

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

**GENİŞ MADDE KAYIPLI VİTAL DİŞLERDE
DİREKT, İNDİREKT VE CAD/CAM RESTORASYONLARIN
KLİNİK BAŞARISININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Elif ERCAN DEVRİMCİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Tijen PAMİR**

**İZMİR
2018**

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

**GENİŞ MADDE KAYIPLI VİTAL DİŞLERDE
DİREKT, İNDİREKT VE CAD/CAM RESTORASYONLARIN
KLİNİK BAŞARISININ KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Elif ERCAN DEVRİMCİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Tijen PAMİR**

**İZMİR
2018**

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Adı Soyadı

İmza

Başkan : Prof. Dr. Tijen PAMİR

.....

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Banu ÖNAL

.....

Üye : Prof. Dr. Füsun ÜNLÜ

.....

Üye : Prof. Dr. Mustafa DEMİRCİ

.....

Üye : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ

.....

Doktora tezinin kabul edildiği tarih:

.....

ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim boyunca mesleki ve bilimsel olarak her daim yanımda olan, yoluma ışık tutan, her konuda bilgi ve deneyimlerini benimle bir fiil yaşayarak paylaşmaktan çekinmeyen, eğitim ve öğrenimim sürecinde sürekli ileriye doğru bir adım atmak üzere büyük yüreğiyle ufkumu genişleten, önerileri ve olumlu eleştirileri ile beni yönlendiren ve bana hayatın her alanında öncülük ederek yaşamı görmemi sağlayan; tez sürecimi tüm hoşgörülü, anlayışlı, sabırlı ve adaletli davranışlarıyla iyi niyet, saygı ve güven ortamı içinde geçirmemi sağlayarak bana kendimi her zaman şanslı ve özel hissettiren, beni sevgi ve özveri ile yetiştiren, yaşamımdaki en doğru adımları atmamda ve bundan sonra atacağım adımlarda içimde hissettiğim ışığım, tez danışmanım ve değerli yaşam öğretmenim Prof. Dr. Tijen PAMİR'e,

Üniversite dönemim ve doktora eğitimim sürecinde, gerek tez çalışmam gerekse diğer bilimsel yönlerden eğitilmem esnasında üzerimde büyük emeği olan, tez çalışmam süresince her zaman bilgisine ve deneyimine başvurduğum, büyük sabırla bana özellikle CAD/CAM gibi özellikli bir sistemi kullanmayı itinayla öğreterek fikirleri ve bilimsel katkılarıyla hayatıma destek olan Prof. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na,

Doktora tez çalışmam süresince periodontoloji alanındaki bilgi ve görüşlerini bizimle paylaşan ve restorasyonların periodontal değerlendirmelerinde bir fiil rol alan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Füsun ÜNLÜ'ye,

Bilgi ve deneyimleriyle doktora tezime katkıda bulunan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Banu ÖNAL'a,

Tez çalışmam esnasında restorasyonların değerlendirilme sürecinde bize tüm yardımseverliği ve samimiyetiyle yardım eden, emeği geçen Prof. Dr. Zeynep ERGÜCÜ'ye,

Tez çalışmamın istatistiksel analizini gerçekleştiren ve bana sorduğum her soruyu sabırla cevaplayarak yardımcı olan Ege Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı Araş. Gör. Hatice ULUER'e,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmayarak bana sonsuz destek veren, hayatım boyunca bana inanan ve destek veren, her zaman yanıbaşımdaya olan aileme, özellikle tez çalışmam esnasında kullandığım yardımcı kaynakların tasarımı açısından yardımları için kız kardeşim Gizem ERCAN'a ve hayatıma girerek beni tamamlayan, bu süreçte ve her konuda desteğini hissettiğim, bana sabır ve anlayış göstererek beni yüreklendiren eşim Fatih DEVRİMCİ'ye,

Öğrenimim boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, bana çok şey katan tüm değerli hocalarıma, doktora eğitimim boyunca birlikte çalıştığım Ege Üniversitesi'ndeki asistan arkadaşlarıma, klinik hemşirelerine ve özellikle Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli tüm bireylerine teşekkürü bir borç bilirim.

ÖZET

Geniş Madde Kayıplı Vital Dişlerde Direkt, İndirekt ve CAD/CAM Restorasyonların Klinik Başarısının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi

Bu çalışmada bir ya da daha fazla tüberkül hasarını da içine alan geniş ve büyük lezyonlu posterior bölge dişlerinin direkt, indirekt rezin kompozit ya da bir CAD/CAM rezin nano-seramik ile restore edilmesi ve 30 ay süreyle klinik olarak izlenmesi amaçlandı. Bu arada elde edilen klinik bulgulara göre restorasyon tiplerinin performansları birbirleriyle kıyaslandı.

Bu amaçla çalışmaya 82 hastada toplam 139 restorasyon dahil edildi. Direkt rezin kompozit uygulanan kavitelere preparasyon sonrası “*self-etch*” yani kendinden asitli bir adeziv sistem (Clearfil SE Bond, Kuraray, Okayama, Japonya) uygulandı. Ardından kavitelere mikro-hibrit rezin kompozit (Gaenial Posterior, GC Dental Products Corp., Aichi, Japonya) yerleştirilerek restorasyonlar tamamlandı, polisaj ve bitirme işlemleri yapıldı.

İndirekt restorasyonlar için mekanik kavite prensiplerine göre kaviteler hazırlandıktan sonra, ölçüsü alınıp alçı modelleri elde edildi. Alçı modeller üzerinde, mikro-hibrit rezin kompozitle (Tescera™ Indirect Composite System, Bisco, Schaumburg, IL, Amerika) restorasyonlar laboratuvarında hazırlandı ve sistemin kendine özgü kompozit fırınında (Tescera™ATL™, Bisco, Schaumburg, IL, Amerika) su, ısı, ışık ve basınç altında polimerizasyon tamamlandı. Bitirme işlemi laboratuvarında tamamlanan restorasyonlar, bir “*self-adhesive*” yani kendinden bağlanan rezin yapıştırıcı siman (RelyX U-200, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) aracılığıyla sadece minenin asit ile pürüzlendirilmesini takiben kavitelere yerleştirildi.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim “CAD/CAM” restorasyonlar için yine mekanik kavite prensiplerine göre hazırlanan kavitelerin ağız içi kamerayla dijital ölçüleri (Bluecam AC, Sirona, Bensheim, Almanya) alındı. Alınan bu ölçüler bilgisayara (Cerec System, Sirona, Bensheim, Almanya) aktarılıp ilgili yazılımla (Cerec 4.2, Sirona, Bensheim, Almanya) tasarımı gerçekleştirildi (bilgisayar destekli tasarım = CAD). Tasarımı tamamlanan restorasyonlar sisteme bağlı kazıma ünitesine yerleştirilen rezin nano-seramik blokların (Lava™ Ultimate, 3M ESPE,

St.Paul, MN, ABD) hasta başında işlenmesi sonucu üretildi (bilgisayar destekli üretim = CAM). Ardından restorasyonlar yine “*self-adhesive*” rezin yapıştırıcı siman aracılığıyla sadece minenin asit ile pürüzlendirilmesini takiben kavitelere yerleştirildi. Restorasyonların klinik başarısı, FDI kriterleri (World Dental Federation-Clinical criteria) kullanılarak estetik, biyolojik ve fonksiyonel parametrelerde yer alan toplamda 14 adet kriter üzerinden başlangıçta ve 6, 12, 18, 24 ve 30.aylarda değerlendirildi.

Restorasyon tipleri arasında biyolojik açıdan çalışmanın herhangi bir döneminde anlamlı bir farklılık izlenmezken ($p>0.05$); estetik parametrelerde direkt rezin restorasyonların, fonksiyonel parametrede ise indirekt restorasyonların üstünlüğü ($p<0.05$) dikkat çekti. Bununla birlikte estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerde yer alan tüm kriterler üzerinden karşılaştırma yapıldığında ilk 18 ayda CAD/CAM restorasyonların üstünlüğü izlenirken ($p<0.05$), 18.aydan sonra bu fark tamamen ortadan kalktı ($p>0.05$). Böylece çalışmanın sonunda genel değerlendirmede restorasyon tipleri arasında herhangi bir farka rastlanmadı ($p>0.05$). Restorasyon tipleri kendi içlerinde değerlendirildiklerinde; indirekt restorasyonların başarısının çalışmanın başından sonuna kadar değişmeden aynı kaldığı gözlemlendi. Direkt ve CAD/CAM restorasyonlarda çeşitli kontrol dönemlerinde performans değişiklikleri izlendi.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, restorasyonların ağızda kalma oranları 30 aylık izleme periyodunun sonunda indirekt rezin kompozit restorasyonlar için %95,6 direkt rezin restorasyonlar için %89,4 ve CAD/CAM restorasyonlar için %84,4'tü.

Anahtar Kelimeler: İndirekt Resin Kompozit; Direkt Resin Kompozit; CAD/CAM Resin Nano-seramik; Daimi Diş; Klinik Başarı

ABSTRACT

The Success of Direct, Indirect and CAD/CAM Restorations on Large Sized Cavities of Vital Teeth: A Comparative Clinical Study

The aim of this study was to follow the clinical performance of direct, indirect resin composite and CAD/CAM resin nano-ceramic restorations in wide and deep lesions of posterior teeth during 30 months. Additionally, clinical success of indirect, direct and CAD/CAM restorations were compared with each other.

139 restorations in 82 patients were included to this study. For direct restorations, following the preparation of the cavities as usual, microhybrid resin composites (Gaenial posterior, GC Dental Products Corp., Aichi, Japan) were applied with the self-etch adhesive system (Clearfil SE Bond, Kuraray, NewYork, USA). After placement of the restorations, finishing and polishing procedures were completed.

For indirect restorations, cavities were prepared according to mechanical cavity designs and stone moulds were obtained after the impression. Via those moulds, microhybrid resin composite restorations (Tescera™ Indirect Composite System, Bisco, Schaumburg, IL, USA) were tailored and polymerized under pressure/water/heat/light oven of the system Tescera™ ATL™ (Bisco, Schaumburg, IL, USA). Before placement of the restorations to the cavity, finishing and polishing procedures were completed. Obtained restorations which were completed in the laboratory were placed to the cavities by self-adhesive luting cement (RelyX U-200, 3M ESPE, St.Paul, MN, USA) after selective enamel etching.

For another group computer aided design and computer aided manufacturing "CAD/CAM" resin nano-ceramic restorations, cavities were prepared according to mechanical cavity designs and digital impressions were made with intraoral camera (Bluecam, Sirona, Bensheim, Germany). The digital impressions transferred to the computer (Cerec System, Sirona, Bensheim, Germany) and were carried out of the design with the corresponding software (Cerec 4.2, Sirona, Bensheim, Germany) (computer aided design = CAD). The completely designed restorations were produced

by using a chairside CAD/CAM technology (computer aided manufacturing = CAM) after resin nano-ceramic blocks (Lava™ Ultimate, 3M ESPE, St.Paul, MN, USA) were placed in the scraping unit attached to the system. Then fabricated restorations were luted using a self-adhesive resin cement with selective enamel conditioning. The clinical success of all restorations were evaluated with FDI Criteria as esthetically, biologically and functionally at baseline, 6, 12, 18, 24 and 30 months.

While there was no significant difference biologically in restoration types at any time during the whole study ($p>0.05$); it was emphasized the superiority of indirect restorations in functional parameters and direct resin restorations in esthetic parameters were observed ($p<0.05$). In addition, when comparing all the criteria in esthetic, functional and biological parameters, the superiority of CAD / CAM restorations was observed in the first 18 months ($p<0.05$); after 18 months, this difference completely disappeared ($p>0.05$). Thus, at the end of the study, no difference was found between the types of restorations in overall clinical success ($p>0.05$). When restoration types are evaluated within themselves; the success of indirect restorations remained unchanged from beginning to end of the study. The performance of the direct and CAD / CAM restorations were changed at various control periods of this study.

As a result, survival rate of this study was 95.6% for the indirect resin composite restorations, 89.4% for the direct resin restorations and 84.4% for CAD/CAM restorations at the end of the 30-month follow-up period of study.

Keywords: Indirect Resin Composite; Direct Resin Composite; CAD/CAM Resin Nano-ceramic; Vital Teeth; Clinical Success

İçindekiler

ÖZET	I
ABSTRACT	III
Tablolar Listesi	VIII
Şekiller Listesi	X
Grafik Listesi	XV
Kısaltmalar Listesi	XVI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Tarihsel Bakış Açısıyla Posterior Bölge Restorasyonları	4
2.2 Günümüz Diş Hekimliğinde Posterior Bölgede Kullanılan Restoratif Materyaller	7
2.3 Rezin Kompozitler	8
2.3.1 Dental Rezin Kompozitlerin İçeriği	9
2.3.2 Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması	13
2.3.3 Posterior Rezin Kompozit Restorasyonlar	15
2.3.3.1 Direkt Teknik	15
2.3.3.2 Yarıdirekt Teknik	17
2.3.3.3 İndirekt Teknik	17
2.4 İndirekt Rezin Kompozitler	19
2.4.1 İndirekt Rezin Kompozit Materyalleri ve Sistemlerin Gelişimi	21
2.5 CAD/CAM Uygulamaları	22
2.5.1 CEREC Sistemi	27

2.5.2 Rezin Kompozit Bazlı CAD/CAM Materyalleri	30
2.5.3 Seramik Doldurucu Kompozit (Hibrit) Materyalleri	31
2.6 Adezyon	35
2.6.1 Direkt ve İndirekt Restorasyonlarda Adezyon Farkı.....	35
2.6.2 Rezin Esaslı Kompozit Yapıştırma Simanları.....	40
2.7 Klinik Değerlendirme Kriterleri.....	41
2.7.1 Modifiye USPHS Kriterleri.....	41
2.7.2 FDI Kriterleri.....	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	45
3.1. Olgu Seçimi	45
3.2. Restoratif Materyaller	48
3.3 Çalışmada Kullanılacak Yardımcı Materyallerin Seçimi için Ön Çalışma	49
3.4 Direkt Rezin Kompozitler.....	53
3.4.1. Kavitelerin Hazırlanması	53
3.4.2. Restorasyonun Tamamlanması	54
3.4.3. Bitirme ve Polisaj İşlemleri.....	55
3.5 İndirekt Rezin Kompozitler	56
3.5.1 Kavitelerin Hazırlanması	56
3.5.2 Ölçü Alınması ve Alçı Model Elde Edilmesi.....	59
3.5.3 İndirekt Kompozit Restorasyonların Hazırlanması.....	61
3.5.4 İndirekt Restorasyonların Diş Uyumlanması ve Simantasyonu.....	64
3.6 CAD/CAM Rezin Nano-Seramik Restorasyonlar	66

3.6.1 Kavitelerin Hazırlanması	66
3.6.2 Kavitelerin Dijital Ortama Aktarılması ve Restorasyon Tasarımı.....	68
3.6.3 CAD/CAM Rezin Nano-seramik Restorasyonların Dişe Uyumlanması ve Simantasyonu	71
3.7 Restorasyonların Tamiri.....	73
3.8 Klinik Değerlendirme.....	73
3.9 İstatistiksel Analiz	79
4. BULGULAR	80
4.1 Restorasyonlardaki Klinik Başarısızlık Bulgularına Ait Örnekler	85
4.2 Restorasyonların Değerlendirme Periyotlarına Göre Karşılaştırılması ...	90
4.2.1 Başlangıç Değerlendirmesi.....	92
4.2.2 Restorasyonların 6. Ay Değerlendirmesi.....	93
4.2.3 Restorasyonların 12. Ay Değerlendirmesi.....	93
4.2.4 Restorasyonların 18.ay değerlendirme.....	94
4.2.5 Restorasyonların 24. Ay Değerlendirmesi	95
4.2.6 Restorasyonların 30. Ay Değerlendirmesi	96
4.3 Olgular.....	103
5. TARTIŞMA	111
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	138
7. KAYNAKLAR	140
EK 1	
EK 2	
EK 3	

Tablolar Listesi

Tablo 1: Rezin kompozitlerin sınıflandırması	13
Tablo 2: Günümüzde kullanılan hibrit CAD/CAM blok materyaller, üretici firmaları ve içerikleri	32
Tablo 3: Yerleştirilen restorasyonların küçük ve büyük azı dişlerine ait dağılımları..	46
Tablo 4: Restorasyona başlama sebepleri ve premolar/molar dağılımları	46
Tablo 5: Materyallerin polimerizasyon prosedürleri, kullanılan cihaz ve üniteler... ..	48
Tablo 6: Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri.....	48
Tablo 7: Çalışma sırasında kullanılan kaide materyalleri, adeziv siman, adeziv sistemler	51
Tablo 8: Çalışma sırasında kullanılan diğer malzeme ve ekipmanlar.....	52
Tablo 9: Silness&Löe (1964) Plak İndeksi değerlendirmesi	77
Tablo 10: FDI kriterlerine ait yapılan tüm değerlendirmelerin gözlem metotları	78
Tablo 11: Çalışma süresince meydana gelen tüm başarısızlıklar, zaman ve sebepleri	82
Tablo 12: Restorasyonların Başarı/Başarısızlık Durumları	83
Tablo 13: Restorasyonların ağızda kalma sürelerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi (p Değeri tablosu).....	84
Tablo 14: Restorasyonların başlangıçtan 30.ayın sonuna kadar FDI kriterleri üzerinden devam eden değerlendirmelerine ait detaylı sonuçlar	91
Tablo 15: Estetik parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi	98
Tablo 16: Fonksiyonel parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi	99
Tablo 17: Biyolojik parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi.....	101

Tablo 18: Genel değerlendirmede restorasyonların zamana göre değişimleri.....	102
Tablo 19: FDI Kriterleri Estetik zellikler Değerlendirmesi.....	168
Tablo 20: FDI Kriterleri Fonksiyonel zellikler Değerlendirmesi.....	169
Tablo 21: FDI Kriterleri Biyolojik zellikler Değerlendirmesi.....	170



Şekiller Listesi

Şekil 1: Dental kompozitlerin tarihsel gelişimi.....	6
Şekil 2: Monomerlere ait moleküler yapılar	11
Şekil 3: Posterior rezin kompozit restorasyon yapım teknikleri	15
Şekil 4: CAD/CAM sisteminde kullanılan bloklar	24
Şekil 5: Cerec sistemi	28
Şekil 6: Ağız içi kamera.....	29
Şekil 7: Cerec ile ölçü ve tasarım işlemleri.....	29
Şekil 8: CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünüşleri	30
Şekil 9: Lava™ Ultimate içeriğindeki kümeleşmiş nanopartiküller.....	33
Şekil 10: Farklı renklerde üretilmiş olan Lava™ Ultimate bloklar	34
Şekil 11: Adeziv uygulama yöntemlerine ilişkin güncel sınıflama	38
Şekil 12: Çalışma dizaynı... ..	47
Şekil 13: Halka matris.....	53
Şekil 14: Matris ve kama uygulaması.....	53
Şekil 15: Adeziv sistem	54
Şekil 16: LED ışık kaynağı.....	54
Şekil 17: Uygulama öncesi 36 nolu dişte kırık amalgam dolgu-sekonder çürük	55
Şekil 18: 36 nolu dişin direkt rezin kompozitle restorasyonundan sonraki görüntü..	55
Şekil 19: Sof-lex diskler	56

Şekil 20: Polisaj lastikleri	56
Şekil 21: Ara yüz zımparası	56
Şekil 22: Sekonder çürük tanısı ile değiştirilmesine karar verilen 36 nolu dişteki kompozit restorasyon	57
Şekil 23: Rezin kompozit uzaklaştırıldıktan sonra 36 nolu dişin durumu	57
Şekil 24: Çürüğün temizlenip kavitenin indirekt rezin kompozit için hazırlanması	57
Şekil 25: Kaide maddesinin altında dentine uygulanan tek aşamalı adeziv (All Bond SE).....	58
Şekil 26: İndirekt restorasyonların altında kullanılan “ <i>dual-cure</i> ” kaide (Core-flo DC).....	58
Şekil 27: Kaide yerleştirilmiş ve şekillendirilmesi tamamlanmış kavite	59
Şekil 28: İndirekt restorasyon için çalışmada kullanılan ölçü malzemeleri.....	60
Şekil 29: Ağızdan alınan ölçü	60
Şekil 30: Oklüzörde hazırlanan güdüklü model.....	60
Şekil 31: Çalışmada kullanılan indirekt rezin kompozit sistemi	61
Şekil 32: Tescera ATL polimerizasyon fırını	61
Şekil 33: Polimerizasyon ünitesinin ışık ve ısı kapları	62
Şekil 34: Oksijen temizleyici kapsül ve ısı kabı	62
Şekil 35: Alçı model üzerindeki restorasyonun lingualden görünümü	63
Şekil 36: Alçı model üzerindeki restorasyonun okluzalden görünümü	63
Şekil 37: Alçı model üzerindeki restorasyonun bukkalden görünümü	63

Şekil 38: Silan ajanı	64
Şekil 39: Rezin esaslı “self-adhesive” yapıştırma simanı	64
Şekil 40: Simantasyon öncesi kavitenin son hali.....	65
Şekil 41: İndirekt rezin kompozit restorasyon	65
Şekil 42: Restorasyonun tamamlanmış hali	65
Şekil 43: CAD/CAM ve indirekt için restorasyon preparasyon dizaynı.....	67
Şekil 44: 46 nolu dişte CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyona ait kavite preperasyonu	67
Şekil 45(a): Prepare edilen diş ve antagonistinden alınan dijital ölçüler.....	68
Şekil 45(b): Dişin software programında ark üzerine yerleştirilmesi	68
Şekil 46: Restorasyonun preparasyon sınırlarının çizilmesi	69
Şekil 47(a): Tasarımı tamamlanan restorasyon	70
Şekil 47(b): Kazıma ünitesine gönderilme aşamasındaki restorasyon.....	70
Şekil 48(a): Kazıma ünitesinde freze işlemi	70
Şekil 48(b): Kazıma ünitesinde üretimi tamamlanmış blok ve frezlerin görünümü..	70
Şekil 49: CAD/CAM rezin nano-seramik blok materyalinden elde edilen restorasyonun kazıma işlemi sonrası bloktan ayrılmadan önceki hali	70
Şekil 50: Polisaj işlemleri tamamlanmış CAD/CAM restorasyonlara ait örnekler....	71
Şekil 51: CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonun (a) tedavi öncesi; (b) tedaviden bir hafta sonra görüntüleri	72
Şekil 52: 30 aylık takip süresi boyunca restorasyonlara ait akış diyagramı	80

Şekil 53: 30 aylık takip süresince restorasyonların yaşam döngüsü	81
Şekil 54(a): 11.ayda direkt restorasyonda meydana gelen hafif kopma	85
Şekil 54(b): Restorasyonun tamiri	85
Şekil 54(c): Restorasyonun 30.ay görüntüsü.....	85
Şekil 55: Direkt restorasyonda meydana gelen materyalden parça kopması.....	86
Şekil 56(a): İndirekt restorasyonda meydana gelen kopma	86
Şekil 56(b): Restorasyonun tamiri sonrasındaki görüntü	86
Şekil 57(a): 25 nolu dişe CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon yapılan olgunun başlangıç hali.....	87
Şekil 57(b): 22. ayda materyalden parça koptuktan sonraki görüntü	87
Şekil 57(c): Restorasyonun universal bir rezin kompozit ile tamiri sonrasındaki görüntü.....	87
Şekil 58: Aynı olgunun bukkal yüzden kırık (a) ve ardından tamir edilmiş (b) haliyle görüntüsü.....	87
Şekil 59(a): 46 nolu dişte “ <i>debonding</i> ” sonrası kavite görüntüsü	88
Şekil 59(b): Ayrılan restorasyon görüntüsü.....	88
Şekil 59(c): Restorasyonun yeniden simante edilmiş hali	88
Şekil 59(d): Restorasyonun 30.ay kontrolü.....	88
Şekil 60(a): Materyal kırığı kaynaklı kayıp meydana gelen indirekt restorasyonun başlangıç hali.....	89
Şekil 60(b): 24.ay kontrol görüntüsü	89

Şekil 60(c): Aynı hastanın aynı ark üzerinde karşıt dişinde yapılan direkt restorasyonun başlangıç hali.....	89
Şekil 60(d): 18.ay kontrol görüntüsünde direkt restorasyonun yerinden tamamıyla uzaklaşmış görüntüsü	89
Şekil 61(a): 36 nolu CAD/CAM restorasyonun 12.ay kontrolü görüntüsü	90
Şekil 61(b): Ortadan ikiye ayrılarak kolaylıkla çıkartılan materyal parçaları	90
Şekil 61(c): Materyalde meydana gelen kırık hattı görüntüsü	90
Şekil 61(d): Kırık materyalin altında kalan çürük alan	90
Şekil 61(e): Çürük temizlendikten sonraki görüntü	90
Şekil 62: Olgu 1	103
Şekil 63: Olgu 2	104
Şekil 64: Olgu 3	105
Şekil 65: Olgu 4	106
Şekil 66: Olgu 5	107
Şekil 67: Olgu 6	108
Şekil 68: Olgu 7	109
Şekil 69: Olgu 8	110

Grafik Listesi

Grafik 1: Direkt, indirekt ve CAD/CAM rezin nano-seramik materyallerin süreye bağlı ağızda kalma süreleri.....84



Kısaltmalar Listesi

CAD/CAM: Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing

(Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)

ISO: International Organisation for Standardization

(Uluslararası Standartlar Teşkilâtı)

Bis-GMA: Bis-fenol-A-glikol-dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

TEGDMA: Trietilenglikol-dimetakrilat

MPa: Mega Pascal

n: Örnek sayısı

Ort: Ortalama

p: İstatistiksel Anlamlılık

FDI Kriterleri: FDI World Dental Federation-Clinical Criteria

(Uluslararası Diş hekimleri Federasyonu-Klinik Kriterler)

ADA: American Dental Association (Amerikan Diş hekimliği Birliği)

HT: High Translucency (Yüksek Translüsensi)

LT: Low Translucency (Düşük Translüsensi)

USPHS: United States Public Health Service

(Amerika Birleşik Devletleri Kamu Sağlık Hizmeti)

SS: Standart Sapma

µm: Mikron

HF: Hidroflorik asit

1. GİRİŞ

Uzun yıllar boyunca büyük ve geniş madde kayıplı dişlerin restorasyonunda amalgam dolgular ve döküm inleyler kullanılmıştır. Ancak amalgamın kopma ve gerilmeye karşı dayanıksızlığı, estetik olmayışı, ısı ve elektriği iletmesi, civa toksisitesi gibi dezavantajları günümüzde bu materyalin klinik kullanımını sınırlamıştır (1-3). Döküm inleyler de uzun süren detaylı yapım aşamalarına ilaveten renk uyumsuzlukları sebebiyle artık bir tedavi seçeneği olmaktan uzaklaşmıştır. Bu sıralanan gerekçeler, posterior bölgenin büyük madde kayıplı geniş lezyonlarının restorasyonunda da direkt rezin kompozitlerin sıklıkla kullanımına neden olmuştur.

Güncel restoratif tedavi yaklaşımlarında amaç, diş dokusundan minimum madde kaybı yapılarak maksimum fonksiyon, tutuculuk, dayanıklılık ve estetiği elde etmektir. Posterior bölgede bu amacı gerçekleştirmekteki zorluk dar ve orta büyüklükteki kavitelelerin restorasyonundan ziyade, büyük ve geniş madde kayıplı defektlerin olduğu dişlerin restorasyonundadır. ADA (American Dental Association), direkt rezin kompozit restorasyonların posterior bölgede güvenli kullanım alanını dar ve orta büyüklükteki kavitelelerle sınırladırsa (4) da, klinisyenler tarafından direkt rezin kompozitlerin endikasyon sınırları, molar dişlerin stres taşıyan alanlarını da içine alacak şekilde çok yüzlü, derin ve geniş kavitelere kadar uzatılmıştır. Fakat, günümüz modern diş hekimliğinde posterior bölge dişlerinin restorasyonunda direkt rezin kompozitlerin **büyük ve geniş** madde kayıplarını gidermek için kullanılması konusunda çekinceler hala bulunmaktadır. Özellikle kenar uyumu, kenar sızıntısı, materyalin kaviteye yerleştirilmesi sırasındaki zorluklar bu çekince ve şüphelerin nedenini oluşturur. Ayrıca endikasyon sınırları bu denli genişletildiğinde restorasyonların kırılma riskinin artacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte karşılaşılan en büyük problem materyalin sertleştirilmesi sırasındaki büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi restorasyon/diş arayüzünde boşluk meydana gelmesine bağlı olarak hassasiyet ve sekonder çürük oluşması gibi sıkıntılara yol açabilir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik ortaya konulan tekniklerin başında indirekt kompozit restorasyonların geldiği düşünülmektedir. İndirekt rezin restorasyonların polimerizasyonunun laboratuvar ortamında

tamamlanması, polimerizasyon büzülmesini ve onun etkilerini azaltabilir. Ayrıca, hem okluzal Şekillendirme hem de aproksimal kenar uyumu daha iyi bir Şekilde sağlanabilir.

Posterior bölgenin restorasyonunda kullanılabilecek rezin içerikli materyallerde gidiŐat gelişen teknolojiyle beraber hibrit malzemelere yani seramik dolduruculu kompozit materyallere doğrudur. CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) teknolojisindeki ilerleme, seramik ve seramik dolduruculu kompozit restorasyonların ortaya çıkması estetik diş hekimliğinin bu yönde gelişimine neden olacak gibi gözükmektedir. CAD/CAM teknolojisiyle kullanılan ve hibrit materyaller olarak da bilinen materyaller, özellikle posterior bölgenin inley, onley ve overley restorasyonlarında tercih edilmektedir. Bu materyallerde seramik ve rezinin avantajları biraraya getirilmeye çalışılmıştır. CAD/CAM resin nano-seramik restorasyonlar laboratuvar çalışması gerektirmemesi ve polimerizasyon büzülmesinden bağımsız olması gibi avantajlara sahip olmasının yanısıra restorasyonun tüm aŐamalarının aynı seansta klinik Şartlarda gerçekleŐtirilebilmesini mümkün kılmaktadır. Bu durum bize hasta başında iş bitimini getirmekle birlikte, kısa, rahat ve konforlu bir prosedür sağlar. Ayrıca kullanılacak resin nano-seramik blokların yüksek elastikiyetinin restorasyon başarısını arttıracaağı düşünülmektedir. İster CAD/CAM teknolojisi ile dizayn edilip üretilmiş olsun, ister laboratuvarda hazırlanmış olsun, indirekt yerleştirilen kompozit restorasyonların olası en önemli avantajlarından biri de, anatomik formun kontrollü Şartlar altında oluşturulmasına bağlı olarak aproksimal kontak noktalarının daha iyi ve uygun Şekilde verilebilmesidir. Bu durum ileride oluşabilecek periodontal hasarlanmaları azaltabilir. Geniş madde kayıplı dişlerin büyük restorasyonlarında kullanılan porselenin kırılganlığı, rijitliği ve maliyeti; kompozit ya da hibrit materyalinin avantajını arttırabilir.

Bu bilgiler doğrultusunda yapılan bu çalışmada aşırı yüklenmeye maruz kalan azı dişlerinde ortaya ıkmiŐ geniş ve derin defektlerin, direkt ve indirekt resin kompozit ve CAD/CAM hibrit restorasyonlar ile restore edilmesi ve restorasyonların klinik takibi ile birlikte başarılarının birbirleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca pahalı teknik ve malzeme

gerektiren indirekt ve CAD/CAM restorasyonların konvansiyonel yöntemle gerçekleştirilen direkt rezin kompozitlere bir üstünlüğünün olup olmadığını görmek de çalışmanın sağlayacağı yararlarından biri olarak düşünülmüştür.

Bu çalışma kapsamında uygulanan restorasyonların klinik değerlendirilmesi FDI kriterleri (FDI World Dental Federation-Clinical criteria) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Buna göre gözlemler estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametreler açısından başlangıç değerlendirmesinin ardından, 6, 12, 18, 24 ve 30. aylarda yapılmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi; posterior bölgede yer alan geniş madde kayıplı vital dişlerde farklı teknik ve materyallerle gerçekleştirilen direkt, indirekt rezin kompozit ile CAD/CAM rezin nano-seramik bloklardan elde edilen restorasyonların klinik ömrünün ve başarısının birbirlerinden farklı olacağı şeklinde kurgulanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Tarihsel Bakış Açısıyla Posterior Bölge Restorasyonları

Estetik intrakoronel restorasyonlara duyulan ilgi yenilerde gün yüzüne çıkan modern bir konsept değildir. Dietschi ve Spreafico (5) estetik bölge restorasyonlarının tarihsel gelişimini, ilk olarak 1856 yılında prefabrike seramik inleylerin altın folyo ile örtülerek kullanılması ve ardından 1882'de Almanya'da fırınlanabilen seramik inleylerin üretilmesi şeklinde ifade etmektedir. Yazarlar fırınlanabilen seramik fabrikasyonunun yeterli başarı gösterememesinin sonucu olarak Land tarafından platin folyo yönteminin geliştirildiğini ve 1895'li yıllarda amalgamın kullanımının gündeme gelmesiyle birlikte posterior bölge restorasyonlarındaki trendin bu yöne doğru kaydığını bildirmektedir. Amalgamın uzun süre diş hekimliğinde hakim olmasını takiben 1962 yılında direkt estetik materyal olan kompozite adım atılmıştır. Direkt estetik materyallerde asıl gelişme, Fletcher'ın 1871 yılında silikat simanları piyasaya sunmasıyla başlamıştır (5).

Bu gelişmeden uzun bir süre sonra, 1937 yılında estetik dolgu materyalleri olarak savunulan doldurucusuz rezinler geliştirilmiştir. Bu alanda en önemli aşamalardan biri İsviçreli kimyager Castan tarafından 1938'de epoksi moleküllerinin geliştirilmesi ve bunu takiben bir diğer İsviçreli kimyager Hagger'ın 1951 yılında diş dokularına asit uygulamasını geliştirmesi olmuştur. Aslında bu temel çalışmalar ilerde 1955 yılında Buonocore'un (6) "minenin asitle pürüzlendirmesi" tekniğinin ana kısmını başlatmıştır. Kısacası silikat simanlarla başlayan estetik restoratif materyallerin kullanımını akrilik rezinler takip etmiştir (5). Silikat simanlar ve akrilik rezinlerin pulpa dokusu üzerine zararlı etkilerinin ortaya çıkması ve klinik başarılarının yeterli olmaması gibi nedenlerle bu simanların kullanımı kısa zamanda terk edilmiştir (7). Tüm bu gelişmeleri takiben Bowen'ın (8) 1962 yılında Bis-fenol-A-glikol-dimetakrilat (Bis-GMA) adlı yeni formülasyonunu bulmasıyla bir monomer geliştirilmiş ve böylece rezin kompozit materyallere adım atılmış olmuştur. Bunu takiben, 1965 yılında günümüzde kompozit materyallerin ana kısmını meydana getiren Bis-GMA ile silanlanmış kuartz partiküllerinden

oluşan kompozit materyalinin patenti alınmıştır (9). Bu gelişmelerin hepsi modern adeziv diş hekimliğinin başlangıcını oluşturmaktadır (5).

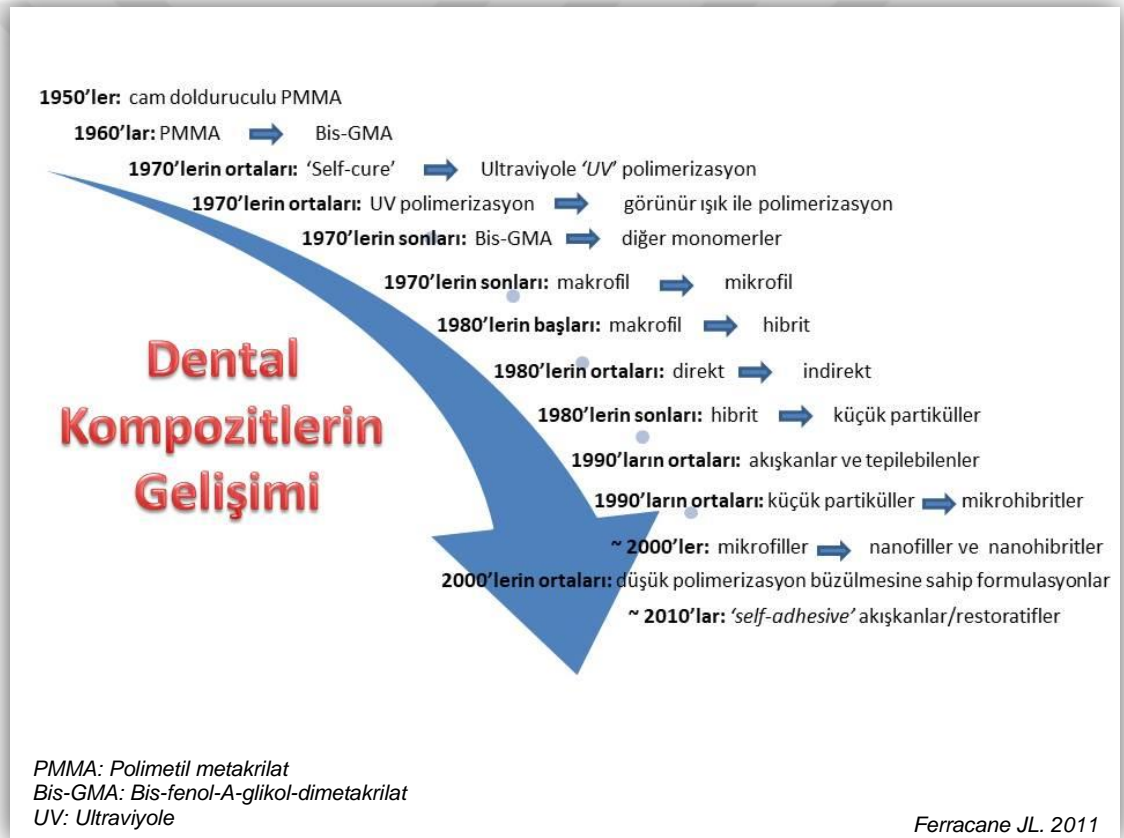
Adeziv diş hekimliği başlığı altında incelenen cam iyonomer simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaları ve flor serbestlemeleri simanın avantajlı yönlerini oluşturur. Buna karşın opak renk tonları, ideal polisaj yapılamaması, ağız sıvılarında çözünmeye uğramaları, kırılğan yapıları ve posterior dişlerde dayanıksız olmaları gibi özellikleri simanın dezavantajlarını oluşturmaktadır (10). Cam iyonomer simanın bu dezavantajları nedeniyle 1980'li yıllarda rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Ancak bu materyaller de flor serbestlemelerinin nispeten az olması ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılığının istenilen sınırlarda olmaması gibi çok da istenmeyen özellikler sergilemiştir. Bunu takiben geliştirilen kompomerler ise rezin kompozitlere en yakın olan materyallerdir. Ancak onların da uygulama alanları daimi molar dişlerin restorasyonlarında küçük kavitelere ve strese direkt maruz kalmayan bölgelerle sınırlandırılmıştır (11).

Aynı zamanda ışıkla sertleşen rezinlerin 1970'lerde geliştirilmesiyle birlikte 1980'lerde posterior bölgede kullanılmak amacıyla inorganik partikül boyutları küçültülmüş, buna rağmen içeriğindeki partikül sayısı artırılmış posterior rezin kompozitler üretilmiştir (12). 1980'li yıllarda ise, değişik partikül boyutlarında doldurucularla üretilmiş, hibrit olarak adlandırılan rezin kompozitler ortaya çıkmıştır. Bunu takiben de ilerleyen yıllarda partikül yapıları daha da küçültülmüş olan mikrohibrit rezinler piyasaya sürülmüştür (9, 12, 13). Ardından da nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılması ile nano-doldurucu rezin kompozitlerin üretilmesiyle diş hekimliğine girmesiyle rezin kompozitlerin çeşitliliği artmıştır (14).

İndirekt restorasyonların tarihsel gelişimine bakıldığında, 19.yy'ın ikinci yarısında Philbrook tarafından 1897 yılında tanımlanan döküm dental inleylerin indirekt restorasyonların ilkel versiyonları olduğu görülmektedir (15). İlk olarak döküm metal ve altın indirekt restorasyon materyali olarak kullanılmış (16) bunu seramikler ve rezin kompozitler takip etmiştir (17, 18). Ağız dışında hazırlanan bu restorasyonlar kavitelere siman aracılığı ile yapıştirilmektedir.

Günümüz restoratif diş hekimliği ise, altın ve amalgam gibi diş renginden uzak materyallerden cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara, oradan da rezin kompozitlere ve seramiklere doğru uzanan yelpazede yer alan materyalleri kullanmaktadır.

Rezin bazlı dental kompozitlerin içeriği 50 yılı aşkın süre önce materyallerin diş hekimliği piyasasına sürüldüğünden beri ciddi ölçüde geliştirildi. Dental kompozitlerin tarihsel olarak günümüze değin gelişimine ait bir diyagram Şekil 1'de özetlenmektedir (19).



Şekil 1: Dental kompozitlerin tarihsel gelişimi (19)

2.2 Günümüz Diş Hekimliğinde Posterior Bölgede Kullanılan Restoratif Materyaller

Günümüz modern restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve tedavi teknikleri ile, çürük, travma gibi nedenlerden kaynaklanan diş doku kayıplarının en ideal biçimde karşılanmasıdır ve bu amaçla üretilmiş birçok restoratif materyal bulunmaktadır. Restoratif diş hekimliğinin özellikle yoğunlaştığı konu; kalan diş dokularına güçlü bağlarla bağlanabilen, üstün estetik özelliklere sahip, ağız içi ortamdan etkilenmeyen ve her yönüyle ideal dolgu materyalleri ve tekniklerin geliştirilmesidir. İdeal bir restoratif materyal, restorasyon ile diş arasında sağlam ve uzun vadeli bağ oluşturmalı, diş kırılmalarına karşı güçlendirmeli, dişin orijinal anatomik formunu korumalı, dayanıklılığını yeniden kazandırmalı ve kalan diş yapısını desteklemelidir (20, 21).

Diş hekimliğinde madde kaybına uğrayan posterior bölge dişlerinde restorasyon materyali olarak amalgam uzun yıllar boyunca kullanılmış olup, günümüzde hala kullanımı devam etmektedir (22). Ancak amalgamın diş dokularıyla olan ilişkisinin mekanik bağlantıyla sınırlı kalması, kavite preparasyonu sırasında ekstra retansiyon gereksinimini ortaya koyar. Bu da daha fazla madde kaybı demektir (23). Ayrıca amalgamın estetik olmaması (24), korozyona uğrayarak dişte renklenmelere neden olması (2, 3, 25); yapımı ve yenilenmesi sırasında ortaya çıkan atığın, çevresel kontaminasyona neden olmaksızın uzaklaştırılamaması materyalin diğer problemleridir. Bunun yanısıra, bu materyalin restoratif diş hekimliğindeki uygulamalarına civa toksikasyonu şüphesi ile dünya çapında sınırlandırılmalar getirilmektedir (1). Özellikle UNEP (United Nations Environment Programme)'in (26) amalgam kullanımının gün geçtikçe yavaşlatılması ve sonunda durdurulmasına yönelik raporu, bu materyallerin restoratif diş hekimliğindeki uygulamalarına dünyanın dikkatini çekmiş ve alternatif materyal arayışlarına hız kazandırmıştır. Bunun sonucunda günümüz modern diş hekimliğinde molar dişlere ait kaviteilerin restorasyonunda rezin bazlı kompozitlerin kullanımı dünya çapında giderek artmaktadır. Hastaların artan estetik beklentileri ve adezyon teknolojisindeki ilerlemeyle birlikte özellikle diş rengine çok yakın olan estetik restorasyon

materyallerinin seçimi son yıllarda anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de önem kazanmıştır.

Bowen'in temel polimeri bulmasından sonra geliştirilen ilk dental rezin kompozitler ve erken dönem materyallerle ilişkili olumsuzluklardan bazıları şunlardır:

- kompozit rezinlerin dişlerde istenilen kalıcılığı gösterememesi,
- okluzal aşınma oranının yüksek olması,
- sağlıklı kontak noktalarının oluşturulamaması,
- polimerizasyon büzülmesi sonucunda kenar sızıntısı ve
- sekonder çürüklerin ortaya çıkması (27-29).

Günümüzde ise küçük ve orta büyüklükteki kavitelelerin restorasyonunda, amalgamdan rezin kompozitlere (30-34), hatta cam iyonomer simanlara (35-37) kadar hemen hemen tüm restoratif materyallerin tedavideki başarısı teyit edilmiştir. Buna karşın restorasyon başarısızlığı çoğunlukla geniş çaplı ve büyük kavitelelerde ortaya çıkmaktadır (38-40). Bu nedenle, posterior bölgede özellikle büyük ve geniş çaplı kavitelelerin tedavisinde mekanik özellikleri gelişmiş, biyouyumluluğu yüksek ve toksikolojik nitelikleri de mümkün olduğunca az olan restorasyon materyali arayışı halen sürmektedir. Günümüzde direkt rezin kompozitlerin endikasyon sınırları, molar dişlerin stres taşıyan alanlarını da içine alacak şekilde çok yüzlü, derin ve geniş kavitelere kadar uzatılmıştır. Her ne kadar direkt rezin kompozit restorasyonlar bu endikasyonda sıklıkla kullanılsa da, aslında ADA materyalin güvenli kullanım alanını dar ve orta büyüklükteki kavitelelerle sınırlandırmıştır (4).

2.3 Rezin Kompozitler

“Kompozit” kelimesi terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelir (41, 42). Kompozit malzemelerin kullanımı sadece diş hekimliği alanıyla sınırlı değildir. Öyle ki, günlük hayatımızda ve ticari hayatta cam elyafı, cam, keçe, cam dokuma ile polyester reçineden yapılan çeşitli kompozitler yaygın olarak kullanılmaktadır. Başta uzay ve havacılık sanayisi olmak üzere, ihtiyaca yönelik olarak geliştirilen kompozit malzemelerin

kullanımı denizcilik, spor araçları, sağlık sektörü, otomotiv sanayisi, müzik aletleri, yapı malzemesi sanayisi, silah ve roket sanayisi gibi birçok alana yayılmaktadır (43). Diş hekimliğinde dimetakrilatların (epoksi rezin ve metakrilik asit) belli oranlarda silanize edilmiş kuvarsla birleştirilmesi sonucu geliştirilmiştir (44). Esas olarak organik bir matriks içerisinde belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısım (silan) olmak üzere 3 komponentten oluşan restorasyon maddeleridir (41, 45). İlk üretilen kompozitler kimyasal olarak polimerize olmaktadır ve Sınıf III, IV, V, kaviteelerde kullanılması önerilmekteydi. İlk tanıtılmalarından günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiş olan kompozit rezinlerde en önemli adım, 1970'lerde ışıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesiyle başlamıştır (41). Ardından zaman içerisinde posterior bölgelerde kullanılmak amacıyla özel posterior kompozitlerin üretilmiş ve materyalin doldurucu partikülleri ve büyüklükleri üzerinde değişiklikler yapılmıştır.

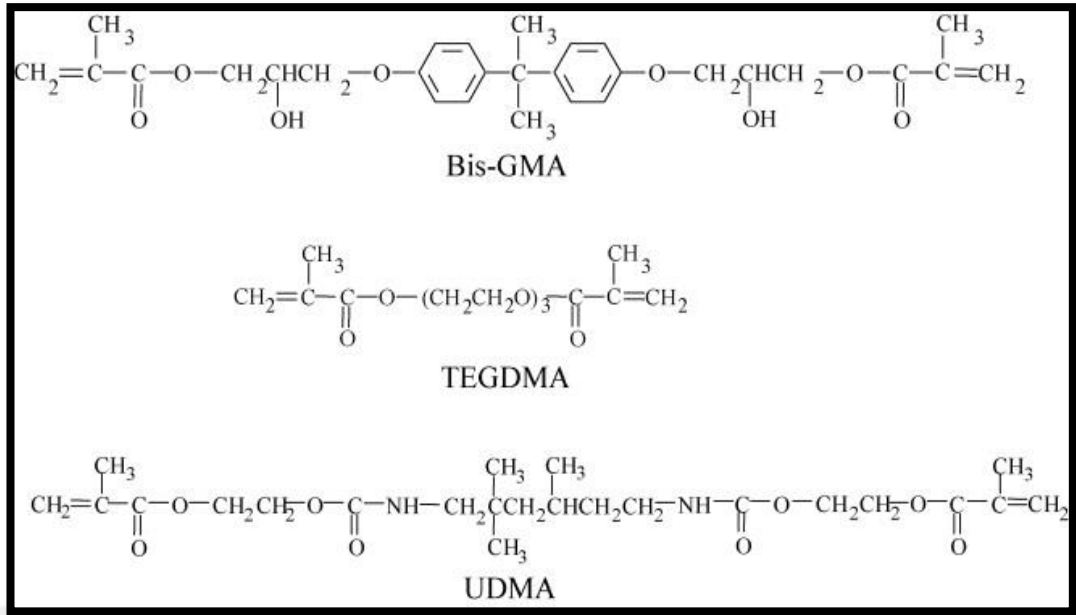
Rezin kompozit uygulamaları amalgama göre çok daha tekniğe hassas ve zaman alıcı olup, uygulamada dikkat ve özen gerektirir. Rezin kompozit materyalinin uygulanacağı alanın nem kontrolü iyi sağlanmalıdır. Çünkü kavitenin kan veya tükürükle kontaminasyonu dolgu ve diş arasındaki bağlantıyı olumsuz yönde etkilemektedir.

