10
25	10	10	10	10
26	10	10	10	10
27	8	9	10	10
28	10	10	10	10
29	10	10	10	10
30	10	10	10	10
31	10	10	10	10
32	9	10	10	KAYIP
33	10	10	10	10
34	9	9	9	9
35	9	9	9	9
36	10	10	10	10
37	10	10	10	10
38	10	10	10	10
39	8	8	9	9
40	9	10	10	10
41	8	8	10	10
42	10	10	10	10
43	10	10	10	10
44	7	8	KAYIP	KAYIP
45	9	10	10	10
46	10	10	10	10
47	10	10	10	10
48	10	10	10	10
49	10	10	10	10
50	9	10	10	10
51	10	10	10	10

52	10	10	10	10
53	10	10	10	10
54	10	10	10	10
55	7	9	9	KAYIP
56	10	10	10	10
57	8	8	7	8
58	10	10	10	10
59	9	9	10	10
60	10	10	10	10
61	10	10	10	10
62	6	7	7	8
63	10	10	10	10
64	10	10	10	10
65	10	10	10	10
66	10	10	10	10
67	9	9	9	9
68	10	10	10	10
69	10	10	10	10
70	8	9	10	10
71	10	10	10	10
72	10	10	10	10
73	10	10	10	10
74	10	10	10	10
75	9	10	10	10
76	7	7	9	9
77	10	10	10	10
78	10	10	10	10

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	GÜROL	Soyadı	ÖZYÖNEY
Doğum Yeri	İSTANBUL	Doğum Tarihi	19.07.1978
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	39451571814
E-mail	gurozyoney@hotmail.com	Tel	+905357263672

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2002
Lise	Haydarpaşa Süper Lisesi	1996

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

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

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	İyi	İyi	İyi

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
65								

Başarılımış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS:

International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	64	63	62
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	Çok iyi
Adobe Photoshop	Çok iyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Ödüller :

- 2004 Taętekin DA, **Özyöneý G**, Baęeren M, Masatoshi, Hayran O, Gökarp S, Yanıkoęlu FÇ, Stookey GK. Comparison of diagnodent and an ultrasonic system on detection of enamel caries lesion. ORCA (European Organisation for Caries Research) Congress Summer School, 2004, Marburg, Germany.

ESERLER

A. Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayımlanan Makaleler :

- A1. Özyöneý G**, Tagtekin DA, Durmusoglu O, Yanikoglu FÇ. Twenty-four Month Evaluation of Fissure Sealants by Clinical Examination and Quantitative Light-Induced Fluorescence. Oral Health and Dental Management in the Black Sea Countries. 4(13): 14-19, 2005.
- A2.** Durmuşoęlu O, Tagtekin DA, **Özyöneý G**, Bozkurt FO, Yanıkoęlu FÇ. Light microscopic and SEM evaluations of three different sealants. Oral Health and Dental Management in the Black Sea Countries. 4(14): 426-432, 2005.
- A3.** Taętekin DA, Durmuşoęlu O, **Özyöneý G**, Sütçü C, Yanıkoęlu FC. Microscopic evaluation of different sealant materials. Balkan Journal of Stomatology (2006, Yayına kabul).
- A4.** Tagtekin DA, **Özyöneý G**, Baseren M, Ando M, Hayran O, Alpar R, Gokalp S, Yanikoglu FC, Stookey GK. Caries detection with Diagnodent and ultrasonics. Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radio and Endod. (2008 artical in press)

B. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında (Proceedings) Basılan Bildiriler :

- B1.** Taętekin DA, **Özyöneý G**, Baęeren M, Masatoshi, Hayran O, Gökarp S, Yanıkoęlu FÇ, Stookey GK. Comparison of laser fluorescence and an ultrasonic system on detection of enamel caries lesion. ORCA Congress, Marburg, Germany, Jun 30 – July 3, 2004. (Discussion Poster)
- B1.a.** Taętekin DA, **Özyöneý G**, Baęeren M, Masatoshi, Hayran O, Gökarp S, Yanıkoęlu FÇ, Stookey GK. Comparison of laser fluorescence and an ultrasonic system on detection of enamel caries lesion. Caries Res (Abstract No 147) 38:406,2004.