2.3.1 Dental Rezin Kompozitlerin İçeriği

Günümüzde yaygın olarak kullanılan rezin kompozitler, 3 ana komponent olarak organik polimer matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucu partiküller (dağılan faz) ve ara bağlayıcı kısımdan (bağlayıcı faz) meydana gelmektedir. Rezin kompozitlerin içerdiği diğer bileşenler ise polimerizasyonu sağlayan başlatıcılar, renk stabilitesini sağlayan bileşenler ve renk seçeneklerini oluşturan pigmentasyon elemanlarıdır (46).

Organik Rezin Matriks

Günümüzde üretilen rezin kompozitlerin matriksini farklı mono ve di-akrilatlar meydana getirmektedir. Rezinlerin büyük bir çoğunluğu uzun hidrofobik dimetakrilat kopolimerler seçilerek oluşturulmaktadır. Bu polimerlerin kullanılması ise polimerizasyon büzülmesini azaltması, renk stabilitesinin ve bununla birlikte fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasından kaynaklanmaktadır (12). Kompozitlerin 3 ana komponentinden biri olan organik matriks genellikle yüksek moleküler ağırlığa sahip Bis-GMA monomerinden oluşmaktadır. Metakrilat grupları serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan kısımlar olup, merkezi çevresinde iki benzen halkasına sahip oldukları için nispeten sert polimerler oluşturur. Daha sonraları iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli düşük molekül ağırlıklı UDMA (üretan dimetakrilat) matriks olarak kullanılmıştır. Hem Bis-GMA hem de UDMA aşırı derecede visköz olduğundan, organik matriks içine farklı kombinasyonlarda viskoziteyi azaltmak için TEGDMA (trietilenglikol-dimetakrilat), EDMA (etilenglikol-dimetakrilat), MMA (metilmetakrilat), UTMA (üretantetrametakrilat) ve rezin matrikse hidrofobik özellik sağlayan Bis-EMA (Bisfenol A-etoksi dimetakrilat) gibi bazı monomerler eklenmiştir (42, 47). Bis-GMA içeriğinin az ve TEGDMA içeriğinin fazla olduğu dental rezin kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin yüksek olduğu tespit edilmiştir (48). Yine Bis-GMA'nın TEGDMA ile yerdeğiştirmesi materyalin gerilme direncini artırırken, bükülme gerilimini azaltır (49). Materyal kimyası içerisinde yer alan tüm bu monomerler ayrıca materyallerden serbestlenebilirler. Sideridou ve Achilias (50) da ışık polimerizasyonunun daha uzun süre uygulamasının, materyalin dönüşüm derecesini artırıp, monomer serbestlenmesini azaltabileceğini bildirmiştir. Monomerlere ait moleküler yapılar Şekil 2'de açıkça gösterilmiştir.



Şekil 2: Monomerlere ait moleküler yapılar ⁽⁴²⁾

İnorganik Doldurucu Partiküller

İnorganik fazı oluşturan partiküllerin boyutu, şekli ve miktarı kompozitlerin fiziksel özelliklerini belirlemektedir. Bununla birlikte inorganik doldurucu partiküllerin nasıl elde edildiği ve hangi oranda ilave edildiği resin kompozitin mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Bu partiküller materyalden materyale farklılık göstermekle birlikte en çok kolloidal silika, cam (baryum silikat, stronsiyum/borosilikat), zirkonyum oksit, kuartz, çinko silikat, lityum alüminyum silikat, aluminyum oksit ya da silikon dioksit, stronsiyum gibi moleküllerden oluşmaktadır (42). Bunların her biri diğerlerinden farklı nitelikte özelliklere sahiptir (51). Günümüzde sıklıkla kullanılan inorganik doldurucular ise borosilikat ve lityum alüminyum silikatlardır.

Doldurucu miktarı arttıkça, organik matriks oranı azalır, polimerizasyon büzülmesi, genleşme katsayısı, su absorpsiyonu azalır bunlardan başka resin kompozitlerin basma ve çekmeye dayanıklılıkları artar ve elastisite modülü yükselir (19, 51). Bu nedenlerle, resin kompozitin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenmektedir (42). Doldurucu büyüklüğündeki değişimin resin kompozitin bitirme ve polisaj işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğünü de etkilediği gösterilmiştir (19). Zaman içerisinde doldurucu partiküllerdeki

değişim ve gelişmelerle materyalin yapısı daha uniform bir hale dönüştürülüp fiziksel özellikleri artırılmış ve daha az yapışkan doğası sayesinde kaviteye uygulanması ve polisaj işlemleri iyileştirilmiştir.

Ara Bağlayıcı Ajanlar

Rezin kompozitlerde organosilanlardan oluşan ara fazın (silan) görevi inorganik doldurucu partiküller ile organik matriksin birbirine sıkı olacak şekilde tutunmalarını sağlamaktır. En yaygın organosilan Gama Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan (γ -MPTS)' dir. Ara bağlayıcı faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelmektedir. Modern rezin kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla (silane coupling agent) önceden kaplanmış ve silika partiküllerinin yüzeylerinde tek molekül, çift fonksiyonlu ince bir katman oluşturulmuştur. Bu çift fonksiyonlu moleküler yapıda moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubu ile doldurucu partiküle bağlı iken, diğer uçtaki metakrilat grubu ile de rezin kompozitin polimerizasyonu sırasında organik matriksteki polimerlere bağlanmıştır (52) Silanın kalitesi ise rezin kompozitin fiziksel özelliklerinde, polimerizasyon stresleri ve dayanıklılığı üzerinde direkt etkiye sahiptir (53).

İçerikteki Diğer Bileşenler

Rezin kompozitlerin içerdiği diğer bileşenlerin başında polimerizasyonu sağlayan başlatıcılar gelmektedir. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde başlatıcı benzoil peroksit ve tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin ve N,N-dihidroksi etil-p-toluidin) iken; ışıkla polimerize olan kompozitlerde kamforokinon gibi diketon foto aktivatörler, tersiyer alifatik aminlerle (4-N,N-dimetil amino penitil alkol) kombine kullanılmaktadır (46). Ayrıca normal saklama koşullarında rezin kompozitlerin polimerizasyonunu önlemek üzere içerisine hidrokinon mono metil eter, bütillenmiş hidroksi toluen gibi polimerizasyon önleyici bileşenler (inhibitörler) eklenmektedir (46). Bunların dışında renklenme nedeni olan elektromanyetik radyasyonun absorbe edilip, renk stabilizasyonunu sağlamak amacıyla ajan 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon gibi ultraviyole (UV) radyasyon emici bileşenler de ilave edilmektedir (46).

2.3.2 Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Rezin kompozitler inorganik doldurucuların ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine göre, içeriğindeki inorganik doldurucuların boyutlarına ve ağırlık yüzdelere göre, doldurucu tiplerine göre, viskozitesine ve polimerizasyon yöntemine göre sınıflandırılmaktadır. Günümüzde kompozit rezin sınıflandırması inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı bakımından Philips ve Lutz'a göre yapılmaktadır (19, 42, 54-56) (Tablo 1).

	Rezin Kompozit	Partikül Büyüklüğü	Partikül % (a): ağırlıkça (h): hacimce
İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelere göre rezin kompozitler (Bayne ve Heyman'a göre sınıflandırma)	Megafil	50-100 µm	
	Makrofil	10-100 µm	% 70-80 (a)
	Midifil	1-10 µm	% 70-80 (a)
	Minifil	0,1-1 µm	% 75-85 (a)
	Mikrofil	0,01-0,1 µm	% 35-60 (a)
	Hibrit	0,04-1 µm	% 75-80 (a)
	Nanofil	0,005-0,01 µm	% 72-87 (a)
(Philips ve Lutz'a göre sınıflandırma)	Makrofil Kompozit	1-15 µm	%60-70 (h)
	Mikrofil Kompozit	0,1-1 µm	%20-50 (h)
	Hibrit Kompozit	0,04-2 µm	%50-70 (h)
Viskozitelerine göre rezin kompozitler	Düşük viskoziteli: Akışkan rezin kompozitler		
	Orta viskoziteli: Universal restoratifler (mikrofil/hibrit/microhibrit)		
	Yüksek viskoziteli: Kondanse olabilen rezin kompozitler		
Polimerizasyon yöntemlerine göre rezin kompozitler	Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitler		
	Işık ile polimerize olan rezin kompozitler		
	Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin kompozitler		
	*Isı/ışık ve/veya basınç altında polimerize olan rezin kompozitler		

Tablo 1: Rezin kompozitlerin sınıflandırılması

**Polimerizasyon yöntemlerine göre rezin kompozitlerin sınıflandırılmasına günümüzde geliştirilerek kullanıma giren ısı/ışık ve/veya basınç altında polimerize olan rezin kompozitlerin de yerleştirilmesinin uygun olduğu düşüncesiyle bu madde tarafımızdan eklenmiştir.*

Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler geleneksel kompozitlerin mekanik özelliklerinin ve mikrofil kompozitlerin cilalanabilirlik özelliğinin kombinasyonuna sahiptir. Philips ve Lutz sınıflandırması göz önüne alındığında partikül büyüklüğü açısından hem makro hem de mikrofil kompozitlerin özelliklerini taşımaktadır (56).

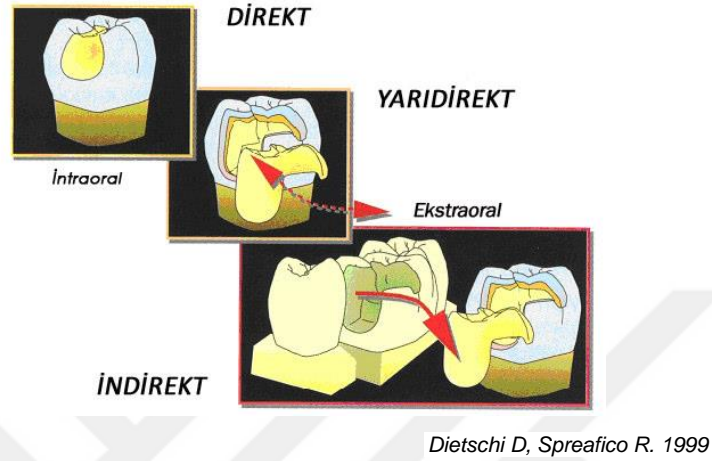
Hibrit kompozitlerin içeriğindeki cam partiküllerin ortalama boyutları 1 µm'nin altında olduğunda ise bu kompozitler mikrohibrit rezin kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Mikrohibrit ve hibrit rezin kompozitler mekanik özelliklerinin estetik özellikler ile biraraya getirilmesiyle hem ön bölge dişlerinin hem de posterior bölge dişlerinin restorasyonunda kullanılması önerilen rezin kompozitlerdir (57). Bu özellikleri sebebiyle bu çalışma kapsamında incelenen hem direkt hem de indirekt rezin kompozitler birer mikro-hibrit kompozittir.

Nanohibrit Kompozitler

Nanopartiküllü kompozit materyallerin inorganik yapısını 25-75 nm silika nanodoldurucu olan nanomerler ve 5-20 nm zirkonya/silika nanomer grupları şeklinde olan nanocluster meydana getirmektedir (58). Bu nanopartiküllü kompozitin yapısında bulunan nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetlere karşın tek bir partikül şeklinde direç gösterirken, yüzeye etkin aşındırıcı kuvvetlere karşın nanomerik kopmalar oluşmaktadır. Nanomer gruplarının bu özelliği ile birlikte nanokompozitlerin mekanik özellikleri ve buna bağlı olarak aşınma dirençleri artarken, yüzey özelliklerinin de devamlılığı sağlanabilmektedir (56). Teknolojinin geldiği son noktalardan biri olarak bu çalışmada kullanılan CAD/CAM rezin nano-seramik bloklar nano teknoloji ile üretilmiş hibrit materyallerdir.

2.3.3 Posterior Rezin Kompozit Restorasyonlar

Posterior restorasyonlar yapım tekniklerine göre direkt, yarıdirekt ve indirekt teknik olmak üzere sınıflandırılmaktadır (Şekil 3) (59).



Şekil 3: Posterior rezin kompozit restorasyon yapım teknikleri (59)

2.3.3.1 Direkt Teknik

Doku kaybının az olması durumunda kompozit restorasyonlar kavitelere direkt olarak uygulanabilmektedir. Posterior bölgenin küçük ve orta büyüklükteki kaviterinde, genişliği okluzal yüzün yarısını aşmayan ve ağır okluzal yük altında olmayan kaviterlerde direkt yöntem rahatlıkla tercih edilmektedir (4, 59, 60). Bununla birlikte direkt rezin kompozit uygulamalarının maaliyeti indirekt teknik ve CAD/CAM teknolojileri ile kıyaslandığında, çok daha düşük olduğundan, diş dokusunun çok zayıfladığı geniş ve büyük kaviterlerde de bu tekniğin sıklıkla kullanıldığı izlenmektedir.

Rutin uygulamalarda rezin kompozitler klinikte LED (Light Emitted Diode) ya da halojen ışık kaynakları ile sertleştirilmektedir (61-63). Materyal kitlesinin kalınlığı ve ışık ünitesinin restorasyona olan mesafesi arttıkça polimerizasyon miktarının düştüğü bilinen bir gerçektir (64). Ilie ve ark (65) yaptıkları çalışmalarında direkt rezin kompozitlerin klinikte kullanılan LED ışık ünitesinin uygulama süresinden etkilendiğini göstermiş ve optimal ışık

uygulama süresini 20 sn olarak bildirmiştir. Işık ünitesinin gücünün polimerizasyona etkisinin süre sabit tutularak araştırıldığı çalışmalar da ışık cihazının önemini ortaya sermiştir (66). Bununla birlikte klinikte ışık kaynağının kullanımı optimal seviyede olsa bile, büyük ve geniş çaplı restorasyonlarda her zaman kullanılan materyal kitlesinin büyüklüğüne bağlı olarak sorunlar bulunmaktadır. Bu koşullarda, direkt uygulanan rezin kompozitlerin yeterince polimerize edilememesi ve/veya polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması gibi klinik açıdan önemli riskler sözkonusudur (47, 67-69). Bu nedenle konvansiyonel yöntemden farklı bir uygulama tekniği olarak polimerizasyonun ağız dışında laboratuvar ortamında gerçekleştirilmesiyle beraber inley sistemleri geliştirilmiştir.

Direkt Tekniğin Avantajları

- Direkt yöntemle yapılan kompozit restorasyonların, diğer estetik restorasyonlara göre maliyetleri düşüktür.
- Mükemmel estetik sonuçlar alındığı için hastalar tarafından benimsenme oranları yüksektir.
- Diş dokusunun gereğinden fazla kaldırılmasına gerek olmadığı için oldukça konservatif çalışmayı gerektirirler.
- Kompozit rezinler, metal içermedikleri için galvanik akıma neden olmazlar
- Tamir edilebilme olanakları vardır.

Direkt Tekniğin Dezavantajları

Hem hasta hem de uygulama yapan hekim için önemli üstünlükleri bulunan rezin kompozit materyallerin özellikle çiğneme kuvvetlerinden kaynaklanan yüksek strese maruz kalan posterior bölgelerde mekanik özelliklerinin yetersiz olması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır (70, 71). Gelişen teknoloji ile birlikte, materyallerin özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda birçok sorun çözümlenmiş gibi gözükse de, özellikle posterior bölgenin geniş kavitelerinde polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak

karşılaşılan olumsuzluklar tamamı ile ortadan kaldırılamamıştır (29). Ayrıca polimerizasyon büzülmesi sonucu diş ile restorasyon arasında oluşan boşluklar, mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, ikincil çürükler ile madde kayıplı dişlerde ideal kontak ve konturun yeterince sağlanamaması tekniğe ilişkin dezavantajlardır (71, 72).

Temelde bir rezin kompozit restorasyonun başarısızlığı; uygulama yapan hekimin yeteneğine ve uygulama prosedürü kadar, kullanılan bağlantı ajanına ya da restorasyon materyaline bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir (19, 67, 73).

2.3.3.2 Yarıdirekt Teknik

Yarıdirekt teknik aynı seansta hem ağız içi, hem de ağız dışı çalışma gerektiren bir tekniktir. Bu teknikte kaviteden ölçü alınmaksızın ağız içinde hazırlanan kompozit restorasyon, ağız dışında sertleştirilerek aynı seansta dişlere simante edilebilir (59). Açılan kaviteye iki tabaka izole edici jel uygulanarak izolasyon sağlandıktan sonra, ağız içerisinde prepare edilmiş diş üzerinde kompozit rezin materyal kaviteye tabakalar halinde yerleştirilir. Ağız içinde ışıkla birincil polimerizasyonu sağlandıktan sonra restorasyon kaviteden uzaklaştırılıp üretici firmanın önerileri doğrultusunda final polimerizasyonu sağlanır (74). Son olarak, restorasyon yapıştırıcı bir simanla kaviteye yerleştirilir.

2.3.3.3 İndirekt Teknik

İndirekt teknik, hastadan ölçü alınması ile elde edilen model üzerinde ağız dışında çalışma prensibine bağlı olarak en az iki klinik çalışma seansı gerektiren bir tekniktir. Ağızda aynı seansta birden fazla dişin fonksiyonel ve anatomik çiğneyici yüzeylerini direkt ya da yarıdirekt teknikle restore etmek güçtür. Oysa indirekt teknikle hazırlanan restorasyonlar antagonist dişler de dikkate alınarak hazırlandığından mümkün olan en ideal okluzal yapıya sahiptir. Ayrıca indirekt teknikte, polimerizasyonun ağız dışında gerçekleştirilmesiyle birlikte, diğer tekniklerle yapılan restorasyonların

dezavantajlarını ortadan kaldırmak amaçlanmıştır. Bu sorun özellikle büyük ve geniş çaplı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda ortaya çıkmaktadır. büyük ve geniş çaplı madde kayıplı dişlerin indirekt restorasyonunda ısı ile ağız dışında polimerize edilmesiyle başarılı sonuçların alınabileceği bildirilmiştir (59).

İndirekt tekniğin genel endikasyon alanları inley, onley ve tek veya çok yüzü overley restorasyonlardır (59).

İndirekt teknikle posterior restorasyonlar rezin kompozit dışında altın, seramik, lösit porselen gibi materyallerle de gerçekleştirilebilir. Kompozit materyallerin indirekt restorasyonlardaki kullanımı fizikomekanik özelliklerindeki, aşınma dirençlerindeki ve estetik potansiyellerindeki gelişme ile birlikte gittikçe güçlenmektedir. Seramik materyaller ile yapılan indirekt uygulamalarda uzun dönemli klinik deneyime sahip olunmasına rağmen, günümüzdeki kompozit materyalleri de dental porselenlere yakın özellikler sergilemektedir (75).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte hastaların artan estetik restorasyon beklentileri beraberinde seramik inley/onley restorasyonların da yaygın kullanımını getirmiştir. Mükemmel estetik ve aşınmaya karşı direnç gibi özellikleri, biyouyumlulukları ve dişe benzer termal davranış göstermeleri gibi önemli üstün özellikleri olmasına rağmen, porselen materyali, çok yüksek elastiklik modülüne sahiptir ve çiğneme enerjisinin çok azını absorbe eder. Ancak iyi bir okluzyon ve periodontal doku varlığında çiğneme basıncı alttaki dokulara iletilmez. İleri yaştaki hastalarda ve periodontal doku kaybının arttığı durumlarda, kuvvet emici restoratif materyallere ihtiyaç artmıştır (76). Kimyasal olarak kararlı olmalarına rağmen, kırılğan yapıları ve karışık dişte aşınmalara neden olmaları, porselenlerin kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bununla birlikte derin preparasyon gerektirmeleri, yüksek maliyet, detaylı laboratuvar işlemleri gerektirmeleri, kontrol sırasında kırılabilmelerini takiben tamir edilememeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır (77). Bu nedenle indirekt kompozit materyaller, porselenlere oldukça iyi bir alternatif oluşturur (75, 78-80).

2.4 İndirekt Rezin Kompozitler

İndirekt Rezin Kompozit Endikasyonları

- Tüm Sınıf I ve II kaviteleler,
- Arka grup dişlerde kompozit endikasyonunun olduğu tüm olgular,
- Direkt kompozit uygulamanın uygun olmadığı, lezyon genişliği okluzal yüzün yarısından fazla olan olgular,
- Uygulama süresinin kısıtlı olmadığı durumlar,
- Basamağın dişetin altında olduğu durumlar (72, 81).

İndirekt Rezin Kompozit Kontrendikasyonları

- Spontan kanamalı dişeti,
- Zayıf ağız hijyeni,
- Randevusuna gelemeyecek durumda olan veya zamanın sorun olduğu durumlar,
- Kavite izolasyonunun yapılamaması,
- Kavite preperasyonu sonrası kavite içi düzenlemelere rağmen, aşırı iç bükey duvarların kalacağı olgular,
- Restore edilecek dişin okluzal tüberküllerinin tepe noktaları arasındaki uzaklığın 2/3'ünden fazlasının kavite sınırları içine alındığı durumlar (72, 74, 81).

İndirekt Rezin Kompozit Avantajları

- İndirekt *in-vitro* çalışmalar ışıkla polimerize olan konvansiyonel kompozit rezinlere göre indirekt sistemde polimerizasyonun daha yüksek derecede olduğunu göstermektedir (82).
- Kompozit kimyasında meydana gelen gelişmelere paralel olarak restorasyonların fiziksel ve yüzey özellikleri artırılmış ve yüzeylerindeki porozite azalmıştır (39, 83).
- İndirekt rezin restorasyon sistemlerin amacı; ağız dışarısında modeller kullanılarak uzun ömürlü restorasyonlar elde etmektir.

- Ayrıca, bu yöntemlerle ilgili diş ve komşu-karşıt diş arasında ideal kontur ve kontak sağlamak daha kolay ve mümkündür (84, 85). Ağız dışında model üzerinde oklüzal ve aproksimal uyum direkt yönetime göre çok daha kolay ve iyi bir şekilde verilebilmektedir. Nandini 2010 yılında yaptığı çalışmasında (39), indirekt yerleştirilen kompozit inleylerin olası en önemli avantajlarından birinin, anatomik formun kontrollü şartlar altında oluşturulmasına bağlı olarak aproksimal kontak noktalarının daha iyi ve uygun şekilde verilmesi olduğunu söylemiştir.
- Polimerizasyonun ağız dışında sağlanması materyal içinde oluşacak streslerin azaltılmasına, fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesine katkıda bulunmaktadır (86). Bu tekniklerle yapılan çalışmalarda posterior kompozit restorasyonların, mükemmel marjinal uyum, minimal postoperatif hassasiyet, ideal estetik ve kasp desteği gibi olumlu özellikler taşıdığı gösterilmiştir (30-33). Bu avantajların çoğu, polimerizasyon büzülmesinin ağız dışında gerçekleştirilmesinden kaynaklanmaktadır (34-35).

Rezin kompozitlerin indirekt olarak uygulanması özellikle geniş çaplı restorasyonlarda hekimi büyük ölçüde rahatlatır. Bu sistemlerde laboratuvar ortamında gerçekleştirilen polimerizasyon, büzülme ile birlikte gelecek istenmeyen etkilerin azalmasına neden olacaktır.

Yapılan araştırmalarda yukarıda sözü edilenlere ek olarak, indirekt rezin restorasyon materyallerinin avantajları:

- Basma ve bükülme dayanıklılığının yüksek olması
- Mikrosızıntısının daha iyi olduğu
- Bitirme ve cila işlemlerinin daha iyi yapılabilir olduğu
- Materyalin manipülasyonunun daha iyi olduğu da indirekt sistemin avantajları arasında yer almaktadır (45, 49, 87-89).

İndirekt kompozit restorasyonlar hastadan ölçü alınarak elde edilen model üzerinde hazırlanır ve bu restorasyonların laboratuvar ortamında özel

fırınlarda polimerizasyonları sağlanır. Bu özel fırınlar indirekt rezin restorasyonların polimerizasyonunu sağlamak için farklı türlerde kürlenme sağlayan laboratuvar fırınlarıdır. Laboratuvar ortamında genellikle kullanılan ışık fırınlarıdır. Sadece ışık veren özel fırınlardan başka ışık ve ısının aynı anda uygulandığı sistemlere özel fırınlar da bulunmaktadır. Işık ve ısının yanına basınç ve suyun eklenmesi ile yapılan polimerizasyon işlemleri ise sadece belli indirekt sistemlerinde bulunmaktadır ki bu sistemlerin kompozitleri firmalar tarafından kendine özel üretilmiştir (örneğin Tescera ve Premise gibi indirekt restorasyon sistemleri). Aynı zamanda ışık, ısı ve/veya basınç ile kombine polimerizasyonu sağlanan restorasyonların elastik biyomekaniğinin sağlam diş ile benzerlik gösterdiği bildirilmiştir (90).

Laboratuvar ortamında yukarıda sözü edilen yöntemle hazırlanan indirekt restorasyonlar hasta ağızında uyumlanarak yapıştırıcı rezin simanlarla kaviteye simante edilir. Böylece yetersiz polimerizasyonun ve polimerizasyon büzülmesinin olumsuz sonuçları önlenmeye çalışılır. Ayrıca dişin morfolojisine ve orijinal mekanik özelliklerine uygun olarak restore edilmesini sağlar. Diş ile dolgu arasındaki boşluklar siman ile tamamen kapatılabilir ve böylece tekrarlayan çürükler, pulpal hasarlar ve dentin hassasiyetleri önlenmiş olur (90). Böylelikle polimerizasyon büzülmesi kullanılan rezin simanda oluşan büzülmeye sınırlı kalmaktadır. Büzülmenin bu sistemlerde minimize edilmesi restorasyonun posterior da uzun ömürlü kullanımına olanak sağlayacaktır (34).

2.4.1 İndirekt Resin Kompozit Materyalleri ve Sistemlerin Gelişimi

Günümüze kadar pek çok indirekt kompozit rezin materyali geliştirilmiştir. İlk olarak 1981'de % 30 doldurucu içeren mikrofil kompozit rezin, Isosit-N (Ivoclar Vivadent) piyasaya sürülmüştür (91). 1980 yılı sonu ve 1990 yılı başlarında Coltene Brilliant Dentin Sistemi (Coltene), Concept İnley/Onley Sistemi (Ivoclar Vivadent), Herculite XRV Lab Sistemi (Kerr) kullanıma sunulmuştur. Ayrıca Artglass (Heraeus-Kulzer), Targis (Ivoclar Vivadent), BelleGlass HP (Kerr), Sculpture (Pentron Laboratory Technologies), Gradia (GC America), Sinfony (3M ESPE), Cristobal

(Dentsply), Solidex (Shofu), Estenia (Kuraray), True Vitality (Den-Mat) gibi laboratuvar destekli indirekt kompozit sistemleri de bulunmaktadır. 2002 yılında Bisco firması tarafından kompozit inley tekniklerinden biri olan Tescera ATL İndirekt Rezin Sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde, kompozitin polimerizasyonu basınç, ışık, ısı ve suyun kombinasyonu ile yapılmaktadır (92).

TESCERA™ ATL™ Sistem Bileşenleri

TESCERA™ ATL™ indirekt kompozit sistemi farklı 3 kombinasyon (dentin, body ve kesici kenar mine rengi) içermektedir. Doldurucu partikül büyüklüğü açısından mikrohibrit grubundadır ve doldurucu bileşenleri dentin, body ve kesici kenar kompozit materyallerinde farklılık göstermektedir. Dentin materyali ağırlık olarak %85, hacimsel olarak ise %73 oranında doldurucu içermektedir. Artmış doldurucu miktarının, yüksek oranda bükülme gücüyle birlikte %1,5 oranında hacimsel büzülmeye izin verdiği bildirilmektedir. Body ve kesici kenar materyali ise, ağırlıkça %70 oranında mikrodolduruculardan oluşmuştur ve 0,04 µm boyutundaki ilave nanopartiküller, ana dolduruculara eklenerek kompozitte yeniden güçlendirilme sağlanmıştır (93). Tescera Body'nin ortalama partikül boyutu yaklaşık 50 nm (0.05 µm)'dir. Mikropartiküllerin artan miktarı, cilalanabilirlik, aşınma direnci, kırılma direnci, uzun süre parlaklığını koruyabilme nedeniyle gelişmiş klinik başarı sağlarken, boşluk doldurucu olarak da kompozite direnç kazandırdığı bildirilmektedir (94).

2.5 CAD/CAM Uygulamaları

CAD/CAM restorasyonlar yapım tekniği bakımından bir yarı-direkt teknik uygulaması olarak düşünülebilir. Günümüz diş hekimliğindeki en önemli yeniliklerden biri, CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) adı altında bilgisayar sistemli restorasyonların geliştirilmesidir (95-98). CAD/CAM "bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim" anlamına gelmektedir ve diş hekimliğinde genellikle ingilizce

kısaltmasıyla kullanılır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği alanındaki kullanım süresi 25 yılı aşkın olup, restorasyonun üretim aşamalarındaki standardizasyon tercih sebebini artırmaktadır.

CAD; herhangi bir nesnenin bilgisayar sistemleri aracılığıyla üç boyutlu model çizimi yapılarak oluşturulan tasarım olarak nitelendirilmektedir. CAM ise ölçülen ve tasarımı yapılmış tüm bilgilerin bilgisayar sistemleri aracılığı ile üretimi anlamına gelmektedir (99). Bir nevi bilgisayardaki tasarımın üç boyutlu çıktısını almak gibi düşünülebilir.

CAD/CAM sistemlerinin farklı tipteki cihazları, 1950-1960'lı yıllarda endüstri başta olmak üzere değişik alanlarda kullanılmışlardır. Jedynakiewicz ve Martin (99) diş hekimliği alanında bu tip sistemlerin ilk kullanımının, 1970'li yıllarda optik okuyucular vasıtası ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesini sağlayan Amerika'lı araştırmacı Bruce Altschuler sayesinde gerçekleştirildiğini bildirmektedir. Bu alandaki diğer önemli adımlar iste 1980'lerde Fransız araştırmacı Dr. Duret tarafından atılmıştır. Dr. Duret bu önemli adımında, protez için dayanak dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü alarak, beraberinde fonksiyonel hareketleri de hesaba katıp tam bir kron protezini torna cihazında frezeleyerek üretmiştir (99).

İsviçre'li araştırmacılar Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1988'de geliştirdikleri "CEREC" sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile uygulanabilirliği mümkün olan ilk dental CAD/CAM sistemini klinik kullanım için piyasaya Avrupa'da 1987, Amerika'da ise 1989 yılında sürmüşlerdir (98). Geliştirilen bu yeni sistem ile prepare edilmiş olan dişin, dijital ağız içi kamera ile görüntüsü alınarak yine aynı seansta hasta başında tasarımı tamamlandıktan sonra seramik bloklar kullanılarak kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir (100, 101). Tek seansta uygulanabilen bu sistemlerinin önemli avantajları, restorasyonun ideal endüstriyel koşullarda üretilmesi ve fiziksel özelliklerinin optimum olmasıdır. Dezavantajları ise yüksek maliyet gerektirmesi ve tekniğe hassas olmalarından dolayı fazla çalışma gerektirmeleridir. Ayrıca çok hızlı gelişen bir teknoloji olduğu için de, her bir jenerasyonun özelliklerini yakından takip etmek gerekmektedir (81).

80'li yıllardan sonra, CAD/CAM sistemlerine dahil olan CEREC dışında seramik alt yapıların üretilmesi için günümüze kadar Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemleri de geliştirilmiştir. Bu sistemlerin diş hekimliğinde yer alması ile alumina ve zirkonyum polikristalleri de kullanım alanı bularak, seramik altyapı materyallerinde gelişme sağlanmıştır (102). Bu sistemler sayesinde seramik alt yapıların hazırlanmasından, restorasyonların kendilerinin üretimine kadar uzanan yelpazedeki restoratif işlemler gerçekleştirilmiştir (Şekil 4). Yakın tarihe kadar bu sistemlerde yalnızca porselen bloklar kullanılmıştı.



Şekil 4: CAD/CAM sisteminde kullanılan bloklar

CAD/CAM teknolojisinin ilk geliştiği dönemlerde inley, onley, veneer ve tek kronların yapımı mümkünken, günümüzde her türlü sabit bölümlü protez, implant dayanakları ve cerrahi stentler, total ve parsiyel protezler üretmek mümkündür (103-106).

CAD-CAM sistemleri temelde 3 farklı bileşenden oluşmaktadır:

- 1.) *Fiziksel geometriyi dijital veriye çeviren bir tarayıcı veya kamera ile yüzeyin 3 boyutlu taranması*

Ağız ortamında prepare edilen dişin, komşu ve antagonist dişlerin ve kapanış bilgilerine ait tüm verilerin taranıp dijital ortama kaydedilebilmesi 3 boyutlu tarama ünitesi aracılığıyla yapılmaktadır. Diş hekimliğinde mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 farklı tarayıcı sistemi kullanımda

bulunmaktadır. Optik tarayıcı sistemlere gelene kadar CAD/CAM teknolojilerinde daha ilkel tarama yöntemleri olan mekanik ve intraoral taramalar kullanılmıştır. Procera'da olduğu gibi mekanik tarayıcı güdük üzerinden iğne ucu, küre veya pin aracılığıyla yapar. İntraoral (ağız içi) tarayıcılarda ise hazırlığı tamamlanmış diş ve komşu yapıların okuyucu aracılığıyla dijital görüntüleri elde edilir. Optik tarayıcılarda ise ışık ya da lazer projeksiyonundan faydalanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Bu sistemlerde bulunan tarayıcı komponent sayesinde restorasyon için prepare edilen dişler, komşu dişler ve antagonist dişler intraoral veya ekstraoral olarak görüntülenebilmektedir (107).

2.) Taranmış veriyi dijital objeye çeviren ve bilgisayar destekli tasarım oluşturan yazılım (software)

3 boyutlu tarama ünitesinden elde edilen verilerin ardından ilgili dişlere uyumlanacak şekilde üç boyutlu restorasyon tasarımı için değişik CAD yazılımlarından faydalanılmaktadır. Kullanılan tüm sistemlerin kendilerine özgü yazılım programları mevcut olup, bu yazılımlar birbirleri arasında değiştirilememektedir. Sistemin meydana getirdiği tasarım üzerinde yapılabilecek modifikasyonları hekim veya teknisyen istediğinde gerçekleştirebilmektedir (107).

3.) Tasarlanan 3 boyutlu dijital restorasyonun fiziksel ürüne çevrildiği fabrikasyon teknolojisi

Restorasyon dizaynı sonrasında CAD yazılımı, verdiği komutlarda üretimi sağlayacak olan CAM ünitesini çalıştırır. Yani CAM aşaması bilgisayar tarafından kontrol edilen şekillendirme aşaması olup, bilgisayar destekli tasarım ünitesinde tasarımı tamamlanan restorasyon ya da altyapının materyalden üretilmesidir. Günümüzde kullanılan sistemlerde restorasyonlar, değişik materyallerden oluşturulmuş blokların su soğutması altında elmas disk ve frezler ile aşındırılması yoluyla elde edilir (107, 108).

Ayrıca ürün sistemden çıktıktan sonra, gerek görüldüğü durumlarda sonradan elde edilen restorasyon üzerinde düzeltme, cilalama, makyaj veya porselen tabakalama işlemleri uygulanabilmektedir (109, 110).

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM sistemleri sayesinde konvansiyonel yöntemlerle ölçü alma işlemi ortadan kaldırılarak özellikle model elde etme aşamalarında meydana gelen zaman sarfiyatı engellenmiş olur. Birçok restorasyon CAD/CAM sistemleri sayesinde tek seansta hasta başında üretildiğinden, geçici restorasyon gereksinimi de ortadan kalkmıştır. Bununla birlikte ölçü almaya ve geçici restorasyon yapımına gerek olmaması durumu beraberinde çapraz enfeksiyon riskini de minimuma indirmektedir. Sistem için geliştirilen fabrikasyon hazır bloklar sayesinde, daha güçlü ve rijit restorasyonlar normal elde edilme süreleri ile karşılaştırıldığında daha kısa sürede elde edilmektedir. Restorasyon altyapısının laboratuvar ortamında hazırlandığı durumlarda ise CAD yazılımları ile teknisyenin sarf ettiği zaman ve emek büyük ölçüde azalmaktadır. Bu durum beraberinde restorasyon yapımının laboratuvar aşamalarında oluşabilecek hataların da en aza indirgenmesini getirmektedir (111).

Sistem için kullanılan blokların kalite kontrolleri üretici firmaları tarafından kullanıma açılmadan önce yapıldığından dolayı, frezeleme sonrası üretilen bloklarda yapısal kaynaklı internal defektler bulunmamaktadır.

CAD/CAM sistemlerinin diğer bir avantajı ise tasarım ve üretim esnasında elde edilen tüm verilerin kaydedilip, saklanabilmesidir. Tüm verilerin bu şekilde arşivlenebilmesi hasta takibi açısından oldukça önemlidir (101).

Özetle CAD/CAM;

1. Daha hassas bir teknik olmakla birlikte iyi bir standardizasyon sağlar.
2. Restorasyonun bilgisayarda farklı açılardan değerlendirmesine olanak verir.
3. Bilgisayar ortamında karşıt çene ile olan ilişkilerin net görülmesiyle birlikte restorasyonun antagonistine uyumlu şekilde tasarlamasına yardımcı olur.

4. Ölçünün temiz ve kolay bir yöntemle alınmasını sağlar. Kullanılan ağız içi kamera hastada bulantı refleksi meydana getirmez. Ayrıca konvansiyonel ölçü malzemelerinde oluşan deformasyon elimine edilmiş olur.

5. Konvansiyonel ölçü malzemelerinin kullanım zorluklarından ve çevreye verdikleri zarardan korunulmuş olur.

6. Laboratuvar alanında iş gücü azaltılır.

7. Bu sistemler sayesinde yeni materyallerin diş hekimliğinde kullanımı ön plana çıkmıştır (101, 102).

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerine ait tüm bu bahsedilen avantajların yanısıra,

- sistemin çok pahalı olması,
- eğer porselenden üretilmişse, restorasyonların üretim sonrası cilalama ve makyaj gerektirmesi,
- restorasyonun sınırının dişeti altına ulaştığı durumlarda (subgingival kavite sınırlarında) dijital ölçü alınmasında karşılaşılan güçlükler şeklindedir (111).

2.5.1 CEREC Sistemi

CEREC klinikte iki farklı yöntemle kullanılabilir. Ya sadece bir ağız içi kamera ile dijital ölçü alınır ve ardından elde edilen dijital veri bir laboratuvara gönderilir; ya da dijital ölçüyü takiben tasarım ve frezeleme işlemleri klinik ortamda aynı seansta gerçekleştirilebilir (103, 108). İkinci durumda aynı gün içinde hasta başında tek seansta restorasyonu bitirmek mümkün olmaktadır. CEREC sistemi 1985 yılında Moerman ve Brandestini tarafından hasta başında tek seansta inley yapmak amacıyla geliştirilmiştir. Klinikte kullanımı uygun olan ilk CAD/CAM sistemi 1988 yılında piyasaya sürülmüştür. Adını “Ceramic Reconstruction” ifadesinden alan CEREC sisteminin tasarımı BRAINS AG tarafından yapılarak üretimi Siemens

tarafından gerçekleştirilmiştir (112-115). Piyasaya sürülen ilk sistem ise sadece inley ve onleylerin üretilbildiği CEREC 1 sistemidir. Bu sistemde restorasyona ait oklüzal yüzey morfolojisi sistem yazılımıyla yapılmayıp, hekim tarafından ağız içerisinde gerçekleştirilmekteydi (114, 115).

Hem yazılım üzerinde hem de cihazdaki yeni gelişmelerle 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında da hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılabilen CEREC 3 piyasaya sunulmuştur. Son jenerasyon CEREC sistemleriyle günümüzde her tür restorasyon üretirebilmektedir (115-118) (Şekil 5).



Şekil 5: Cerec Sistemi

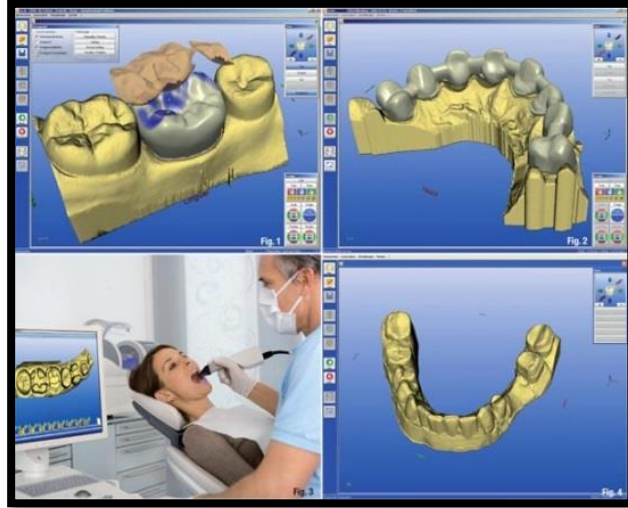
Ağız içi kamera ağızda sabit tutulurken, ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanması CEREC 3D ile sağlanırken; CEREC AC Bluecam ile otomatik olarak görüntü yakalaması sağlanmıştır. Ayrıca en yeni teknolojiye CEREC AC Omnicam ile bu işlem bir adım daha öteye götürülerek tozsuz ve renkli görüntü alınabilinen versiyonu piyasaya sürülmüştür.

Bu sistemde hasta ağızından optik bir okuyucu (CEREC Omnicam, CEREC Bluecam) (Şekil 6) yardımıyla doğrudan ölçü alınabildiği gibi CEREC inLab sistemi aracılığıyla laboratuvarında elde edilmiş bir güdüklü model üzerinden de ölçü elde edilebilmektedir. Her iki yöntemde de dijital görüntüler bilgisayar hafızasına kaydedildikten sonra veriler, restorasyonun oluşturulabilmesi için gelişmiş bir torna cihazı olan "CEREC Milling Ünitesine"

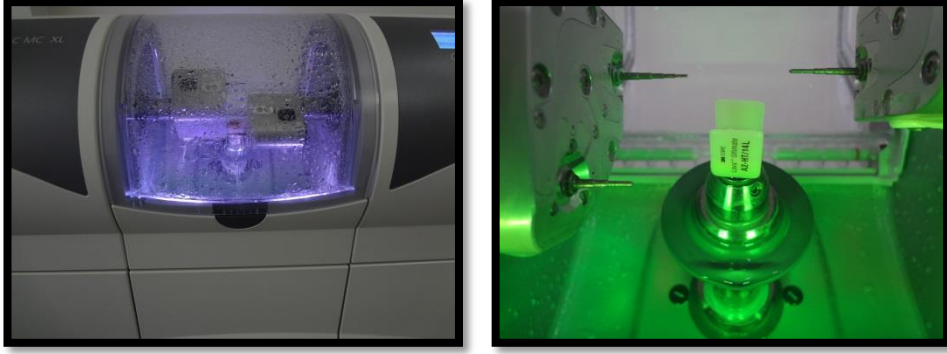
gönderilerek, farklı niteliklerdeki blokların kazınmasıyla restorasyon üretilmektedir (Şekil 7) (119). Restorasyonun kazınması sırasında elmas frezlerin kullanımı yüksek hızda su spreyi altında gerçekleşmektedir (120, 121). Kazıma işlemi sırasında iki uç birbirine simetrik olarak hareket ederken, oklüzal yüz morfolojisinde olduğu gibi oldukça hassasiyet gerektiren yüzeyler bile başarılı bir şekilde frezlenip morfolojik uyum sağlanmaktadır (Şekil 8) (122).



Şekil 6: Ağız içi kamera



Şekil 7: Cerec ile ölçü ve tasarım işlemleri



Şekil 8: CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünümüleri

CEREC sistemi sayesinde geleneksel yöntemler ile 2-3 seansta yapılabilecek restorasyonlar 1 saate yakın bir zamanda tek seansta tamamlanabilmektedir. Preparasyondan simantasyon aşamasına kadar bütün işlemlerin tek bir seansta yapılabilir olması ve laboratuvar aşamalarına duyulan gereksinimin olmaması sistemin belli başlı tercih edilme sebepleridir (116, 123).

2.5.2 Rezin Kompozit Bazlı CAD/CAM Materyalleri

CAD/CAM sistemleri için üretilmiş ilk rezin kompozit blok Paradigm MZ 100 (3M/ESPE, StPaul, MN) aynı zamanda indirekt restorasyon materyali olarak da kullanılmıştır (124). Materyal optimize işlem koşulları altında yüksek derecede monomer dönüşümüne sahip, estetik ve radyoopak bir rezin kompozit blok olarak tanımlanmaktadır. Bunun dışında rezin kompozit bloklar geçici restorasyon materyali olarak da CAD/CAM teknolojisinde kullanılmaktadır. Bunlara örnek olarak da Telio CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ve CAD Temp (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) bloklar verilebilir (116).

Rezin kompozit içeren materyallerin kullanımı, feldspatik seramiklerle karşılaştırıldığında birtakım avantajlar sunduğundan kullanımları giderek yaygınlaşmaktadır (125-127). Özellikle restorasyonun ince yapılmasının gerekli olduğu durumlarda, rezin kompozitler, feldspatik seramiklere kıyasla

kırılmaya karşı daha dayanıklıdır. Bir diğer tercih sebebi materyalin estetik özellikleri ve tamir edilebilirliği ve restorasyonun ağıza yerleştirilmesi sırasında hidroflorik “HF” asit kullanımının gerekli olmamasıdır (126).

Bu avantajlı durumlarına rağmen, cam seramiklerde olduğu gibi polikromatik blok seçeneği halen rezin kompozit bloklar için bulunmamaktadır. Bu da estetik beklentinin yüksek olduğu olgularda bir dezavantaj olarak görülmektedir (126).

CAD/CAM rezin kompozit blokların mikroyapılarının ve mekanik özelliklerinin standardize edilmiş ve değişmez nitelikte olmaları, endüstriyel olarak yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilmelerinden kaynaklanmaktadır (127, 128).

2.5.3 Seramik Dolduruculu Kompozit (Hibrit) Materyalleri

Hibrit materyaller, rezin kompozit ve seramik materyallerinin olumlu özelliklerini biraraya getirerek üretilmiş materyallerdir (129). Üstün mekanik ve optik özellikleriyle bilinen seramiklerin bu özelliklerinin yanında kimyasal stabiliteleri ve dokuya biyouyumluluklarının da oldukça iyi olduğu bilinmektedir. Resin kompozitler seramiklere göre daha kolay freze edilip şekil verilebilen malzemelerdir. Buna rağmen aşınma direnci ve biyouyumluluğu seramiklere göre daha düşüktür (130). Bu sebeple seramik partikülleri içeren resin kompozit materyalleri geliştirilmiştir. Resin nano-seramik materyallerin elastikiyetleri seramiklerden daha fazla olduğundan, kırılma dirençleri geleneksel seramiklere göre daha yüksek bulunmuştur (131). Benzer şekilde resin nano-seramiklerin aşınma dirençleri resin kompozitlere göre yüksektir ve materyalin aşınma direnci mineye yakın olduğundan karşıt dişte aşınma meydana gelmemektedir (131).

Klinikte rutin kullanılan hibrit materyaller:

- Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya),
- Lava™ Ultimate (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) şeklindedir (116).

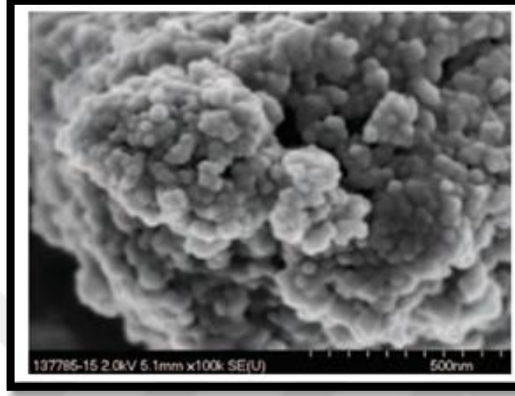
Bu materyallerden sonra yakın zamanda GC Cerasmart (GC Corp) ve Shofu Block HC (Shofu Dental) adlı iki yeni hibrit materyal daha piyasaya sürülmüştür (132, 133). Tablo 2’de günümüzde kullanılan hibrit CAD/CAM materyaller içerikleri ile birlikte gösterilmiştir.

CAD/CAM MATERYALİ	ÜRETİCİ FİRMA	TİPİ / SINIFLAMASI	MONOMER	DOLDURUCU İÇERİĞİ	DOLDURUCU KÜTLESİ %
VITA ENAMIC	VITA Zahnfabrik	Hibrit seramik	UDMA, TEGDMA	Fine-structure feldspar ceramic enriched with aluminum oxide	86
LAVA ULTIMATE	3M ESPE	CAD/CAM rezin kompozit / Rezin nano-seramik	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	Silica, zirconia, aggregated silica/zirconia cluster	80
CERASMART	GC America	CAD/CAM rezin kompozit / Esnek nano-seramik	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silica, barium glass	71
SHOFU BLOCK HC	Shofu	CAD/CAM rezin kompozit / Seramik bazlı restoratif materyal	UDMA, TEGDMA	Silica, silicate, zirconium silicate, micro-fumed silica, pigments	61

Tablo 2: Günümüzde kullanılan hibrit CAD/CAM blok materyalleri, üretici firmaları ve içerikleri

Hibrit yapıda karşımıza çıkan Lava™ Ultimate bloklar 3M ESPE firması tarafından nano-seramik teknolojisi ile üretilerek piyasaya sürülmüştür. Bu bloklar ne seramik ne de rezin kompozit bloklar kategorisinde sınıflandırılmıştır. Rezin nano-seramik olarak adlandırılan bu materyaller, ağırlıkça %80 oranında rezin nano-seramik içeren polimer matriksden oluşmaktadır. Rezin nano-seramik materyal üretim aşaması sırasında saatlerce yüksek ısı altında işlem görerek polimerize edilmektedir. Cerec sistemiyle kazıma işleminden sonra herhangi bir fırınlama ya da hidroflorik asitleme işlemlerine gereksinim duyulmamaktadır (134). Fırınlama işlemlerinin ayrıca yapılmasından kaynaklı olabilecek seans-zaman kaybı da, rezin nano-seramik materyallerin kullanımı esnasında meydana gelmemektedir. Bu durum da rezin nano-seramik blokların kullanımının ön plana çıkmaya başlamasının önemli bir sebebidir (134).

Lava™ Ultimate rezin nano-seramik bloklar üç çeşit doldurucu seramik partikülleri içermektedir. Bunlar çok sayıda çapraz bağ içeren polimer matrisi içerisindeki 20 nm'luk silika partikülleri, 4-11nm'luk zirkonya partikülleri ve kümeleşmiş olarak bulunan silika ve zirkonya nanopartikülleridir (Şekil 9) (134).



Şekil 9: Lava™ Ultimate içeriğindeki kümeleşmiş nanopartiküller (134)

Üretici firma materyalin üç nokta eğme testi sonucunu (bükülme direncini) 200 Mpa olarak rapor etmiştir (134). Bu değer feldspatik ya da lösitle güçlendirilmiş porselen blokların bükülme direncinden (140-160 Mpa) daha fazladır. Ayrıca üretici firma nano-seramik materyalin kırılma direncini feldspatik porselen ve direkt kompozit materyalleri ile karşılaştıran bir araştırmasında nano-seramik materyalin diğerlerine göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu iddia etmiştir (135). Bu sebeple, materyalin denenmesi ya da fonksiyona girmesi neticesinde kırılma ya da çatlamalara daha dayanıklı olduğu düşünülmektedir.

Diğer rezin kompozit içeren CAD/CAM blokların kazınması sonrasındaki bitim ve cila aşamasındaki problem rezin nano-seramikte görülmemektedir. Materyalin nano-seramik yapısından dolayı uyumlandırılması kolaydır ve iyi cilalanabilir yüzeyler elde edilebilmektedir.

Lava™ Ultimate rezin nano-seramik bloklar 8 ayrı renk seçeneği ve iki ayrı translusensi özelliğiyle farklı optik özelliklere sahip toplam 12 seçenekle piyasaya sürülmüştür (Şekil 10) (134, 135).



Şekil 10: Farklı renklerde üretilmiş olan Lava™ Ultimate bloklar (134)

Yeni piyasaya sürülmüş olan CAD/CAM rezin nano-seramik bloklar, pişirme işlemi gerektirmediğinden polimerizasyon büzülmesi gibi bir dezavantaja sahip değildir. Bu teknolojinin önemli avantajlarından biri laboratuvar çalışması gerektirmemesi ve tüm aşamaların klinik şartlarda gerçekleştirilebilmesidir. Bu durumun bize hasta başında iş bitimini getirmekle birlikte, kısa ve rahat bir prosedür sağlayacağı ve kullanılan rezin nano-seramik blokların yüksek elastikiyetinin restorasyon başarısını arttıracığı düşüncesinden yola çıkarak çalışmamızda bu rezin nano-seramik blokların kullanımına yer verilmiştir. Bu doğrultuda, restorasyonunda sıkıntılar yaşanan posterior bölgedeki dişlerin büyük defektlerinin tedavisi için bu restorasyon materyalinin kullanımının başarısı bu çalışma ile genişletilebilirse, bu tip restorasyonlar rutin kullanıma daha çok girecek ve daha çok sayıda hastaya daha iyi kalitede hizmet sunulabileceği düşünülmüştür.

2.6 Adezyon

Adezyon, farklı türdeki yüzeylerin molekülleri arasındaki çekim kuvvetine bağlı birleşmedir. Adezyonu sağlayan maddeye “adeziv”, uygulandığı yüzeye ise “adherent” denir. Adherent ile adezivin bağlanma yüzeyi “ara yüzey” olarak ifade edilmektedir (42, 136). Diş hekimliğinde adeziv bağlanmayı gerçekleştirebilmek amacı ile çeşitli tipte adeziv sistemler üretilip piyasaya sürülmüş ve geçmişten günümüze sürekli geliştirilmiştir. Mekanik, kimyasal ve fiziksel adezyon olmak üzere üç farklı adezyon tipi bulunmakla birlikte diş hekimliğinde genellikle kullanılan kimyasal ve mekanik adezyondur.

Adezyonun kuvvetli olabilmesi için adeziv ve adherent (mine ve/veya dentin) yakın temas halinde olmalıdır. Adherentin yüzey gerilim değeri, ıslanabilirliği ve adezivin adherentle arasında oluşturduğu değme açısı, adezyonda rol oynayan üç önemli kavramdır. İdeal bir adezyon için, değme açısının sıfır veya sıfıra yakın olması istenmektedir. Adezivin yüzey gerilimi düştükçe, değme açısı da azalacak ve adezyon kuvvetlenecektir (42).

Yüzey hazırlığı sırasında oluşan diş yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, eksternal streslerin gelişimi ve adezivin fiziksel ve kimyasal özellikleri adezyonu etkileyen önemli faktörlerdir. Ayrıca ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri, pH, beslenme ve çiğneme alışkanlıkları gibi diğer faktörlerin de diş-restorasyon arasındaki bağlantıyı etkilediği düşünülmektedir (137).

2.6.1 Direkt ve İndirekt Restorasyonlarda Adezyon Farkı

Direkt restorasyonların adezyonu mine ve dentin dokularının yapısal farklılıklarına bağlı olarak prosedür farklılıkları gösterir. Bunun yanı sıra indirekt restorasyonların adezyonunda yalnızca mine ve dentine uygulanacak prosedürlerin değil, restorasyonun kendisine uygulanacak prosedürün de önemi vardır. İndirekt restorasyonlarda bir kaide materyali kullanılması durumundaysa bir diğer adherent de o olacaktır. Bu farklı adherentler adeziv prosedürü hemen takiben uygulanan bir yapıştırma simanıyla biraraya

getirilir. Kullanılacak olan yapıştırma simanı restorasyon ve diş yüzeylerinin birbirleriyle tam anlamıyla örtüşebilir olmasını sağlamaktadır.

Direkt Restorasyonların Adeziv Bağlantısı

Mine dokusu %95-98'i inorganik , %1-2'si organik, %1-4'ü de sudan meydana gelen ve histolojik olarak mine prizması, prizma kını ve interprizmatik matriksten oluşan kristalize bir yapıdır (42, 55). İnsan vücudundaki en sert doku olan mine asitle temas ettiğinde çözünmeye başlar. Mine dokusunda adezyon mineralize kısma asit uygulamasıyla başlar ve yüzey bu sayede pürüzlendirilir (138). Bu işlem mine yüzündeki serbest enerjinin, ıslanabilirliğin ve bağlanma alanının artışına yol açar (139). Asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyinde meydana gelen değişim, kullanılan asidin çeşidine, konsantrasyonuna, formuna, uygulama süresine, yıkama süresine, minede preparasyon yapılıp yapılmamasına, minenin kimyasal yapısı ve içeriğindeki flor konsantrasyonuna bağlıdır (42). Mineye adezyon dentine adezyondan daha kolaydır, çünkü minenin yüzey gerilimi dentinden daha yüksektir. Aynı zamanda yüzey geriliminin artışıyla rezinin mineye olan değme açısında azalma meydana gelir ki bu da bağlantıyı olumlu yönde etkileyen bir faktördür (138). Araştırmacılar, Buonocore'dan sonra farklı konsantrasyonlardaki fosforik asitleri minenin asitlenmesinde kullanmış ve ancak en ideal bağlanmanın %35-40 arasındaki konsantrasyonda gerçekleştiğini bildirmiştir (140).

Dentin dokusuna adezyon ise mineye bağlanmaya göre daha zor bir işlemdir. Çünkü dentin organik içeriği mineye kıyasla daha yüksek olan bir dokudur. Ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 su içeren dentin, ayrıca tübüler bir yapıya da sahiptir. Pulpayı mine-dentin sınırına bağlayan tübüller ve tübüllerin içerisini dolduran dentin sıvısı bu dokuya bağlantıyı zorlaştıran faktörlerdir. Buna ek olarak diş preparasyonu sırasında meydana gelen smear tabakası da ilave bir adezyon zorluğu olarak karşımıza çıkmaktadır (141).

Güçlü bir bağlanma sağlanması için smear tabakası ya uzaklaştırılmalı ya da modifikasyonlarla yüzey bağlanması için uygun hale getirilmelidir.

Yüzeğe uygulanan ajanlar ile dentin yüzeyinde demineralizasyon meydana gelir; peritubuler dentin yok olur ve kollajen liflerin etrafındaki hidroksiapatit kristalleri ortadan kalkarak kollajen yapı tamamen ortaya çıkar (138). Bu sayede oluşan yüzey, mikroretantif bir yüzeydir ve monomer bu yüzeye mekanik olarak tutunabilir. Monomerin kollajen fibriller arasındaki üç boyutlu mikroretantif ağına içine penetre olmasıyla hibrit tabaka oluşur (142). Dentine bağlanma konusunda oluşturulan bu hibrit tabaka dentine adezyonun başarısında en önemli kriterlerden biridir. Uygun standartlarda oluşturulmuş hibrit tabaka varlığında bir yandan yüksek düzeyde bağlanmayla diğer yandan da şok emici etkisi nedeniyle polimerizasyon stresleri hafifletilebilir. Self-etch sistemlerde daha ince bir hibrit tabaka oluşmasına rağmen bağ dayanımında herhangi bir düşüşe rastlanmadığı izlenmiştir (143).

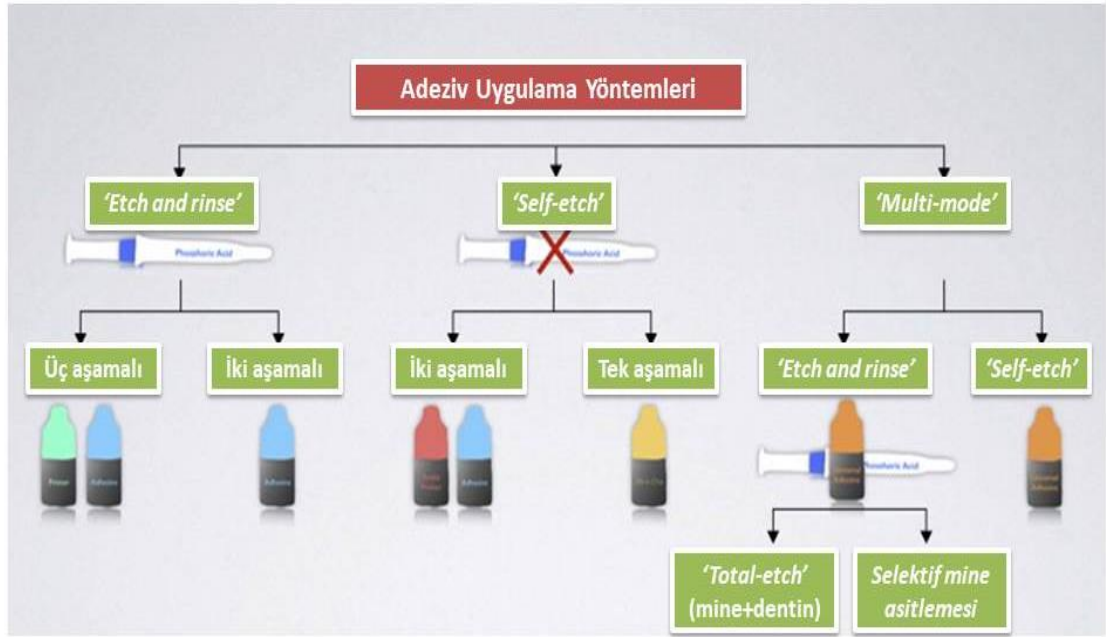
Dentin adeziv sistemlerinin hekim tarafından kolay ve hızlı bir biçimde uygulanması amacıyla birçok çalışma yapılmış ve değişik sınıflandırmalar ortaya atılmıştır (42). Direkt restorasyonların dişe adezyonunu sağlayan bu dentin bağlayıcı sistemler;

1. Asitle ve yıka dentin bağlayıcılar “*Etch&rinse*”,
2. Kendinden asitli dentin bağlayıcılar “*Self-etch*”,
3. Cam iyonomer esaslı bağlayıcılar

olarak daha önce 3 ana grupta sınıflandırılmaktadır (144-146).

“*Etch&rinse*” ve “*self-etch*” dentin bağlayıcılar arasında en önemli fark “*etch&rinse*” sistemlerde uygulama esnasında ayrı bir asitleme ve yıkama basamağının olmasıdır. Bunun dışında tüm adeziv sistemler farklı materyal kimyaları ile çok büyük ve geniş yelpazede çeşitlilik gösterir.

Adeziv sistem sınıflaması her geçen gün hızla ilerleyen teknoloji ve yeni jenerasyon adeziv materyaller ile adezyonu daha da iyi düzeye taşıyabilmek adına geliştirilerek devam etmektedir. Son dönemlerde özellikle “*etch&rinse*” ve “*self-etch*” sistemlere “*multi-mode*” sistem olan universal adezivler de eklenmiştir. Universal kullanımı olan bu adezivlerin de sınıflandırılmaya dahil olmasıyla birlikte **adeziv uygulama yöntemlerine ilişkin güncel sınıflama** Şekil 11’de izlenmektedir (145).



Sezinando A. 2014

Şekil 11: Adeziv uygulama yöntemlerine ilişkin güncel sınıflama ⁽¹⁴⁵⁾

İndirekt Restorasyonların Adeziv Bağlantısı

İndirekt restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi adeziv bir prosedürü takiben kullanılan yapıştırıcı simanlar ve simantasyon tekniğidir. Hem ışık geçirgenliği olan, hem de dayanıklı estetik restoratif materyallerin gelişmesiyle birlikte bu restorasyonların kavitelere simantasyonu önem kazanmaktadır. Bununla birlikte porselen laminate veneerler, tam seramik kuronlar, tam seramik ve kompozit inley, onley gibi ışık geçirgenliği olan estetik restorasyonlar genellikle belli bir preparasyon derinliğine ve sınırlı retansiyona sahiptir. Restoratif materyallerin kavitelere tutunabilmesi, marjinal yalıtım sağlaması ve restorasyonların uzun ömürlülüğü de yapıştırıcı ajanın etkinliğine ve kullanılan simanın tipine bağlıdır (147). Estetik restorasyonların yapıştırılmasında ilk olarak çeşitli başarısızlıklara yol açan geleneksel simanlar kullanılırken, günümüzde adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır (148).

Yapıştırma simanları pasif ve aktif yapıştırıcı simanlar olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (149). Pasif yapıştırıcı simanlar siman-restorasyon, siman-diş arayüzünde kimyasal bir adezyon oluşturmayıp, aralık meydana

getirirlerken (149); aktif yapıştırıcı simanlar hem dişe hem de restorasyona bağlanarak, sinerjik bir etkiyle marjineri örtüleyerek restorasyonla diş arayüzünü örtüler. Rezin bazlı yapıştırma ajanları mine/dentin bağlayıcı ajanlarının kullanımı ile hem diş yapısını, hem de indirekt restorasyonu birbirine bağladıkları için 'aktif' yapıştırma ajanları olarak tanımlanmaktadır (150, 151).

Sadece Minenin Asit ile Pürüzlendirilmesi - Seçici Mine Asitlemesi

Minede bağlanma temelde asit uygulaması sonucunda oluşmuş porlar içerisine rezinin mikro-mekanik olarak tutunması ile sağlanmakta olup, bu retansiyon amaçlı pürüzlenme ise fosforik asit ile en iyi şekilde sağlanabilmektedir (152). Pürüzlenmenin derinliği ve bununla birlikte pürüzlü yüzeyin genişliği de minedeki bu bağlanmayı önemli ölçüde etkilemektedir (153). Mine bağlantısında devamlılığı arttırmak amacıyla, adeziv uygulaması öncesinde fosforik asit ile sadece minenin pürüzlendirilmesinin uygulanması son zamanlarda önemle vurgulanmaktadır (154-158). Sadece minenin asit ile pürüzlendirilmesinin özellikle çürüksüz servikal lezyonların marjinal bütünlüğü üzerinde olumlu etkileri olduğu görülmüştür (159, 160). Bununla birlikte genişletilmiş dentini de içine alan Sınıf 2 kavitelerde 2 basamaklı "self-etch" adeziv sistem kullanılacağına, öncelikle mineye bağlanma performansının artırılması amacıyla sadece minenin seçici olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir. Bu uygulamanın minede bağlanma direncini artırdığı bildirilmiştir (155). Geniş kavitelerde dentine asit uygulaması dentin kanallarını açığa çıkararak, post-operatif hassasiyetin artmasına sebep olacağından sadece mine kenarlarının seçici olarak asitlenmesi ardından dentine 2 basamaklı "self-etch" adeziv uygulaması daha iyi sonuçlar vermektedir. Ayrıca adezyonun önemli olduğu indirekt restorasyonlarda da restorasyonun ömrü direkt olarak rezin simanın bağlanma kalitesi ile ilgilidir. Özellikle servikal mineye bağlanma minenin diğer kısımlarına göre daha az bağlanma dayanımı göstermektedir (161).

2.6.2 Rezin Esaslı Kompozit Yapıştırma Simanları

Günümüzde estetik indirekt restorasyonlar, geleneksel asit bazlı simanlar aracılığıyla değil, rezin simanlar ile kullanılmaktadır. Rezin bazlı yapıştırma simanları, rezin bazlı kompozitlerin az doldurucu içeren veya doldurucu içermeyen düşük vizkoziteli varyasyonlarıdır. Bu simanlar, restorasyonların yerlerinde kalmalarını sağlayarak, mikrosızıntıyı önlemek veya azaltmak, pulpa sağlığını korumak ve diş-restorasyon arası boşluğu kapatarak diş-restorasyon bütünlüğünü kuvvetlendirmektedir.

Rezin bazlı kompozit simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre;

- ışık ile sertleşenler (*light-cure*),
- kimyasal sertleşenler (*auto-cure*) ve
- hem kimyasal hem ışıkla sertleşenler (*dual-cure*) şeklinde sınıflandırılmaktadır (162).

Günümüzde posterior bölgedeki indirekt restorasyonların yapıştırılmasında “dual-cure” olanlar tercih edilmektedir. Bu simanlar kimyasal yolla ve ışıkla aktive olan iki komponentli sistemlerdir. Ayrıca bir dual-cure siman olmakla birlikte günümüz teknolojisinde artık kendinden bağlanan rezin yapıştırıcı siman olan “*self-adhesive*” rezin simanlar sıklıkla kullanılmaktadır. İndirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan bu self-adhesive rezin simanlar herhangi bir ön aşama gerektirmeksizin bağlanabilmektedir. Fakat, adezyonu güçlendirmek için self-adhesive rezin simanların uygulanmasından önce fosforik asit ile sadece minenin pürüzlendirilmesi önerilmektedir (154, 159, 163-167).

Dual-cure simanlar, ışıkla sertleşen simanların yeterli ışık ulaşımının engellendiği durumlarda karşılaşılan polimerizasyon sıkıntılarının önüne geçmek amacıyla kullanılmaktadır (168). Polimerizasyon süreçleri tam olarak 24 saati bulmaktadır (150, 169). Restorasyon kalınlığının arttığı durumlarda; tam seramik kron, köprü, inley ve onleylerde; kompozit restorasyonların ve porselen veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılması endikedir. Bununla birlikte restorasyon kalınlığının 2.5 mm'yi aştığı durumlarda ise, ideal bir ışık iletimi gerçekleşemeyeceği ve dolayısıyla

tam bir polimerizasyon sağlanamayacağı için kullanımının riskli olacağı düşünülmektedir (168).

2.7 Klinik Değerlendirme Kriterleri

Bir restorasyonun başarısı ya da başarısızlığı üzerine objektif bir değerlendirme yapabilmek için ilgili restorasyonun çeşitli inceleme kriterlerindeki durumunu gösteren ve skorlayan bir sisteme ihtiyaç vardır ve bu sistemde restorasyonların mükemmelliği ya da kullanılabilirliğine ilişkin başarı skorları bulunduğu kadar, restorasyonun tamiri ya da tümüyle değiştirilmesini gerektiren skorlar da yer almalıdır (170, 171).

Geçmişten günümüze restoratif diş hekimliğinde gerek kontrollü klinik çalışmalarda gerek de retrospektif klinik çalışmalarda kullanılan ve klinik başarıyı tayin üzere dizayn edilmiş olan değerlendirme kriterleri kullanılmıştır. Bunlardan en çok bilinen ve en yaygın olarak kullanılan Cvar ve Ryge'nin 1971'de geliştirdiği USPHS (United States Public Health Service) kriterleri olarak da isimlendirilen Ryge kriterleridir (172). Daha sonra çeşitli araştırmacılar tarafından bu kriterlerde birtakım modifikasyonlar yapılarak modifiye USPHS kriterleri kullanılmıştır.

2.7.1 Modifiye USPHS Kriterleri

USPHS kriterleri “retansiyon, renk uyumu, kenar bütünlüğü, kenar renklenmesi, yüzey pürüzlülüğü, yüzey lekelenmesi, post-operatif hassasiyet, yumuşak doku sağlığı, anatomik form, sekonder çürük” gibi başlıklar altında toplanmıştır. Her bir kriter için klinik olarak kabul edilebilirliğin en yüksek seviyesi “Alpha” olarak değerlendirilmekte; bunu gittikçe azalan şekilde “Bravo, Charlie, ve Delta” skorları izlemektedir (171). Bu kriterlerde “Alpha ve Bravo” klinik kabul edilebilir başarıyı ifade ederken; genellikle “Charlie ve Delta” da başarısızlık için kullanılmıştır.

2.7.2 FDI Kriterleri

Yakın zamanlarda USPHS kriterlerinden bağımsız olarak literatürdeki yerini alan ve 2007 yılında geliştirilmiş olan FDI World Dental Federation-Clinical Criteria (FDI kriterleri) restorasyonların başarı ya da başarısızlığını değerlendirmek üzere önerilmiştir (173). Bu kriterlerde restorasyonlar estetik (4 kriter), fonksiyonel (6 kriter) ve biyolojik (6 kriter) açıdan olmak üzere üç genel başlık ve toplamda 16 alt başlık altında değerlendirilmektedir. Bununla birlikte bu kriterlerin kullanıldığı klinik araştırma sayısı şu anda son derece sınırlıdır (174-178).

Her bir kriter 5 farklı skora sahiptir, bunlardan 3'ü kabul edilebilir olup 2'si kabul edilemez şeklinde değerlendirilmektedir. Bu skorlamalar:

- Skor 1. Klinik olarak mükemmel
- Skor 2. Klinik olarak iyi
- Skor 3. Klinik olarak tatmin edici
- Skor 4. Klinik olarak yetersiz (tamir gerekli)
- Skor 5. Klinik olarak başarısız (restorasyon değişimi gerekli)

diye sıralanmaktadır.

Restorasyonun nihai değerlendirmesini her bir parametredeki (estetik, fonksiyonel, biyolojik) en kötü skor ortaya koyar. Şöyle ki, restorasyona ait genel skorlama estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelere ait en kötü skor esas alınarak yapılmaktadır. Restorasyonun genel skoru kabul edilemez ise başarısızlık nedeni kaydedilmeli ve restorasyonun tamiri ya da yenilenmesine karar verilmelidir. Restorasyonun yenilenmesi kesin başarısızlık, tamiri ise göreceli başarısızlık olarak kaydedilir (179).

Yapılan çalışmalarda 16 kriterin hepsini değerlendirmeye almak gibi bir gereklilik bulunmamaktadır. Klinik çalışmaya başlamadan önce birincil ve ikincil hedefler belirlenerek dizayn edilen çalışmanın amacına göre hangi kriterlerin değerlendirmeye alınacağına araştırmacı doğru bir şekilde karar vermelidir. Örneğin yeni çıkan bir estetik rezin kompozit materyalin değerlendirileceği bir çalışma yapılıyorsa, araştırmacı tarafından çalışma

sadece estetik parametreye vurgu yapmak üzere yalnızca bu kategoride bile değerlendirilebilir (173, 179).

Literatürde özellikle son zamanlarda kullanılan FDI kriterleriyle yapılan çalışma sayısı oldukça azdır ve var olan çalışmalar da posterior bölgenin asıl sorununu oluşturan geniş madde kayıplı dişlerin restorasyonlarını kapsamamaktadır. Kaldı ki geniş madde kayıplı dişlerin restorasyonu konusunda genelde literatürde çok az çalışmaya rastlanmaktadır. Mevcut çalışmalar da genellikle posterior bölgenin Sınıf I ve II restorasyonlarıyla sınırlıdır. Fakat asıl sorun posterior bölgede bazen bir ya da daha fazla tüberkül kaybına da yol açan büyük ve geniş çaplı lezyonlarının tedavisinde ortaya çıkmaktadır. Özellikle vital dişlerde klinikte rutin kullandığımız sistemlerle, daha fazla zaman ve efor harcanarak yapılan indirekt rezin kompozit ve CAD/CAM uygulamaları arasında bir fark olup olmadığı merak konusudur.

Yukarıda sıralanan bilgiler ışığında bu tezin konusu ister CAD/CAM teknolojisi ile tasarlanıp üretilmiş olsun, ister laboratuvarında hazırlanmış olsun, indirekt rezin kompozit restorasyonların olası en önemli avantajlarından birinin anatomik formun kontrollü şartlar altında oluşturulması sebebiyle bağlı olarak aproksimal kontak noktalarının daha iyi ve uygun olacağı düşüncesinden kaynaklanmıştır. Ayrıca bu durumun ileride oluşabilecek periodontal hasarlanmaları da azaltılabileceği düşünülmüştür.

Bu amaçla rezin kompozitin farklı tekniklerle uygulanmasının incelemeye alınma sebebi; vital posterior bölge dişlerinde restorasyon materyali olarak genellikle kullanılan porselenin kırılabilirliği, rijitliği ve maliyetidir. İndirekt rezin restorasyonların polimerizasyonunu sağlamak için çalışmada kullandığımız kompozit fırını, bu reaksiyonu ışık, ısı, basınç ve suyun kombine kullanımı ile gerçekleştirmiştir. Kullanılan diğer sistemlere göre birden fazla polimerizasyon biçimini içeren bu sistemin kullanımının maksimum avantaj sağlayacağı düşünülmüştür.

İndirekt rezin kompozit ve CAD/CAM uygulamasının, konvansiyonel yöntemlere iyi bir alternatif olacağı düşünülmektedir. Bu nedenlerle biz de çalışmamızda en azından bir tüberkülün hasarlanmış olduğu geniş madde

kayıplı ve vital posterior bölge dişlerinin farklı teknik ve materyallerle yapılan direkt, indirekt ve CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlarını FDI kriterlerine göre değerlendirdik. Bu tez çalışmasında restorasyonların 30 ay süreyle klinik takibi ve başarısının saptanması amaçlandı. Bu arada indirekt rezin kompozit ve CAD/CAM restorasyonların başarısının uzun dönemli gözlenmesini takiben klinikte rutin kullanımının hedeflenmesi ve bu tekniklerle üretilen restorasyonların konvansiyonel direkt rezin kompozitlerle karşılaştırılması da çalışmanın bir diğer amacıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 12-3/3 sayılı karar onayı ve 13-12/34 karar numarası ile Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Olgu Seçimi

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğine restorasyon talebiyle başvuran hastalardan 300 tanesi taranarak 82 tanesi bu çalışmaya dahil edildi. 18-55 yaş arasında olan hastalara uygulanacak işlem ve prosedürler hakkında ayrıntılı bilgi verildi. Ardından gönüllülük esasına göre çalışmaya katılmayı kabul eden hastaların sözlü ve yazılı onamları alındı.

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Hastaların çalışmaya dahil olmayı ve 30 ay boyunca 6 ay ara ile 5 kez kontrole gelmeyi kabul etmiş olması,
- Hastanın çalışmanın seyrini bozacak herhangi bir sağlık probleminin olmaması,
- Hastanın zihinsel ve psikolojik açıdan sağlıklı olması,
- Hastanın diyaloga açık olması,
- Azı dişlerinde en az 1 adet bir veya birden fazla tüberkül hasarını da içine alan geniş ve çok yüzlü kaviteye veya hijyenik olmayan restorasyona sahip olmak,
- Çalışmaya dahil edilecek dişlerin vital olması

Çalışmada dışlanma kriterleri ise:

- Kanal tedavili dişler,
- Küçük ve orta büyüklükteki kaviteler,
- Pulpa perforasyonu,
- Agresif periodontitis ve agresif çürük tablosu olan hastalar,
- Bruksizmi olan hastalar ve okluzal aşınmaları olan dişler,
- Tümoral bir rahatsızlığı olan, radyoterapi ve kemoterapi alan hastalar,
- Hamile ve emzirme döneminde olan hastalar

Çalışmaya dahil edilecek hastalara ağız hijyeni eğitimi verilerek motivasyonları yapıldı. Ayrıca gerekli görüldüğü durumlarda bazı hastalara diş taşı temizliği ve kök yüzeyi düzleştirmesi gibi periodontal tedaviler fakültemiz Periodontoloji Anabilim Dalı'nda uygulandı. Tedavi öncesinde hastaların restore edilecek olan dişlerinden dijital fotoğraflar alınarak kaydedildi. Hasta, ilgili diş ve restorasyon bilgileri çalışma için özel olarak tasarlanmış restorasyon ve periodontal kayıt formları kullanılarak arşivlendi.

82 hastada farklı restorasyon tiplerinden maksimum 2'şer adet olacak şekilde 48 direkt, 46 indirekt ve 45 CAD/CAM olmak üzere, 139 adet kompozit rezin restorasyon yapıldı.

Çalışmada kullanılan farklı restorasyon tiplerinin küçük ve büyük azı dişlerine ait dağılımları Tablo 3'te izlenmektedir.

	<i>Direkt rezin restorasyonlar</i>	<i>İndirekt rezin restorasyonlar</i>	<i>CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlar</i>
<i>Küçük azı</i>	12	4	7
<i>Büyük azı</i>	36	42	38

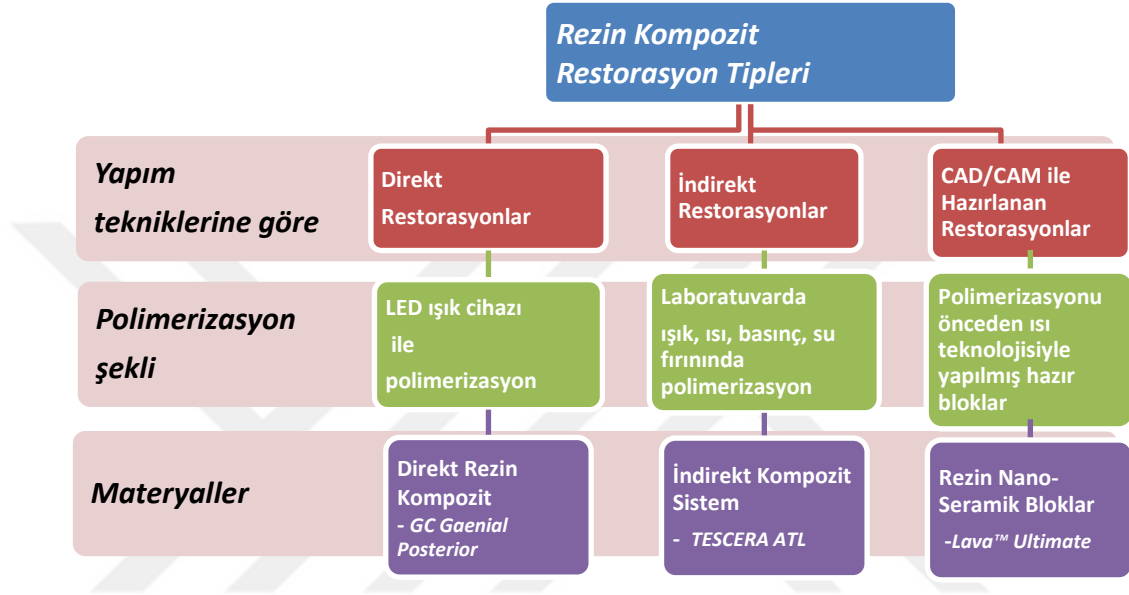
Tablo 3: Yerleştirilen restorasyonların küçük ve büyük azı dişlerine ait dağılımları

Yapılan tüm restorasyonlara ait restorasyona başlama sebepleri premolar/molar dağılımları ile birlikte Tablo 4'te izlenmektedir.

Restorasyon Sebepleri									
Primer Lezyon (n=23)		Sekonder Çürük				Materyal / Diş Kırığı			
		Amalgam (n=35)		Kompozit (n=38)		Amalgam (n=28)		Kompozit (n=15)	
<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>	<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>	<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>	<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>	<i>Premolar</i>	<i>Molar</i>
3	20	5	30	6	32	5	23	4	11

Tablo 4: Restorasyona başlama sebepleri ve premolar/molar dağılımları

Bu çalışma bir ya da birden fazla tüberkül hasarını da kapsayan geniş lezyonlu dişleri farklı polimerizasyon teknikleri ile sertleştirilen rezin kompozitlerle restore etmek üzere kurgulanmış olup çalışma dizaynı Şekil 12'de sunulmuştur.



Şekil 12: Çalışma Dizaynı

Çalışmada kullanılan materyallerin polimerizasyon prosedürleri ve polimerizasyonda kullanılan cihaz ve üniteler ise Tablo 5'te sunulmuştur.

Materyal ticari adı / Materyal türü	Polimerizasyon için kullanılan cihaz/ünite	Polimerizasyon prosedürü
G-aenial Posterior / Direkt rezin kompozit	LED ışık cihazı ile (Elipar™ S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya)	1200 mW/cm ² LED ışık ünitesi ile 20 sn polimerize edildi.
TESCERA ATL System / İndirekt Resin Kompozit Sistemi	Laboratuvarında ışık, ısı, basınç, su fırınında (Tescera ATL, Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD)	<ul style="list-style-type: none"> Restorasyonlar içinde ışık yansıtma boncukları bulunan basınç ve ışık kabına yerleştirilip, 2 dakika süreyle fırın içinde ön polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Ardından 2. aşama için ısı kabına alınan örnekler yaklaşık 10-13 dakika süreyle distile su içerisinde, 85-100 psi basınç, 300 watts halojen lamba ile ışık ve 130 ± 5 °C ısı uygulaması yapıldı. Bu aşamada sistemin gereği olarak oksijen inhibisyon tabakasının önlenmesi için distile suyun içerisine «Tescera ATL Oxygen Scavenger Capsule» yerleştirilerek yapıldı
Lava™ Ultimate Resin Nano-Seramik (CAD/CAM)	Özel ısı uygulama teknolojisi ile üretici firma tarafından	Üretici tarafından polimerize edilerek kullanıma hazır olarak gönderilen bloklara tarafımızdan herhangi bir polimerizasyon işlemi uygulanmamıştır.

Tablo 5: Materyallerin polimerizasyon prosedürleri, kullanılan cihaz ve üniteler

3.2. Restoratif Materyaller

Bu çalışmada kullanılan direkt, indirekt ve CAD/CAM restorasyon materyallerinin özellikleri ve içerikleri Tablo 6'da belirtilmiştir.

Materyal Türü	Materyal Tipi	Ticari Adı	Resin Matrix	Doldurucu Tipi	Doldurucu Büyüklüğü	Doldurucu Hacmi	Üretici Firmalar
Direkt rezin kompozit	Mikro-hibrit kompozit	G-aenial Posterior	UDMA Dimethacrylate co-monomer	Strontium-lanthanoid fluoride, silika içeren pre-polymerized fillers, Fluoroaluminosilicate glass, Fumed silica	16–17 µm, 850 nm, 16 nm	%62 %76	GC Dental Products Corp., Aichi, Japonya
İndirekt rezin kompozit	Mikro-hibrit kompozit	Tescera Body	EBis-GMA UDMA	Glass filler, Amorphous silica	3,5 nm	%83	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD
CAD/CAM kompozit blok	Resin nano-seramik	Lava Ultimate	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA UDMA	Silica particles; Zirconia particles; Nanoparticle clusters	20 nm 4–11 nm 0.6–10 µm	%80	3M Espe, St.Paul, MN, ABD

Tablo 6: Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri

3.3 Çalışmada Kullanılacak Yardımcı Materyallerin Seçimi için Ön Çalışma

Çalışmaya başlamadan önce 25 hastada 30 adet indirekt restorasyonun uygulandığı bir klinik ön deneme yapıldı. Bu ön deneme olgularında olası kullanımı söz konusu olan direkt rezin restorasyon materyalleri, yapıştırma simanları, kaide materyalleri ve pulpa örtüleyicileri arasından bir seçim yapılması amaçlandı. Ayrıca kullanılacak seçici mine asitlemesi dahil çeşitli adeziv sistemlerle mine ve dentin yüzeyini hazırlama prosedürü tespit edildi.

Klinik denemelerin dışında, dentindeki ve minedeki bağlantı niteliklerinin birbirlerinden farklı olacağı düşüncesinden hareketle, çeşitli yapıştırıcı simanların bağ dayanımlarını görmek üzere bir *in-vitro* ön çalışma daha gerçekleştirildi (180). Bu denemede indirekt rezin kompozitin farklı bağlanma mekanizmalarına sahip yapıştırıcı simanlar ile mine ve dentine olan bağlanmaları mikromakaslama bağ dayanımı testi ile incelendi. Bu *in-vitro* ön denemede ana çalışmada kullanılması planlanan indirekt rezin kompozit sistemi restorasyon materyali olarak alınıp, yapıştırıcı simanın tespitine çalışıldı. Bu amaçla herhangi bir yüzey hazırlama işlemi gerektirmeksizin de kullanılabilen “*self-adhesive*” bir rezin siman (RelyX U200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile birlikte iki adet daha konvansiyonel “*dual-cure*” rezin simanın (Duolink, Bisco, Schaumburg, IL, ABD; Clearfil Esthetic Cement, Kuraray, Japonya) bağ dayanımı, konvansiyonel cam iyonomer simanın (Meron, VOCO, Cuxhaven, Almanya) kontrolü oluşturduğu bir düzenekte kullanıldı. Asitle & yıka “*etch & rinse*” ve kendinden asitli “*self-etch*” adeziv sistemler ise “*dual-cure*” rezin simanın mine ve dentine bağlanmasında kullanıldı.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, “*self-adhesive*” yapıştırma simanının diğerlerine kıyasla, indirekt rezin kompozitin mineye ve dentine bağlanmasında daha üstün bir performans sergilediği gözlenmiştir ($p<0,05$). Bunun yanısıra söz konusu ön çalışmada “*etch & rinse*” adezivin “*self-etch*” e göre minede daha iyi performans gösterdiği saptanmıştır. Öte yandan, “*dual-cure*” yapıştırma sistemi söz konusu olduğunda dentinde “*self-etch*” adeziv “*etch & rinse*” den daha iyi performans sergilemiştir ($p<0,05$). Bu *in-vitro* ve

in-vivo ön denemelerden gelen bilgiler ışığında çalışmamızda indirekt rezin kompozitlerin kavitelere yerleştirilmesinde “*self-adhesive*” bir rezin simanın sadece minenin asit ile pürüzlendirilmesiyle kullanılmasına karar verilmiştir. Bu kararda aynı zamanda klinik ön deneme hastalarında kullanılan diğer yapıştırma simanlarına (Variolink, Estetic Cement ve Duolink) kıyasla, “*self-adhesive*” yapıştırma simanı RelyX U-200’ün klinikte kullanım kolaylığı göstermesi de etkili olmuştur.

Ön çalışma hastalarına ait prosedürlerin değerlendirilmesi ve materyallerin seçimi sırasında hekimin uygulama kolaylığı ve hekim görüşü göz önünde tutulduğu kadar, hastalardan alınan geri bildirimlere ve hasta görüşlerine de oldukça önem verilmiştir. Hastalar seanslar ve seans aralarında yaşadıkları hassasiyet ve ağrı deneyimi, konfor ya da konforsuzluk bakımından özellikle sorgulanmıştır.

İndirekt rezin restorasyonların uygulanması sırasında en sıkıntılı ve özen gerektiren aşamalardan biri de ara laboratuvar aşamalarıdır. Bu nedenle ön çalışma olgularında model elde edilirken kullanılacak alçının tipi ve modelin ne şekilde hazırlanacağı da denenmiştir. Bu değerlendirmenin sonrasında Tip IV sert alçı ile modellerin hazırlanmasına karar verilmiştir. Bununla birlikte, yapılacak restorasyonun aproksimallerinin mümkün olan en iyi şekilde hazırlanabilmesi için modelin gerekli durumlarda güdüklü hazırlanmasına karar verilmiştir. Ayrıca ilgili dişin kontaklarıyla uyumunu yakalamak, restorasyonun açma-kapama hareketlerindeki yüksekliğini laboratuvar modelasyonu sırasında alabilmek için alt-üst çene modellerinin oklüzöre alınarak modelasyonun yapılmasına karar verilmiştir.

Tüm bu ön deneme değerlendirilmeleri sonrasında restorasyon materyalleri dışında kullanılmasına karar verilen materyaller Tablo 7’de sunulduğu gibidir. Ayrıca çalışmada kullanılan diğer malzeme ve ekipmanlar da Tablo 8’de izlenmektedir.

Materyal Ticari Adı	Kullanıldığı Restorasyon Tipi	Materyal Türü	İçerik	Üretici Firma
Clearfil SE Bond	Direkt	Kendinden asitli « <i>self-etch</i> » iki aşama adeziv sistem	Primer: HEMA %10-30, MDP, kamforokinon, su, hidrofofik alifatik dimetakrilat Bond: Bis-GMA %25-45, HEMA %20-40, MDP, kolloidal silika, kamforokinon, başlatıcı, alifatik dimetakrilat	Kuraray, Japonya
ACE All-Bond SE	İndirekt	Kendinden asitli « <i>self-etch</i> » iki aşama tek uygulamalı adeziv sistem	I: Etanol, Sodyum Benzen Sülfat II: Hidroksietil Metakrilat, Bis(gliseryl 1,3 dimetakrilat) Fosfat, Bifenil dimetakrilat	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD
Select HV Etch with BAC	İndirekt / CAD/CAM	%35 yüksek vizkoziteli fosforik asit jeli	Fosforik asit, conc=85% Benzalkonyum Klorid (BAC)	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD
Z-Prime Plus	İndirekt	Tek komponentli primer ajanı	Bifenil dimetakrilat, MDP, Etanol	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD
RelyX U200	İndirekt / CAD/CAM	Kendinden bağlanan « <i>self-adhesive</i> » rezin esaslı yapıştırma simanı	Cam tozu (65997-17-3), 2-propenoik asit, 2-metil-3-(trimetoksisilil)propil ester (2530-85-0) ve feniltrimetoksi silan (2996-92-1) ile modifiye edilmiş yüzey, bulk materyal 2-Propenoik asit, 2-metil-, 1,1'-[1-(hidroksimetil)-1,2-etandiyil] ester, 2- hidroksi-1,3-propandiyol dimetakrilat ve fosfor oksit ile reaksiyon ürünleri Trietilen glikol dimetakrilat Silanamin, 1,1,1-trimetil-N-(trimetilsilil)-, silikali hidroliz ürünü Sodyum Persülfat / Nuc - oksit cam kimyasalları (non-flöröz) / Tert-bütül peroksi-3,5,5-trimetilhekzanoat	3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
Core-Flo DC	İndirekt / CAD/CAM	« <i>Dual-cure</i> » flor içeren akışkan kor materyali	Trietilen glikol dimetakrilat Bisfenol A glisidimetakrilat	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD
TheraCal LC	Direkt, İndirekt / CAD/CAM	İşıkla polimerize olan rezin-modifiye kalsiyum silikat pulpa koruyucu	Polietilen glikol dimetakrilat Baryum zirkonat tozu	BISCO Inc., Schaumburg Illinois, ABD

Tablo 7: Çalışma sırasında kullanılan kaide materyalleri, adeziv siman, adeziv sistemler

Materyal / Ekipman	Ticari Adı	Kullanım Amacı	Üretici Firma
Alüminyum oksit diskler	Sof-lex™ Extra Thin Contouring and Polishing Discs	Polisaj ve bitirme işlemleri	3M Espe, Almanya
Polisaj jastıkları	Hiluster ^{Plus} Polishing System	Polisaj ve bitirme işlemleri	KerrHawe, Bioggio, İsviçre
Kompozit arayüz zımparası	Sof-lex™ Finishing Strips	Polisaj ve bitirme işlemleri	3M Espe, Almanya
Halka matris	Metafix	Direkt rezin kompozit uygulamalarında dişler arasında kontakt oluşturmak amacıyla	KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre
İnterdental kama	Sycamore Interdental Wedges	Matrisi sabitlemek amacıyla	KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre
Yüksek vizkoziteli polietilen öçü maddesi ve tüm hazırlık aşamaları	Impregum™ Soft Polyether Impression Material kiti	İndirekt restorasyonlar için tek aşamalı çift fazlı teknikle öçü almak amacıyla	3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
Geçici restorasyon materyali	Pro-V Fill™ Provisional Restorative System	İndirekt restorasyonlarda geçici restorasyon amacıyla	Bisco, Schaumburg, IL, ABD
Universal rezin nanokompozit	Filtek™ Ultimate	Restorasyonların tamiri amacıyla	3M ESPE, St.Paul, MN, ABD

Tablo 8: Çalışma sırasında kullanılan diğer malzeme ve ekipmanlar

3.4 Direkt Rezin Kompozitler

3.4.1. Kaviteilerin Hazırlanması

Restorasyon yapılacak dişlere uygulanacak kompozit materyalin kendine özgü bir renk skalası bulunmadığından, renk seçiminde Vita renk skalasından yararlanıldı. Kompozit restorasyon yapılacak olan dişe hasta talebi doğrultusunda ağrı ve/veya hassasiyet olduğu durumlarda lokal anestezi uygulandı. Öncelikle su soğutmalı aeratör kullanılarak, elmas rond (Sunshine Diamonds, Langenhagen, Almanya) ile mine dokusu kaldırıldı. Ardından düşük devirli çelik rond frezler (NTI, Almanya) ile çürük dentin dokusu tamamen uzaklaştırıldı. Kaviteiler direkt rezin restorasyon için kavite hazırlama prensiplerine uygun olarak şekillendirildi. Operasyon alanı suyla yıkandıktan sonra pamuk tamponlarla ve tükürük emici ile izole edildi.

Bu grupta yer alan kaviteilerin hiçbirinde pulpa direkt olarak açılmış değildi. Bununla birlikte pulpaya çok yaklaşıldığı ve pulpanın üzerinde 1mm dentin kalınlığı kaldığı durumlarda, pulpa dokusunu restoratif materyal ve diş etkenlerden gelecek zararlara karşı korumak amacıyla rezin esaslı kalsiyum silikat (TheraCal™ LC, Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) pulpa örtüleyici olarak kullanıldı. Bu işlemi takiben kaviteilerin çevresine tek kullanımlık bir matris türü olan halka matris (Metafix, KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre) yerleştirildi. Matrisi sabitlemek için de interdental kamalardan (Sycamore Interdental Wedges, KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre) yararlanıldı (Şekil 13-14).