- B2.** Tagtekin DA, Durkan M, Durmusoglu O, **Özyöneý G**, Isci E, Bozkurt FO, Yanikoglu FC, The Prevalance of black-stain on permanent teeth at 10-18 year old students in Turkish population. ORCA Congress, Marburg, Germany, Jun 30 – July 3, 2004. (Discussion Poster)
- B2.a. Tagtekin DA, Durkan M, Durmusoglu O, **Özyöneý G**, Isci E, Bozkurt FO, Yanikoglu FC, The Prevalance of black-stain on permanent teeth at 10-18 year old students in Turkish population. Caries Res (Abstract No 123) 38:398, 2004.
- B3.** **Özyöneý G**, Tagtekin DA, Bozkurt FO, Yanikoglu FC. Clinical evaluation of an ormocer based fissure sealants on adults. Annual Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (IADR-CED), (Abstract No 0013), Istanbul, Turkey, August 25-28, 2004. (Discussion Poster)
- B4.** Tagtekin DA, **Özyöneý G**, Gokalp S, Baseren NM, Yanikoglu F, Ando M, Alpar R. Performance of DIAGNOdent for approximal caries detection. Annual Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (IADR-CED), (Abstract No 0365), Istanbul, Turkey, August 25-28, 2004. (Discussion Poster)
- B5.** Durmusoglu O, Tagtekin DA, Ozuak A, **Özyöneý G**, Durkan M, Yanikoglu FC. Dark stain has any effect on swimmers' caries experience?. Annual Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (IADR-CED), (Abstract No 0380), Istanbul, Turkey, August 25-28, 2004. (Discussion Poster)
- B6.** Hatipoğlu S, **Özyöneý G**, Acar A, Arslantunalı D, Yanıkoğlu F, Küçükkeleş N. Demineralization of the teeth which were bonded using self etching primer (SEP) and ortophosphoric acid. 9th International Congress of the Turkish Ortodontic Society with the Participatian of the Israeli Orthodontic Society, Antalya, Turkey, October 3-6, 2004. (Oral Presentation)
- B7.** Tagtekin DA, **Özyöneý G**, Durmusoglu O, Yanikoglu F. One-Year Clinical Evaluation of Indirect Resin Composite and Ceramic Inlays/Onlays. Turkish Dental Association 12th International Dental Congress, Istanbul, Turkey, June 20-25, 2005. (Poster Presentation)

B8. G Özyöneý, D Tagtekin, O Durmusoglu, MH van der Veen, F Yanikoglu. Evaluation of Ormocer Based Fissure Sealant Clinically and by QLF in 36 Months. Turkish Dental Association 12th International Dental Congress, Istanbul, Turkey, June 20-25, 2005. (Oral Presentation)

B9. Özyöneý G, Tagtekin DA, Bozkurt FO, Durmusoglu O, van der Veen MH, Yanikoglu FC. 24 month clinical evaluation of fissure sealants by Quantitative Laser Fluorescence. ORCA Congress, Indianapolis, USA, July 6-9, 2005. (Discussion Poster)

B9.a. **Özyöneý G**, Tagtekin DA, Bozkurt FO, Durmusoglu O, van der Veen MH, Yanikoglu FC. 24 month clinical evaluation of fissure sealants by Quantitative Laser Fluorescence. Caries Res (Abstract No 119) 39:327, 2005.

B10. Durmusoglu O, Tagtekin DA, **Özyöneý G**, van der Veen MH, Hayran O, Durkan M, Yanikoglu F. Evaluation of root surfaces remineralization by QLF *in vivo*. ORCA Congress, Indianapolis, USA, July 6-9, 2005. (Discussion Poster)

B10a. Durmusoglu O, Tagtekin DA, **Özyöneý G**, van der Veen MH, Hayran O, Durkan M, Yanikoglu F. Evaluation of root surfaces remineralization by QLF *in vivo*. Caries Res (Abstract No 127) 39:330, 2005.

B.11. Tagtekin D, **Özyöneý G**, Yanikoğlu F. Long-term clinical evaluation of ceramic onlays on extensively damaged teeth. PEF IADR, (Abstract no: 620) September 10-12, 2008. (Oral Presentation)

B.12. Tagtekin D, **Özyöneý G**, Noyan N, Yanikoğlu F. 2-year clinical evaluation of Comp Natur on cervical defects .PEF IADR, (Abstract no: 622) September 10-12, 2008. (Oral Presentation)

C. Ulusal Hakemli Dergilerde Yayımlanan Makaleler :

C1. Özyöneý G, Tagtekin DA. Digital imaging systems (Dişhekimliğinde dijital radyografların kullanımı). Dişhekimliğinde Klinik Dergisi, 4: 112-119, 2004.

D. Ulusal Hakemsiz Dergilerde Yayımlanan Makaleler :

D1. Özyöney G, Tağtekin DA, Yanıkoğlu F. Madde kaybının estetik ve konservatif restorasyonu. Dentalife, 20: 18-23, 2006.

D2. Yanıkoğlu F, Tağtekin DA, **Özyöney G.** İnley-Onley restorasyonların klinik uygulamaları. Dişhekimliği Dergisi, 77: 18-28, 2007.

Toplum Ağız ve Diş Sağlığı Eğitim Seminerleri

Özyöney G. Caries prophylaxy (Çürük profilaksisi). SSK Göztepe Eğitim Hastanesi. İstanbul, 17.03.2004.

Toplum Ağız ve Diş Sağlığı Tarama Çalışmaları

Özyöney G. Cem Ofset Dr. Oktay Duran Matbaacılık Lisesi. İstanbul, 2003.

Özyöney G. Özel Bahcelievler İhlas İlköğretim okulu, İstanbul, May 12, 2004.

Özyöney G. İstanbul Yüzme İhtisas Kulübü, İstanbul, November 15, 11, 2004.

12. ETİK KURUL ONAYI