Şekil 13: Halka Matris



Şekil 14: Matris ve Kama Uygulaması

3.4.2. Restorasyonun Tamamlanması

Matris ve kama uygulamalarını takiben, direkt rezin kompozitin kaviteye yerleştirilmesi sırasında iki aşamalı kendinden asitli adeziv sistem Clearfil SE Bond (Şekil 15) üretici firmanın önerisi doğrultusunda kullanıldı. Öncelikle “primer” aplikatör aracılığıyla kavitenin her yerine uygulandı ve 20 sn beklendikten sonra hafif hava ile kurutuldu. Ardından “bond” da aplikatör ile uygulanarak hafif hava ile kavite duvarlarının iç yüzeyine uniform olarak dağılacak şekilde yayılarak, LED (Light Emitting Diodes) ışık kaynağı (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (Şekil 16) ile 10 sn süreyle polimerize edildi.



Şekil 15: Adeziv Sistem

Şekil 16: LED Işık Kaynağı

Ardından mikrohibrit kompozit Gaenial Posterior 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kavitelere yerleştirilip silikon uçlu özel el aletleri yardımı ile kondanse edildi. Her kompozit tabakasına LED ışık cihazı 20 sn süreyle uygulandı. Bu sırada ışık cihazının ucunun okluzal yüzeye dik olmasına dikkat edildi. Son tabaka kondanse edilirken dişin orijinal morfolojisine ve okluzyona uygun olarak gerekli düzeltmeler yapıldı. Restorasyonun tamamlanmasını takiben kullanılan kama ve matris bandı uzaklaştırıldı. Tüm restorasyon bir kez daha her bir yüzeyden polimerize edildi.

Şekil 17-18'de direkt rezin kompozit ile restorasyonu yapılan birinci sol alt molar dişe ait tedavi öncesi ve sonrası görüntüleri izlenmektedir.



Şekil 17: Uygulama öncesi 36 nolu dişte kırık amalgam dolgu – sekonder çürük



Şekil 18: 36 nolu dişin direkt rezin kompozitle restorasyonundan sonraki görüntü

Çalışma boyunca kullanılan ışık cihazının gücü radyometre ile her 10 hastada bir ölçülerek kontrol edildi.

3.4.3. Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Direkt rezin kompozit materyale ait fazlalıklar aeratörle ve sarı kuşak ince grenli alev uçlu ve labut şeklindeki kompozit bitirme frezleri (Sunshine Diamonds, Langenhagen, Almanya) yardımı ile alınıp anatomik forma uygun şekilde düzeltildi. Okluzal düzenlemelerden sonra okluzyon kontrolü için ısıрма kağıdı kullanıldı.

Restorasyonların iç yüzeyleri hariç diğer tüm yüzeylerinin bitirme ve cila işlemleri önce kalından inceye doğru alüminyum oksit diskler (Sof-lex™ Extra Thin Contouring and Polishing Discs, 3M Espe, Almanya) ve kompozit arayüz zımparası (Sof-lex™ Finishing Strips, 3M Espe, Almanya) yardımı ile gerçekleştirildi. İnce uçlu bir sond ile restorasyonun marjinleri incelenerek, restorasyon uyumu ve pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği kontrol edildi. En son olarak hem alüminyum oksit partikülleri hem de elmas partikülleri içeren polisaj lastikleri (Hiluster^{Plus} Polishing System, KerrHawe, Bioggio, İsviçre) ile tüm yüzeyler cilalandı. Bu cila işlemleri su soğutması altında gerçekleştirildi (Şekil 19-21).



Şekil 19: Sof-lex Diskler



Şekil 20: Polısaj Lastikleri



Şekil 21: Ara Yüz Zımparası

3.5 İndirekt Rezin Kompozitler

3.5.1 Kavıtelere Hazırlanması

Restorasyon yapılacak dişlere uygulanacak rezin kompozite ait bir renk skalası bulunmadığından, Vita renk skalasından yararlanılarak dişe uygun renk seçimi yapıldı. Kompozit restorasyon yapılacak olan dişe hasta talebi doğrultusunda ağrı ve/veya hassasiyet olduğu durumlarda lokal anestezi uygulandı. Aerator kullanılarak, elmas rond frezle desteksiz mine dokusu çürük dentine ulaşınca kadar kaldırıldı. Düşük devirli çelik rond frezler ile çürük kaviteden uzaklaştırıldı (Şekil 22-24).



Şekil 22: Sekonder çürük tanısı ile değiştirilmesine karar verilen 36 nolu dişteki kompozit restorasyon



Şekil 23: Resin kompozit uzaklaştırıldıktan sonra 36 nolu dişin durumu



Şekil 24: Çürüğün temizlenip kavitenin indirekt resin kompozit için hazırlanması

Kavitelerin nihai şekli indirekt kavite prensipleri doğrultusunda oluşturuldu. Buna göre kaviterde aksiyel eğim açısı 10°'den az veya paralele yakın olarak ayarlandı ve aksiyel, proksimal, lateral preparasyon duvarları 5-10 derece oklüzal yönde birbirlerinden uzaklaşır şekilde açlandırıldı (181). Kavite duvarları preparasyon sırasında yaklaşık 90°lik geçiş açısı ile paralel aksiyel duvarlar olacak şekilde hazırlandı. Kaviterde özellikle "undercut" alanlarının kalmamasına dikkat edildi. Bu amaçla kavite duvarları kavite tabanı ile yaklaşık 6-10 derecelik açı oluşturacak biçimde özel inley preparasyon seti (Diamond Instruments Onlay Preparation, Horico, Berlin, Almanya) kullanılarak şekillendirildi. Kavite iç açılarının yuvarlatılmasına dikkat edildi.

Bu gruptaki kaviteilerin de hiçbirinde pulpa direkt olarak açılmış değildi. Derin kaviteelerde pulpaya çok yaklaşıldığı ve pulpanın üzerinde yaklaşık 1mm ve daha az dentin kalınlığı kaldığı durumlarda, pulpayı korumak amacıyla rezin esaslı kalsiyum silikat (Theracal, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) yerleştirildi.

Hazırlanan kaviteelerde iç dizaynı oluşturmak için kaide materyali kullanılmadan önce, dentine olan bağlantı indirekt rezin kompozit sistemin önerdiği çift karıştırmalı tek aşamalı “self-etch” (All Bond SE, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) bir adeziv sistem ile sağlandı (Şekil 25). Dispanserden gelen birer damla “primer” ve “bond” pembe rengini alıncaya kadar karıştırıldı. Ardından kavitelere aplikatör ile uygulanarak hafif hava ile kavite duvarlarının iç yüzeyine uniform olarak dağılacak şekilde yayıldı ve LED ışık kaynağı ile 10 sn süreyle polimerize edildi. Kaybedilen dentin dokusunun yerine geçecek yapıyı oluşturmak ve kavite içi düzenleme yapmak amacıyla kavitelerin içine “dual-cure” akışkan rezin esaslı kaide materyali “core build-up” (Core-Flo DC, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) yerleştirildi (Şekil 26). Dentin adezivin kavitelere uygulanmasını takiben kaide materyalinin ucuna kavitelere yerleştirilmesini kolaylaştıran özel bir uç takılarak kavitelere uygulanması sağlandı. Ardından sond yardımıyla düzenlenme tamamlanarak 2 dk beklendi ve LED ışık kaynağı ile 20 sn süreyle polimerize edildi.



Şekil 25: Kaide maddesinin altında dentine uygulanan tek aşamalı adeziv (All Bond SE)



Şekil 26: İndirekt restorasyonların altında kullanılan “dual-cure” kaide (Core-flo DC)

Kaide yerleştirilmesinin ardından inley preparasyon seti kullanılarak kavitenin son şekillendirmesi yapıldı (şekil 27).



şekil 27: Kaide yerleştirilmiş ve şekillendirilmesi tamamlanmış kavite

3.5.2 Ölçü Alınması ve Alçı Model Elde Edilmesi

Kaviteler hazırlandıktan sonra deliksiz metal ölçü kaşığı, polieter esaslı ölçü kaşığı adeziviyle izole edildi. Ardından otomatik ölçü karıştırma cihazına (Pentamix™, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) karıştırma ucu (Penta, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) takılarak cihaz hazır hale getirildi. İnley/onley gibi hassas ölçü alınmasını gerektiren olgularda kullanılmak üzere geliştirilmiş olan tek aşamalı çift fazlı teknikle ölçü almakta kullanılan yüksek vizköziteli polieter ölçü maddesi (Impregum™ Penta™ H Duosoft, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) hazırlanan cihazda karıştırılıp, doğrudan ölçü kaşığına aktarıldı.

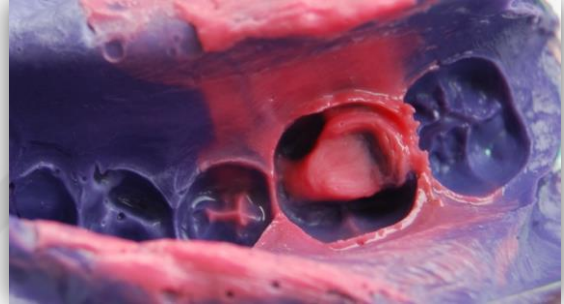
Aynı zamanda bir yandan da ağız içinde ölçü alınacak preparasyon yüzeyleri hafif kurutulup, daha hassas olan düşük vizközitedeki diğer polieter ölçü malzemesi (Impregum™ Grant™ L Duosoft, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) özel tabancası ve ağıziçi uygulama uçları aracılığıyla doğrudan preparasyon yüzeylerine sıkıldı.

Bu uygulamayı takiben, polieter ölçü malzemesiyle doldurulmuş kaşık ağıza yerleştirilip, donma işlemi tamamlanana kadar sabit tutuldu.

Kaviteden ölçü alındıktan sonra yoğun kıvamlı bir VPS (yüksek performanslı çeşitli vinil polisiloksan) ölçü malzemesi (Express XT™ Putty Quick, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kullanılarak karşı çeneden kapanış ölçüsü alındı. Ölçü işleminden sonra hastadan pembe mumlu ısırma kaydı alındı. Alınan ölçülere dental TipIV sert alçı (Elite, Zhermack, İtalya) dökülerek güdüklü alçı modeller elde edilip oklüzöre alındı (Şekil 28-30).



Şekil 28: İndirekt restorasyon için çalışmada kullanılan ölçü malzemeleri



Şekil 29: Ağızdan alınan ölçü



Şekil 30: Oklüzörde hazırlanan güdüklü model

Geçici restorasyon yapımı

İndirekt rezin kompozit restorasyonların yapım aşamasında iki seans arasında ilgili diş, dış etkenlerden korunmak için geçici olarak restore edildi. Bu amaçla rezin bazlı geçici restorasyon materyali (Pro-V Fill™ Provisional Restorative System Bisco, Schaumburg, IL, ABD) üretici firma önerisine göre

kullanıldı. Bu rezin kompozit kavitelere herhangi bir adeziv uygulaması olmaksızın 2-3 mm'lik kalınlıklarla tabakalı olarak yerleştirilip, her tabaka arasında da 10'ar saniye LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Son rezin kompozit tabakası yerleştirilmeden okluzyon kontrolü yapıldı ve 20 saniye süreyle LED ışık cihazıyla polimerizasyonu tamamlandı. Geçici rezin kompozit restorasyonlar ağızda simantasyon aşamasına kadar tutuldu. Simantasyon öncesinde kavitelere bulunan geçici restorasyonları çıkartmak için bir periodontal el aletinden faydalandı ve materyalin içine saplandıktan sonra çekilerek geçici restorasyon yerinden uzaklaştırıldı.

3.5.3 İndirekt Kompozit Restorasyonların Hazırlanması

Hazırlanan alçı modellerde restore edilecek olan diş, Tescera güdük seperatör (Tescera Die Separator, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) kullanılarak izole edildi. Maksimum 2 mm kalınlığındaki dentin kompoziti özel silikon spatüller yardımı ile kaviteye yerleştirilerek alçı model, içinde ışık yansıtan boncukların bulunduğu özel ışık kabı içerisinde iki dakika ışık ve basınç döngüsüne tabi tutuldu (Şekil 31-33).



Şekil 31: Çalışmada kullanılan indirekt rezin kompozit sistemi

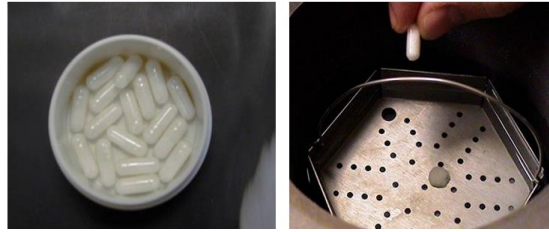


Şekil 32: Tescera ATL Polimerizasyon Fırını



Şekil 33: Polimerizasyon ünitesinin ışık ve ısı kapları

Ön polimerizasyon işleminin ardından Tescera Body kompozit ve Tescera insizal kompozit yerleştirilip şekillendirici rezin (Tescera Sculpting Resin, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) ve silikon uçlu özel fırçalar yardımı ile restorasyon şekillendirildi ve ışık kabında yapılan işlem tekrar edildi. Bu işlemlerden sonra restorasyon model üzerinden çıkarılarak yarısı distile su ile doldurulmuş ısı kabı içerisine oksijen temizleyici kapsül (Tescera Oxygen Scavenger Capsules, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) (Şekil 34) ile birlikte yerleştirilerek, 10-13 dakika süreyle ısı, ışık ve basınç uygulayan fırın bölmesinde (85-100 psi basınç, 300 watts halojen lamba ile ışık ve 130 ± 5 °C ısı uygulaması ile) final polimerizasyon işlemine tabi tutuldu.



Şekil 34: Oksijen temizleyici kapsül ve ısı kabı

Polimerizasyon işlemini takiben restorasyon alçı modele tekrar yerleştirildi ve kapanışa göre aeratör frezleri ile ön şekillendirme yapıldı. Ardından alüminyum oksit diskler (Sof-lex™ Extra Thin Contouring and Polishing Discs, 3M Espe, Almanya) ile ön cilalama işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra ince grenli sarı kuşak alev uçlu aeratör frezi ve labut frezler yardımı ile restorasyonun fazlalıkları alınıp, kapanış modelinde okluzal uyumlanması yapıldı. Beyaz renkli arkansas taşı ile frez izlerinin giderilmesini

takiben restorasyonların iç yüzeyleri hariç diğer tüm yüzeylerinin bitirme ve cila işlemleri önce kalından inceye doğru alüminyum oksit diskler (Sof-lex™ Extra Thin Contouring and Polishing Discs, 3M Espe, Almanya) ve kompozit arayüz zımparası (Sof-lex™ Finishing Strips, 3M Espe, Almanya) yardımı ile gerçekleştirildi. İnce uçlu bir sond ile restorasyonun marjinleri incelenerek, restorasyon uyumu ve pürüzsüz bir yüzey elde edilip edilmediği kontrol edildi. Ardından hem alüminyum oksit partikülleri hem de elmas partikülleri içeren polisaj lastikleri (Hiluster^{Plus} Polishing System, KerrHawe, Bioggio, İsviçre) ile tüm yüzeyler cilalandı. Bu cila işlemleri su soğutması altında gerçekleştirildi. En son olarak sisteme ait olan glaze materyali (Tescera™ Glazing resin, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) restorasyon yüzeyine sürülerek 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edildi (Şekil 35-37).



Şekil 35: Alçı model üzerindeki restorasyonun lingualden Görünümü



Şekil 36: Alçı model üzerindeki restorasyonun okluzalden görünümü



Şekil 37: Alçı model üzerindeki restorasyonun bukkalden görünümü

3.5.4 İndirekt Restorasyonların Diş Uyumlanması ve Simantasyonu

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra öncelikle ağız içerisinde kaviteye tam olarak yerleşip, yerleşmediği denendi ve sadece gerekli durumlarda restorasyonlar etrafında düzenlemeler yapıldı.

Kavite (diş) hazırlığı:

Yapıştırma işlemi için öncelikle izole edilen kavitenin mine kenarlarına yüksek viskoziteli %35 fosforik asit ile (Select HV Etch with BAC, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) seçici asitleme yapıldı. Bu işlemin ardından asit, hava su spreyi yardımıyla 10 sn yıkanıp kavite kurutuldu.

Restorasyon hazırlığı:

Restorasyonların iç kısmı alkol ile silindikten sonra silan ajanı (Z-Prime™ Plus, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) (Şekil 38) üretici firma önerisi doğrultusunda restorasyonların iç yüzeyine uniform olarak dağılacak şekilde uygulandı. 3-5 saniye hava ile kurutulmasının ardından restorasyonlar kavitelere simante edilmeye hazır hale getirildi.



Şekil 38: Silan Ajanı



Şekil 39: Rezin Esaslı "Self-adhesive" Yapıştırma Simanı

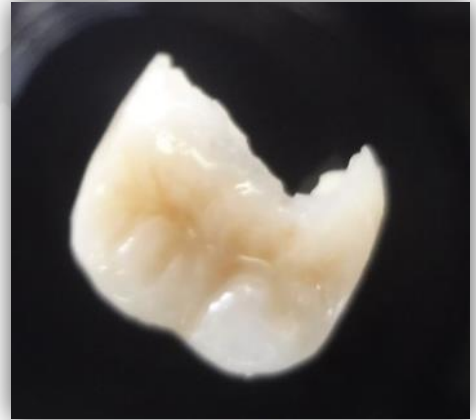
Kaviteye simante edilmesi

Hazırlanan indirekt restorasyonlar kendinden bağlanan "self-adhesive" rezin yapıştırıcı siman (RelyX U-200, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD (Şekil 39) aracılığıyla seçici asitlemeyi takiben kavitelere yerleştirilmiştir.

Siman uygulaması esnasında özel karıştırma ucu ile rezin siman restorasyonun iç yüzeyine eşit kalınlıkta sürüldü. Ardından kaviteye yerleştirilen restorasyonun çevresindeki siman artıkları bonding fırçası ve diş ipi yardımı ile uzaklaştırıldı. Restorasyonun bütün kenarlarından LED ışık kaynağı ile 20'şer sn ışık uygulanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. İsrma kağıdı yardımıyla yükseklik kontrolü yapılan restorasyonların varsa erken temas noktaları tekrar sarı kuşak labut elmas frezler ile ortadan kaldırıldı. Restorasyonların hem üzerlerinde kalmış olan siman fazlalıklarının uzaklaştırılması hem de restorasyon-diş sınırlarının bütünlenmesi için tekrar bitirme ve cila işlemleri polisaj disk ve lastikleri ile uygulandı. Son olarak sisteme ait olan glaze materyali sürülerek 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edildi (Şekil 40-42).



Şekil 40: Simantasyon Öncesi Kavitenin Son Hali



Şekil 41: İndirekt Rezin Kompozit Restorasyon



Şekil 42: Restorasyonun Tamamlanmış Hali

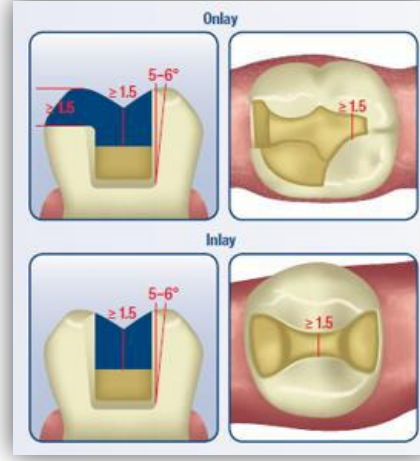
3.6 CAD/CAM Rezin Nano-Seramik Restorasyonlar

Çalışmanın bu bölümü dekanlık onayı ile fakültemiz dekanlığında yer alan CAD/CAM sisteminin bulunduğu özel klinikte gerçekleştirildi.

3.6.1 Kaviteilerin Hazırlanması

Restorasyon yapılacak dişlere uygulanacak rezin kompozite ait bir renk skalası bulunmadığından, Vita renk skalasından yararlanılarak dişe uygun renk seçimi yapıldı. Kompozit restorasyon yapılacak olan dişe hasta talebi doğrultusunda ağrı ve/veya hassasiyet olduğu durumlarda lokal anestezi uygulandı. Aeratör kullanılarak, elmas rond frezle desteksiz mine dokusu çürük dentine ulaşınca kadar kaldırıldı. Düşük devirli çelik rond frezler ile çürük kaviteden uzaklaştırıldı.

Klinikte CAD/CAM teknolojiyle hazırlanan indirekt restorasyon uygulamaları, direkt restorasyonlara göre preparasyon prensipleri açısından farklılıklar göstermektedir. Preparasyonlar indirekt restorasyonlardaki temel preparasyon prensiplerine uygun olarak ve CAD/CAM sistemlerinde özellikle dikkat edilmesi gereken şekilde hazırlandı (Şekil 43) (134). Kaviteelerde aksiyel eğim açısı 10°'den az veya paralele yakın olarak ayarlandı ve aksiyel, proksimal, lateral preparasyon duvarları 5-10 derece oklüzal yönde birbirlerinden uzaklaşır şekilde açıldırıldı (181, 182). Bu amaçla kavite duvarları kavite tabanı ile yaklaşık 5-10 derecelik açı oluşturacak biçimde özel inley preparasyon seti (Diamond Instruments Onlay Preparation, Horico, Berlin, Almanya) kullanılarak şekillendirildi. Kavosurface açıları ve kavite marjın sınırları düzgün, belirgin ve bilgisayarda ölçü alındıktan sonra ekranda oldukça iyi tanımlanacak şekilde ayarlandı (181, 183). Özellikle kavitede hiçbir "undercut" alanı bırakılmadı.



3M ESPE Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile

Şekil 43: CAD/CAM ve indirekt restorasyon preparasyon dizaynı ⁽¹³⁴⁾

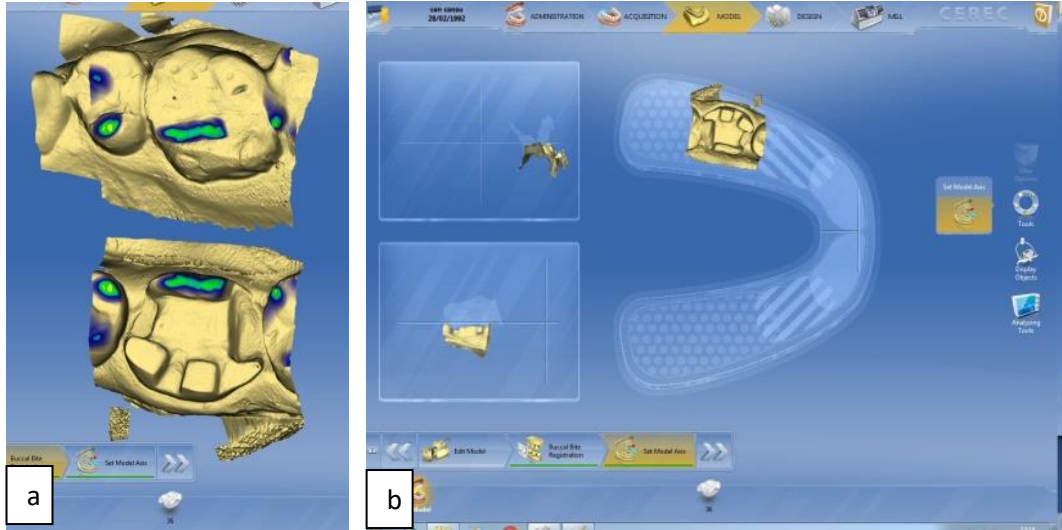
Bu gruptaki kaviteelerin de hiçbirinde pulpa direkt olarak açılmış değildir. Derin kaviteelerde pulpaya çok yaklaşıldığı ve pulpanın üzerinde yaklaşık 1mm ve daha az dentin kalınlığı kaldığı durumlarda, pulpayı korumak amacıyla rezin esaslı kalsiyum silikat (Theracal, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) yerleştirildi. Kaviteelerin iç dizaynını oluşturmak üzere “self-etch” adeziv (All Bond SE, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) ve kaide materyali (Core-Flo DC, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) indirekt restorasyonlar bölümünde anlatıldığı şekilde uygulandı. Uygun preparasyon ve alt yapı tamamlandıktan sonra restorasyonun sanal formu ark bütünlüğü, komşu dişler ve karşıt ark referans alınarak dijital ortamda hazırlanmak üzere bir diğer aşamaya geçildi (Şekil 44).



Şekil 44: 46 nolu dişte CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyona ait kavite preparasyonu

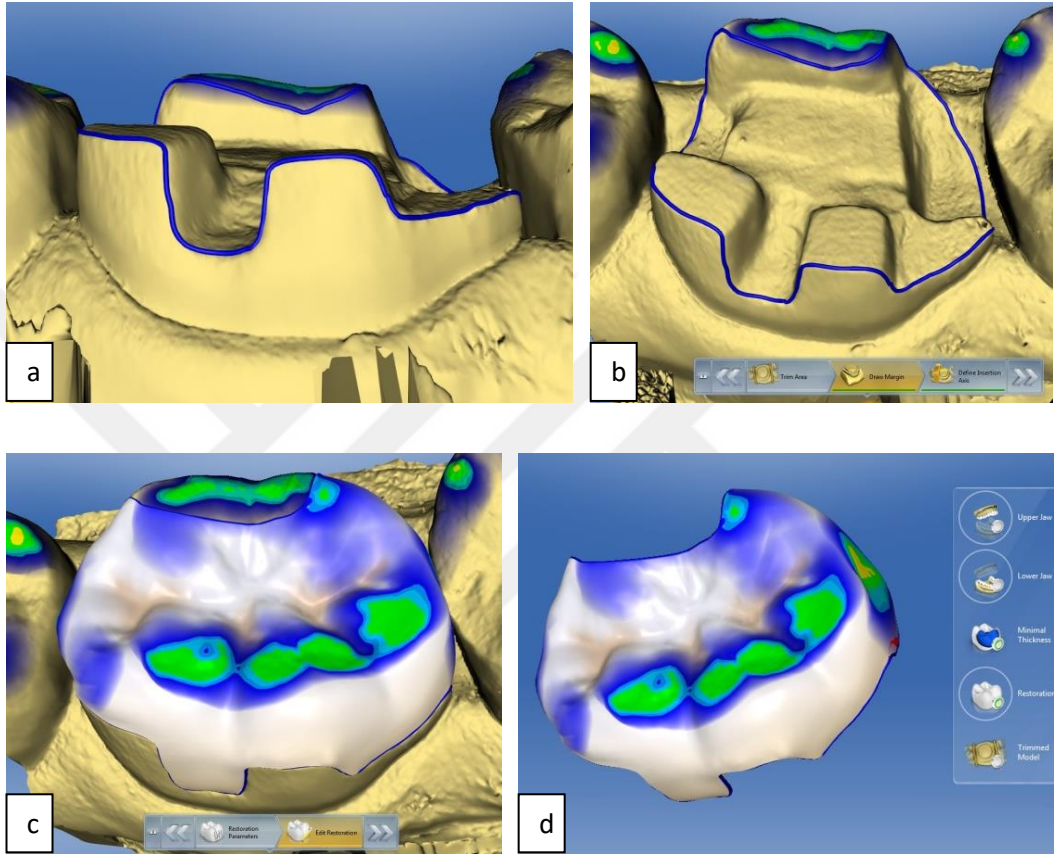
3.6.2 Kaviteilerin Dijital Ortama Aktarılması ve Restorasyon Tasarımı

Çalışmada CAD/CAM restorasyonların hazırlanması için kullanılan sistem Cerec 4.2 (Sirona, Bensheim, Almanya)'dir. Çalışmaya başlarken restorasyon parametrelerinden restorasyon ile diş arasındaki aralık "*internal space-gap*" 80 µm olarak ayarlandı. Öncelikle restorasyon tasarımı yapılacak kavite ile yan ve karşı komşuluktaki dişlerin olduğu bölge hava-su spreyi ve pamuk peletler yardımıyla iyice kurutuldu. Dijital okumanın sağlanması için kavite ve yan komşuluktaki dişlerin tüm yüzeyleri optik pudra kontrast sprej (CEREC® Optispray, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kaplandı. Ardından ağız içi kamerayla (Bluecam, Sirona, Bensheim, Almanya) görüntüler alınıp, bilgisayara (CAD'e) aktarıldı. Aynı işlem karşı çenede antagonist dişlerin bulunduğu bölgeye de uygulandı. Dijital kamera ile ölçü alınmasını takiben bilgisayarda Cerec 4.2 programına aktarılan görüntüler Şekil 45'te sunulmaktadır.



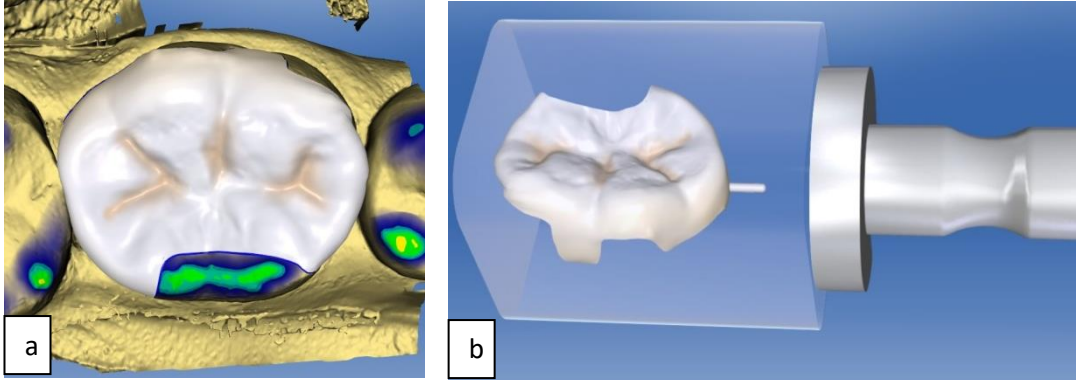
Şekil 45: (a) Prepare edilen diş ve antagonistinden alınan dijital ölçüler; (b) dişin Cerec 4.2 programında ark üzerine yerleştirilmesi

Tarama sonrası elde edilen dijital verilerden bilgisayar ekranında oluşan 3 boyutlu görüntü üzerinde preparasyon sınırları çizilip, restorasyonların giriş yolu belirlendikten sonra restorasyonların bilgisayarda tasarımı gerçekleştirildi (Şekil 46).



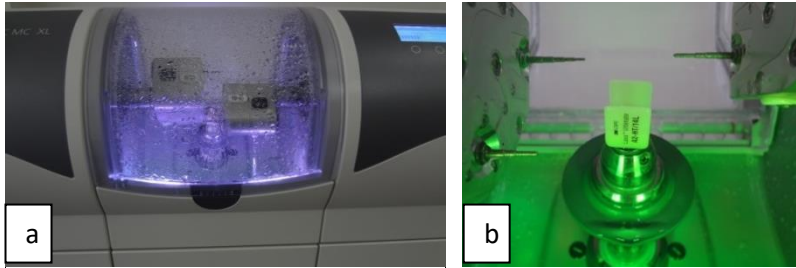
Şekil 46: Restorasyonun preparasyon sınırlarının çizilmesi (a) bukkalden görünümü; (b) okluzalden görünümü; Restorasyonun tasarlanması (c) çizilen sınırlarına göre tasarlanmış restorasyonun kontak değişim noktalarıyla birlikte görünümü; (d) restorasyonun aproksimal değişim noktalarının kontrol edilmesi

Düzeltilme gereken yerler, programın “manuel” modunda düzeltildikten sonra tasarımı tamamlanan restorasyonlar kazıma işlemi için bilgisayara bağlı kazıma (freze) ünitesine (CEREC MC XL Premium, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) gönderilip restorasyonların üretimi gerçekleştirildi (Şekil 47).

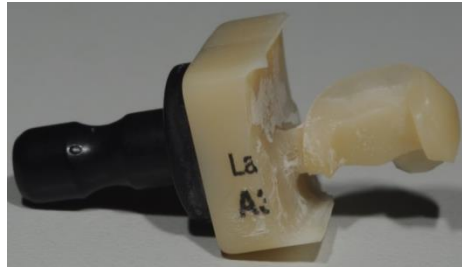


Şekil 47: (a) Tasarımı tamamlanan restorasyon; (b) kazıma ünitesine gönderilme aşamasında restorasyonun blok içindeki pozisyonuna ilişkin dijital görsel

Kazıma ünitesi içerisine yerleştirilen rezin nano-seramik bloklardan (Lava™ Ultimate, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) hasta başında restorasyonlar elde edildi (Şekil 48-49).



Şekil 48: (a) Kazıma ünitesinde freze işlemi; (b) kazıma ünitesinde üretimi tamamlanmış blok ve frezlerin görünümü



Şekil 49: CAD/CAM rezin nano-seramik blok materyalinden elde edilen restorasyonun kazıma işlemi sonrası bloktan ayrılmadan önceki hali

Blokların frezelenmesi sonrasında hasta ağızında prova aşamasına geçildi. Öncelikle blokların işlenmesi sırasında tutacak görevi gören tij çıkıntıları su altında ince uçlu bir elmas frez yardımıyla restorasyondan uzaklaştırıldı. İlk düzenlemeleri yapılan restorasyonlar hasta ağızında ilgili kavitelere yerleştirilip restorasyon/kavite uyumu kontrol edildi. Herhangi bir kontak problemi durumunda ince grenli alev uçlu ve labut aerator frezleri kullanılarak su soğutması eşliğinde son düzenlemeler yapıldı. Ardından ağız içinde kontrolleri tamamlanan restorasyonun polisaj ve bitirme işlemine geçildi.

Restorasyonların bitirme ve cila işlemleri indirekt restorasyonlarda olduğu gibi yapıldı (Şekil 50). Aralarındaki fark ise, indirekt restorasyonların üstüne uygulanan sisteme özel cilanın CAD/CAM restorasyonlara sürülmemesidir.



Şekil 50: Polisaj işlemleri tamamlanmış CAD/CAM restorasyonlara ait örnekler

3.6.3 CAD/CAM Resin Nano-seramik Restorasyonların Diş Uyumlanması ve Simantasyonu

Kavite (diş) hazırlığı:

Yapıştırma işlemi için öncelikle pamuk rulolar ve tükürük emici ile operasyon alanı izole edildi. Ardından kavitenin mine kenarlarına yüksek

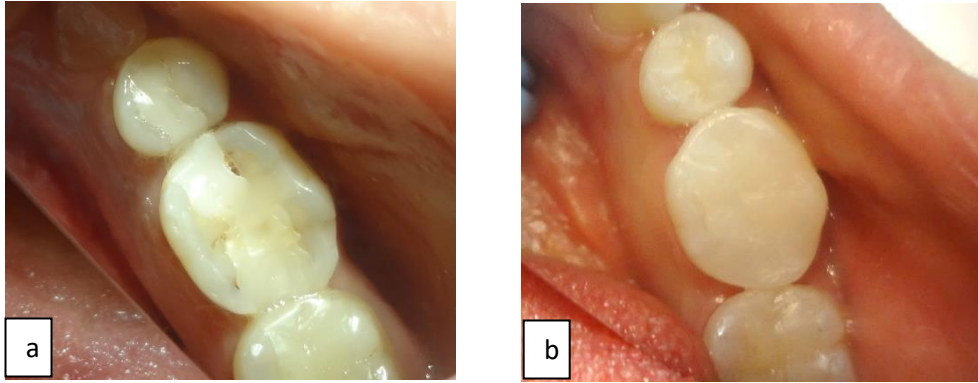
visköziteli %35 fosforik asit ile (Select HV Etch with BAC) seçici asitleme yapıldı. Bu işlemin ardından asit, hava su spreyi yardımıyla 10 sn yıkanıp, kavite kurutuldu.

Restorasyon hazırlığı:

Restorasyonların iç yüzeyleri öneri doğrultusunda kırmızı kuşaklı elmas frezin iç yüzeye bir kez sürülmesi vasıtasıyla pürüzlendirildi ve ardından alkol ile temizlendi.

Restorasyonların Kavitelere Yapıştırılması

Rezin nano-seramik restorasyonlar aynen diğer indirekt restorasyonlarda olduğu gibi “*self-adhesive*” rezin yapıştırıcı siman (RelyX U-200, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) aracılığıyla seçici asitlemeyi takiben kavitelere yerleştirilmiştir. Restorasyonların kavitelere simantasyon aşamaları indirekt restorasyonlar bölümünde anlatıldığı şekildedir (Şekil 51).



Şekil 51: CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonun (a) tedavi öncesi; (b) tedaviden bir hafta sonra görüntüleri

3.7 Restorasyonların Tamiri

Çalışmada klinik değerlendirmeye alınan restorasyonlarda tamir edilebilir düzeyde “materyalden parça kopması” veya “*debonding*” gibi problemler ortaya çıktığında bu restorasyonların tamirine karar verildi. “*Debonding*” söz konusu olduğunda kavitenin klorheksidin ile dezenfeksiyonunu takiben restorasyon aynı yapıştırma prosedürleri kullanılarak kaviteye yeniden simante edildi.

Materyalden parça kopmasında ise, restorasyonun tekrardan direkt rezin kompozit (Filtek™ Ultimate, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ve “*self-etch*” adeziv ile tamiri yapıldı.

3.8 Klinik Değerlendirme

Bu tez çalışmasında 139 adet restorasyon klinik olarak FDI kriterlerine göre incelenmiştir. Tüm restorasyonlar FDI kriterlerine ait estetik (4 kriter), fonksiyonel (5 kriter) ve biyolojik (5 kriter) parametrelerde toplamda 14 kriterde skorlandı. Klinik olarak FDI kriterlerine ait toplamda 16 adet kriter bulunurken, bunlardan fonksiyonel parametrelerden “radyografik değerlendirme” ve biyolojik parametrelerden de “ağız ve genel sağlık” kriterleri değerlendirme dışı bırakıldı. Bu iki kriter dışında diğer tüm kriterler restorasyonların skorlanmasında değerlendirildi.

Değerlendirmeler restorasyonların yapım aşamasına dahil olmayan 2 deneyimli gözlemci tarafından yapıldı. Bu iki gözlemci “www.e-calib.info/” sitesi kullanılarak FDI kriterleri üzerine eğitilmiş ve birbirleri ile kalibre edilmiştir. Restorasyonların değerlendirilip skorlanması aşamasında herhangi bir görüş ayrılığına düşüldüğünde birbirlerini ikna yoluna giderek ortak bir karar ve skorda birleşmeleri sağlanmıştır. Bu klinik değerlendirme prosedürlerine göre tüm restorasyonların başlangıç skorları restorasyonları tamamlanmasını takip eden 1. haftada alındı. Kontrol değerlendirmeleri ise 6, 12, 18, 24 ve 30. aylarda gerçekleştirildi.

Her bir kriterde 5 farklı skor (3 kabul edilebilir; 2 kabul edilemez) bulunmaktaydı. Sırasıyla;

- | | |
|-------------------------|---|
| Kabul edilebilir | 1. Klinik olarak mükemmel |
| | 2. Klinik olarak iyi |
| | 3. Klinik olarak tatmin edici |
| Kabul edilemez | 4. Klinik olarak yetersiz (tamir gerekli) |
| | 5. Klinik olarak başarısız (restorasyon değişimi gerekli) |

Çalışma boyunca herhangi bir değerlendirme kriterinde “4 ya da 5 skoru alan” restorasyonlar “kabul edilemez” kategorisinde değerlendirildi.

Estetik parametre:

1. Yüzey parlaklığı
2. Renklenme
3. Renk uyumu ve translusensi
4. Estetik anatomik form kriterlerinden oluşmaktadır.

Restorasyonun estetik özelliklerinin değerlendirildiği bu kriterlerden **yüzey parlaklığı**, mineyle karşılaştırıldığında restorasyonun parlaklığının mineden farklı olup olmadığını değerlendirmektedir.

Renklenme ise restorasyonun hem yüzeyinde hem de kenarındaki renklenmenin varlığını değerlendirir.

Renk uyumu ve translusensi kriterinde ise, restorasyonun renk uyumu ve translusensisinde mineden farklılık olup olmadığı değerlendirilirken,

Estetik anatomik form'da restorasyon anatomik formunun ideal olup olmadığını değerlendirilmektedir.

Fonksiyonel parametre:

1. Materyal kırığı ve retansiyon
2. Kenar uyumu
3. Okluzal kontur ve aşınma

4. Aproksimal anatomik form
5. Hasta görüşü kriterlerinden meydana gelmektedir.

Restorasyonun fonksiyonel özelliklerinin değerlendirildiği bu kriterlerden **materyal kırığı ve retansiyon**, kullanılan restoratif materyalde herhangi bir çatlak ya da kırık mevcut olup olmadığını değerlendirmektedir.

Kenar uyumu ise restorasyon sınırındaki bütünlüğü değerlendirmektedir.

Okluzal kontur ve aşınma kriteri, restorasyonun aşınma miktarının mineye eşdeğer olup olmadığı ile ilgilidir.

Aproksimal anatomik form kriteri ise, restorasyon hem kontak noktasının hem de konturunun değerlendirildiği bir kriterdir. Bir yandan restorasyonun kontur açısından zayıf olup olmadığı değerlendirilirken diğer yandan kontak noktasının niceliksel olarak ölçümü yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında da restorasyonların aproksimal kontakları değerlendirilirken 30, 40, 50 ve 100 mikron kalınlıklarında çelik bantlardan yararlanılarak niceliksel ölçüm sonuçları elde edilmeye çalışılmıştır.

Hasta görüşü kriterinde ise hastanın yapılan tedaviden estetik ve fonksiyon bakımından memnun olup olmadığı ile ilişkilidir.

Biyolojik parametre:

1. Post-operatif hassasiyet & diş vitalitesi
2. Çürük tekrarı, erozyon, abfraksiyon
3. Diş bütünlüğü
4. Periodontal yanıt
5. Bitişik mukoza kriterlerinden meydana gelmektedir.

Restorasyonun biyolojik özelliklerinin değerlendirildiği bu kriterlerden **post-operatif hassasiyet & diş vitalitesi** kriteri, hastanın post-operatif hassasiyetinin olup olmadığını değerlendirmektedir. Bu çalışmada hassasiyet Vizüel Analog Skala (VAS) skalası aracılığıyla niceliksel olarak değerlendirildi. Ayrıca dişin vitalitesi de bu kriter altında incelendi.

Çürük tekrarı, erozyon, abfraksiyon kriterinde ise diş üzerinde primer ve/veya sekonder çürük, erozyon veya abfraksiyon gibi bir durumun olup olmadığı değerlendirildi.

Diş bütünlüğü kriterinde, restorasyonun bulunduğu dişte mine çatlakları ve diş kırıkları değerlendirildi. Eğer bir kırık var ise tüberkül/diş tamamıyla mı kırık yoksa marjinal kırıklar şeklinde mi, bunun değerlendirmesi yapıldı.

Bitişik mukoza kriterinde hastanın restorasyon yapılan dişine bitişik mukozada meydana gelen değişimler değerlendirilmektedir. Restorasyon çevresindeki dişeti mekanik irritasyonlar (plak, diş taşı, keskin restorasyon kenarı), alerji ve likenoid göstergeleri bakımından incelendi.

Periodontal yanıt kriterinde ise, restorasyonun periodontal dokularla ilişkisi değerlendirildi. Bu amaçla restore edilen dişe ait periodontal dokular her zaman bir referans diş ile kıyaslanarak değerlendirme yapıldı.

Biyolojik parametrelerden bitişik mukoza ve periodontal yanıt kriterleri periodonsiyuma ait değerlendirmeler olup, periodontal yanıt

- Mikrobiyal dental plak
- Sondalamada kanama
- Sondalanan cep derinliği ölçümleri ile tespit edildi.

Bu amaçla konvansiyonel bir periodontal sonda (Williams Periodontal Sondası, Hu-Friedy, ABD) kullanıldı. Williams sondası üzerindeki 1, 2, 3, 5, 7 ve 9 mm ölçüm çizgileriyle cep derinliğinin milimetrik ölçümüne olanak tanımaktadır. Tüm periodontal ölçümler hem restorasyon hem de kontrol diş olarak seçilen referans dişte yapıldı. Restorasyon yapılmadan önce ilk periodontal ölçüm başlangıç ölçümü olarak kaydedildi. Ardından ölçümler restorasyon sonrası ve kontrol değerlendirmelerinde tekrarlandı. Başlangıç ölçümleri sonrasında gerekli görülen olgularda diş yüzeyi temizliği / kök yüzeyi düzleştirilmesi işlemleri uygulandı. Periodonsiyum sağlıklı hale getirildikten sonra dişe uygulama yapıldı.

Kanama İndeksi

Ainamo ve Bay 'ın (184) Kanama İndeksi'ne göre; sondalamada kanama ölçümü periodontal sondayla dişeti oluğu içine çok hafif bir basınç uygulanmasını takiben, 10-15 sn. sonra kanama olup olmamasına bakılarak yapıldı. Dişlere ait sondlamada kanamanın varlığı, pozitif değer (+); kanama olmaması durumu ise negatif değer (-) olarak belirlendi. Dişlerin mezyal, distal, bukkal ve lingual olmak üzere dört farklı yüzünden bakılarak kanamanın olup olmaması değerlendirilerek hastanın periodontal değerlendirme formuna kaydedildi.

Plak İndeksi

Hem kontrol hem de restorasyon yapılacak dişlere ait plak skorları Silness&Löe (1964)'ün (185) Plak İndeksi'ne göre Tablo 9'da sunulan değerlere göre yapıp forma kaydedildi.

0 Plak yok

1 Gözle görülebilen plak yok ancak sonda diş eti kenarında gezdirildiğinde farkedilebilen plak varlığı

2 Diş yüzeyinde dişeti kenarı boyunca orta derecede ve göz ile belirlenebilir seviyede plak varlığı

3 Diş yüzeyinde ve dişeti kenarı boyunca ve orta hatta doğru uzanan ayrıca interproksimal bölgeyi dolduran plak varlığı

Tablo 9: Silness&Löe (1964) Plak İndeksi değerlendirmesi

Sondalanan Cep Derinliği

Sondalanan cep derinliği, dişeti kenarından cep tabanına kadar olan uzaklık olup, Williams periodontal sondası yardımıyla dişlerin mezyal, distal, bukkal ve lingual olmak üzere dört yüzünden ölçülerek hastaya ait periodontal değerlendirme formuna kaydedildi.

FDI kriterlerine ait yapılan tüm değerlendirmelerin hangi gözlem metotları kullanılarak yapıldığı Tablo 10'da sunulmaktadır.

Kriterler	Gözlem Metotları
Yüzey Parlaklığı	Vizüel
Renklenme	Vizüel
Renk Uyumu ve Transluserensi	Vizüel
Estetik Anatomik Form	Vizüel ve Sondalama
Materyal Kırığı ve Retansiyon	Vizüel ve Sondalama
Kenar Uyumu	Vizüel ve Sondalama
Okluzal Kontur ve Aşınma	Vizüel (Artikülasyon Kağıdı ile)
Aproksimal Anatomik Form	Vizüel ve Niceliksel (Çeşitli Kalınlıklardaki Metal Strip Bantlar ile)
Hasta Görüşü	Hasta ile Görüşme (Memnuniyet)
Post-operatif Hassasiyet & Diş Vitalitesi	Hasta ile Görüşme ve Niceliksel (VAS-Görsel Analog Skala ile ve Vitalometrik Muayene)
CAR, Erozyon, Abfraksiyon	Vizüel
Diş Bütünlüğü	Vizüel ve Sondalama
Periodontal Yanıt	Vizüel ve Periodontal Sonda ile
Bitişik Mukoza	Vizüel ve Sondalama

Tablo 10: FDI kriterlerine ait yapılan tüm değerlendirmelerin gözlem metotları

3.9 İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen tüm verilerin istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Bölümü Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim dalında SPSS 20.0 (IBM SPSS Statistics, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapılmıştır.

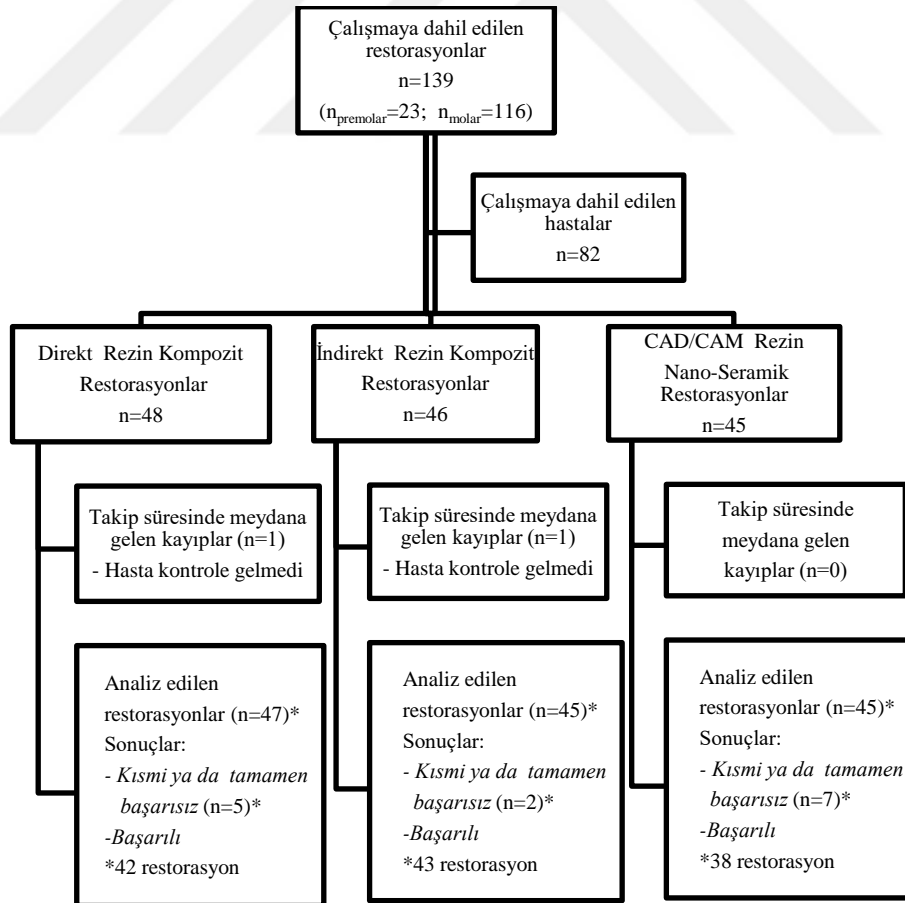
Bu çalışmadaki istatistiksel değerlendirme başarısız restorasyonlar için “tamir edilebilen kısmi başarısızlık” ve “tümüyle başarısızlık” üstünden yapılırken, hiç başarısızlık skoru almayan restorasyonlar mevcut sağlam restorasyonlar (censored) olarak kaydedilerek yapıldı.

Çalışmada kullanılan materyaller arasında fark olup olmadığı Pearson Ki-Kare testi ile analiz edildi. Her bir materyalin kendi içerisinde tedavi sonrası başlangıç ve kontrol değerlendirmeleri arasında fark olup olmadığını tespit edilebilmek için ise Wilcoxon İşaretli Sıralar testi istatistiksel analizi kullanıldı. Tüm hipotez kontrolleri $\alpha=0.05$ (significance level) önem seviyesinde iki yönlü (2-sided) olarak uygulandı.

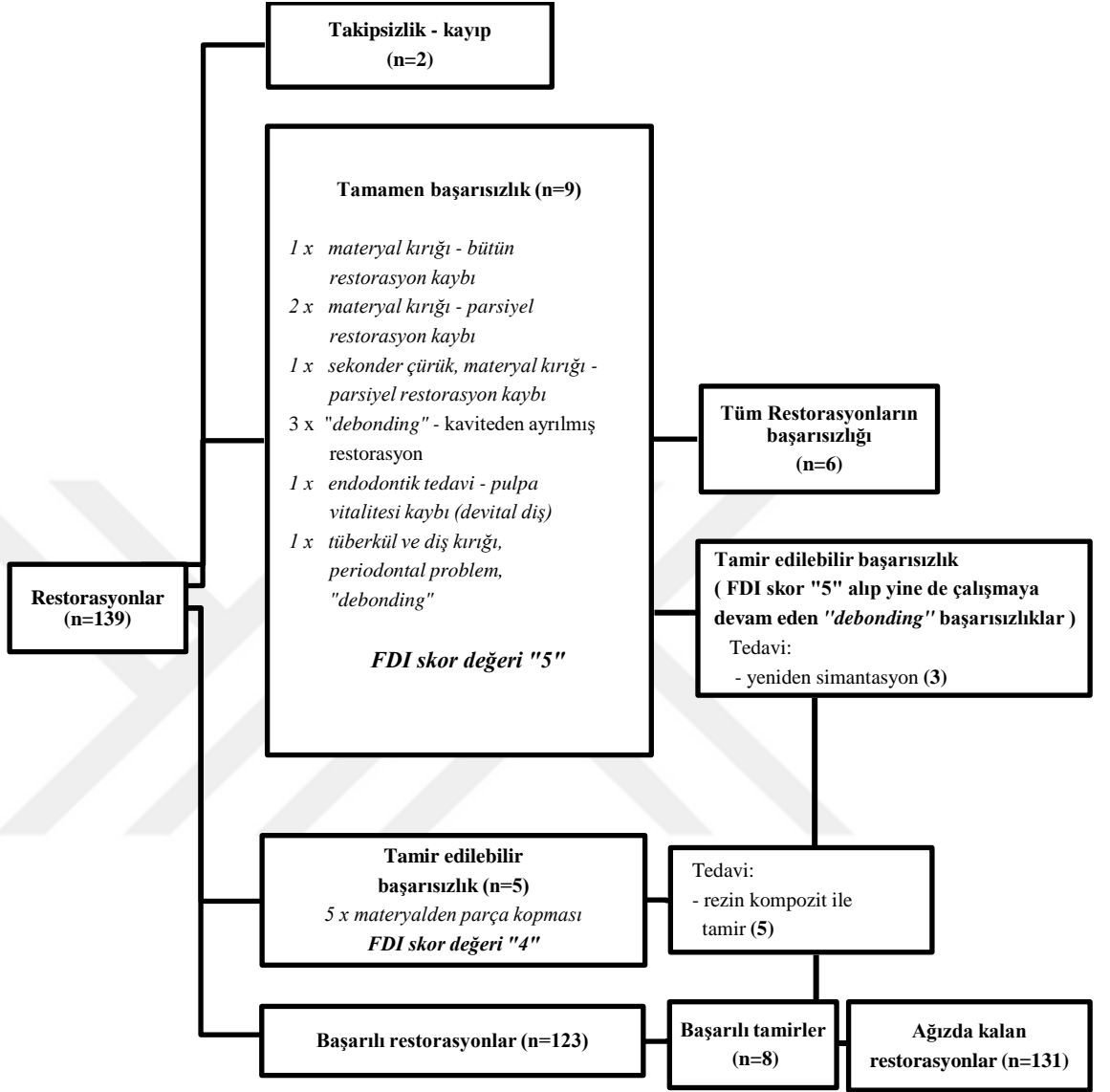
Kaplan Meier testi ile farklı restorasyon tiplerinin ortalama ağızda kalma sürelerine ilişkin olasılıklar, standart sapmaları ve %95 güven aralığında alt-üst sınır değerleri hesaplandı. Ardından Pearson Ki-Kare testi ve onu takiben uygulanan Log Rank (Mantel-Cox) ikili karşılaştırma testi ile restorasyon tiplerinin ağızda kalma sürelerine ilişkin başarı oranları arasındaki farklar tespit edildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada 48'i direkt, 46'sı indirekt rezin kompozit ve 45'i CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon olmak üzere 82 hastada, toplam 139 adet restorasyon incelenip, istatistiksel değerlendirmeye alındı. Gereç ve yöntem bölümünde de belirtilen ön çalışma olguları bu ana çalışmanın hasta sayısından bağımsızdır. Tüm restorasyonların klinik değerlendirmesinde başlangıç skorlamaları restorasyonun tamamlanmasından 1 hafta sonra gerçekleştirildi. Kontrol değerlendirmeleri ise 6, 12, 18, 24 ve 30. aylarda yapıldı. Çalışma hastalarından 1 tanesi şehir değiştirdiğinden, bu hastadaki 1 direkt, 1 indirekt restorasyon 24.aydan itibaren incelenemedi. Bu sebeple bu çalışmanın kayıp oranı %1,44'tür. Restorasyonların 30 aylık takip süresi boyunca restorasyonlara ilişkin detaylar Şekil 52'deki akış diyagramında, sunulan restorasyonların ömrüne ilişkin şema Şekil 53'te izlenmektedir.



Şekil 52: 30 aylık takip süresi boyunca restorasyonlara ait akış diyagramı



Şekil 53: 30 aylık takip süresince restorasyonların yaşam döngüsü

Çalışma süresince meydana gelen başarısızlıklar ve bu başarısızlıkların hangi restorasyon grubuna ait olup kaçınıcı aylarda meydana geldikleri detaylı olarak Tablo 11'de izlenmektedir.

Restorasyon Tipi	Molar/Premolar	Restorasyon Yüzeyleri	Başarısızlık Zamanı (Ay)	Başarısızlık Tipi
CAD/CAM	Molar	MOV	12	Debonding - Restorasyon tamamıyla yerinde olmasına rağmen kendini bırakmış
Direkt	Premolar	MODP	11	*Materyalden parça kopması
Direkt	Molar	MODV	18	Materyal kırığı - Bütün restorasyon kaybı
Direkt	Molar	MODVP	22	*Materyalden parça kopması
Direkt	Premolar	MODP	21	*Materyalden parça kopması
İndirekt	Molar	MODP	24	*Materyalden parça kopması
İndirekt	Molar	MODVP	24	Materyal kırığı - Parsiyel restorasyon kaybı
CAD/CAM	Molar	MODVP	24	Debonding - Restorasyon tamamıyla yerinde olmasına rağmen kendini bırakmış
CAD/CAM	Premolar	MODVP	23	Debonding - Restorasyon tamamıyla yerinde olmasına rağmen kendini bırakmış
CAD/CAM	Premolar	MODV	22	*Materyalden parça kopması
CAD/CAM	Molar	MODVP	24	Endodontik tedavi - Pulpa vitalitesi kaybı (Devital dış)
Direkt	Molar	MOV	30	Materyal kırığı - Parsiyel restorasyon kaybı
CAD/CAM	Molar	MODVP	28	Materyal kırığı - Parsiyel restorasyon kaybı, Sekonder çürük
CAD/CAM	Molar	MODVP	29	Debonding, Tübetkül ve Diş kırığı, Periodontal problem

M = Mezjal; D = Distal; O = Okluzal; V = Vestibül; P = Palatinal

Tablo 11: Çalışma süresince meydana gelen tüm başarısızlıklar, zaman ve sebepleri

*sembolü materyalden parça kopması ve tamir edilebilir başarısızlıklara işaret etmektedir. Diğerleri tamamen başarısız olan restorasyonlardır.

Direkt ve CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlarda başarısızlıklar sırasıyla 11-12. aylarda izlenirken; indirekt restorasyonlarda ilk başarısızlığa 24.ayda rastlandı.

Tablo 11’de görüldüğü üzere bu çalışmada tamir edilebilir ve tamamen başarısız olmak üzere toplam 14 adet restorasyonda başarısızlık izlendi. Bu başarısızlıklar dişte, restorasyonda ve adeziv bağlantıda ortaya çıktı. Tüm başarısız restorasyonlardan 5 adedi tamir edilebilir nitelikte materyalden küçük parça kopması şeklinde olup, üniversal bir rezin kompozitle tamir edildi. Bununla birlikte çalışma süresi boyunca CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlardan üç tanesinde çeşitli zamanlarda dişte ya da restorasyonda herhangi bir kırık olmaksızın restorasyonun bütün halde kaviteden ayrıldığı gözlemlendi. “*Debonding*” FDI kriterlerinde skor 5’e karşılık gelen bir başarısızlıktır. Ancak indirekt restorasyonlar söz konusu olduğunda tekrar yerine herhangi bir operatif işlem gerektirmeksizin olduğu haliyle yapıştırılabilmesi mümkün olduğundan yerinden ayrılan dolgu aynı yapıştırma prosedürü takip edilerek rahatlıkla yapıştırılabildi. Bu restorasyonlar yeniden simante edilmelerini takiben ilerleyen dönemlerde bir daha başarısızlık skoru almadı ve çalışma sonuna kadar sıkıntısız devam etti. 30 ay sonunda restorasyonların toplam başarı ve başarısızlık durumları ve restorasyonların klinik olarak ağızda kalma oranları Tablo 12’de izlenmektedir.

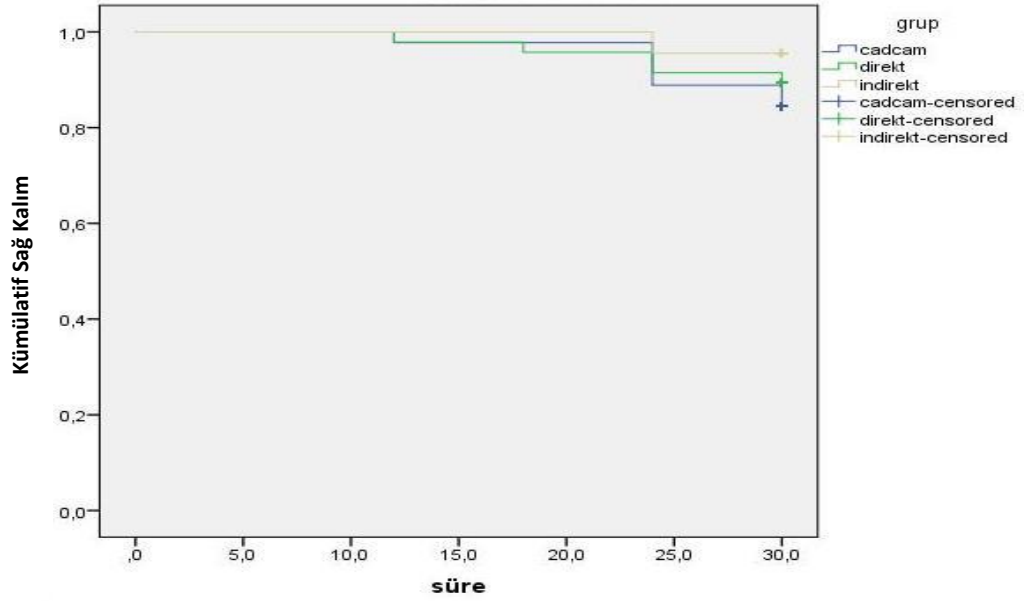
Restorasyonların Başarı / Başarısızlık Durumları				
Grup	Toplam Restorasyon	Değişim Meydana Gelen Restorasyonlar	Sağlam Restorasyonlar	
			N	%
CAD/CAM	45	7 (a:1 b:3 c:3)	38	84,40%
Direkt	47	5 (a:3 b:2)	42	89,40%
İndirekt	45	2 (a:1 b:1)	43	95,60%
Toplam	137	14	123	89,80%

Tablo 12: Restorasyonların Başarı / Başarısızlık Durumları

a: Tamir edilebilen başarısız restorasyon sayısı; b: Restorasyon yenilemesi gerektiren tamamen başarısız restorasyon sayısı; c: Yeniden simantasyon gerektiren “debonding”li restorasyon sayısı

Hiçbir değişiklik gerektirmeksizin başlangıçta yapıldığı haliyle devam eden sağlam restorasyonların ağızda kalma oranları: direkt restorasyonlar

için %89,40 iken indirekt restorasyonlar için %95,60 ve CAD/CAM restorasyonlar için %84,40'tı (Tablo 12). Bu koşullar altında restorasyonların ağızda kalma oranları Grafik 1'de gösterildiği gibidir ve bu açıdan restorasyon tipleri arasında herhangi bir fark tespit edilemedi ($p=0.219$).



Grafik 1: Direkt, indirekt ve CAD/CAM rezin nano-seramik materyallerin süreye bağlı ağızda kalma süreleri

Restorasyonların ağızda kalma sürelerinin ikili karşılaştırması ise Tablo 13'te izlenmektedir.

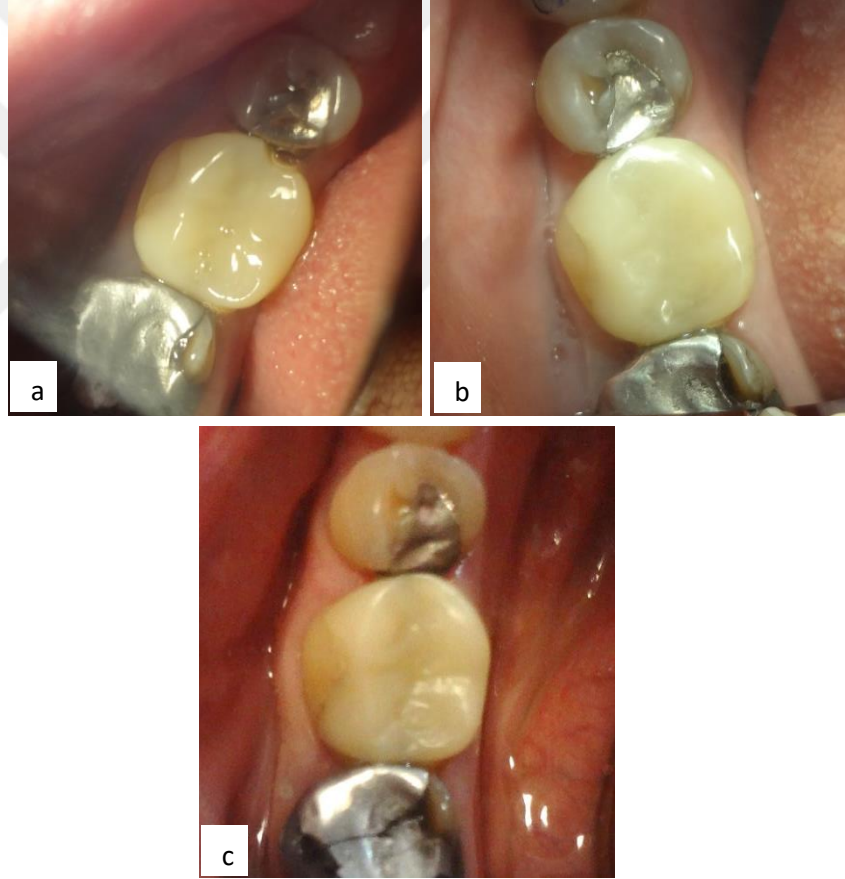
Restorasyonların İkili Karşılaştırmalarının p Değerleri				
Grup		CAD/CAM	Direkt	İndirekt
Log Rank (Mantel - Cox)	CAD/CAM		0,51	0,08
	Direkt	0,51		0,257
	İndirekt	0,08	0,257	

Tablo 13: Restorasyonların ağızda kalma sürelerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ($p \geq 0.05$)

4.1 Restorasyonlardaki Klinik Başarısızlık Bulgularına Ait Örnekler

Tamir edilebilir başarısızlık

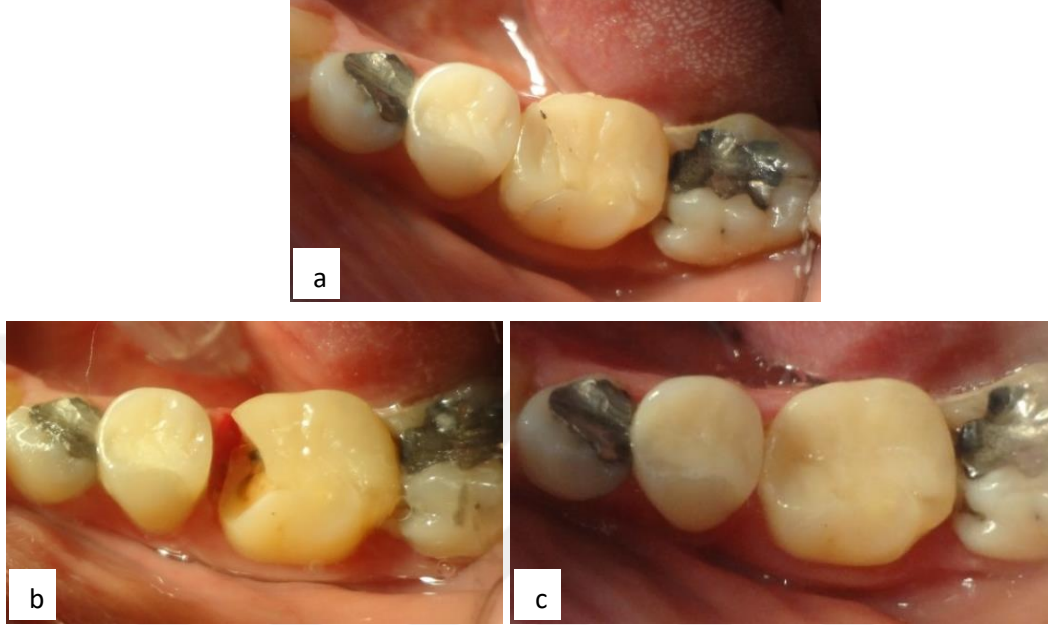
Direkt rezin restorasyonlarda çalışma süresi boyunca tamir edilebilir başarısızlık 11.ayda sadece bir adet restorasyonda “chipping” yani restorasyon materyalinde küçük kopmalar ortaya çıkmış ve restorasyonun kenar uyumu bozulmuştur. Restorasyon fonksiyonel parametreden “materyal kırığı ve retansiyon” ve “kenar uyumu” kriterlerinden 4 skoru almış, tamiri yapılarak izlenmesine devam edilmiştir (Şekil 54).



Şekil 54: (a) 11.ayda direkt restorasyonda meydana gelen kopma; (b) restorasyonun tamiri; (c) restorasyonun 30.ay görüntüsü

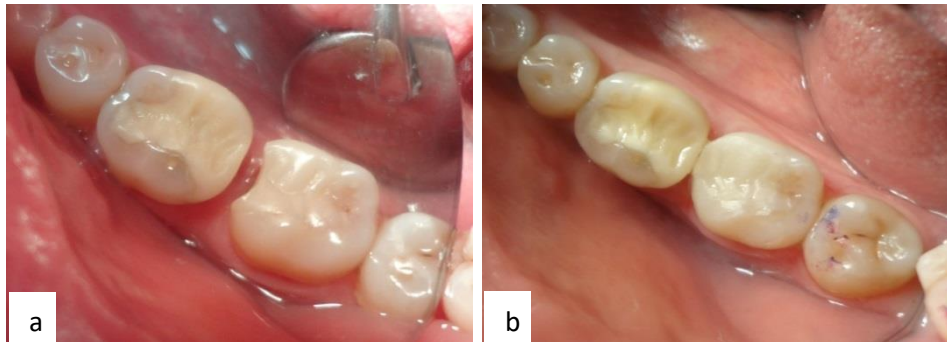
Bundan başka aynı tip restorasyonlarda 21. ve 22. aylarda farklı hastalara ait farklı iki dişte birer tane daha materyalden kopma meydana

gelmiştir. Şekil 55'te 46 nolu dişinde direkt rezin kompozit, 45 nolu dişinde indirekt rezin kompozit bulunan olgunun 45 nolu dişinde herhangi bir probleme rastlanmamış olması dikkat çekicidir.



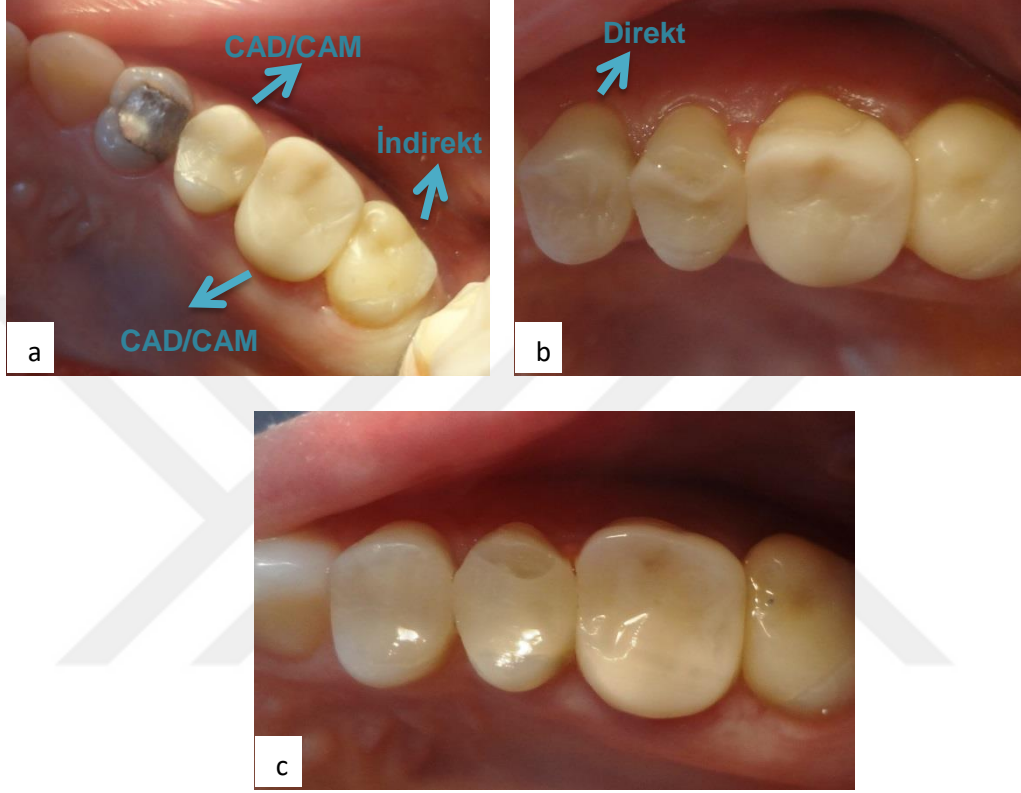
Şekil 55: Direkt restorasyonda meydana gelen materyalden parça kopması. (a) direkt rezin kompozit uygulanmış 46 nolu dişin mezyalinde 22.ayda izlenen kırık, 45 nolu dişte ise indirekt rezin kompozit restorasyon; (b) 46 nolu dişte kırık parça çıkartıldıktan sonraki görüntü; (c) Universal rezin kompozitle tamirinden sonraki durum

İndirekt restorasyonlarda ise çalışma boyunca sadece 24.ayda bir adet restorasyonda materyalden kopma meydana gelmiştir (Şekil 56).

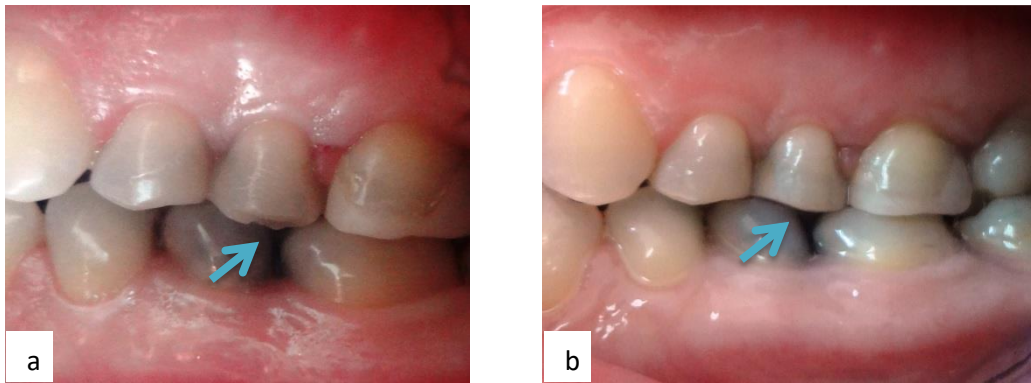


Şekil 56: (a) İndirekt restorasyonda meydana gelen kopma ve (b) restorasyonun tamiri sonrasındaki görüntü

Çalışma süresi boyunca CAD/CAM rezin nano-seramik materyali ile yapılan restorasyonlarda ise 22.ayda sadece tek bir premolar dişte materyalden parça kopması meydana gelmiştir (Şekil 57-58).

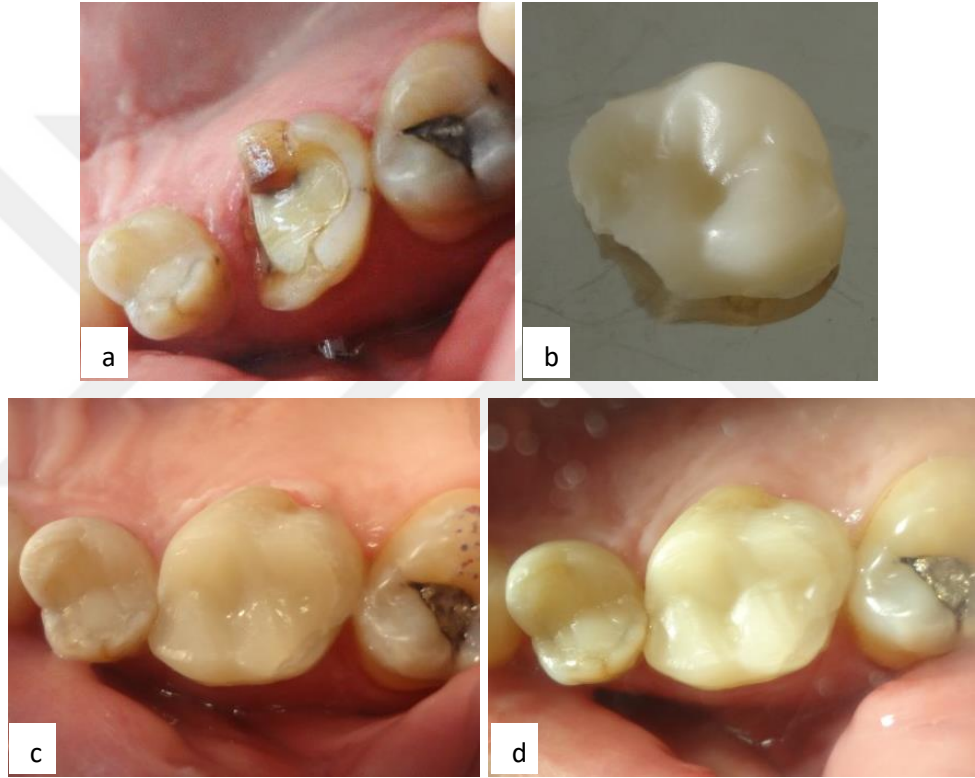


Şekil 57: (a) 25 nolu dişe CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon yapılan olgunun başlangıç hali; (b) 22. ayda materyalden parça koptuktan sonraki görüntü; (c) restorasyonun universal bir rezin kompozit ile tamiri sonrasındaki görüntü



Şekil 58: (a) Aynı olgunun bukkal yüzden kırık ve (b) ardından tamir edilmiş haliyle görüntüsü

Çalışma boyunca yalnızca CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlarda karşılaştığımız kaviteden ayrılmış restorasyonlar yani “*debonding*”, aynı restorasyonun tekrar simante edilmesiyle tamir edilebilmiştir. Söz konusu restorasyonlar fonksiyonel parametreden kenar uyumu kriterinde “5” skoru ile değerlendirilmesine rağmen restorasyonda hiçbir materyal kırığı olmaması sebebiyle sürdürülebilirliklerini sağlamıştır (Şekil 59).



Şekil 59: (a) 46 nolu dişte “*debonding*” sonrası kavite görüntüsü (Kavite içerisine yerleştirilen kaide hasarsızdır.); (b) ayrılan restorasyon görüntüsü; (c) restorasyonun yeniden simante edilmiş hali; (d) restorasyonun 30.ay kontrolü

Tamamen başarısızlık

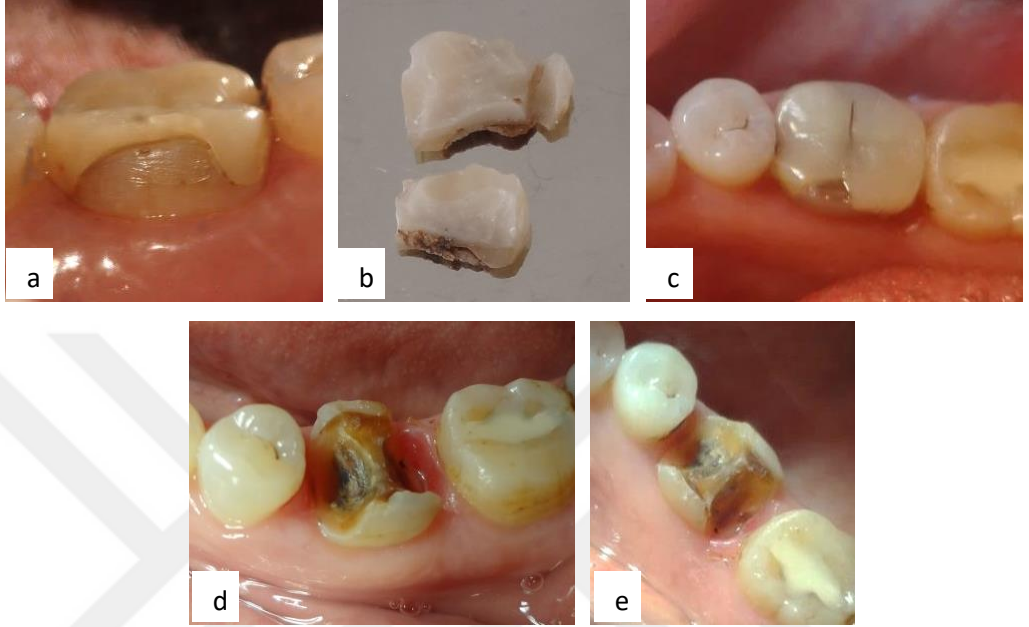
Çalışma süresince indirekt restorasyonlarda sadece bir adet tamamen başarısızlığa rastlanmıştır. 24.ayda karşılaşılan bu başarısızlık materyal kırığından kaynaklanmaktaydı. Aynı hastaya ait direkt restorasyon ise 18.ayda aynı gerekçeyle tamir edilemeyecek düzeyde başarısızlık olarak kaydedildi (Şekil 60).



Şekil 60: (a) Materyal kırığı kaynaklı kayıp meydana gelen indirekt restorasyonun başlangıç hali; (b) 24.ay kontrol görüntüsü; (c) aynı hastanın aynı ark üzerinde karşıt dişinde yapılan direkt restorasyonun başlangıç hali; (d) 18.ay kontrol görüntüsünde direkt restorasyonun yerinden tamamiyle uzaklaşmış görüntüsü (*Dişte herhangi bir çürük ya da kırık/çatlak bulunmamaktadır.*)

Tamamen başarısız olarak kabul edilen bir diğer restorasyon ise CAD/CAM rezin nano-seramik ile yapılan 36 nolu dişe aittir (Şekil 61). 12.ayda ilgili restorasyonda kenar uyumu, kenar renklenmesi kriterlerinde problem tespit edildi (Şekil 61a). Hasta 28.ayda materyal kırığı şikayeti ile

geri geldi (Şekil 61c). Kırık materyal kolaylıkla kaldırıldığında restorasyonun altında çürük olduğu gözlemlendi (Şekil 61d).



Şekil 61: (a) 36 nolu CAD/CAM restorasyonun 12.ay kontrolü görüntüsü; (b) ortadan ikiye ayrılarak kolaylıkla çıkartılan materyal parçaları; (c) materyalde meydana gelen kırık hattı görüntüsü; (d) kırık materyalin altında kalan çürük alan; (e) çürük temizlendikten sonraki görüntü

4.2 Restorasyonların Değerlendirme Periyotlarına Göre Karşılaştırılması

Restorasyonların başlangıçtan 30.ayın sonuna kadar FDI kriterleri üzerinden devam eden değerlendirmelerine ilişkin bulgular Tablo 14'te özetlenmiştir.

Genel Klinik Parametreler	Değerlendirme Kriterleri	BAŞLANGIÇ		0-6 AY		6-12 AY		12-18 AY		18-24 AY		24-30 AY	
		D, İ, C	p Değeri	D, İ, C	p Değeri	D, İ, C	p Değeri	D, İ, C	p Değeri	D, İ, C	p Değeri	D, İ, C	p Değeri
Estetik Özellikler	Yüzey Parlaklığı	-	-	-	-	D*, İ*, C†	0,003	-	0,146	-	0,361	-	0,561
	Renklenme	-	-	-	0,146	D*, İ*, C†	0,001	D*, İ*, C†	0,001	D*, İ*, C†	0,028	D*, İ*, C†	0,008
	Renk Uyumu ve Transüsenesi	D*, İ*, C†	0,001	D*, İ*, C†	0,001	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,002	D*, İ*, C†	0,000
	Estetik Anatamik Form	D*, İ*, C†	0,002	D*, İ*, C†	0,002	D*, İ*, C†	0,002	D*, İ*, C†	0,002	-	0,078	-	0,080
Estetik Özellikler Genel Skoru		D*, İ*, C†	0,008	D*, İ*, C†	0,010	D*, İ*, C†	0,003	D*, İ*, C†	0,010	-	0,102	D*, İ*, C†	0,031
Fonksiyonel Özellikler	Materyal Kırığı ve Retansiyon	-	-	-	-	-	0,385	-	0,415	-	0,602	-	0,554
	Kenar Uyumu	-	-	-	-	-	-	-	0,385	-	0,192	-	0,533
	Okkuzal Kontur ve Aşırma	-	-	-	-	-	0,406	-	0,349	-	0,128	-	0,386
	Aproksimal Anatamik Form	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000
Hasta Görüşü		-	-	-	-	-	0,349	-	0,406	-	0,396	-	0,279
Fonksiyonel Özellikler Genel Skoru		D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,000
Biyolojik Özellikler	Postoperatif Hassasiyet & Dış Vitalitesi	-	0,225	-	0,499	-	0,180	-	0,373	-	0,209	-	0,165
	CAR, Erozyon, Abfraksiyon	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,357
	Dış Bünyülüğü	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Periodontal Yanıt	-	-	-	0,397	-	0,167	-	0,248	-	0,423	-	0,063
Bitişik Mukoza		-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,101	-	0,235
Biyolojik Özellikler Genel Skoru		-	0,225	-	0,284	D*, İ*, C†	0,021	-	0,248	-	0,441	-	0,053
Restorasyonun Genel Skoru		D*, İ*, C†	0,001	D*, İ*, C†	0,000	D*, İ*, C†	0,004	D*, İ*, C†	0,001	-	0,102	-	0,175

Tablo 14: Restorasyonların başlangıçtan 30.ayın sonuna kadar FDI kriterleri üzerinden devam eden değerlendirmelerine ait detaylı sonuçlar

D: Direkt restorasyonlar, İ: İndirekt restorasyonlar, C: CAD/CAM restorasyonlar

Farklı semboller (*, †, ‡) restorasyon tipleri arasındaki farklılığa işaret etmektedir.

4.2.1 Başlangıç Değerlendirmesi

Başlangıçta, biyolojik değerlendirme parametresine ait kriterlerde restorasyonların birbirlerinden farklı olmadıkları tespit edilmiştir ($p>0.05$) (Tablo 14). Buna rağmen estetik ve fonksiyonel açıdan restorasyon tipleri arasında daha başlangıçta anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Estetik özelliklerin değerlendirilmesinde direkt restorasyonlar “renk uyumu ve translusensi” kriterinde diğer restorasyon tiplerine oranla daha iyi sonuç verdi ($p=0.001$). Bu değerlendirme kriterinde direkt restorasyonların özellikle indirektlere kıyasla oldukça üstün bir performans sergiledikleri gözlemlendi. Buna karşın “estetik anatomik form” kriterinde ise bu kez indirekt ve CAD/CAM restorasyonların üstünlüğü göze çarpmaktadır ($p=0.002$).

Restorasyonların başlangıçtaki fonksiyonel parametredeki değerlendirmelerinde “aproksimal anatomik form – kontak noktası” kriterinde yine üç restorasyon tipinin birbirlerinden farklı sonuçlar sergiledikleri gözlemlendi ($p<0.05$). Buna göre indirekt restorasyonların interproksimal kontak aralıkları çoğunlukla 25-30 μ civarında iken, CAD/CAM restorasyonların 30-40 μ ve direkt restorasyonları 40-50 μ civarında oldukları ölçüldü. Her üç restorasyon tipi için yukarıda sözü edilen kriterdeki istatistiksel farklılıklar 30 ay boyunca sabit kalmıştır ($p<0.05$).

Özetle; daha başlangıçta restorasyon tipleri arasında hepsi kabul edilebilir düzeyde minör farklılıklar estetik ve fonksiyonel parametrelerde izlenmektedir.

4.2.2 Restorasyonların 6. Ay Değerlendirmesi

Başlangıç tablosuna kıyasla restorasyonların 6.ay incelemesinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$). Bununla birlikte 6.ayda direkt restorasyonlardan 2 tanesi renklenme kriterinde skor “1”den skor “2”ye gerilemiştir. Ayrıca “periodontal yanıt” kriterinde her üç restorasyon tipinde de restorasyon kenarlarında hafif plak varlığı ve bazı olgularda sondalamada hafif kanama tespit edildi. Ancak bu değişiklikler restorasyon tipleri arasında fark yaratacak düzeyde değildi ($p>0,05$) (Tablo 14).

4.2.3 Restorasyonların 12. Ay Değerlendirmesi

Estetik Parametre

Restorasyonların 12. ay değerlendirmesinde üç restorasyon tipi arasında başlangıçtan bu yana varolan farklılıklara “renklenme ve yüzey parlaklığı” kriterlerindeki anlamlı farklılık da eklendi ($p<0,05$) (Tablo 14). İndirekt restorasyonlarda herhangi bir değişim olmazken, özellikle CAD/CAM restorasyonlarda indirekt ve direkt restorasyonlara kıyasla diş-dolgu sınırında mükemmel skor “1” alan restorasyonlardan 10 tanesi “2” skoruna gerilemiştir. CAD/CAM restorasyon skorlarındaki bu gerileme de istatistiksel farklılığı yarattı ($p<0,05$).

Fonksiyonel Parametre

İndirekt restorasyonların bu parametredeki üstünlükleri 12. ay değerlendirmesinde de aynen devam etti ($p<0,05$).

Biyolojik Parametre

Daha önceki kontrollerde üç restorasyon tipi arasında biyolojik özelliklerde farklılık yokken 12. ayda “biyolojik özellikler” parametresine de anlamlı farklılıklar eklendi ($p<0,05$). Bu farklılığın özellikle periodontal yanıt kriterindeki değişimlerden kaynaklandığı görüldü. Buna göre, indirekt ve

direkt restorasyonlar CAD/CAM restorasyonlara göre biyolojik açıdan daha başarılı bulundu.

Çalışmanın başlangıç ve 6.ay kontrol sürelerinde herhangi bir kabul edilemez skoruna rastlanılmamış olmakla birlikte, 12. ay değerlendirmesinde bir direkt restorasyon “4”, bir CAD/CAM restorasyon da “5” skoru olarak kabul edilemez skorlar grubuna kaydedildi. Ancak bunlar tamir edilebilir düzeydeki başarısızlıklar olup, tamir sonrası kontrolleri sürdürüldü.

Restorasyonların 12. ay genel klinik değerlendirmesinde yine üç restorasyon tipi arasındaki anlamlı farklılık devam etmekteydi ($p<0,05$). Bu farklılık daha az sayıda CAD/CAM restorasyonun “3 ve üzerindeki” skorları almasından kaynaklandı.

4.2.4 Restorasyonların 18.ay değerlendirmesi

Estetik Parametre

Restorasyonların 18. ay değerlendirmesinde “yüzey parlaklığı” kriterinde üç restorasyon tipi arasındaki farklılık ortadan kalktı ($p>0,05$) (Tablo 14). Bununla birlikte estetik parametreye ait genel değerlendirmede restorasyon tipleri arasındaki farklılık devam etmekteydi ($p<0,05$).

Fonksiyonel Parametre

Fonksiyonel parametredeki değerlendirmelere göre indirekt restorasyonlar diğer restorasyonlarla kıyaslandığında fonksiyonel üstünlüklerini 18. ayda da sürdürmekteydi ($p<0,05$).

Ek olarak 18. ayda bir direkt restorasyon “5” skoru olarak kabul edilemez olarak kaydedilip, restorasyon çalışma dışı bırakıldı.

Biyolojik Parametre

Biyolojik parametreye ait genel değerlendirmede 18.ayda herhangi bir anlamlı farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$).

Daha az sayıda CAD/CAM restorasyonun skor “3 ve üzerini” almasından kaynaklanan restorasyonlara ait genel değerlendirmedeki farklılık bu ayda da devam etti ($p<0,05$).

4.2.5 Restorasyonların 24. Ay Değerlendirmesi

Estetik Parametre

Restorasyonların 24. ay değerlendirmesinde üç restorasyon tipi arasında “renklenme”, “renk uyumu ve translusensi” kriterlerindeki anlamlı farklılık devam etti ($p<0,05$) (Tablo 14). Buna rağmen, estetik parametrenin genel değerlendirmesinde çalışmanın başından beri devam eden farklılık bu ayda ortadan kalktı ($p>0,05$).

Fonksiyonel Parametre

Fonksiyonel parametrede genel olarak izlenen indirekt restorasyon üstünlüğü 24. ayda da devam etti ($p<0,05$).

Biyolojik Parametre

24. ay kontrolünde biyolojik parametrede hiçbir kriterde ve genel değerlendirmede restorasyon grupları arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

24. aydaki tabloya genel olarak bakıldığında iki direkt, bir indirekt ve bir tane de CAD/CAM restorasyon olmak üzere toplamda dört adet restorasyon çeşitli kriterlerde “4” skoru alarak, tamir edilebilir başarısız olarak kaydedildi. Yine bu kontrol döneminde bir indirekt ve üç de CAD/CAM restorasyon “5” skoru aldı. CAD/CAM restorasyonlardan ikisi tekrar simante edilerek çalışmaya devam ederken; bir adet CAD/CAM, bir adet de indirekt restorasyon çalışma dışı kaldı.

Restorasyonların 24. aydaki genel klinik değerlendirmesinde ise, çalışmanın başlangıcından beri devam eden anlamlı farklılık ortadan kalktı ($p>0,05$).

4.2.6 Restorasyonların 30. Ay Değerlendirmesi

Estetik Parametre

Restorasyonların 30. ay değerlendirmesinde üç restorasyon tipi arasında estetik parametrede “renklenme”, “renk uyumu ve translusensi” kriterlerindeki anlamlı farklılık devam etti ($p<0,05$) (Tablo 12). Yine restorasyonların genel değerlendirmesinde estetik parametrede restorasyonlar arasında anlamlı farklılık vardı ($p<0,05$).

Fonksiyonel Parametre

Fonksiyonel özelliklerin değerlendirilmesinde çalışmanın başlangıcından bu yana devam eden indirekt restorasyonların diğer restorasyonlara kıyasla fonksiyonel üstünlükleri bu ayda da devam etti ($p<0,05$).

Biyolojik Parametre

Biyolojik parametrede restorasyonlar arasında ne genel değerlendirmede ne de kriterlere göre 30. ayda da istatistiksel bir fark tespit edilmedi ($p>0,05$).

30. ay değerlendirmesinde direkt restorasyonlardan bir adedi fonksiyonel parametredeki “materyal kırığı ve retansiyon” ve “kenar uyumu” kriterlerinden; CAD/CAM restorasyonlardan da iki adedi fonksiyonel parametredeki “materyal kırığı ve retansiyon”, “kenar uyumu” ve “aproksimal anatomik form” kriterlerinden ve buna ek olarak biyolojik parametrede “çürük tekrarı, erozyon, abfraksiyon” ve “diş bütünlüğü” kriterlerinden “5” skoru alarak çalışma dışı bırakıldı. Çalışma başlangıcından bu yana toplamda 7 tane CAD/CAM, 5 tane direkt ve 2 tane indirekt restorasyon başarısız olarak kabul edilen “4 ve 5” skorlarını aldı.

Çalışmanın başından beri 24. aya kadar restorasyonların genel değerlendirmesinde izlenen farklılık, 24. ayda ortadan kalkmıştı. Benzer şekilde 30. ay kontrolünde de restorasyonların genel değerlendirmesinde anlamlı farklılık yoktu ($p>0,05$).

Her bir restorasyon tipi kendi içinde çalışmanın başlangıcından sonuna kadar estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerde incelendiğinde ortaya çıkan görüntü sırasıyla Tablo 15, 16 ve 17’de özetlenmektedir.

Estetik parametrede her bir restorasyon tipinin kendi içinde zamana göre karşılaştırılması

Restorasyonların estetik parametredeki değişimleri Tablo 15’te izlenmektedir.

Estetik parametrelerden “renklenme” kriterinde direkt restorasyonların başlangıcına göre anlamlı farklılıkları 18. aydan itibaren, indirekt restorasyonların 24. aydan ve CAD/CAM restorasyonların ise 12. aydan itibaren gözlendi. Bununla birlikte estetik parametrede yer alan tüm kriterler birlikte değerlendirildiğinde hiçbir restorasyon tipi başlangıcına göre estetik parametrede istatistiksel bir farklılık sergilemedi ($p>0.05$).

Yüzy Parlaklığı	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	2	46	0,157	-	-	46	1,000	-	8	37	0,005
0-18 Aylar	-	2	46	0,157	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	-	2	44	0,157	-	-	45	1,000	-	2	43	0,157
0-30 Aylar	-	3	43	0,083	-	3	41	0,083	-	1	43	0,317
Renklenme	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	2	46	0,157	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	3	45	0,083	-	-	46	1,000	-	10	35	0,002
0-18 Aylar	-	5	43	0,025	-	-	46	1,000	-	11	34	0,001
0-24 Aylar	-	6	43	0,014	-	4	41	0,046	-	13	32	0,000
0-30 Aylar	-	7	39	0,008	-	5	39	0,025	-	16	28	0,000
Renk Uyumu ve Translüsensi	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	5	-	43	0,034	-	-	46	1,000	-	7	34	0,366
0-18 Aylar	5	3	40	0,366	2	-	44	0,157	-	7	34	0,366
0-24 Aylar	6	2	38	0,157	6	-	39	0,014	-	6	36	0,317
0-30 Aylar	7	2	37	0,083	5	2	37	0,257	-	5	336	0,480
Estetik Anatamik Form	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-18 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	2	-	44	0,157	-	2	43	0,180	-	-	45	1,000
0-30 Aylar	2	1	43	1,000	-	1	43	0,317	-	-	44	1,000
Estetik Özellikler Genel Skoru	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	1	47	0,317	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	2	1	45	0,414	-	-	46	1,000	3	9	33	0,083
0-18 Aylar	2	2	44	0,705	2	-	44	0,157	3	8	34	0,132
0-24 Aylar	4	2	40	0,414	6	1	38	0,059	2	6	37	0,157
0-30 Aylar	6	3	37	0,493	6	2	36	0,132	2	7	35	0,096

Tablo 15: Estetik parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi

A+ : skor değerinin azalması (restorasyonun daha iyi skor alması)

A- : skor değerinin artması (restorasyonun daha kötü skor alması)

A= : skorun sabit kalması

Fonksiyonel parametrede her bir restorasyon tipinin kendi içinde zamana göre karşılaştırılması

Restorasyonların fonksiyonel parametredeki değişimleri Tablo 16'da izlenmektedir.

Materyal Kırığı ve Retansiyon	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	1	47	0,317	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-18 Aylar	-	1	47	0,317	-	1	45	0,317	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	-	2	44	0,157	-	3	42	0,109	-	1	44	0,317
0-30 Aylar	-	1	45	0,317	-	1	43	0,317	-	1	43	0,317
Kenar Uyumu	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	1	47	0,317	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-18 Aylar	-	1	47	0,317	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	-	1	45	0,317	-	2	43	0,180	-	4	41	0,059
0-30 Aylar	-	1	45	0,317	-	1	43	0,317	-	2	42	0,180
Okluzal Kontur ve Aşınma	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-18 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-24 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000	-	2	43	0,157
0-30 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	44	1,000	-	2	42	0,180
Aproksimal Anatamik Form	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	1	3	44	0,317	-	-	46	1,000	1	1	43	1,000
0-18 Aylar	1	3	44	0,257	-	-	46	1,000	1	1	43	1,000
0-24 Aylar	7	1	38	0,034	-	3	42	0,102	2	3	40	0,480
0-30 Aylar	7	-	39	0,008	-	3	41	0,083	2	3	39	0,480
Hasta Görüşü	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-18 Aylar	-	1	47	0,317	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-24 Aylar	-	2	44	0,157	-	3	42	0,102	-	6	39	0,024
0-30 Aylar	-	1	45	0,317	-	1	43	0,317	-	2	42	0,157
Fonksiyonel Özellikler Genel Skoru	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	1	4	43	0,157	-	-	46	1,000	1	2	42	0,414
0-18 Aylar	1	3	44	0,257	-	1	45	0,317	1	2	42	0,564
0-24 Aylar	6	3	37	0,851	1	5	39	0,072	2	9	34	0,022
0-30 Aylar	6	1	39	0,206	-	3	41	0,102	2	6	36	0,107

Tablo 16: Fonksiyonel parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi

A+ : skor değerinin azalması (restorasyonun daha iyi skor alması)
A- : skor değerinin artması (restorasyonun daha kötü skor alması)
A= : skorun sabit kalması

30.ayın sonunda direkt restorasyonların fonksiyonel parametrelerden “aproksimal anatomik form” kriterindeki başlangıca göre değişimi istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0.05$). Zamanla 7 adet restorasyonda kontak noktaları ölçüm değerleri 30µ’dan 50µ’a doğru artarken 39 restorasyonda değişim olmadı. Direkt restorasyonların sergiledikleri anlamlı farklılığa karşın, indirekt ve CAD/CAM restorasyonlarda “aproksimal anatomik form” kriterinde böylesi bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). Bununla birlikte, parametredeki bütün kriterler birlikte değerlendirildiğinde, hiçbir restorasyon tipinin fonksiyonel özelliklerindeki değişim (başlangıca kıyasla 30.ayın sonunda) anlamlı değildi ($p>0,05$).

Biyolojik parametrede her bir restorasyon tipinin kendi içinde zamana göre karşılaştırılması

Restorasyonların biyolojik parametredeki değişimleri Tablo 17’de izlenmektedir.

30.ay sonunda direkt restorasyonların biyolojik parametrelerden “post-operatif hassasiyet & diş vitalitesi” kriterindeki değişimi istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0.05$). Bu restorasyon tipinde zamanla 2 adet restorasyonda hassasiyet derecesinin gerilemesine rağmen 9 adet restorasyonda hassasiyet skorları artmıştır. Bu da direkt restorasyonlarda hassasiyetin zamanla arttığını göstermektedir.

Buna ek olarak biyolojik parametrelerden “periodontal yanıt” kriterinde, çalışmanın başından sonuna kadar giden süre boyunca tüm restorasyon tipleri için anlamlı farklılıklar izlendi ($p<0.05$). Bu farklılıklar restorasyon civarındaki dişetinde daha yüksek skora kaymak şeklindeydi. Bununla birlikte hiçbir restorasyondaki skor kabul edilemez düzeyinde değildi. Dolayısıyla biyolojik parametredeki genel değerlendirmede restorasyon tiplerinin hepsi için zamanla izlenen değişim anlamlıydı ($p<0.05$).

Postoperatif Hassasiyet & Diş Vitalitesi	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	4	44	0,046	-	3	43	0,083	1	1	43	1,000
0-12 Aylar	2	1	45	1,000	-	2	44	0,157	3	4	38	0,705
0-18 Aylar	2	2	44	1,000	-	2	44	0,157	3	-	42	0,083
0-24 Aylar	2	10	34	0,021	-	4	41	0,046	3	9	33	0,083
0-30 Aylar	2	9	35	0,033	-	2	42	0,157	3	8	33	0,132
CAR, Erozyon, Abfraksiyon	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-18 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000	-	-	45	1,000
0-30 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	44	1,000	-	1	43	0,317
Diş Bütünlüğü	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-18 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-24 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000	-	-	45	1,000
0-30 Aylar	-	-	46	1,000	-	-	44	1,000	-	1	43	0,317
Periodontal Yanıt	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	11	37	0,002	-	5	41	0,034	-	6	39	0,014
0-12 Aylar	-	15	33	0,000	-	9	37	0,005	-	16	29	0,000
0-18 Aylar	-	18	30	0,000	-	10	36	0,002	-	16	29	0,000
0-24 Aylar	-	21	25	0,000	-	17	28	0,000	-	25	20	0,000
0-30 Aylar	-	28	18	0,000	-	18	26	0,000	-	30	14	0,000
Bitişik Mukoza	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	-	48	1,000	-	-	46	1,000	-	-	45	1,000
0-12 Aylar	-	2	46	0,157	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-18 Aylar	-	2	46	0,157	-	-	46	1,000	-	1	44	0,317
0-24 Aylar	-	2	44	0,157	-	4	41	0,046	-	8	37	0,005
0-30 Aylar	-	2	44	0,157	-	1	43	0,317	-	6	39	0,020

Tablo 17: Biyolojik parametrede restorasyonların zamana göre değerlendirilmesi

A+ : skor değerinin azalması (restorasyonun daha iyi skor alması)
A- : skor değerinin artması (restorasyonun daha kötü skor alması)
A= : skorun sabit kalması

Estetik, fonksiyonel ve biyolojik tüm parametrelerdeki tüm kriterler birlikte incelendiğinde; indirekt rezin restorasyonlar hariç, diğer iki restorasyon tipinde de zaman içerisinde başlangıca göre anlamlı farklılıklar bulunmaktadır ($p < 0,05$).

Restorasyonların genel değerlendirilmesindeki değişimleri Tablo 18'de izlenmektedir.

Restorasyonun Genel Skoru	Direkt Restorasyonlar				İndirekt Restorasyonlar				CAD/CAM Restorasyonlar			
	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p	A+	A-	=	p
0-6 Aylar	-	2	46	0,157	-	1	45	0,317	1	2	42	0,564
0-12 Aylar	-	5	43	0,034	-	1	45	0,317	4	9	32	0,134
0-18 Aylar	-	5	43	0,034	-	-	46	1,000	5	7	33	0,564
0-24 Aylar	-	6	34	0,614	-	5	36	0,564	3	17	25	0,002
0-30 Aylar	-	4	36	0,957	-	4	37	0,705	3	20	21	0,000

Tablo 18: Genel değerlendirmede restorasyonların zamana göre değişimleri

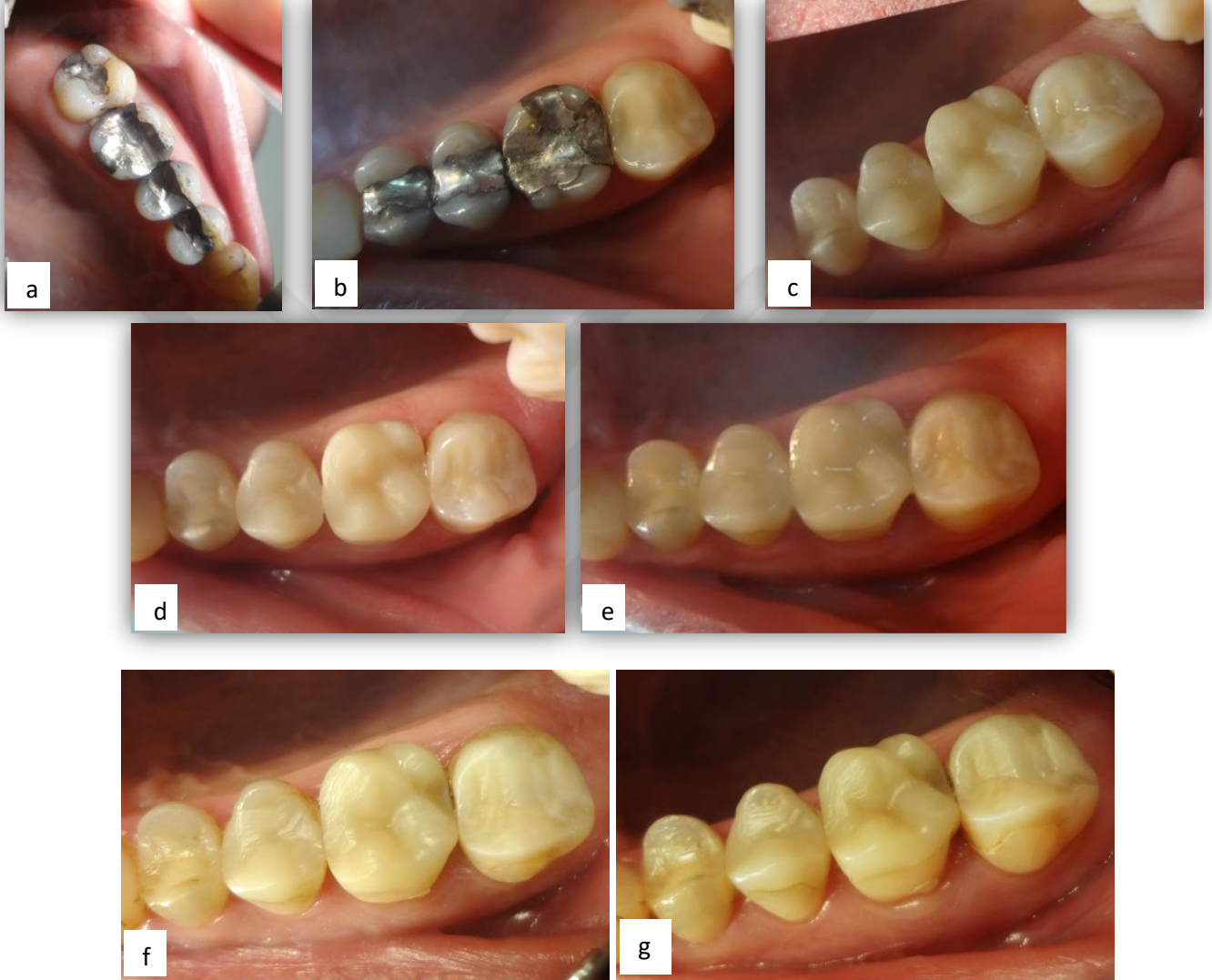
A+ : skor değerinin azalması (restorasyonun daha iyi skor alması)
A- : skor değerinin artması (restorasyonun daha kötü skor alması)
A= : skorun sabit kalması

30 ay sonunda restorasyonlar başlangıca göre genel olarak değerlendirildiğinde ise, direkt ve indirekt restorasyonlarda zamana bağlı istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmedi ($p>0.05$). Buna rağmen CAD/CAM restorasyonlarda zamana bağlı olarak istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

4.3 Olgular

Bu tezde incelenen farklı restorasyon tiplerine ilişkin olgulardan bazıları seçilerek aşağıda sunulmuştur (Şekil 62-69).

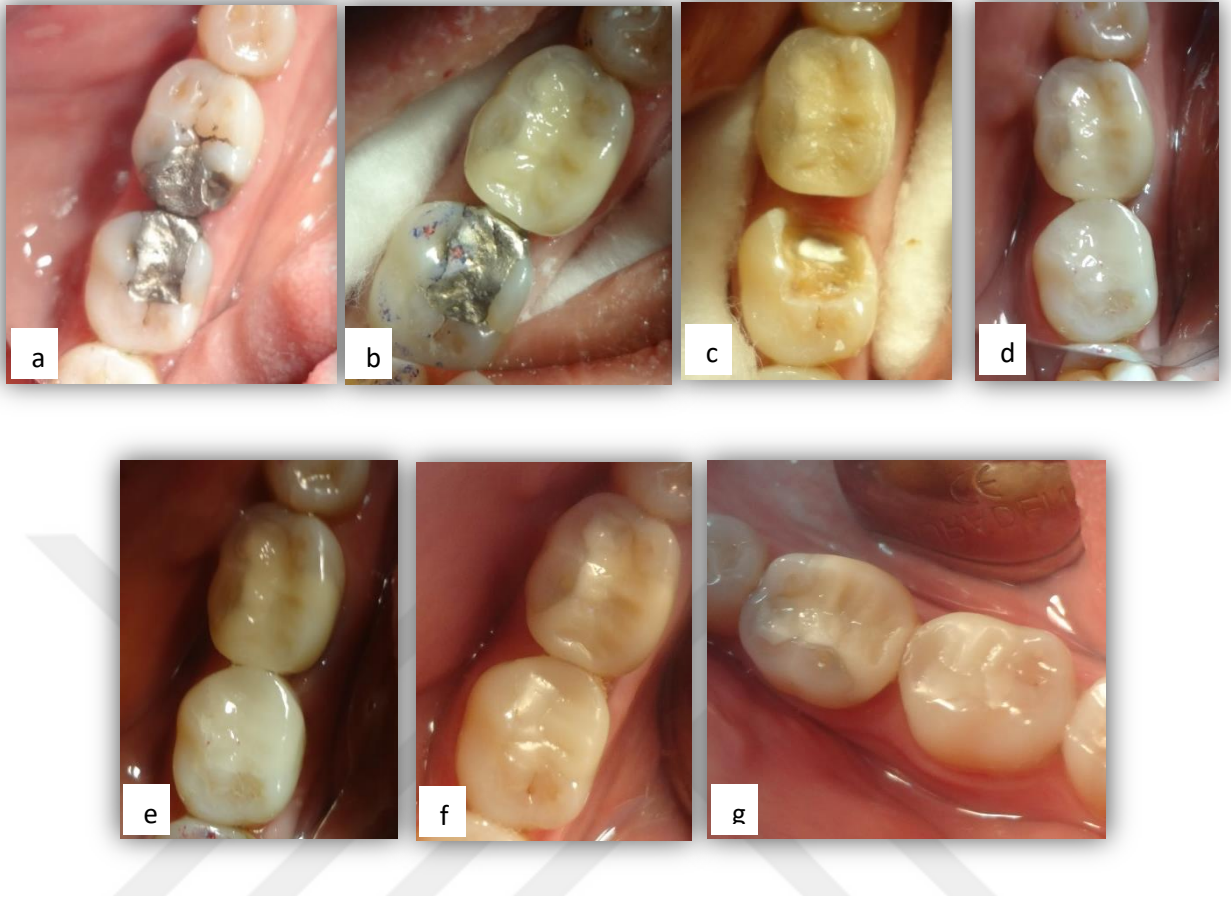
Olgu 1



Şekil 62: Olgu 1 (a-g)

39 yaşında kadın hastaya sırasıyla sol üst 1.küçük azya direkt, 2.küçük azya CAD/CAM, 1.büyük azya CAD/CAM ve 2.büyük azya indirekt restorasyonlar uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) restorasyonlara başlamadan önce dişlerde bulunan amalgamların görüntüleri; (b) başlangıç aşamasında öncelikle 27 nolu dişe indirekt restorasyon uygulaması ve ardından da (c) 6.ayda ilgili bölgede tüm restorasyon tiplerinin tamamlanmış görüntüleri izlenmektedir. (d), (e), (f) ve (g) görüntülerinde ise tüm restorasyonların sırasıyla 12.ay, 18.ay, 24.ay ve 30.ay kontrolleri izlenmektedir.

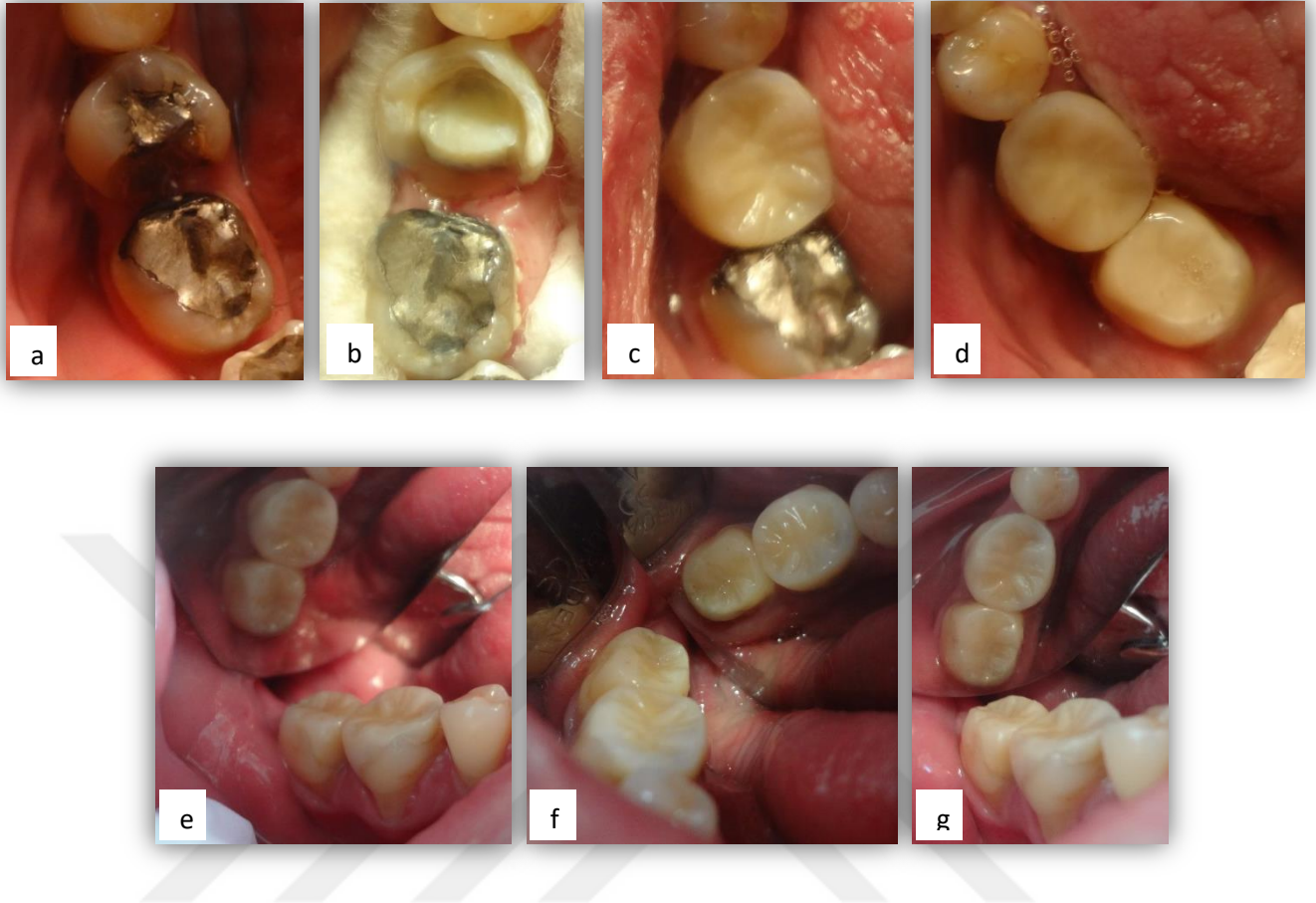
Olgu 2



Şekil 63: Olgu 2 (a-g)

51 yaşında kadın hastaya sırasıyla sağ alt 1.büyük aziya direkt, 2.büyük aziya indirekt rezin restorasyonlar uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) restorasyon öncesi ilgili dişlere ait görüntü; (b) 46 nolu dişin direkt restorasyonunun tamamlanmış görüntüsü; (c) 47 nolu dişin kavitesinin açılmış hali ve 46 nolu dişin indirekt restorasyonunun bitim görüntüsü; (d) 46 ve 47 nolu dişlerin her ikisine ait restorasyon tiplerinin tamamlanmış ve başlangıç aşamasındaki görüntüleri izlenmektedir. (e), (f) ve (g) görüntülerinde ise tüm restorasyonların sırasıyla 12.ay, 18.ay ve 24.ay kontrolleri izlenmektedir.

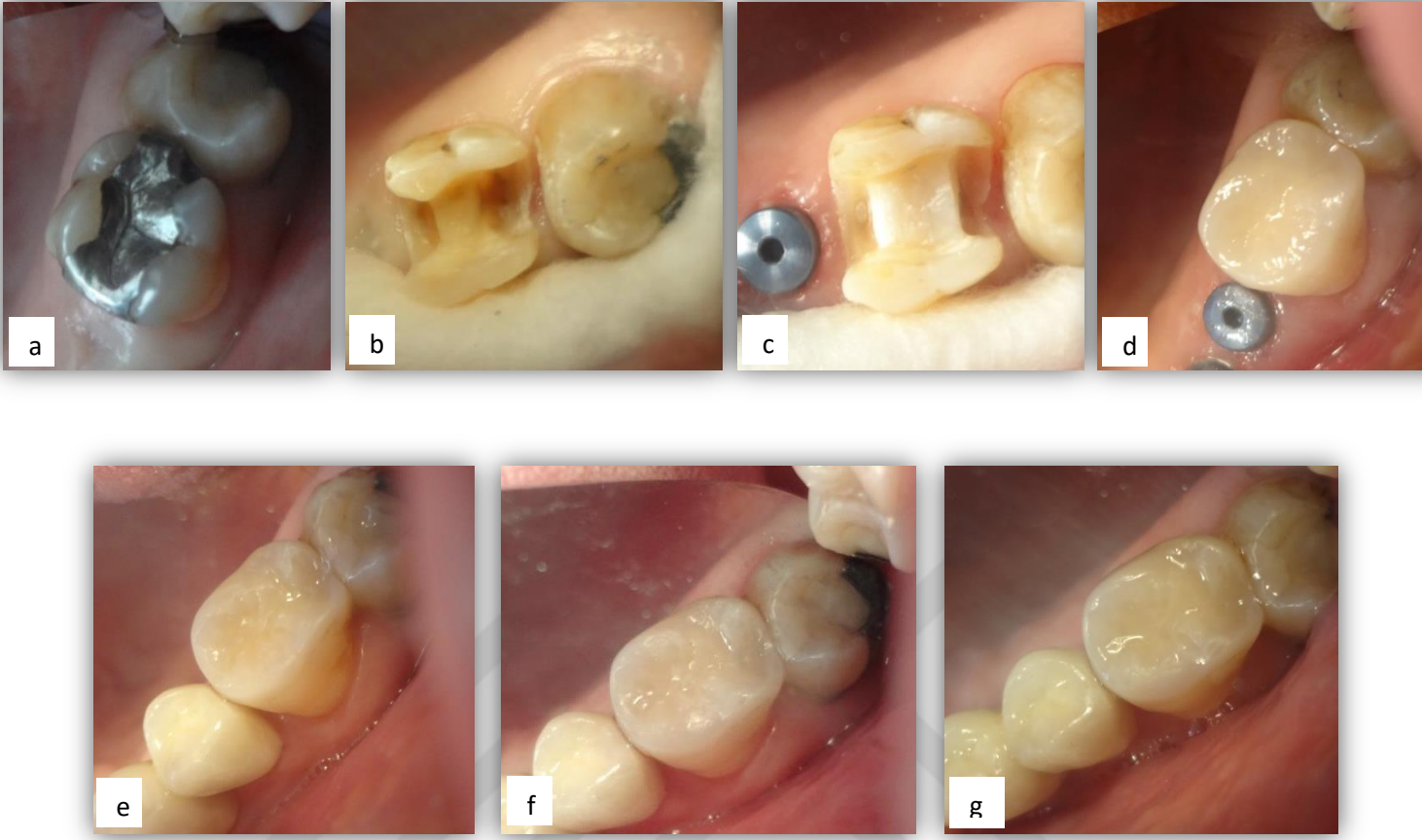
Olgu 3



Şekil 64: Olgu 3 (a-g)

49 yaşında erkek hastaya sırasıyla sağ alt 1.büyük azya indirekt, 2.büyük azya direkt rezin restorasyonlar uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) restorasyon öncesi ilgili dişlere ait görüntü; (b) başlangıç aşamasında öncelikle 46 nolu dişe indirekt restorasyon uygulaması öncesi kavite ve kaidenin görüntüleri; (c) 46 nolu dişe indirekt rezin restorasyonun tamamlanmasından sonraki görüntüsü izlenmektedir. (d) de ise 47 nolu dişe de direkt restorasyonun yapılmasından sonraki başlangıç görüntülerinin ardından; (e), (f) ve (g) görüntülerinde ise tüm restorasyonların sırasıyla 12.ay, 18ay ve 30.ay kontrolleri izlenmektedir.

Olgu 4



Şekil 65: Olgu 4 (a-g)

44 yaşında kadın hastaya sol üst 1.büyük azıya indirekt rezin restorasyon uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) ağızda bulunan kırık amalgamın görüntüsü izlenirken; (b) başlangıç aşamasında 26 nolu dişe indirekt restorasyon uygulaması öncesi kavitenin; (c) kaidenin görüntüleri; (d) 26 nolu dişe indirekt rezin restorasyonun tamamlanmasından sonraki görüntüsü izlenmektedir. (e) de 26 nolu dişe ait restorasyonun 6.ay görüntüsünün ardından; (f) ve (g) görüntülerinde ise restorasyonun sırasıyla 12.ay ve 30.ay kontrolleri izlenmektedir.

Olgu 5



Şekil 66: Olgu 5 (a-k)

22 yaşında kadın hastaya sol üst 1.büyük azya CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) altında sekonder çürük bulunan amalgam restorasyona ait 26 nolu dişin ilk hal okluzalden ve; (b) bukkalden görüntüsü izlenirken; (c) restorasyon öncesi kavitenin ve kaidenin görüntüleri; (d) 26 nolu dişte restorasyonun tamamlanmasından sonraki görüntüsü izlenmektedir. (e) de ise restorasyonun başlangıç aşamasında bukkalden görüntüsü izlenirken; (f), (g), (h), (i) ve (k) görüntülerinde sırasıyla 6.ay, 12.ay, 18.ay, 24.ay ve 30.ay kontrollerine ait görüntüler

Olgu 6



Şekil 67: Olgu 6 (a-h)

39 yaşında kadın hastaya sağ alt 1.büyük azya indirekt restorasyon, 2. büyük azya ise CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) altında sekonder çürük bulunan kompozit restorasyonlara ait 46 ve 47 nolu dişlerin ilk hali; (b) 46 nolu dişin kavite görüntüsü; (c) indirekt restorasyonun tamamlanmasından sonraki görüntüsü izlenmektedir. (d) 47 nolu dişte kaide ile birlikte kavite görüntüsü; (e) de ise restorasyonların birlikte başlangıç görüntüleri izlenirken; (f), (g), (h) görüntülerinde sırasıyla 6.ay, 18.ay ve 30.ay kontrollerine ait görüntüler izlenmektedir.

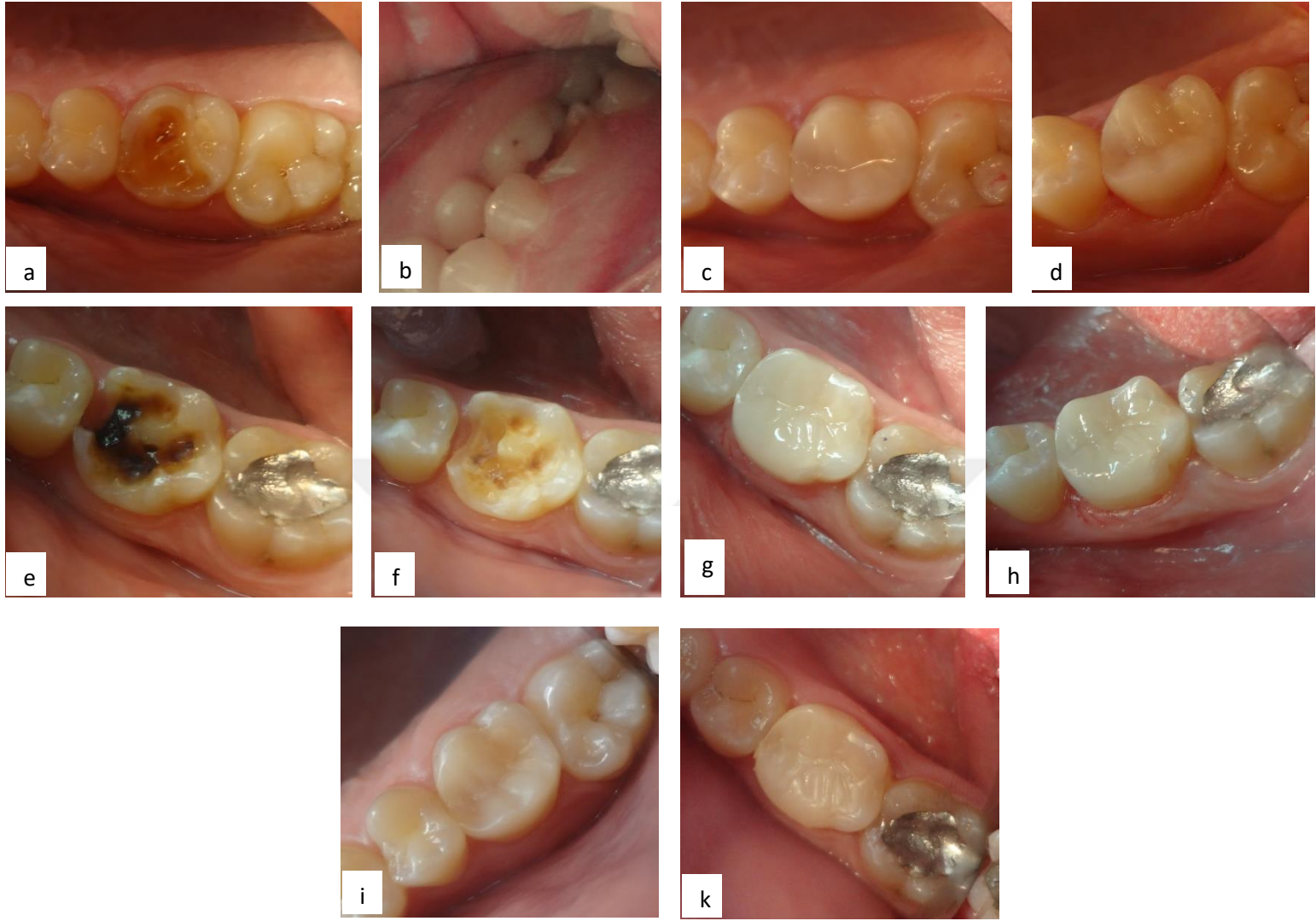
Olgu 7



Şekil 68: Olgu 7 (a-h)

23 yaşında kadın hastaya sol alt 2.küçük azya direkt restorasyon, 1.büyük azya ise CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyon uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) 36 nolu dişte altında sekonder çürük bulunan kompozit restorasyonun görüntüsü; (b) 36 nolu dişin kavitesi; (c) CAD/CAM restorasyonun tamamlanmasından sonraki başlangıç görüntüsü izlenmektedir. (d), (e), (f), (g), (h) görüntülerinde sırasıyla 6.ay, 12.ay, 18.ay, 24.ay ve 30.ay kontrollerine ait görüntüler izlenmektedir.

Olgu 8



Şekil 69: Olgu 8 (a-k)

21 yaşında kadın hastaya sağ üst 1.büyük azya direkt restorasyon, sol alt 1.büyük azya ise indirekt restorasyon uygulandı. Restorasyonlara başlamadan önce hastanın ağız hijyeni eğitimi verilip, dişetleri sağlıklı hale geldikten sonra ölçü ve restorasyon işlemleri tamamlandı. Şekilde sırasıyla (a) primer lezyon bulunan 16 nolu dişin okluzalden görüntüsü; (b) ise aynı dişin bukkalden görüntüsü; (c) direkt restorasyonun tamamlanmasından sonraki yine okluzalden ve (d) bukkalden başlangıç görüntüsü izlenmekteyken; aynı şekilde (e) hastanın 36 nolu dişine ait primer lezyon görüntüsü; (f) kavite temizlendikten sonraki görüntü; (g) ve (h) görüntülerinde ise indirekt restorasyon tamamlandıktan sonraki okluzal ve bukkalden görüntüleri izlenmektedir. (i) ve (k) ise sırasıyla direkt ve indirekt restorasyonların 30 ay sonundaki görüntüleri izlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada geniş ve çok yüzlü kaviteilerin bulunduğu vital dişlerde farklı tekniklerle yapılmış indirekt ve direkt rezin kompozit restorasyon ile CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonların 30 aylık klinik performansları izlendi ve birbirleriyle karşılaştırıldı. Restorasyon tiplerinin klinik takipleri ve karşılaştırılması 30 ay boyunca estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerde FDI kriterlerine göre yapıldı. Başlangıçtan itibaren hiç “4 veya 5” skoru almamış yani tamir edilebilir veya edilemez düzeyde başarısızlık göstermemiş olan restorasyonların 30 ay sonundaki oranı -ağızda kalma oranı- direkt restorasyonlar için %89,40 iken indirekt restorasyonlar için %95,60 ve CAD/CAM restorasyonlar için %84,40'tı. Çalışma süresince ilk 18ay CAD/CAM restorasyonların genel değerlendirmede diğer restorasyon tiplerine oranla daha başarılı olduğu gözlenmiş olsa da, 24. ve 30. aylarda bu başarı yerini eşitliğe bıraktı. Çalışmanın sonunda estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerin hepsini içine alacak şekilde genel bir değerlendirmeye gidildiğinde farklı restorasyon tipleri ve farklı tekniklerin başarısı arasında herhangi anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi.

Restorasyonların ağız içerisinde kalma oranı yani yaşam ömürleri tedavinin kalitesini ortaya seren en önemli göstergedir. Restorasyonların klinik performansı multifaktöriyel olarak; hasta, hekim, ilgili diş, kavite büyüklüğü ve materyal ile ilgili faktörlerin bir sonucu olarak restorasyonun başarısını ortaya koyar (3). Bununla birlikte, bu başarı büyük ölçüde uygulayan diş hekiminin deneyimine ve oral kavitede oluşan streslere bağlıdır (186). Hastaların sosyoekonomik statülerinin de restorasyonun ömrünü etkilediği düşünülmektedir (187). Bunun nedeni çürük prevalansının sosyal belirleyicilerle ilişkili olmasından kaynaklanmaktadır (188, 189). Restorasyonların ağızda kalma oranında, restorasyon materyali ve materyale ait özellikler de en az dişin kendisi, hasta faktörü ve hekim deneyimi kadar önemlidir (22). Restorasyon materyalinin seçimi restorasyonun ömrünü ve klinik performansını direkt olarak etkilemektedir. Küçük kaviteilerin amalgam ya da rezin kompozitlerle restorasyonu, daha az materyal kullanılması, kavite duvarlarının az olması, restorasyon yapımı sırasında ağız içinin daha kontrol

edilebilir olması ve hasta başında geçen sürenin kısa olmasından dolayı klinikte oldukça iyi sonuçlar vermiştir (190). Son 30-40 yılda adeziv teknolojisindeki büyük gelişmelere rağmen rezin kompozitlerin küçük ve orta büyüklükteki kavite dışı dışında kullanımı halen soru işaretleri taşımaktadır. Oklüzal streslerin yoğun olarak hissedildiği posterior bölgede hem fonksiyonun hem de estetiğin yeterince sağlanması sorunu vardır. Klinikte direkt uygulanan rezin kompozitler kullanım kolaylığı sağlamakla birlikte, bu kompozitlerin genellikle küçük ve orta büyüklükteki kavitelere uygulanmaları önerilmektedir (4). Direk rezin kompozitlere ilişkin asıl problem oklüzal streslere maruz kalan posterior dişlerin geniş ve çok yüzlü büyük kavite dışında (kavite sınırlarının bukkolingual genişliğinin 1/3'ünü aştığı durumlarda geniş restorasyonlarda ya da tüberkülü de kapsayan kavite dışında) meydana gelmektedir (38). Endikasyon sınırları bu denli genişletildiğinde restorasyonların kırılma riski artar. Bununla birlikte karşılaşılan en büyük problem materyalin sertleştirilmesi sırasındaki büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi restorasyon/diş arayüzünde boşluk meydana gelmesine bağlı olarak hassasiyet ve sekonder çürük oluşması gibi sıkıntılara yol açabilir. Madde kaybı geniş olan dişlerde hem oklüzal hem de aproksimal kenar uyumunun ağız ortamında direkt restorasyonla sağlanması oldukça güçtür. Bunun yanısıra kenar sızıntısı, aşınma ve restorasyonda meydana gelen renklemeler de diğer güçlükleri oluşturmaktadır. Bununla birlikte 4 ya da daha fazla yüzlü restorasyonlardaki başarısızlık oranları tek yüzlü kavite restorasyonuna kıyasla dişte kırılma ve sekonder çürük meydana gelmesi açısından 4 kat fazla bulunmuştur (191). Aşırı kron harabiyetine sahip dişlerdeki restorasyonların klinik performanslarının azaldığı, özellikle de ağızda kalma sürelerinin restorasyonun büyüklüğü arttıkça düştüğü çalışmalarda net görülmüştür (175, 192-194). Restorasyon üzerindeki yüzey miktarı arttıkça araştırmalar restorasyona uygulanması gereken tekrar müdahale oranının yükseldiğini belirtmiştir (195). Molar dişlerdeki çok yüzlü restorasyonlar, ister endodontik tedaviyi takiben ister de vital dişlerde olsun tekrar müdahaleyi gerektirmesi açısından daha yüksek risk taşıdığından günümüz diş hekimliğinin ana problemlerinden birisi haline gelmiştir (187, 196). Bu tarz büyük ve geniş madde kayıplı dişlerin restorasyonunda genellikle daha invaziv bir tedavi seçeneği olan kuronların uygulanması

alışıl gelmiş bir yöntemdir. Ancak bu tedavi seçeneğinin dişte meydana getirdiği madde kaybı, dolgularla kıyas kabul etmez ölçüde fazladır. Ağız hijyeni sıkıntılı bireylerde bu tip geniş kaviteelerin restorasyonunda rutin olarak klinikte amalgam restorasyonlar da tercih edilmektedir. Literatürde geniş kaviteelerin restorasyonlarında posterior rezin kompozit ve “*amalgam bonding*” uygulanarak kaviteye yerleştirilen amalgam restorasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada her iki materyalin de klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar verdiği görülmüştür (190). Postoperatif hassasiyetin de kompozit restorasyonlarda amalgama kıyasla daha az olduğu gözlenmiş olup, posterior rezin kompozitlerin de geniş ve büyük defekti olan kaviteelerin restorasyonunda güvenle kullanılabileceği sonucu bildirilmiştir (190). Ayrıca mekanik tutuculuğa sahip ve estetik bir yaklaşım olmayan amalgamdan ziyade, adeziv bağlantı sunan rezin kompozite dair uzun dönemli klinik takipte artan başarı oranları izlenmektedir (197). Buna ek olarak son dönemlerde hastaların da dişlerini korumak ve mümkün olduğunca protetik yaklaşımdan uzak durmak tercihleri dikkati çekmektedir. Bu gerekçelerle bu çalışmanın kapsamında yer alan geniş ve tüberkül kayıplı dişlerin restorasyonlarında kontrol grubu niteliği de taşıması adına direkt rezin kompozit restorasyonların incelemeye dahil edilmesine karar verildi.

Bir veya daha fazla tüberkül kaybını da içeren restorasyonların direkt olarak ağız içerisinde uygulanması çok zor olduğundan, bazı kontak ve form oluşturma zorlukları içerdiğinden indirekt teknikle yapılan restorasyonlar da günümüzde oldukça ilgi görmektedir. Direkt ve indirekt rezin kompozitlerin klinik başarısının kıyaslandığı çalışmalarda her iki restorasyon türünün de klinik olarak başarılı olduğu bildirilmiştir (198-205). Ancak bu araştırmalar genelde Sınıf I ve Sınıf II kaviteelerde, tüberkül hasarı olmayan dişlerde gerçekleştirilmiştir (203-205). Çalışmalarda USPHS kriterlerine göre direkt restorasyonların renk uyumu, marjin renklenmesi ve hassasiyet; indirekt restorasyonların ise anatomik form, marjinal bütünlük, diş bütünlüğü kriterlerinde daha fazla “*alpha*” skoru aldığı izlenmektedir (201, 202). Bununla birlikte bir diğer çalışma tüberkül hasarını içeren adeziv restorasyonlarda, direkt ve indirekt tekniğin hem fonksiyon hem de morfolojinin tekrar oluşturulmasında fark gözetmeksizin uygulanabilir restorasyonlar olduğunu

bildirmektedir (205). Özellikle posterior bölgede geniş ve büyük kavitelerin restorasyonunu inceleyen çalışmaların çoğu, lezyonun derinliği sebebiyle kanal tedavisi görmüş ve genelde endokron uygulanmış dişler üzerine yapılan klinik çalışmalardır (206-209). Ancak sonuçlar vital dişler kapsamında farklılıklar sergileyebilir ve farklı teknikler kullanılarak gerçekleştirilen restorasyonların başarıları birbirinden farklı olabilir düşüncesiyle gerçekleştirdiğimiz bu çalışmada, biz de direkt restorasyonların estetik, indirekt restorasyonlarınsa fonksiyonel özelliklerinin daha iyi olduğunu tespit ettik.

Bu çalışmada direkt rezin kompozit materyali olarak özellikle posterior kullanım için piyasaya sürülmüş olan Gaenial Posterior seçilirken, indirekt rezin kompozit olarak da dört farklı polimerizasyon tipininin bir arada kullanılmasıyla polimerize edilen Tescera™ ATL sistemi tercih edildi. Bunun yanı sıra çalışmada yer alan diğer restorasyon materyali yarı direkt olarak da sınıflayabileceğimiz CAD/CAM ile kullanılabilen hibrit materyal rezin nano-seramik Lava™ Ultimate bloklardı.

Direkt rezin restorasyonların yapımında kullanılan Gaenial Posterior ışıkla sertleşen, radyopak ve mikro-hibrit yapıdaki bir rezin kompozit olup, matrisi UDMA ve dimetakrilat ko-monomerlerinden oluşurken, Bis-GMA içermemektedir. Resin kompozitin içerisinde ön polimerizasyonu yapılmış iki farklı çeşit doldurucu *“pre-polymerized filler”* bulunmaktadır ki firma materyalin bu sayede kusursuz estetik, iyi polisajlanabilme kabiliyeti, mükemmel fiziksel performans ve kolay kullanımı olduğunu iddia etmektedir (210). Öyle ki, çalışmamızda da estetik özelliklerin değerlendirilmesinde direkt rezin restorasyonlar daha başlangıçta “renk uyumu ve translusensi” kriterinde diğer restorasyon tiplerine oranla daha iyi sonuç verdi. Materyalin uygulama esnasındaki kolaylığı, iyi polisajlanabilir olması ve iddia edildiği gibi bukalemun etkisinin fazla olduğu, özellikle uygulandıktan bir iki gün sonra renginin diş ile neredeyse aynı olduğu tarafımızdan gözlemlendi. Yine firma posterior restorasyonlardaki kenar kırılması riskinin yüksekliğinden dolayı materyalin bu riski azaltacak ölçüde polimerizasyon büzülmesini azattığını iddia etmektedir. Ayrıca özellikle geniş çaplı, tabakalı yerleştirilen rezin restorasyonlarda materyalin kaviteye adaptasyonunda, kontur ve anatomik

formun verilmesi esnasında ışık altında 4 dakika gibi uzun bir sürede çalışılabilme özelliği olduğu bildirilmektedir (210). Biz de restorasyonların yapım aşamasında materyalin çalışma süresinin yeterli ancak direkt reflektör ışığı altında hızlı sertleşmeye meyilli olduğunu izledik. Ancak biz klinikteki uygulamalarımız sırasında materyalin uygulanmasına ilişkin herhangi bir zorluk yaşamamakla birlikte 4 dk. gibi uzun bir çalışma zamanı olduğunu izlemedik. Aksine materyal direkt reflektör ışığı altında hızlı sertleşmeye meyilli olduğundan zaman zaman reflektör ışığı doğrudan ağız içerisine gelmeyecek şekilde çalıştık.

İndirekt rezin restorasyonların yapımında ise polimerizasyonu ağız dışında laboratuvar ortamında ışık/ısı/basınç ve sudan oluşan özel bir fırın ile gerçekleştirilen Tescera indirekt kompozit sistemi Tescera ATL polimerizasyon fırını ile birlikte kullanıldı. Bu sistem her biri mikro-hibrit yapıda olmak üzere doldurucu bileşenleri birbirlerinden farklılık gösteren dentin, body ve insizal rezin kompozitlerinden oluşmaktadır. Tescera dentin materyali ağırlık olarak %85 oranında mikrodoldurucu içermekte iken; body ve insizal materyali, ilave nanopartiküllerin eklenmesiyle ağırlıkça %70 oranında mikrodolduruculardan oluşmuştur. Firma materyalin düşük polimerizasyon büzülmesi ile (%1.5'den az) mükemmel bir kenar uyumu ve bütünlüğü sağladığını bildirmektedir (92). Ayrıca Tescera mikropartiküllerin artan miktarı ile “body ve insizal” kompozitlerinin de cilalanabilirliğinin yüksek olduğunu, parlak bir yüzey sağlanabilirliğini ve oldukça iyi aşınma nitelikleri gösterdiğini iddia etmektedir (92). Buna paralel olarak çalışmamızda da indirekt restorasyonların fonksiyonel parametrede olan üstünlüğü, her zaman sabit kalarak devam etmiştir. Özellikle “aproksimal anatomik form – kontak noktası” kriterinde interproksimal kontak aralıkları indirekt restorasyonlarda çoğunlukla 25-30µm iken; diğer restorasyonlarda 30-50 µm arasında değişti. Bununla birlikte sistem tabakalama tekniği ile kompozit yerleştirilmesine olanak sağlar ve firma, ışık ve basınç altında yapılan ilk polimerizasyonla kompozitin porözite ve defektlerinde azalma olduğunu savunmaktadır (92). İndirekt restorasyonların uygulama aşamasındaki basamak sayısı fazladır ve tekniğe hassas bir sistem ile çalışmayı gerektirir. Ancak bu işe yeterli zaman ayrıldığında, dikkatli ve titiz bir uygulama yapıldığında fonksiyonel, biyolojik

ve estetik açıdan ortaya oldukça iyi bir sonuç çıktığı tarafımızdan gözlemlendi. Bununla birlikte materyalin opak yapısından dolayı diş ile renk uyumunda bir miktar farklılık bulunmaktaydı. Buna rağmen, posterior bölgenin çok yüzlü kavitelerinin restorasyonunda önceliğin fonksiyonellik olduğunu düşünürsek, renk uyumundaki bu ufak farklılıkların aslında çok da büyük bir sıkıntı yaratmadığı kanısındayız.

Lava Ultimate rezin nano-seramik bloklar ise nano boyutta seramik partiküllerin rezin bir matris içine yerleştirilmesiyle elde edilmiştir. Biyouyumlu materyallerin CAD/CAM sisteminin avantajları ile birleşmesi hızlı tedavi sürecini ve iyi bir kenar uyumuna sahip hassas restorasyonların üretimini getirmiştir. CAD/CAM tekniği ile restorasyonlar hazır seramik bloklardan bir freze ünitesinde kazınarak üretilir. CAD/CAM bloklarının yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildikleri için geleneksel materyallere göre daha az porözite içerdikleri, yüksek yoğunluğa sahip oldukları ve artık stres barındırmadıkları, diğer bir deyişle daha homojen yapıda oldukları belirtilmektedir (134). CAD/CAM seramik blokların teknolojisinden faydalanılarak seramiklere rezin içeriklerinin eklenmesiyle hibrit materyaller de piyasaya sürülmüştür. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin ve ona uygun olarak üretilmiş restoratif materyallerin avantajları sayesinde tek seans diş hekimliği kavramı doğmuştur. Tıpkı direkt restorasyonların rutin kullanımında olduğu gibi gelecekte yaygınlaşmasını ön gördüğümüz tek seans diş hekimliği konseptine uygun, tek seansta üretilip uygulanabilecek restoratif materyaller sıklıkla kullanılacak gözükmektedir. Bu nedenle biz de bu çalışmada tek seans diş hekimliği konseptinin gerektirdiği sistem (Cerec 4.2) ve materyallerden biri olan Lava Ultimate rezin nano-seramik hibrit blokları kullanarak optimal tasarımın bir seferde elde edilip, üretilmesini sağladık.

Restoratif materyallerin mineye adezyonu oldukça sorunsuz ve güvenilirken, dentine bağlanmaları zordur (138). Dentine bağlanmadaki güçlüğüün sebebi, dentinin kompleks yapısı ve kompozisyonudur (211). Çalışmamızda posterior bölgenin büyük ve geniş çaplı kaviteleri kullanıldığından, restoratif materyallerin dentine olan adezyonu önem kazanmaktadır. Bu sebeple direkt rezin kompozitlerin kavitelere uygulanması esnasında bağlantı ajanı olarak “*self-etch*” bir adeziv sistem kullandık.

Yapılan alışmalar klinikte “*self-etch*” adeziv sistemlerin dentine bağlanma miktarının diğer adeziv sistemlerden daha iyi olduğunu bildirmiştir (212, 213). Hibrit tabaka, dentin dokusuyla iyi bir adezyon sağlayarak, dentin yzeyini tamamen rtter ve dışarıdan içeriye sıvı akışı engellenmiş olur. Bu Şekilde postoperatif hassasiyet de önlenmiş olur (214). Adeziv uygulaması esnasında dentin tübülleri içindeki hidroluk basınç değişimleri pulpadaki ağrı reseptörlerini uyarır ve hastanın ağrı duymasına neden olur. Bu nedenle, dentin adezivi dentin tübüllerini ne kadar iyi rtlurse, postoperatif ağrı o denli kontrol altına alınabilir (214). Yapılan alışmalar postoperatif hassasiyet sıklığının adeziv sistem tipi ile doğrudan ilişkili olduğunu göstermiştir (169, 215). Aynı zamanda postoperatif hassasiyetin dentin adeziv uygulaması ile bağlantısının yanısıra polimerizasyon büzülmesi ve marjinal adaptasyon ile de ilişkili olduğu bildirilmiştir (169). Çalışmamız süresince restorasyon materyalleri arasında postoperatif hassasiyet açısından fark bulunmasa da, diğer restorasyon tiplerinde görülmemekle birlikte, sadece direkt rezin restorasyonlar kendi içinde başlangıca göre değerlendirildiğinde çalışma sonunda postoperatif hassasiyetin arttığı gözlendi. Bunun sebebinin bu denli büyük kavitelerde polimerizasyon büzülmesine, zaman içerisinde adeziv tabaka ve bağlantısında meydana gelen bozulmaya ve bağlı olarak ortaya çıkmış olabileceği dşnncesindeyiz. Zaten restorasyon kenarlarında görülen renklenmedeki artış da bu düşüncemizi teyit eder gibi durmaktadır.

Her ne kadar “*self-etch*” adezivler artık direkt rezin kompozit restorasyonlarda daha sıklıkla kullanılıyor olsa da, bazı çalışmalar çok daha iyi mine adezyonu sağlanmasının fosforik asit przlendirmesiyle birlikte elde edileceğini savunmaktadır (216-219). Polimerizasyon büzülmesinin arttığı büyük boyutlu restorasyonlarda fosforik asit uygulanmaksızın kompozit yerleştirilmesi bağlanma kalitesini etkileyebilir (220). Buna ek olarak, “*self-etch*” tekniği kullanılırken de sadece minenin 30 sn süre ile asitlenmesi önerilmektedir (220). Eğer bu prosedür izlenirse, fosforik asit ile pürüzlendirmenin mine üzerindeki avantajları, “*self-etch*” tekniğin dentin üzerindeki daha az tekniğe hassas olma ve düşük postoperatif hassasiyet gibi avantajlarının biraraya gelmiş olacağını düşünen araştırmacılar da vardır (155, 221-223). Bunun aksine seçici mine asitlemesinin “*self-etch*” adezivler

kullanıldığında herhangi etkili bir fark yaratmadığını savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (224). Direkt rezin kompozit uygulamaları mekanik tutuculuk gerektirmeyen kavite açma prensipleriyle ve aynı seansta restorasyonun tamamlanabilmesiyle hızlı ve kolay uygulanabilir restorasyon grubunu oluşturmaktadır. Bu bağlamda, bu çalışmada kolay ve hızlı uygulamayı geliştirmek ve bu restorasyon tipiyle çalışmada bir nevi kontrol niteliği oluşturmak adına bu restorasyonların “*self-etch*” lerden önce minede ön pürüzlendirme yapılmaksızın yerleştirilmesine karar verilmişti. Bununla birlikte çalışmanın daha ayrıntılı işlem basamakları gerektiren uygulamaları olan indirekt ve CAD/CAM restorasyonların kaviteye yerleştirilmesinde ise minede ön pürüzlendirmeyi tercih ettik. Bununla birlikte adezyon ile bağlantılı olarak çalışmanın başından sonuna kenar renklenmesinde meydana gelen değişimler her üç tip restorasyonda da görüldü. İndirekt ve CAD/CAM restorasyonların simantasyonunda minede asitleme ile pürüzlendirme yapıp, direk restorasyonlarda yapmadığımız halde tüm restorasyonların “kenar renklenmesi” kriterinde görülen bu değişim bize “*self-etch*” ile bağlanan direkt restorasyonların mine adezyonundan kaynaklanan ekstra bir sıkıntı olmadığını düşündürdü.

İndirekt kompozitlerin kavitelere simantasyonunda kullanılan çok çeşitli simanlar geliştirilmiştir. En çok kullanılan yapıştırıcı simanlar ise rezin esaslılardır (138, 225). İçerik olarak rezin kompozitlere benzer. Bu yapıştırıcı simanlar polimerizasyon şekillerine göre kimyasal veya ışık ile polimerize olan ya da hem kimyasal hem ışık birlikte “*dual-cure*” olmak üzere üçe ayrılmıştır. “*Dual-cure*” rezin simanların mineye, dentine, dentin adezivine, rezin kompozite ve hatta asit uygulanmamış cam iyonomer simanlara iyi bağlandığı bildirilmektedir (226). Özellikle indirekt restorasyonların bağlanmasında dentin ve yapıştırıcı siman arasındaki güçlü ve sabit yapı klinik performansı etkilemektedir (227). Yeni dönemlerde bu dual-cure rezin yapıştırma materyallerindeki gelişmeyi takiben, “*self-adhesive*” rezin yapıştırma simanlar da piyasaya sürülmüştür. Herhangi bir ön dentin adeziv uygulaması gerektirmeyen bu yapıştırıcı rezinlerin kullanımı kolaydır (228, 229). Benzer şekilde yapılan çalışmalar “*self-adhesive*” rezin simanların mekanik özelliklerinin gelişmiş olduğunu göstermiştir (230, 231). Bununla

birlikte “*self-adhesive*” rezin simanlar ve “*self-etching*” rezin simanların indirekt rezin kompozit inleyle adezyonunun araştırıldığı bir çalışmada da herhangi bir farklılık bildirilmemiştir (232). Bunun aksine “*internal gap*” derinliği arttıkça “*self-adhesive*” rezin simanın bağlanma dayanımının “*self-etch*” bir ajanla kullanılan resin simanlara göre anlamlı olarak arttığını bildiren çalışmalar da vardır (233). Ayrıca yaptığımız ön çalışmada, rezin esaslı “*self-adhesive*” yapıştırma simanının konvansiyonel cam iyonomer ve konvansiyonel “*dual-cure*” bir rezin simana göre hem minede hem dentinde daha iyi mikromakaslama bağ dayanımı gösterdiğini tespit ettik (180). Bu ön çalışma sonucuna göre rezin esaslı “*self-adhesive*” yapıştırma simanının sadece minede asit ile pürüzlendirmeyi takiben kullanılmasının bağlantıyı yeterince güçlü kılacağını düşündük. İndirekt ve CAD/CAM restorasyonlar çalışmamızda bir “*self-adhesive*” yapıştırma simanı olan Rely-X U200 ile kaviteye yapıştırıldı. Direkt rezin kompozitler de dahil tüm restorasyonların retansiyonu göz önüne alındığında en yüksek ağızda kalma oranı %95,60 ile indirekt restorasyona aitti. Bu da bize “*self-adhesive*” simanın bağlanmasıyla ilgili herhangi bir problem olmadığını gösterdi. Ancak indirekt restorasyonlarda herhangi bir adeziv kopma gözlenmezken, CAD/CAM restorasyonlarda adeziv kopma şeklinde “*debonding*” olgularına rastlanmıştır. Bunun sebebi rezin yapıştırma simanından değil, rezin nano-seramik esaslı CAD/CAM materyalinin kendi doğasından kaynaklı olabilir. Dahası “*debonding*” olguları sebebiyle rezin nano-seramik materyal ile siman arasında bir bağlantı problemi olabileceğini düşünmekteyiz.

Klinik çalışmaları değerlendirmek için geçmişte en sıklıkla kullanılan yöntem Ryge kriterleridir (171, 172). Literatürde izlenen güncel klinik çalışmaların da neredeyse tamamına yakını Ryge kriterleri kullanılarak yapılmıştır (234, 235). Bu kriterlerden “Alpha ve Bravo” klinik kabul edilebilir başarıyı ifade ederken; genellikle “Charlie ve Delta” da başarısızlık için kullanılan skorlardır (236). Biz ise çalışmamızda son yıllarda Dünya Dış hekimliği Federasyonunun (World Dental Federation) ortaya koyduğu daha detaylı ve kapsamlı bir restorasyon değerlendirme sistemi olan FDI kriterlerini kullandık (173). Bu değerlendirme sisteminde restorasyonlar “estetik”, “fonksiyonel” ve “biyolojik” olmak üzere üç farklı kategoride toplamda 16

değerlendirme kriterinde, beş farklı skorla (“1” klinik olarak mükemmel, “2” klinik olarak iyi, “3” klinik olarak tatmin edici, “4” klinik olarak yetersiz, “5” klinik olarak kötü) değerlendirilmektedir. Bu skordardan ilk üçü kabul edilebilir; son ikisi kabul edilemez skorlar olarak bildirilmektedir (173). Bununla birlikte “4” skoru tamiri işaret ederken; “5” skoru restorasyon değişimini gerektirir (179). Cvar ve Ryge (172) dental restoratif materyallerin klinik değerlendirilmesi için kriterleri ilk kez 1971’de yayınladı. 1980’de kriterler Ryge tarafından yeniden değerlendirildi (171). Orijinal kriterler “renk uyumu”, “marjinal renklenme”, “anatomik form”, “marjinal adaptasyon” ve “çürük” olmak üzere 5 kategoride idi. Ve marjinal adaptasyon dışında diğer kriterler üç skorla (alpha, bravo ve charlie), marjinal adaptasyon kriteri ise bunlara ek olarak bir dördüncü skorla (delta) skorlanabiliyordu (172). “Ryge kriterleri” baz alınarak oluşturulan “Modifiye Ryge” ya da “Modifiye USPHS” diye adlandırılan kriterler dental restoratif materyallere ilişkin çağdaş klinik değerlendirmelerde en sıklıkla kullanılan kriterlerdir. Modifikasyonlar genellikle çalışmanın amacına bağlı olarak çeşitlendirilmiş olup genellikle 7 kategorideki değerlendirmeleri içerir. Bunlar “anatomik form, sekonder çürük, renk uyumu, retansiyon, marjinal adaptasyon, marjinal renklenme ve yüzey pürüzlülüğü” şeklindedir (237). Literatürde indirekt rezin kompozitlerle direkt rezin kompozitleri karşılaştıran çalışmalar genellikle USPHS kriterleri ile değerlendirildiklerinden, bir de küçük ve orta büyüklükteki kavitelere olduğundan sonuçlarımızı birebir karşılaştıracak çalışma sayısı sınırlıdır. Dizayn olarak çalışmamızla benzerlik gösteren USPHS kriterleri kullanılarak takip edilen bir çalışmada yazarlar, direkt ve indirekt tüberkül hasarını da içine alan restorasyonların beş yıllık klinik takip sonucunda her iki restorasyon tipinin de başarılı bulunduğunu ve bununla birlikte uzun dönem çalışmaların karşılaştırmalı sonuçları elde edebilmek için gerekli olduğunu kanısına varmıştır (200). Fakat bu çalışmaya da Sınıf II kavite ve sadece bir tüberkül kaybı olan kavite dahil edilmiştir. Gerçekleştirdiğimiz araştırmaya dahil olan dişlerin çoğunluğunda birden fazla tüberkül kaybı bulunmaktaydı. Bununla birlikte biz de posterior bölgenin aşırı madde kaybı meydana gelmiş büyük, geniş ve çok yüzlü kavite restorasyonunda, 30 aylık gözlem periyodunun sonunda indirekt ve direkt restorasyonların

başarısı arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmamasına karşın, farklı skorlara sahip olduklarını gözledik.

Yapılan literatür taramasında modifiye USPHS kriterlerine göre çok daha yeni, aynı zamanda da oldukça kapsamlı olan FDI kriterleri ile yapılan çalışma sayısının az olduğu görülmüştür (174-178). Yapılan çalışmaların çoğunluğu da süt dişleri, çürüksüz servikal lezyonlar, veneerler, posteriorda cam iyonomer siman materyali kullanımları, endodontik tedavi görmüş dişlerde endokron uygulamaları üzerinedir. Posterior bölge dişlerinin klinik değerlendirilmesinde ise FDI kriterlerini kullanan literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (238-241). “*Bulk-fill*” rezin kompozitlere ait çalışmalardan birinde tek çeşit “*bulk-fill*” rezin kompozitin posterior bölgede kaviteye farklı yerleştirme teknikleri ve farklı adeziv sistemler ile uygulanması ile oluşan post-operatif hassasiyet bir haftalık süre ile değerlendirilirken (238); bir diğerinde ise farklı “*bulk-fill*” rezin kompozitlerin Sınıf II restorasyonlarda kaviteye tabakalama tekniği ve açık sandviç tekniği ile yerleştirilmesinin marjinal bütünlük açısından *in-vitro* olarak karşılaştırılmıştır (239). Ayrıca seramik ve kompozit endokronların 10 yıla kadarki (240); yine universal rezin kompozitlerin de 20 yıla kadarki uzun dönemli takibinin yapıldığı retrospektif çalışmalarda da son kontroller FDI kriterleri üzerinden incelenmiştir (241). Aynı şekilde 22 yıl takip süreli bir diğer retrospektif uzun dönemli çalışmada da iki farklı doldurucu içeriğine sahip rezin kompozit ile restore edilen posterior bölge dişlerinin ağızda kalma süreleri değerlendirilmiştir (175). Her iki tip rezin kompozit de klinik olarak iyi performans sergilerken, çalışmanın sonucunda doldurucu içeriklerine bağlı olarak kompozitlerin fiziksel özelliklerinin restorasyon ömürleri üzerinde etkili olabileceği görüşüne varılmıştır.

FDI kriterleri kullanılarak yapılan tüm bu çalışmalar göz önüne alındığında bizim çalışma sonuçlarımızı direkt olarak karşılaştırabileceğimiz aynı kriterleri kullanmış çalışma sayısı çok azdı (176, 242-244). Posterior rezin restorasyonların FDI kriterleri ile değerlendirilmesine yönelik yapılan literatür taraması sonucunda 4 farklı çalışma, sunulan bu çalışmanın bulguları ile karşılaştırılabilir olarak değerlendirilmiştir (176, 242-244). 2016 yılındaki bir çalışmada 5 yıl süre ile cam fiber post uygulanmış endodontik

tedavi görmüş dişlerde rezin kompozit restorasyonların yaşam ömrü metal-seramik kronların yaşam ömrü ile karşılaştırılmaktadır. Resin kompozit restorasyonlar ise hem direkt hem de indirekt olarak uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda indirekt restorasyonların klinik performansının daha iyi olduğu ve daha az yeniden müdahale gerektirdiği gözlenmiştir; tüm restorasyon tiplerinin klinik başarı oranlarının kabul edilebilir sonuçlar sergilediği bildirilmiştir (243). Çalışmamız vital ve tüberkül hasarına uğramış dişler üzerine yapılmış olsa da, rezin kompozit restorasyonların büyük madde kayıplı bu dişlerde oldukça iyi bir başarı sergilediğini ve yine indirekt rezin restorasyonların da özellikle fonksiyonel açıdan üstünlük sağladığını benzer şekilde söyleyebiliriz. Yine 2016 yılında rezin kompozitler ile yapılan bir diğer çalışmada ise yüksek doldurucu oranına sahip akışkan bir rezin kompozit ile konvansiyonel tepilebilir bir rezin kompozit materyallerinin posterior bölgenin küçük ve orta büyüklükteki kavitelelerinin direkt restorasyonlarında kullanımının 36 aylık takibi yapılmıştır (242). 36 ay sonunda akışkan rezin kompozitin klinik etkinliğinin konvansiyonel rezin kompozit ile karşılaştırılabilir ölçüde iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

FDI kriterlerinin restorasyon değerlendirilmesinde kullanımı oldukça detaylıdır. Yaptığımız gözlemler sonucunda, her bir kriterin kendi içerisinde alt basamakları da bulunduğundan, FDI kriterlerine göre değerlendirmenin oldukça hassas olduğu, dikkat gerektirdiği ve uygulanmasının meşakatli olduğu sonucuna vardık. Ayrıca kriterlerin minör farklılıkları detaylı bir şekilde ele alması nedeniyle, gözlemciler arasında çok iyi bir kalibrasyon gerektirdiği de değerlendirmeler esnasında göze çarpan noktalardan biridir. Gerçekten de son yıllarda güncel olarak kullanılmaya başlanan FDI restorasyon değerlendirme kriterleri ile rutin uygulanan USPHS kriterlerinin birlikte incelendiği çalışmalarda FDI kriterlerinin özellikle klinik çıktılarda küçük değişkenlere karşı USPHS kriterlerinden daha hassas olduğu gözlenmiştir (245, 246). Özellikle marjinal renklenme ve marjinal adaptasyon kriterlerinde USPHS kriterlerine kıyasla FDI kriterlerinin daha hassas sonuçlar verdiği bildirilmektedir (245). Kontrol seanslarında FDI kriterlerindeki minör farklılıklardan dolayı USPHS kriterlerine kıyasla daha fazla restorasyon sayısında değişiklik meydana geldiği açık olarak görülmüştür (246). Aynı zamanda restorasyon kenarlarında meydana gelen tutarsızlıklar da FDI

kriterleri ile gözlem yapıldığında USPHS kriterleri ölçümüne göre daha sıklıkla ölçüldüğü gözlenmiştir (247). Her bir FDI kriteri ayrıca incelendiğinde, mükemmel olarak nitelendirilen restorasyonlarda bazı küçük farklılıklar bulunabilir. Bununla birlikte, restorasyon değerlendirme sürecimizde hem direkt hem de indirekt restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilen FDI kriterlerinin kullanımının direkt rezin restorasyonlarda daha uygulanabilir olduğu düşüncesindeyiz. Öyle ki, CAD/CAM restorasyonlar gibi ağız dışında yapılarak kaviteye simante edilebilen restorasyonların değerlendirilmesinde yaşadığımız ana problem, restorasyon kitlesinde hiçbir bozulma olmaksızın restorasyonun adeziv olarak yerinden ayrıldığı “*debonding*” olgularında ortaya çıktı. Kriter tablosundaki fonksiyonel parametrelerin marjinal adaptasyon kriterinde tümüyle ya da kısmen yerinden oynayan restorasyonların “5” yani tamir edilemez skoru alarak tamamen başarısız olarak kabul edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Ek 1). Ancak materyal kitlesinde hiçbir sıkıntısı bulunmayan bu restorasyonlar tekrar simante edilerek kavitelere yerleştirildiklerinde, devam eden süreç içerisinde dişte veya restorasyonda herhangi bir problem yaşanmamıştır.

Gelişen materyal teknolojisiyle direkt restorasyon materyallerinin partikül büyüklüklerindeki küçülmeye paralel olarak materyalin renk uyumunun arttığı bildirilmiştir (248). Bunun sonucunda da restorasyonun estetik özelliklerinin gelişmesi beklenmektedir. Gerçekten biz de çalışmamızda estetik özellikleri değerlendirirken direkt rezin restorasyonların indirektlere oranla daha başarılı sonuçlar sergilediğini gözledik. Aynı şekilde literatürde yeni jenerasyon kompozitlerin kullanımıyla direkt rezin restoratiflerin estetik özelliklerinin iyi olduğunu ve posterior bölgenin stres taşıyan alanlarında uygulandığını gösteren klinik çalışmalar da mevcuttur (248, 249). Bir diğer yandan, restoratiflerin başarısını değerlendirmek için yapılan klinik çalışmalardan sonuçların gelmesi çalışmanın doğası gereği uzun sürer. Bu nedenle restorasyon tiplerinin ve restoratif materyallerin başarıları öncelikle *in-vitro* test metotları ile denerek tahmin edilebilir olmalıdır (19, 250).

İndirekt rezin kompozitlerin incelendiği *in-vitro* çalışmalarda, konvansiyonel yöntemle uygulanan direkt rezin kompozitlere kıyasla, indirekt

restorasyonların döngüsel yükleme streslerine daha iyi direnç gösterdiği tespit edilmiştir (251, 252). Bununla birlikte, indirekt rezin kompozitler kendi duktıl özelliklerine bağlı olarak okluzal yüklemeleri daha iyi absorbe edebilir (252). Yine daha önce yapılan çalışmalarla ısı ile kimyasal sertleşmeye tabi tutulan inley kompozit restorasyonların direkt kompozit restorasyonlara göre önemli derecede az mikrosızıntı değerleri sergilediği gösterilmiştir (253, 254). Terry ve Touati (29) 2001 yılında ışıkla polimerizasyon sonrası ısı ve/veya ışık ile sertleştirmenin materyalin dönüşüm derecesini arttırarak mekanik özelliklerinin geliştirdiğini, renk stabilitesini arttırdığını ve aşınma miktarını azalttığını bulmuştur. Ayrıca indirekt rezin kompozitlerin restorasyon-siman devamlılığı açısından marjinal adaptasyonunun da iyi olduğu bildirilmektedir (255). Genellikle daha eski çalışmalarda, indirekt rezin kompozitler polimerize edilirken sadece ışık fırını kullanılmıştır. Hem yapım aşamaları hem de polimerizasyon prosedürleri bakımından direkt restoratiflerden farklı olan indirekt restorasyonların direkt restorasyonlarla karşılaştırılmasında, literatürde çok fazla fark çıkmaması kavite genişliği dışında sadece ışık fırını kullanılarak polimerizasyonun gerçekleştirilmesine de bağlanabilir. Bunu kanıtlayacak şekilde, literatürde 2007'de, yüksek ısı altında polimerize olan indirekt kompozitlerin eğilme direnci ve elastisite modülünün sadece ışık ile polimerize olan indirekt kompozitlerden fazla olduğunu rapor eden bir çalışmaya da rastlanmıştır (256). Bu bilgiler ışığında, indirekt restorasyonların bu *in-vitro* üstünlüklerinin kliniğe yansıyor yansımadığını görmeyi amaçladığımız bu klinik çalışmaya ısı/ışık/basınç altında polimerizasyonu gerçekleşen bir indirekt rezin kompozit sistemini dahil ettik. Isı, ışık, basınç ve su altında polimerize ettiğimiz indirekt rezin restorasyonların klinik üstünlükleri özellikle marjinal adaptasyon, marjinal devamlılık, kontak noktalarının ve restorasyon bütünlüğünün okluzal streslere karşı dayanıklılık açısından *in-vitro* araştırmalarda belirtildiği doğrultuda çalışmamıza da yansıdığı gözlemlendi.

Buna paralel olarak indirekt rezin kompozit restorasyonların uygulandığı 2001 yılında yapılan *in-vivo* bir çalışma da, dört farklı inley materyalini, polimerizasyonun dört etkenin kombine kullanımı ile (ışık, ısı, basınç, su) gerçekleştirilen indirekt rezin kompozit, seramik ve direkt rezin kompozitler ile

karşılaştırılmıştır (257). Beş yıllık klinik takip sonunda araştırmacılar uygulanan indirekt rezin kompozit restorasyonların kabul edilebilir klinik sonuçlar sergilediğini bulmuştur. Sunduğumuz çalışmada indirekt restorasyonlar da tüm değerlendirme parametrelerinde klinik kabul edilebilirlik sınırları içerisinde yer almıştır. İndirekt rezin restorasyonların özellikle fonksiyonel açıdan üstünlüğünün polimerizasyon türünün sisteme özel dört farklı etmenle gerçekleştirilmesi ve elde en uygun şekilde manipülasyonunun yapılabilmesinden kaynaklandığını düşünüyoruz. Ancak restorasyonların estetik parametredeki klinik değerlendirmesinde, başlangıç skorlamasında direkt restorasyonların %62.5'i mükemmel skoru alırken, indirektlerin %33'ü ve CAD/CAM restorasyonların da %62'si mükemmel olarak değerlendirilmiştir. Bunun aksine "estetik anatomik form" kriterinde ise indirekt restorasyonların üstünlüğü göze çarpmıştır. Restorasyonların başlangıç değerlendirmesinde fonksiyonel özelliklere ilişkin bir değerlendirme kriteri olan "aproksimal anatomik form – kontak noktası" nda ise yine üç restorasyon tipinin birbirlerinden farklı sonuçlar sergiledikleri gözlenmiştir. Direkt restorasyonların %20'si mükemmel skoru alırken, indirekt restorasyonların %85'i ve CAD/CAM restorasyonların %73'ü mükemmel olarak değerlendirilmiştir. Buna ek olarak indirekt restorasyonların interproksimal kontak aralıkları çoğunlukla 30µ civarında iken, direkt restorasyonlarındaki 40-50µ düzeylerinde yer almıştır. Her iki restorasyon tipi için yukarıda sözü edilen kriterlerdeki farklılıklar 30 ay boyunca sabit kalmıştır. 30 ay sonunda indirekt restorasyonların genel olarak fonksiyonel özelliklerinin, direkt restorasyonların ise estetik özelliklerinin daha iyi olduğunu, bununla birlikte genel değerlendirmede ise aralarında bir fark olmadığını söyleyebiliriz. Modifiye USPHS kriterleri kullanılarak üç farklı nano-filled rezin kompozit ve biri bizim çalışmamızda da uyguladığımız Tescera ATL sistemi olmak üzere iki farklı inley restoratif sistemin kullanıldığı bir çalışmada, 1 yıllık klinik takip sonucunda restorasyonların klinik performanslarında herhangi bir fark görülmediği sonucu bulunmuştur (198). Aynı çalışmanın 5 yıllık sonuçlarının yayınlandığı araştırmada da yine restorasyonlar arasında fark gözlenmediği bildirilmiştir (199). Bizim sonuçlarımız da genel değerlendirme esas alındığında bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Fakat FDI kriterlerinin bize sunduğu daha detaylı alt

parametrelere bakacak olursak, bu paralellik yerini restorasyon materyalleri arasında anlamlı bir ayrıma bırakmaktadır.

Literatürde CAD/CAM rezin kompozitler veya CAD/CAM hibrit materyaller ile yapılan çalışma sayısı oldukça az olmakla birlikte, CAD/CAM inleylerin direkt rezin kompozitler ile karşılaştırılması sonuçlarını gösteren çalışmalar da sınırlı sayıdadır. Bu çalışmalardan birinde, büyük MOD rezin kompozit restorasyonlarda malzemelerin yorulma dirençlerini ve çatlak eğilimi *in-vitro* olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, CAD/CAM rezin inleylerin yorulma dirençleri arttıkça, çatlak eğilimi direkt restorasyonlarla kıyaslandığında azalmıştır. Yüksek çiğneme yükü altındaki hastalarda CAD/CAM inleylerin daha endike olduğu görülmüştür (258). Bizim rezin nano-seramik bloklara ait klinik sonuçlarımız bu *in-vitro* çalışma sonucu ile uyumlu değildir. Çünkü CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlarla, direkt rezin kompozitler arasında materyal kırığı açısından herhangi birinin üstünlüğüne işaret eden bulguya rastlanmamıştır. Bu farkın nedeni söz konusu *in-vitro* çalışmada kullanılan materyal yapısı olabilir. O çalışmada kullanılan Paradigm sadece rezin esaslı bir blok iken Lava Ultimate resin nano-seramik esaslıdır. Ayrıca rezin ve seramik yapıdaki değişik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, Lava™ Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II ve Paradigm MZ100 bloklar kullanılmıştır (259). Cerasmart ve Lava™ Ultimate materyallerinin bükülme dayanımları diğer materyallere göre daha yüksek bulunurken kenar bitim pürüzlülüğü de en düşük değerde gözlenmiştir. Lava™ Ultimate materyalinde kompozit içeriğe ek olarak silika ve zirkonya nanopartikülleri bulunmaktadır (134). Resin matris içermesi nedeniyle, frezeleme işlemi sırasında basamak bölgesinde kenar stabilitesinin daha iyi olacağını düşündüğümüz rezin nano-seramik materyal (Lava™ Ultimate) aynı zamanda mekanik özellikleri açısından birçok avantaja sahiptir ve çalışmamızda materyal gruplarımız arasında yer almıştır. Ancak çalışma bulgularına göre marjinal uyumun da içinde olduğu fonksiyonel değerlendirmede hibrit rezin nano-seramik materyallerde meydana gelen “*debonding*” diğer materyallere göre klinik başarıyı etkilemektedir. Ayrıca hibrit materyaller kullanılarak yapılan inleylerin adaptasyon ve bağ

dayanımlarının incelendiği *in-vitro* çalışmada hibrit seramik materyal, geliştirilmiş bir internal ve marjinal adaptasyon sergilemiş; fakat bağ dayanımları feldspatik seramikte daha yüksek bulunmuştur (260). Söz konusu çalışma sonuçları bakımından bizim görüşümüzü destekler niteliktedir.

Direkt, indirekt ve CAD/CAM restorasyonlarının klinik performanslarının izlenip karşılaştırıldığı bu çalışmada, FDI kriterleri topyekûn göz önüne alınarak genel bir değerlendirmeye gidildiğinde restorasyon tipleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmedi. Ancak restorasyonların ağızda kalma süreleri de dahil farklı parametrelerdeki birçok kriter ayrı ayrı ele alındığında, aslında restorasyonların birbirlerinden farklı skorlar alarak birbirlerinden ayrıldıkları izlendi. Bu çeşitliliğin genel skorlamaya yansımaması durumu estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerin her birinin içinde yer alan kriterlere ait skorların tek tek değerlendirildikten sonra en kötü skorun o parametreye ait skoru, yine parametrelere ait en kötü skorun da restorasyonun genel skorunu oluşturmasından kaynaklanmaktadır. O nedenle bu kriterlerle değerlendirme yapıldığında, ayrıntılı sonuçlara bakmanın daha doğru ve gerçekçi yorumlama sağlayacağı görüşündeyiz. Öyle ki diğer parametrelerden mükemmel skoru alan bir restorasyon sadece bir alt kriterden tamamen başarısız/tamir edilebilir başarısızlık skorlarından birini aldıysa, restorasyon direk olarak başarısız sayılmaktadır. Çalışmamızda bu farklılıklar daha başlangıçtan itibaren estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametrelerde kendini göstermiştir. Tüm biyolojik parametreler ve fonksiyonel parametrelerden “aproksimal anatomik form” haricindeki tüm kriterlerde farklı değerlendirme periyotlarında her üç tip materyal arasında farklılık bulundu. Başlangıçta restorasyonlar arasında biyolojik parametreler dışında estetik, fonksiyonel ve genel değerlendirmede fark olmasının ana sebebi farklı tekniklerin farklı avantajlarının olmasından kaynaklanmaktadır. Buna göre 30 aylık değerlendirme periyodu sonunda indirekt rezin restorasyonların fonksiyonel; direkt restorasyonların estetik; ve CAD/CAM restorasyonların da gelişen bilgisayar teknolojisini kullanma avantajına sahip olduğunu ve restorasyonların bu nitelikleri ile öne çıktığını ifade edebiliriz. Bununla birlikte, ilk 18 ayda CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlar genel olarak en

başarılı restorasyon olmuştur. Buna rağmen çalışmanın başlangıcından bu yana restorasyonların genel klinik değerlendirmesinde restorasyon tipleri arasında CAD/CAM restorasyonlarına ait üstünlük yönünde izlenen farklılık 24.ay kontrolünde ortadan kalktı. Bu durum CAD/CAM restorasyonların bu ayda “mükemmel ve iyi (skor 1 ve 2)” skorlarındaki düşüş ve bununla birlikte “kabul edilemez” skorlarındaki artışla ilişkilidir.

Bu çalışma kapsamında izlenen restorasyon tiplerinin her birinin kendi içlerinde zaman içerisindeki başlangıca göre değişimleri incelendiğinde, direkt, indirekt ve CAD/CAM restorasyonlardaki değişimlerin 6. aydan itibaren başladığı görülmektedir. Altıncı ayda her üç restorasyon tipinin de biyolojik parametrelerden “periodontal yanıt” kriterlerindeki değişimleri başlangıca göre anlamlı bulunmuştur ve tüm kontroller süresince de bu anlamlılık kötüleşme yönünde devam etmiştir. Bu da bize restorasyon ne denli iyi yapılırsa yapılsın, ilgili restorasyon kenarlarında dişeti probleminin tam olarak önüne geçilemediğini gösterir. Bununla birlikte bu çalışmanın gözlem periyodu boyunca “periyodontal yanıt” kriterinde ortaya çıkan bu değişimler “kabul edilebilir” sınırlar içerisinde ve normalden hafifçe sapma şeklindeki farklılıklardır. Yine hiçbir restorasyonda cep derinliğinde artış ve diş etinde enflamatuvar belirtilere rastlanmadı.

12. ayda direkt restorasyonların estetik parametrelerden “renk uyumu” kriterinde iyiye giden yönde bir değişim meydana gelmiş ve renk uyumunda gözle görülür bir artma olmuştur. Bu durumdan direkt rezin kompozit materyallerinin su emiliminin sorumlu olabileceğini düşünüyoruz. Bu görüşümüzü destekler nitelikte farklı direkt rezin restorasyonların su emilimi ile renk değiştirdiklerini gösteren literatürlere de rastlanmıştır (261, 262). Direkt rezin restorasyonların renk uyumunda zaman içinde ağız ortamında meydana gelen emilim ile birlikte başlangıçta “iyi” olan skorlamalar ilerleyen aylarda “mükemmel” skorunu almış olabilir. Buna karşın bu süreçte indirekt restorasyonlarda renk uyumu değişmemiş ve herhangi bir renklenme meydana gelmemiştir. Bu durum da indirekt kompozit materyalinin gelişmiş özellikleri ve fırınlanmasına bağlı olabilir görüşündeyiz. İndirekt rezin kompozit materyalinin direkt rezin kompozite göre daha iyi renk stabilitesi gösterdiğine ve bununla birlikte farklı polimerizasyon sistemlerinin de indirekt

restorasyonlarının renklenmeye karşı stabil kalmasına neden olduğunu gösteren araştırmalara rastlanmıştır (263, 264). Bunun aksine literatürde indirekt rezin kompozitlerin renk uyumunun zamanla bozulduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi (265, 266); bu renk değişimlerinin önemsiz olduğunu ileri sürenler de vardır (267). Bu farklılıkların kullanılan materyal yapısı ve polimerizasyon tekniğine bağlı olduğunu düşünüyöruz. Zaten söz konusu literatürler renk değişiminin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu ifade etmektedir. Bu konuda Tescera ATL dört etmenli polimerizasyon sisteminin üstünlüğü olabilir. 30 ayın sonunda başından beri renk uyumunda herhangi bir değişim gözlenmeyen indirekt restorasyonlarda fark tespit edilmedi.

Renk değişimi ile ilişkili olarak, araştırmacılar ikisi CAD/CAM rezin kompoziti (Lava™ Ultimate, Paradigm MZ100) ikisi laboratuvar kompoziti (SR Adoro, Premise Indirect) olmak üzere dört farklı materyali kahve, çay, kırmızı şarap ve distile suda beklettikten sonra renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucuna göre CAD/CAM kompozitleri laboratuvar kompozitlerine kıyasla daha fazla renklenme göstermiştir (268). Bir direkt kompozit rezin materyalinin, üç farklı indirekt kompozit rezin materyali ve bir seramik materyalinin kahve solüsyonu içerisinde bekleterek renklenme değerlerinin ölçüldüğü çalışmada, en fazla renklenme direkt kompozit rezin materyalinde gözlenirken en az renklenmenin seramik materyalinde olduğu belirtilmiştir (269). Benzer bir çalışmada 5 CAD/CAM rezin materyali, 4 direkt kompozit materyali ve bir cam seramik materyali renklenme değerleri açısından karşılaştırılmıştır (128). Kahve, ay ve kırmızı şarapta bekletilen örnekler renklenme açısından mukayese edilmiş ve bir grup hariç olmak üzere CAD/CAM rezin materyalleri seramiğe yakın renklenme değerleri gösterirken kompozit bazlı rezinlerde daha fazla renklenme gözlenmiştir. Biz de 30 aylık gözlem periyodunda CAD/CAM restorasyonlarının bütününde olacak şekilde anlamlı renk değişimine rastlamadık. Araştırmacılar uzun dönemde kompozit materyalinde meydana gelen renklenmenin büyük bir dezavantaj oluşturduğu görüşündedir (39, 200, 202). Kompozit rezinlerdeki renk değişimi içsel ya da dışsal nedenlerle meydana gelebilmektedir (128). İçsel renk değişimi genelde monomer matrisin dönüşüm süreci ile ilgilidir ve bu durum, polimerizasyon sistemine ve koşullarına bağlıdır.

Polimerizasyonun yetersiz olması boyayıcı ajanların materyal tarafından absorbe edilmesine neden olmaktadır (39, 270, 271). Boyayıcı nitelikteki gıdaların tüketilmesi, sigara kullanımı, kötü ağız hijyeni, restorasyonun yüzey pürüzlülüğü, materyalde meydana gelen kimyasal reaksiyonlar ve su emilimi gibi birçok faktör kompozit rezinlerde renklenmeye neden olmaktadır (272, 273).

Restorasyon kitlesinin renk değişiminden bağımsız, restorasyon kenarlarında da renklenme meydana gelebilir. Bu indirektlerde adeziv simanın renklenmesi şeklinde ortaya çıkar ve restorasyon hattı boyunca estetik açıdan olumsuzluğa neden olabilmektedir (274). Bu tip renklenmeler de sigara kullanımı ya da boyayıcı nitelikteki gıdaların tüketilmesi ve rezin simanların sıvı absorpsiyonu gibi fizikokimyasal özellikleri nedeniyle meydana gelmektedir (274). Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün de dış kaynaklı renklenmeye katkıda bulunduğu bilinmektedir (275). Çalışmamızdaki örnekler, yüzey pürüzlülüğü nedeniyle oluşabilecek renklenme ihtimaline karşı simantasyon sonrasında lastik mōletlerle bitim ve cila işlemlerine tabi tutulmuştur. Bu sayede sonradan uygulanan glaze tabakasının restorasyon bitim sınırında kalınlık oluşturma riski de elimine edilmiştir. Karaokutan ve ark. (276) yapmış oldukları benzer bir çalışmada CAD/CAM ile ürettikleri inley restorasyonların yaşlandırma sonrası renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Bu amaçla feldspatik seramik (CEREC Blocs), rezin nano-seramik (Lava Ultimate) ve lösit infiltre cam seramik (IPS Empress CAD) materyallerini kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda tüm materyallerde restorasyon sınırında renk değişimi saptanmıştır. En düşük renklenme feldspatik grubunda gözlenirken en yüksek renklenme rezin nano-seramik grubunda gözlenmiştir. Biz de en fazla renklenmeyi CAD/CAM restorasyonların birleşim sınırlarında gözlerken, en az renk değişimini indirekt restorasyonlarda gözledik. Kanımızca bu durum da materyalin bağlantı problemine işaret eden bir diğer önemli bulgudur. Bununla birlikte klinikte renk farkının ölçülmesinde görsel değerlendirmenin de yeri büyüktür. Özellikle kenar renklenmesi gibi renk ölçüm cihazlarının işlev gösteremeyeceği alanlarda renk farklılığının algılanması gözlemcinin yetisine kalmaktadır.

Direkt restorasyonların “aproksimal anatomik form” kriterinde 24.ayda başlangıca göre olumlu yönde değişim gösterdiği görüldü. Hem 24.ay hem de 30.ay sonunda direkt restorasyonlardan 7 tanesinde kontak noktası ölçümü 50µ'dan 30µ'a doğru azalma gösterdi. Dolayısıyla kontak noktasında çok az miktar da olsa değişim meydana geldi. Bu durumun da restorasyon materyalinin ağız içi sıvılarla temas ederek su emmesine ve hacminin artmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Bunun yanısıra 24. ve 30.aylarda başlangıca göre direkt rezin kompozitlerin postoperatif hassasiyetinde anlamlı bir artış söz konusudur. Böylesi bir artış indirekt ve CAD/CAM restorasyonlarda görülmedi. Bu da bize büyük ve geniş çaplı restorasyonlarda direkt olarak kullanılan rezin kompozitlerde belirtilen olası polimerizasyon büzülmesinin yanısıra adeziv tabakadaki bozulmaya bağlı olarak nano ve mikrosızıntı olduğu ve buna bağlı hassasiyet geliştiğini düşündürdü. Ayrıca çalışma sonuçlarımızla benzer şekilde USPHS kriterleri kullanılarak yapılan 3 yıllık kontrolü kapsayan bir *in-vivo* çalışmada da indirekt ve direkt kompozit restorasyonları karşılaştırılmış ve indirekt yöntemle uygulanan restorasyonların anatomik form, kenar uyumu, kenar renklenmesi, postoperatif semptomlar ve renklenme açısından daha iyi sonuçlar verdiğini bildirilmiştir (201). Çalışmamızda da indirekt rezin restorasyonların fonksiyonel özelliklerinin CAD/CAM ve direkt rezin restorasyonlardan daha başarılı olduğu bulunmuştur. Bu başarı restorasyonların kenar uyumunun ve aproksimal anatomik formunun yani kontur ve kontak noktalarının daha iyi olmasından kaynaklanmaktaydı. İndirekt restorasyonların interproksimal kontak aralıkları çoğunlukla 30µ civarında iken, direkt restorasyonlarındaki 40-50µ düzeylerinde ve CAD/CAM restorasyonlarındaki de 30-50µ aralığında yer almıştır. Bu farklılığın da indirekt restorasyonların ağız dışarısında ve model üzerinde, gerektiğinde güdük yardımıyla kontur ve kontak noktalarının hazırlanmasından kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çalışma süresince toplamda 14 adet restorasyonda “tamir edilebilen ve tamamen başarısızlık” gözlemlendi. Bunlardan 5'i “tamir edilebilir” başarısızlık olmakla birlikte materyalden küçük parçalar kopması şeklindeydi. Tüm bu restorasyonlar universal bir rezin kompozitle tamir edilerek takibine devam

edildi. Büyük çaplı kaviteilerin restorasyonunda sıklıkla karşılaşılan problemlerden biri olan materyalden küçük parçalar kopması, bu restorasyonlarda özellikle okluzal streslerin denk geldiği marjinlerin kontak alanlarında karşımıza çıktı. Bundan başka restorasyonların 9'unda ise "tamamen başarısızlık" kaydedildi. Meydana gelen bu başarısızlıklar materyal kırığı (parsiyel restorasyon kaybı), restorasyonun tamamıyla kaybı, sekonder çürük, endodontik tedavi, tüberkül ve diş kırığı, periodontal problem ve "debonding" görülmesi şeklindeydi. Tamamen başarısızlık görülen olgulardan birinde 18.ayda direkt restorasyonlardan 1 tanesinde bütünüyle restorasyon kaybı olup, diş çalışma dışı bırakıldı. Yine aynı hastada 24.ayda bu sefer 1 indirekt restorasyon parsiyel materyal kaybı göstererek tamamen başarısız olarak değerlendirilmiştir. Birbirini takip eden bu kontrol süreleri boyunca önce direkt, sonra aynı ağızda bulunan 2. restorasyon olan indirekt restorasyonun da başarısızlığı bize hasta faktörünün restorasyon üzerindeki etkisini düşündürmektedir. Literatürde restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerden biri olan hasta faktörü asla yadsınamaz niteliktedir (186, 187). Restorasyon ömrünün çoğu zaman hastaya ait oral kavitede oluşan streslere bağlı ya da hastanın bireysel çürük riskinde meydana gelen değişimlerden etkilendiği gösterilmiştir (3, 186). Hasta ile yapılan görüşme sonrasında hastanın sıkıntılı bir dönemden geçtiği ve dişlerini son zamanlarda sıkıttığını farkettiği öğrenilmiştir. Benzer şekilde tamamen başarısız olarak kabul edilen bir diğer restorasyonda ise, önce ilgili dişte 12.ayda renklenme ve kenar uyumunda bozulma ile başlayan sıkıntılar 28.ayda CAD/CAM materyalinde ortadan kırılma şeklinde devam etti. Materyal kolaylıkla kaldırıldığında ise restorasyonun altında sekonder çürük meydana geldiği gözlemlendi. Hastanın alınan anamneziyle birlikte anti-depresan ilaçlar başladığı göz önüne alındığında ve görsel olarak da gözlenen yoğun kas hipertrofisi dikkat çektiğinden bu başarısızlığın, yine hastaya ait nedenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bir restorasyonun uzun dönem başarısından söz edebilmek için marjinal adaptasyon önemli parametrelerden biridir. Marjinal adaptasyondaki başarısızlık, restorasyonun mekanik ve fiziksel başarısını etkileyerek çevre dokulara da zarar verebilir. İyi bir marjinal adaptasyon da adezyonun başarılı

şekilde korunması ve çürüğün önlenmesi için önemlidir. Marjinal adaptasyonda sıkıntı olması halinde eğer indirekt bir restorasyon veya yapıştırma prosedürü gerektiren herhangi bir başka tip restorasyon söz konusu ise, restorasyon ve diş arasındaki siman boşluğu artar ve oluşan bu yüzeyden bakteri kontaminasyonu gerçekleşebilir (277-279). Ağız ortamına açık hale gelen siman tabakasının oral sıvılar ile etkileşerek, zaman içerisinde yavaşça erimeye başladığı ve sonuçta restorasyon ile diş bağlantısının zayıfladığı da gösterilmiştir (280).

Gerçekleştirilen bu çalışmada tamamen başarısızlık olgularında en göze çarpan problem, sadece CAD/CAM restorasyonlarda görülen “*debonding*” tir. “*Debonding*” gözlenen 3 olguda FDI kriterlerine göre tamamen başarısız sayılmasına rağmen, yeniden simantasyonunu takiben ilerleyen kontrollerde herhangi bir başarısızlık görülmediği için bu olgular çalışma dışı bırakılmamıştır. Materyalde görülen bu sorunun hem bu restorasyon tipinde ortaya çıkan internal gap miktarının fazla olmasından hem de materyalin kendi doğasından ve dolayısı ile de adeziv bağlanma kapasitesinden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Literatürde rezin esaslı ve cam seramik materyallerin marjinal ve internal aralık mesafelerini değerlendiren çok sayıda çalışma vardır (281-284). Bu çalışmaların hemen hepsi 120µ'dan az olan değerlerin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyinde olduğunu bildirmektedir (282, 283). Çalışmamızda bu sınırlar dahilinde ve Cerec 4.2 sisteminin overley restorasyonlar için önerdiği doğrultudaki 80 µ'luk internal gap göz önüne alınarak restorasyonlar üretilmiştir. Bununla birlikte literatürde birçok araştırmacı simantasyon sonrasındaki siman kalınlığının, simantasyon öncesine “*before-cementation*” marjinal gap miktarına göre daha yüksek olduğunu belirtmiştir (285, 286). Materyalin bağlanma problemi simantasyon işlemi sonrasında “*after-cementation*” siman kalınlığının artması başarısızlığı arttıran bir etken olarak gösterilmektedir. Bu çalışmanın amaç ve kapsamı dışından restorasyonların internal aralık mesafelerini ölçmemiş olmakla birlikte, literatürde ifade edilen bu farkın bizim restorasyonlarımızda da ortaya çıkmış olabileceğini düşünüyoruz. Buna ek olarak direkt restorasyonların “internal gap” değerleri CAD/CAM restorasyonlara kıyasla daha uniform olarak bildirilmiştir. CAD/CAM

restorasyonlarında uniform olmayan “internal gap” oranlarının restorasyonların üretilmesi sırasındaki işleme frezlerinin şekinden ve etkisinden kaynaklanabileceği bildirilmiştir (287).

İndirekt rezin kompozitler ve CAD/CAM materyallerin üzerine kurgulanmış son zamanlardaki birçok *in-vitro* çalışma hibrit materyallere ait “*debonding*”ı vurgulamaktadır (288-294). Bu durum da bizim CAD/CAM sonuçlarımızı açıklar niteliktedir. Çalışmamızda aynı prosedürle yapıştırılmasına rağmen indirekt rezin kompozitlerde herhangi bir “*debonding*” gözlenmezken, CAD/CAM restorasyonda bu durumun gözlenmesi ve düşen restorasyonların bir bütün halinde herhangi bir materyal kırığı veya çatlağı olmaksızın kaviteden ayrılması, bize CAD/CAM hibrit materyallerden Lava Ultimate’in bağlantı problemi olabileceğini düşündürdü. Bu “*debonding*” olguları yıllar geçtikçe uzun süreli kullanıma bağlı olarak artabilir görüşündeyiz. Bununla birlikte, son yıllarda hızla geliştirilip, kullanıma sokulan CAD/CAM hibrit materyaller konvansiyonel seramik materyallere kıyasla, seramik ve polimer içeriklerin birleştirilmesine bağlı olarak, minimal tabaka kalınlığı ile iyi bir kenar stabilitesi, ekonomik üretim aşaması ve daha az kırılabilirlik gösterirler (131, 132). Buna rağmen firma çok yakın zamanda Lava Ultimate restorasyonların kron endikasyonlarını geri çekmiştir çünkü bizim de klinikte gözlemlediğimiz “*debonding*” olguları *in-vitro* çalışmalarda da izlenmektedir (288, 289). Bu sonuç, implant üstü kronların simantasyonu üzerine yapılan bir klinik çalışmada net gözlenmiştir (290). Çalışmaya başladığımız zaman firma restorasyonun ağız içi simantasyonu öncesinde özellikle HF asit kullanmamamız ve işlem öncesinde ultrasonik cihazda titreşimle restorasyonun temizlenmesi dışında herhangi bir işlem olmaksızın, alkol ile temizlenerek “*self-adhesive*” bir siman eşliğinde sadece minenin asit ile pürüzlendirilmesini takiben kaviteye simante edilmesi önerdi. Firmanın bu önerisi doğrultusunda hareket ederek, restorasyonun içine herhangi bir müdahale yapmadan sadece ultrasonik cihaz ve alkol kullanarak, ilgili simantasyon sürecini tamamladık. Fakat zaman içerisinde yapılan araştırmalar sonucunda firma önerilerini değiştirmiş, günümüzde air-abrazyon partikülleri ile aşındırma yapılarak, universal bonding ajanlarının kullanılmasını önermektedir (134, 288). Bununla birlikte araştırmacılar hibrit

materyallerin simantasyonu konusunda henüz net bir adeziv yapıştırma protokolü bulamamıştır. Bunun için denemeler yapılmakla birlikte, farklı görüşler ortaya atılmaktadır. İşlem öncesinde air-abrazyon uygulamasını takiben adeziv prosedürü öncesinde silan uygulamasının yapılabileceğini söyleyenlerin yanısıra, materyalin seramik yapısından dolayı hidroflorik asit ile de pürüzlendirilebileceğini ve takiben silan uygulamasının yapılabileceğini bildirenler bulunmaktadır (291). Bununla birlikte HF asit ile önceden işlem yapıldığında Lava Ultimate'in daha yüksek bağlanma dayanımları gösterdiğini belirten *in-vitro* çalışmalar da vardır (292, 293). Bu sonuç Frankenberger ve arkadaşlarının (294) yaptığı çalışma sonucu ve üretici firmanın önerileri ile çelişmektedir. Bu çalışma sonuçları göz önüne alındığında protokol halen karmaşıktır ve CAD/CAM materyallerinin bağlanma performansları kaviteye simantasyonu öncesinde uygulanan işlemlerden açıkça etkileniyor gözükmektedir. Yine aynı makalede hibrit materyaller arasında Vita Enamic'in yani hibrit seramik materyalin, Lava Ultimate'a göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği ve intraoral çiğneme kuvvetlerine daha iyi dayandığı ifade edilmektedir. Hibrit restorasyonların simantasyonundaki bu oturmamış bağlantı prosedürünün restoratif materyalin içeriğinin hem seramik hem de rezin kompozit olmasından yani hibrit bir karışım olmasından kaynaklandığını düşünüyoruz. Öyle ki bu son çalışma da bu düşüncemizi bir diğer yandan destekler niteliktedir. Hibrit seramik materyal daha fazla miktarda seramik içeriğe sahip olduğundan, daha çok seramikmiş gibi davranıp seramik simantasyon protokolü ile yapıştırıldığında daha yüksek bağlanma değerleri ile karşılaşmıştır. Lava Ultimate bloklar ile yapılan bir *in-vitro* çalışmada herhangi bir işlem uygulanmayan restorasyon grubu, sodyum bikarbonat ve gliserin uygulanan örnekler termal siklus sonrasında "debonding" olurken; alüminyum oksit, Cojet ve Siljet uygulanan örnekler yüksek gerilim değerleri göstermiş fakat aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (295). Araştırmacılar alüminyum oksit ile pürüzlendirmenin en iyi yüzey işlemi olduğunu savunmaktadır. Bir diğer yandan tüm *in-vitro* çalışmalar bize değerli sonuçlar vermekle birlikte klinik durumu tam olarak yansıtmaz. Lava Ultimate'in *in-vitro* çalışma sonuçlarına göre bağlantı protokolleri konusundaki bu karışıklığa ve başarısızlığa karşın, son derece basit bir ön

işlemlerle restorasyonları yerleştirdiğimiz bu çalışmada bizim o denli dramatik bir tabloyla karşılaşmadığımızı da ifade etmeliyiz. Benzer şekilde hiçbir ön işlem uygulamadığımız CAD/CAM restorasyonlarda *in-vivo* olarak da “*debonding*” gözlenmesine rağmen, bu debonding tüm restorasyonlarda ya da çoğunda görülmedi. Halen 42 restorasyon ağız içerisinde sürekliliğini başarıyla devam ettirmektedir.

Günümüzde Lava Ultimate ile aynı kategoride olan Cerasmart ve Shofu HC'ye ilişkin adeziv simantasyonu gösteren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bununla birlikte bu malzemelerin üretici firmaları air-abrazyon partikülleri ile aşındırma yapılarak, universal bonding ajanlarının kullanılmasını önermektedir (296, 297). Buna ek olarak, IAAD (International Academy for Adhesive Dentistry), CAD/CAM rezin kompozitlere uygulanacak ön işlemin 2 bar basınç altında, 50 µm'lik alüminyum oksit ya da 30 µm'lik sliken oksit ile air-abrazyonu şeklinde yapılmasını önermektedir (298).

Geniş madde kayıplı vital posterior dişlerin restorasyonunda günümüzdeki estetik ve daha çok diş dokusunu korumaya yönelik restorasyon materyali rezin kompozitlerdir. Gelişen teknolojiyle birlikte CAD/CAM sistemlerindeki seramik materyallere rezin kompozitlerin eklenmesi, geniş ve derin lezyonlu kavitelemlerin restorasyonunda indirekt ve direkt restorasyon tiplerine ek olarak CAD/CAM restorasyonların da bu konuda güçlü bir alternatif olacağına işaret etmektedir. Bununla birlikte CAD/CAM restorasyonlarda her ne kadar başarılı sonuçlar elde edilse de restorasyon tercihi yaparken tekniğe hassas çalışma şartları ve maliyetin oldukça yüksek oluşu göz önünde bulundurulmalıdır. Diş hekimliğindeki teknolojik gelişmelerle birlikte özellikle restorasyonunda sıkıntı bulunan posterior bölge dişlerinin tedavisinde materyal ve teknik seçeneklerin artmasıyla, hastanın kısa sürede daha konforlu tedavisi ve beklentisinin daha iyi karşılanması sağlanmaktadır.

Sunulan bu çalışmanın sınırları dahilinde geniş ve çok yüzlü kavitelemlerin restorasyonunda genel bir değerlendirmeye gidildiğinde, direkt, indirekt ve CAD/CAM restorasyonlar arasında beklenenin aksine anlamlı bir fark ortaya çıkmadı. Materyal kitlesinin büyümesi ve dişteki madde kaybının artmasına

rağmen, direkt restorasyonlar da tıpkı indirekt ve CAD/CAM restorasyonlar kadar başarılı klinik sonuçlar sergiledi. Geniş madde kayıplı posterior dişlerin restorasyonunu farklı teknik ve materyallerle yaptığımız bu çalışmanın klinik takip süresinin uzamasıyla restorasyon tiplerine ilişkin farklılıkların daha açık hale gelebileceğini düşünmekteyiz.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bir ya da daha fazla tüberkül hasarı bulunan posterior bölge dişlerine uygulanan direkt, indirekt rezin kompozit ve CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonların, 30 aylık gözlem süresi boyunca incelenip değerlendirildiği bu klinik çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmaktadır:

- FDI kriterlerinin estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametreleri bir bütün olarak ele alınıp genel bir değerlendirilmeye gidildiğinde restorasyon tipleri arasında ilk 18 ayda CAD/CAM restorasyonların üstünlüğünü gösteren fark tespit edildi.
- Bununla birlikte 18.aydan sonra CAD/CAM restorasyonlara ait bu fark ortadan kalktı ve 30.ayın sonunda genel değerlendirmede restorasyon tipleri arasında anlamlı fark yoktu.
- 30 ayın sonunda “klinik olarak kabul edilebilir” skorlar alan restorasyonların oranı direkt rezin kompozit için %89,40, indirekt rezin kompozit için %95,60 iken CAD/CAM rezin nano-seramik restorasyonlar için %84,40 idi.
- Genel değerlendirmenin aksine, estetik, fonksiyonel ve biyolojik parametreler ayrı ayrı kendi içlerinde değerlendirildiğinde, estetik parametrelerde direkt rezin kompozit restorasyonların, fonksiyonel parametrelerde ise indirekt restorasyonların anlamlı üstünlüğü izlendi.
- Buna karşın biyolojik parametrede restorasyon tipleri arasında fark yoktu. Bununla birlikte çalışmanın 6.ayından itibaren her üç restorasyon tipi için de geçerli olmak üzere, “periodontal yanıt” kriterinde başlangıca göre izlenen değişimler her ne kadar tüm çalışma süresince “kabul edilebilir” sınırlar içerisinde kaldıysa da, bize en iyi koşullarda bile restorasyon sınırlarındaki dişeti probleminin tam olarak önüne geçilemediğini göstermesi bakımından önemliydi.
- Bu çalışmanın klinik değerlendirmesini yapmak üzere kullanılan FDI kriterlerinin titiz, dikkatli ve incelikli bir değerlendirme süreci ve iyi bir gözlemci kalibrasyonu gerektirdiği saptandı.

- Yapımı ve üretimi ağız dışında gerçekleştirilip bağlayıcı bir siman aracılığıyla kaviteye yerleştirilen restorasyon tiplerinden indirekt rezin ve CAD/CAM restorasyonlar göz önüne alındığında “*debonding*” olgusu sadece CAD/CAM restorasyonlarda izlendi.
- “*Debonding*” nedeniyle yerinden ayrılmış hasarsız restorasyonların sorunsuzca yerine tekrar yerleştirilebilmesi, bize FDI kriterlerindeki başarısızlık tanımlamalarının indirekt restorasyonlar için modifiye edilebileceğini düşündürdü.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar gerekli özen, titizlik ve beceri ile uygun hastalarda gerçekleştirildiği takdirde, tüberkül hasarını da içine alan büyük ve geniş lezyonların restorasyonunda her üç restorasyon tipinin de rahatlıkla kullanılabileceğini gösterdi. CAD/CAM ve indirekt rezin restorasyonların ekstra zaman ve emek gerektiren pahalı ve sofistike uygulamalar olduğu göz önüne alındığında, direkt rezin kompozitlerin başarısı oldukça çarpıcı bulundu. Bununla birlikte uzun dönemde ilerleyen süreç içerisinde restorasyon tiplerine ilişkin farklılıklar daha da açıkça ortaya çıkabilir görüşünderiz.

7. KAYNAKLAR

1. Opdam NJ. The future of dental amalgam. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2005;112(10):373-5.
2. Leinfelder KF. After amalgam, what? Other materials fall short. *J Am Dent Assoc* 1994;125(5):586-9.
3. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 2010;89(10):1063-7.
4. ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc* 2003;134(4):463-72.
5. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations. Current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Landshut, Germany. Quintessence Publishing Co Inc. 1999;27-33.
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
7. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent* 2008;36(11):945-52.
8. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962;64:378-87.
9. Bayne SC, Thompson JY. Biomaterials. In: *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, Fifth Ed. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Mosby Inc. Missouri. 2006. p.196-215.
10. Mount GJ. Glass-ionomers: advantages, disadvantages, and future implications. In: *Advances in glass-ionomer cements*. Ed. Davidson, Carel L. and Mjor, Ivar A. Quintessence Publishing. 1999. Chapter 14, p.269-73.
11. Kargül B. Pedodontide kullanılan restoratif materyaller ve koruyucu restorasyonlar. *Diş Hekimliğinde Klinik* 2001;4:158-64.
12. Albers HF. *Tooth color restoratives*. 2002. 9th. Ed. BC Decker Inc., Hamilton, London.

13. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitapevi. Ankara. 2000. syf. 2-15.
14. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006;22(2):138-45.
15. Becker MJ, Turfa JM. *The Etruscans and the History of Dentistry: The Golden Smile through the Ages* 2017. p.65. Edit by: Baker P. Taylor&Francis Ltd.
16. Lloyd C. *Dental investment materials for casting metals and alloys*. 2008. p. 145. Edit by: Curtis R.V. Watson T.F. *Dental biomaterials: Imaging, testing and modelling*.
17. Morimoto S, Vieira G, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J* 2009;20(2):143-8.
18. Skeeters TM, Burkett HN, Mee TR. Inlay repair of a broken solder joint. *J Prosthet Dent* 1986;56(2):156-7.
19. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29-38.
20. Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite and glass cermet restorations. *Oper Dent* 1990;15(2):42-7.
21. el-Mowafy O. Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations--case report. *J Can Dent Assoc* 2000;66(6):302-7.
22. Beck F, Lettner S, Graf A, Bitriol B, Dumitrescu N, Bauer P, Moritz A, Schedle A. Survival of direct resin restorations in posterior teeth within a 19-year period (1996-2015): A meta-analysis of prospective studies. *Dent Mater* 2015;31(8):958-85.
23. Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrman P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2014;31(3):CD005620.

24. Roberson TM. Introduction to amalgam restoration. In Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant art and science of operative dentistry. 4th ed. St. Louis. Missouri Mosby. 2002;653-668.
25. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int 1994;25(10):659-77.
26. World Dental Federation. "UNEP Dental Amalgam Phase-down Project". <http://www.fdiworldental.org/fdi-at-work/programme-for-africa/unep-dental-amalgam-phase-down-project.aspx>, Son erişim tarihi: 20 Ağustos 2014.
27. Charbeneau GT. Principles and Practice of Operative Dentistry. 3 rd Ed., Lea and Febiger, Philadelphia. 1988;268-314.
28. Alex G. Considerations for the successful placement of laboratory-processed, indirect composite restorations. Compend Contin Educ Dent 2003;24(8 Suppl):43-47;quiz 62.
29. Terry DA, Touati B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. Pract Proced Aesthet Dent 2001;13(1):51-8;quiz 60.
30. Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings from the New England children's amalgam trial. J Am Dent Assoc 2007;138(6):763-72.
31. Wilder A, Roberson TM, Pereira P, Ritter A, May K. 2002. "Classes I, II and VI Amalgam Restorations". Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. Editör: Roberson, T. M., Heymann, H. O., Swift Jr, E. J. Missouri: Mosby-Year Book.
32. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. Dent Mater 2007;23(1):2-8.
33. Efes BG, Yaman BC, Gürbüz O, Gümüştaş B. Randomized controlled trial of the 2-year clinical performance of a silorane-based resin composite in class 1 posterior restorations. Am J Dent 2013;26(1):3-8.

34. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent* 2010;12(3):237-43.
35. Deepa G, Shobha T. A clinical evaluation of two glass ionomer cements in primary molars using atraumatic restorative treatment technique in India: 1 year follow up. *Int J Paediatr Dent* 2010;20(6):410-8.
36. Barata TJ, Bresciani E, Mattos MC, Lauris JR, Ericson D, Navarro MF. Comparison of two minimally invasive methods on the longevity of glass ionomer cement restorations: short-term results of a pilot study. *J Appl Oral Sci* 2008;16(2):155-60.
37. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Önçağ O, Eronat C, Köse T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach: results at 24 months. *J Am Dent Assoc* 2006;137(11):1529-36.
38. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):303-39.
39. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent* 2010;13(4):184-94.
40. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent* 2006;34(7):427-35.
41. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998;48(1):3-16.
42. Dayangaç B. *Kompozit Restorasyonlar (2.Basım)*. 2011. İstanbul: Quintessence Yayıncılık.
43. Sayman O. *Kompozit Malzemeler Ders Notları*, D.E.Ü Makine Mühendisliği Bölümü, 2007.
44. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.

45. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000;131(3):375-83.
46. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(2): E215-20.
47. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010;120(11):972-86.
48. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 2008;87(4): 367-71.
49. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14(1):51-6.
50. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;74(1):617-26.
51. Boaro LCC, Goncalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;26(12): 1144-50.
52. Wilson K, Antonucci JM. Interphase structure–property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. *Dent Mater* 2006;22(11): 995-1001.
53. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 2004;25(18):4065-71.
54. Powers J, Sakaguchi LR. *Craig's restorative dental materials*. 12th ed. St. Louis: CV Mosby Co. 2006; 57-70.

55. Bayne SC, Thompson JY. Biomaterials. In: Sturdevant's art and science of operative dentistry, Fifth Ed. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Mosby Inc. Missouri. 2006; 137-242.
56. Atalı PY. Beyazlatma ajanları ve beyazlatıcı diş macunlarının kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik üzerine etkilerinin in-vitro incelenmesi. Marmara Üniversitesi. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. İstanbul 2011. Doktora Tezi.
57. Ferracane JL. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med 1995;6(4):302-18.
58. Terry DA. Applications of nanotechnology. Pract Proced Aesthet Dent 2004;16(3):220-2.
59. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Landshut, Germany. Quintessence Publishing Co Inc. 1999; 101-67.
60. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV, Pereira PNR. Class I, II and VI Direct Composite and Other Tooth-Colored Restorations, Roberson TM, Heymann FIO, Swift EJ, editors. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed., St. Louis: Mosby-Year Book. Inc, 2006. p.569-99.
61. Esmaeili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects 2014;8(1):40-4.
62. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. Quintessence Int 2008;39(2):74-84.
63. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. Dent Update 2010; 37(4):214-6, 218-20, 223-7.
64. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. Dent Mater 2013;29(8):824-34.
65. Ilie N, Obermaier J, Durner J. Effect of modulated irradiation time on the degree of conversion and the amount of elutable substances from

- nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig* 2014;18(1): 97-106.
66. Haenel T, Hausnerová B, Steinhaus J, Price RB, Sullivan B, Moeginger B. Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. *Dent Mater* 2015;31(2):93-104.
 67. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011;56(Suppl 1):59-66.
 68. Sabatini C. Comparative study of surface microhardness of methacrylate-based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *Eur J Dent* 2013;7(3):327-35.
 69. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011;90(4):402-16.
 70. Irie M, Suzuki K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dent Mater* 2001;17(4):347-53.
 71. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2011;5:895-902.
 72. Roulet JF, Spreafico R. Estetik posterior indirek restorasyonlar. In: Roulet JF Wilson NH, Fuzzi M. Operatif diş hekimliğinde güncel gelişmeler. 1st ed. Quintessence Yayıncılık. İstanbul. 2006: 186-191.
 73. Wilson NH, Lynch CD. The teaching of posterior resin composites: planning for the future based on 25 years of research. *J Dent* 2014;42(5):503-16.
 74. Wassell RW, Walls AWG, Mc Cabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent* 2000;28: 375-82.
 75. Liu X, Fok A, Li H. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater* 2014;30(3):327-33.

76. Leinfelder KF. Indirect Posterior Composite Resins. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):495–503; quiz 504, 527.
77. Desai PD, Das UK. Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2011;22(6):877-83.
78. al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. *J Dent* 1998;26(5-6):487-95.
79. Ramp MH, Suzuki S, Cox CF, Lacefield WR, Koth DL. Evaluation of wear: enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. *J Prosthet Dent* 1997;77(5):523-30.
80. Brucia JJ. Materials and techniques for achieving clinical excellence with indirect composite restorations. *Dent Clin North Am* 2001;45(1): 71-81.
81. Swift EJ, Sturdevant JR, Ritter AV. Class I and Class II Indirect Tooth-Colored Restorations. In: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Fifth Ed, Ed(s), Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Mosby Inc., Missouri. 2006. p. 603-22.*
82. Catelan A, Santo MR, Menegazzo LM, Moraes JC, dos Santos PH. Effect of light curing modes on mechanical properties of direct and indirect composites. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):697-702.
83. Manhart J, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Chen HY, Hickel R. A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 2000;4(4):192-8.
84. Garber DA, Goldstein RE. *Porcelain & Composite Inlays & Onlays. Esthetic Posterior Restoration. Illinois: Quintessence Publishing, 2000.*
85. Leirskar J, Nordbø H, Thoresen NR, Henaug T, von der Fehr FR. A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays. *Acta Odontol Scand* 2003;61(4):247-51.
86. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 2004;20(9):862-72.

87. Nash RW, Lowe RA, Leinfelder K. Using packable composites for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc* 2001;132(8):1099-104.
88. Hasanreisoğlu U, Sönmez H, Uçtaşı S, Wilson HJ. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. *J Oral Rehabil* 1996;23(1):66-71.
89. Ferreira MC, Vieira RS. Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. *J Dent* 2008;36(5):322-5.
90. Blank JT. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Dent* 2000;12(4):195-208.
91. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(7):611-4, 616, 618 passim; quiz 624.
92. BiscoDocuments: <http://www.bisco.com/catalog/tescera.pdf>, 18.07.2008, 15:09.
93. Leinfelder KF. Composite resins. *Dent Clin North Am* 1985;29(2):359-71.
94. Suh BI. New concepts and technology for processing of indirect composites. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24(8 Suppl):40-2.
95. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):171-84.
96. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD-CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):117-23.
97. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005;136(12):1714-23.
98. Robbins JW, Fasbinder DJ. Esthetic Inlays and Onlays. In: *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*, Third Ed, Ed(s), Summit, JB, Robbins JW, Hilton JT, Schwartz RS. 2006. Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, 514-37.
99. Jedyakiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6 Suppl):7-13.

100. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29(8):482, 484, 486-8 passim.
101. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
102. Korkmaz C. Hip ve Non-Hip Zirkonya Bloklardan Cad-Cam Yöntemi ile Üretilen Kuron Kopinglerinin Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması [Doktora]. Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi; 2011.
103. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55(3):559-70.
104. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *IJSS Case Reports & Reviews* 2014;1(1):23-7.
105. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96-9.
106. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3): E141-5.
107. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
108. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.
109. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117(6):715-20.
110. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84(5):506-13.
111. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;18(1):25-32.

112. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):122-8.
113. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc* 1996;127(8):1171-81.
114. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:7S-13S.
115. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* 2015;7(4):96-104.
116. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)* 2015;7(3):57-70.
117. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:22S-31S.
118. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):9-35.
119. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J* 2002;192(4):199-202, 205-11.
120. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989;118(6):703-7.
121. Akın A. CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri ile Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının in vivo ve İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2011.
122. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int* 2000;31(10):699-712.

123. Polansky R, Arnetzl G, Smetan M, Haas M, Lorenzoni M. The production of Cerec restorations from a plaster cast. *Int J Comput Dent* 1999;2(1):37-44.
124. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93(12):1232-4.
125. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res* 2014;58(2):107-14.
126. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):273-5.
127. Okada K, Kameya T, Ishino H, Hayakawa T. A novel technique for preparing dental CAD/CAM composite resin blocks using the filler press and monomer infiltration method. *Dent Mater J* 2014;33(2):203-9.
128. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 2012;31(3):377-83.
129. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 2015;34(2):161-7.
130. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res* 2014;93(1):62-7.
131. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29(4):419-26.
132. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37(9):630-7.
133. Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37(9):638-43.

134. 3M ESPE Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile.
135. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):50, 52-8.
136. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):677-94, vii.
137. Unutmaz N. Farkli Dentin Adeziv Sistemlerin Mikrosızıntı ve Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırmalı Olarak *İn-vitro* İncelenmesi [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2012.
138. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
139. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002;33(3):213-24.
140. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 1975;9(5):373-87.
141. Heymann HO, Ritter AV. Introduction To Composite Restorations, In: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Fifth Ed, Ed(s), Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Mosby Inc. Missouri, 2006. 497-526.
142. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues Tokyo-Chicago Quintessence Publishing Co. Ltd.; 1998.
143. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-72.
144. Van Meerbeek B, Landuyt KV, Munck JD, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, Peumans M. Bonding to Enamel and Dentin. In: Fundamentals of Operative Dentistry, Contemporary Approach, Third Ed, Ed(s), Summit, J.B., Robbins, J.W., Hilton, J.T., Schwartz, R.S. Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, 2006. 183-260.

145. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 2014;55(4):194-206.
146. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2): 118-32.
147. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011;142 Supply 2:20S-4S.
148. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(1): 42-4, 46.
149. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental Update* 2005;32(5):251-4, 257-8, 260.
150. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):28-30, 32, 34-5; quiz 36, 38.
151. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *J Ir Dent Assoc* 2008;54(5):218-22.
152. Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Intercrystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci* 2002;110(6):464-70.
153. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, VanMeerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997;10(3):141-6.
154. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34(1):77-85.
155. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;10(5): 39-44.
156. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009;25(10):1187-94.

157. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater* 2009;25(11):1459-67.
158. Lührs AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Günay H. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent* 2008;33(2):155-62.
159. Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van LK, Lambrechts P, Peumans M. 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* 2005;21(4):375-83.
160. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26(12):1176-84.
161. Duarte S Jr, Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent* 2008;100(3):203-10.
162. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 2010;38 Suppl 2:e2-e16.
163. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20(10):963-71.
164. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2007;9(1):7-10.
165. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.
166. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater* 2006;22(6):533-44.

167. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004;32(1):55-65.
168. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 1993;18(2):48-55.
169. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51(2):453-71.
170. Yeşilyurt C, Bulucu B. Restorasyonların değiştirilme ve tamir nedenleri. *Atatürk Ün. Diş Hek. Fak. Derg* 2003;13(2):63-75.
171. Ryge G. Clinical criteria. *Int J Dent* 1980;30(4):347-58.
172. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig* 2005;9(4):215-32.
173. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations - update and clinical examples. *Clin Oral Investig* 2010;14(4):349-66.
174. Staehle HJ, Wohlrab T, Saure D, Wolff D, Frese C. A 6.5-year clinical follow-up of direct resin composite buildups in the posterior dentition: Introduction of a new minimally invasive restorative method. *J Dent* 2015;43(10):1211-7.
175. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguércio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, Opdam NJ, Demarco FF. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater* 2011;27(10):955-63.
176. Coelho-De-Souza FH, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Klein-Júnior CA, Demarco FF. A randomized double-blind clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 1-year follow-up. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):174-9.
177. Klinko T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials* 2016;17(1):239.

178. Vogl V, Hiller KA, Buchalla W, Federlin M, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical split mouth evaluation of partial ceramic crowns luted with a new, universal adhesive system / resin cement: results after 18 months. *Clin Oral Investig* 2016;20(9): 2481-92.
179. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for Conducting Controlled Clinical Studies of Dental Restorative Materials Science Committee Project 2/98 - FDI World Dental Federation Study Design (Part I) and Criteria for Evaluation (Part II) of Direct and Indirect Restorations Including Onlays and Partial Crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-47.
180. Ercan E, Pamir T, Kaya A. Microshear bond strengths of different luting materials to enamel. *Clin Oral Invest* 2013;17:1029–111. (Poster abstracts of the 6th biennial meeting of the EFCD held in association with the 33th national congress of the CNEOC, France, 9–11 May 2013, Paris, France)
181. Morin MR. Preparation, fabrication and 3D scanning to achieve esthetic results with chairside CAD/CAM technology. In: Mörman WH. *State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC*. New Malden: Quintessence Publishing Co. Ltd. 2006: 89-92.
182. Garber DA, Goldstein RE. *Porcelain & Composite Inlays & Onlays: Esthetic posterior restorations*. Quintessence Publishing Co. Inc, Carol Stream, IL. 1994;38-57.
183. Arnetzi GV, Arnetzi G. Design of preparations for allceramic inlay materials. *Int J Comput Dent* 2006;9(4):289-98.
184. Ainamo J, Bay I. Problems and proposals for recording gingivitis and plaque. *Int Dent J* 1975;25(4):229-35.
185. Loe H, Silness J. Periodontal Disease in Pregnancy. I. Prevalence and Severity. *Acta Odontol Scand* 1963;21:533-51.
186. van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res* 2013;92 Suppl 7:78S–83S.

187. Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AD, Demarco FF. Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *J Dent* 2012;40(9):703-10.
188. Peres MA, Peres KG, de Barros AJ, Victora CG. The relation between family socioeconomic trajectories from childhood to adolescence and dental caries and associated oral behaviours. *J Epidemiol Community Health* 2007;61(2):141-5.
189. Thomson WM, Poulton R, Milne BJ, Caspi A, Broughton JR, Ayers KM. Socioeconomic inequalities in oral health in childhood and adulthood in a birth cohort. *Community Dent Oral Epidemiol* 2004;32(5):345-53.
190. Kemaloglu H, Pamir T, Tezel H. A 3-year randomized clinical trial evaluating two different bonded posterior restorations: Amalgam versus resin composite. *Eur J Dent* 2016;10(1):16-22.
191. Soares AC, Cavalheiro A. A review of amalgam and composite longevity of posterior restorations. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 2010;51:155-64.
192. Setcos JC, Staninec M, Wilson NH. Bonding of amalgam restorations: Existing knowledge and future prospects. *Oper Dent* 2000;25:121-9.
193. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent* 2003;31:395-405.
194. McCracken MS, Gordan VV, Litaker MS, Funkhouser E, Fellows JL, Shamp DG, et al. A 24-month evaluation of amalgam and resin-based composite restorations: Findings from The National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc* 2013;144:583-93.
195. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, et al. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* 2014;93(10):943-9.
196. Laske M, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Braspenning JC, Huysmans MC. Longevity of direct restorations in Dutch dental practices. Descriptive study out of a practice based research network. *J Dent* 2016;46:12-7.

197. Krämer N, García-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater* 2011;27:455-64.
198. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Mater J* 2009;28(5):620.
199. Cetin AR, Unlu N, Cobanoglu N. A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Oper Dent* 2013;38(2):E1-11.
200. Fennis WM, Kuijs RH, Roeters FJ, Creugers NH, Kreulen CM. Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results. *J Dent Res* 2014; 93(1):36-41.
201. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann KH, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1999;82(4): 391-7.
202. Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):289-96.
203. Cetin AR, Unlu N. Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012;32(3):e87-94.
204. Jason Smithson J, Newsome P, Reaney D, Owen S. Direct or indirect restorations? *International Dentistry African Edition* 2011;1(1):70-80.
205. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A randomized clinical trial of cuspal-replacing resin composite restorations: efficiency and short-term effectiveness. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):349-54.
206. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent* 2017;63:1-7.

207. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent* 2013;25(6):383-90.
208. Yuzugullu B, Canay S. Metal-ceramic dowel crown restorations for severely damaged teeth: a clinical report. *Indian J Dent Res* 2009;20(1):110.
209. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin XY, Zhang P, Lin ZT et. al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent* 2018;119(3):363-8.
210. G-aenial Anterior & Posterior Effortless Beauty. Gaenial Posterior Material Technical Product Brochure.
211. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bössmann K, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 2005;26(24):5021-31.
212. Oliveira SS, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall GW Jr. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci* 2004;112(4):376-83.
213. Soeno K, Suzuki S, Yokomichi R, Taira Y, Atsuta M. Evaluation of a novel dentin bonding system compared to commercial bonding system. *J Dent* 2004;32(4):315-20.
214. Yousaf A, Aman N, Manzoor MA, Shah JA, Dilrasheed. Postoperative sensitivity of self etch versus total etch adhesive. *J Coll Physicians Surg Pak* 2014;24(6):383-6.
215. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent* 2001;29(1):7-13.
216. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs. etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.
217. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann C. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch and rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 2008;24:185-91.

218. Gaur A, Pinzon LM, Parker KP, Powers JM. Effect of pre-etch on bond of self-etching adhesives to teeth. *J Dent Res* 2004;82(special issue): abstr.no.1763.
219. Gomes G, Perdigao J, Duarte Jr S, Lopes MM. Enamel bond strengths of self-etch vs. total-etch adhesives. *J Dent Res* 2004;82(special issue):abstr.no.0236.
220. Markus L. Large composite restorations in the posterior region. *International Dentistry Middle East Edition* 2011;2(1):33-43.
221. Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Pierleoni F, Nieri N. Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems. *J Dent* 2006;35(4):289-93.
222. Schulze KA, Oliveira SSA, Marshall GW, Gansky SA, Marshall SJ. Technique sensitivity of a self-etching versus an acid etching system. *J Dent Res* 2002;80(special issue):abstr.no.0947.
223. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent* 2004;17(3):191-5.
224. Souza-Junior EJ, Prieto LT, Araújo CT, Paulillo LA. Selective enamel etching: effect on marginal adaptation of self-etch LED-cured bond systems in aged Class I composite restorations. *Oper Dent* 2012;37(2):195-204.
225. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10(4): 251-8.
226. Shortall AC, Baylis RL, Fisher SE, Harrington E. Operating variables affecting the working time of a dual-cure composite luting cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993;1(4):185-8.
227. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater* 2002;18(2):136-42.
228. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; 38(4):295-314.

229. Chen C, He F, Burrow MF, Xie H, Zhu Y, Zhang F. Bond strengths of two self-adhesive resin cements to dentin with different treatments. *J Med Biol Eng* 2011;31(1):73-7.
230. Costa LA, Carneiro KK, Tanaka A, Lima DM, Bauer J. Evaluation of pH, ultimate tensile strength, and micro-shear bond strength of two self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res* 2014;28:1-7.
231. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Wei S, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage expression and microshear bond strength in the resin cement/dentin interface. *J Adhes Dent* 2010;12(5):393-401.
232. Inukai T, Abe T, Ito Y, Pilecki P, Wilson RF, Watson TF, Foxton RM. Adhesion of indirect MOD resin composite inlays luted with self-adhesive and self-etching resin cements. *Oper Dent* 2012;37(5):474-84.
233. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent* 2012;40(10):866-72.
234. Koyuturk AE, Ozmen B, Tokay U, Tuloglu N, Sari ME, Sonmez TT. Two-year follow-up of indirect posterior composite restorations of permanent teeth with excessive material loss in pediatric patients: a clinical study. *J Adhes Dent* 2013;15(6):583-90.
235. Gianordoli-Neto R, Padovani GC, Mondelli J, de Lima Navarro MF, Mendonça JS, Santiago SL. Two-year clinical evaluation of resin composite in posterior teeth: A randomized controlled study. *J Conserv Dent* 2016;19(4):306-10.
236. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig* 2005;9(4):209-14.
237. Barnes DM, Blank LW, Gingell JC, Gilner PP. A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc* 1995;126(9):1245-53.
(http://multimedia.3m.com/mws/media/295038/ryge-criteria-for-direct-clinical-evaluation-of-restoration.pdf?&fn=usphs_ryge_criteria.pdf)
238. Costa T, Rezende M, Sakamoto A, Bittencourt B, Dalzochio P, Loguercio AD, Reis A. Influence of adhesive type and placement

- technique on postoperative sensitivity in posterior composite restorations. *Oper Dent* 2017;42(2):143-54.
239. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Oper Dent* 2016;41(2):146-56.
240. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent* 2017;63:1-7.
241. Baldissera RA, Corrêa MB, Schuch HS, Collares K, Nascimento GG, Jardim PS, Moraes RR, Opdam NJ, Demarco FF. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? *J Dent* 2013;41(11):1027-35.
242. Kitasako Y, Sadr A, Burrow MF, Tagami J. Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Aust Dent J* 2016;61(3):366-73.
243. Skupien JA, Cenci MS, Opdam NJ, Kreulen CM, Huysmans MC, Pereira-Cenci T. Crown vs. composite for post-retained restorations: A randomized clinical trial. *J Dent* 2016;48:34-9.
244. Coelho-de-Souza FH, Klein-Júnior CA, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Demarco FF. Double-blind randomized clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 6-month follow-up. *Contemp Dent Pract* 2010;11(2):001-8.
245. Loguercio AD, dePaula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-month randomized double-blind clinical trial. *J Dent* 2015;43:1083–92.
246. Loguercio AD, Luque-Martinez IV, Fuentes S, Reis A, Muñoz MA. Effect of dentin roughness on the adhesive performance in non-carious cervical lesions: A double-blind randomized clinical trial. *J Dent* 2018;69:60-9.
247. Lopes LS, Calazans FS, Hidalgo R, Buitrago LL, Gutierrez F, Reis A et.al. Six-month follow-up of cervical composite restorations placed with a new universal adhesive system: A randomized clinical trial. *Oper Dent* 2016;41(5):465-80.

248. Deliperi S, Bardwell DN. Multiple cuspal coverage direct composite restorations: functional and esthetic guidelines. *J Esthet Restor Dent* 2008;20(5):300-8.
249. Deliperi S. Functional and aesthetic guidelines for stress-reduced direct posterior composite restorations. *Oper Dent* 2012; 37(4):425-31.
250. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater* 2013;29(1):51-8.
251. Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs. indirect class II MO composite restorations. *Oper Dent* 2008;33(5):587-92.
252. de Paula AB, Duque C, Correr-Sobrinho L, Puppim-Rontani RM. Effect of restorative technique and thermal/mechanical treatment on marginal adaptation and compressive strength of esthetic restorations. *Oper Dent* 2008;33(4):434-40.
253. Duquia Rde C, Osinaga PW, Demarco FF, de V Habekost L, Conceição EN. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Oper Dent* 2006;31(6): 682-7.
254. Fruits TJ, Knapp JA, Khajotia SS. Microleakage in the proximal walls of direct and indirect posterior resin slot restorations. *Oper Dent* 2006; 31(6):719-27.
255. Terry DA, Leinfelder KF. Development of a processed composite resin restoration: preparation and laboratory fabrication: part 1. *International Dentistry SA* 2006;8(4):12-20.
256. Klymus ME, Shinkai RS, Mota EG, Oshima HM, Spohr AM, Burnett LH. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure. *Stomatologija* 2007;9:56-60.
257. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int* 2001;32:199-205.
258. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin

- restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater* 2013;29(3):324-31.
259. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):587-93.
260. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent* 2015;40(3):E83-91.
261. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: an in vitro evaluation. *J Dent* 2011;39 Suppl 1:e37-44.
262. Pamir T, Kaya A. Tepilebilir rezin kompozit ile indirekt rezin kompozit restorasyonların karşılaştırılması: Bir yıllık klinik çalışma. *Akad Dent Diş Hekim Derg* 2004;23:1-6.
263. Jain V, Das TK, Pruthi G, Shah N, Rajendiran S. Comparative evaluation of effects of bleaching on color stability and marginal adaptation of discolored direct and indirect composite laminate veneers under in vivo conditions. *J Indian Prosthodont Soc* 2015;15(1):46-52.
264. Ayano M. Changes in chroma of two indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *J Oral Sci* 2012;54(4):349-54.
265. Kaytan B, Onal B, Pamir T, Tezel H. Clinical evaluation of indirect resin composite and ceramic onlays over a 24-month period. *Gen Dent* 2005;53(5):329-34.
266. Dos Santos DM, De Paula AM, Bonatto Lda R, Da Silva EV, Vechiato Filho AJ, Moreno A et. al. Influence of colorant solutions in properties of indirect resin composites. *Am J Dent* 2015;28(4):219-23.
267. Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 1992;23(3): 181-6.
268. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J* 2013;7:118-22.

269. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 2004;135(5):587-94; quiz 654.
270. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):372-7.
271. Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Mater J* 2006;25(2):371-6.
272. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):166-70.
273. de Alencar e Silva Leite ML, da Cunha Medeiros e Silva FDS, Meireles SS, Duarte RM, Andrade AKM. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *Eur J Dent* 2014;8(3):330-6.
274. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent* 2011;39 Suppl 1:e30-6.
275. Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent* 2004;17(5):354-8.
276. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *J Prosthodont* 2016;25(6):472-7.
277. Torstenson B. Pulpal reaction to a dental adhesive in deep human cavities. *Endod Dent Traumatol* 1995;11:172-6.
278. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.
279. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):189-92.
280. L'Estrange PR, Karlsson SL, Odman P, Stegersjö G, Engström B. Clinical evaluation of restoration margins by an endoscopic microscope. *Aust Dent J* 1991;36(6):415-20.
281. de Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic

- crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent* 2017;117(3):386-92.
282. Borba M, Miranda WG Jr, Cesar, PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res* 2013;27:396–402.
283. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19:2027–34.
284. Gressler May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater* 2015;31(8):895-900.
285. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2016;24(3):258-63.
286. Stappert C, Dai M, Chitmongkolsuk S, et al: Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004;196:766-70.
287. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, et al: Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003;16:587-92.
288. 3M ESPE. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative from 3M ESPE. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/ Accessed January 26, 2016.
289. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, et al. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res* 2016;95(5):487-95.
290. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: A case series within a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(5):984-92.
291. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(6):382-93.

292. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014;16(6):531-40.
293. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 2016;18(4):289-302.
294. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18(1):9-20.
295. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *J Adhes Dent* 2015;17(6):521-8.
296. SHOFU. Shofu Block HC - Instructions for use. Kyoto, Japan: Shofu Inc.; 2014. http://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/BPZ_SHOFU_Block_HC_2014-09.pdf Accessed January 26, 2016.
297. GC America. Cerasmart - Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block. Japan: GC Corporation; 2014; <http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/CERASMARTJFU.pdf>. Accessed January 26, 2016.
298. Ozcan M, Volpato CA. Surface conditioning and bonding protocol for nanocomposite indirect restorations: how and why? *J Adhes Dent* 2016;18(1):82.

B. Functional properties	5. Fracture of material and retention	6. Marginal adaptation	7. Occlusal contour and wear a) qualitatively b) quantitatively	8. Approximal anatomical form a. contact point b. contour	9. Radiographic examination (when applicable)	10. Patient's View
1. Clinically excellent / very good	5.1 No fractures / cracks.	6.1 Harmonious outline, no gaps, no white or discolored lines	7a.1 Physiological wear equivalent of enamel. 7b.1 Wear corresponding to 80-120% of enamel.	8a.1 Normal contact point (floss or 25 µm metal blade can pass) 8b.1 Normal contour.	9.1 No pathology. Harmonious transition on restoration and tooth.	10.1 Entirely satisfied with esthetic and function.
2. Clinically good	5.2 Small hairline crack.	6.2.1 Marginal gap (<150 µm), white lines. 6.2.2 Small marginal fracture removable by polishing. 6.2.3 Slight ditching, slight step/flashes, minor irregularities	7a.2 Normal wear only slightly different from that to enamel. 7b.2 50-80% or 120-150 % wear compared to that of corresponding enamel.	8a.2 Contact slightly too strong but no disadvantage (floss or 25 µm metal blade can only pass with pressure). 8b.2 Slightly deficient contour.	9.2.1 Acceptable material excess present. 9.2.2 Positive/negative step present at margin <150 µm.	10.2 Satisfied. 10.2.1 Esthetics. 10.2.2 Function, e.g. minor roughness
3. Clinically sufficient / satisfactory (minor shortcomings, no unacceptable effects but not adjustable w/o damage to the tooth)	5.3 Two or more or larger hairline cracks and/or material chip fracture not affecting the marginal integrity or approximal contact.	6.3.1 Gap > 250 µm not removable. 6.3.2 Several small marginal fractures. 6.3.3 Major irregularities, ditching or flash, steps.	7a.3 Different wear rate than enamel but within the biological variation. 7b.3 < 50 % or 150-300 % of corresponding enamel	8a.3. Somewhat weak contact, no indication of damage to tooth, gingiva or periodontal structures; 50 µm metal blade can pass 8b.3 Visible deficient contour	9.3. 1 Marginal gap < 250 µm. 9.3. 2 Negative steps visible < 250 µm. No adverse effects noticed. 9.3.3 Poor radiopacity of filling material.	10.3 Minor criticism but no adverse clinical effects. 10.3.1 Esthetic shortcomings. 10.3.2 Some lack of chewing comfort. 10.3.3 Unpleasant treatment procedure.
4. Clinically unsatisfactory / (but repairable)	5.4.1 Material chip fractures which damage marginal quality or approximal contacts. 5.4.2 Bulk fractures with partial loss (less than half of the restoration).	6.4.1 Gap > 250 µm or dentine/base exposed. 6.4.2 Severe ditching or marginal fractures. 6.4.3 Larger irregularities or steps (repair necessary)	7a.4 Wear considerably exceeds normal enamel wear, or occlusal contact points are lost. 7b.4 Restoration > 300 % of enamel wear or antagonist > 300 %.	8a.4 Too weak and possible damage due to food impaction; 100 µm metal blade can pass 8b.4 Inadequate contour Repair possible.	9.4.1 Marginal gap >250 µm. 9.4.2 Material excess accessible 9.4.3 Negative steps >250µm and repairable.	10.4 Desire for improvement 10.4.1 Esthetics. 10.4.2 Function, e.g. tongue initiation Reshaping of anatomic form or refurbishing is possible.
5. Clinically poor (replacement necessary)	5.5 (Partial or complete) loss of restoration or multiple fractures.	6.5.1 Restoration (complete or partial) is loose but in situ. 6.5.2 Generalized major gaps or irregularities.	7a.5 Wear is excessive. 7b.5 Restoration or antagonist > 500 % of corresponding enamel.	8a.5 Too weak and/or clear damage due to food impaction and/or pain/gingivitis. 8b.4 Insufficient contour requires replacement	9.5.1 Secondary caries, large gaps, large overhangs 9.5.2 Apical pathology 9.5.3 Fractures of restoration or tooth.	10.5 Completely dissatisfied and / or adverse effects, incl. pain.
Overall functional score	Acceptable function (n and %):					Not acceptable (n, % and reasons):

Tablo 20: FDI Kriterleri Fonksiyonel Özellikler Değerlendirmesi (173)

C. Biological properties	11. Postoperative (hyper-)sensitivity and tooth vitality	12. Recurrence of caries (CAR), erosion, abfraction	13. Tooth integrity (enamel cracks, tooth fractures)	14. Periodontal response (always compared to a reference tooth)	15. Adjacent mucosa	16 Oral and general health
1. Clinically very good	11.1 No hypersensitivity, normal vitality. 11.2 Minor hypersensitivity for a limited period of time, normal vitality.	12.1 No secondary caries or primary caries 12.2 Small and localized 1. Demineralization 2. Erosion or 3. Abrfraction.	13.1 Complete integrity. 13.2.1 Small marginal enamel fracture (<150 µm). 13.2.2 Hairline crack in enamel (<150 µm).	14.1. No plaque, no inflammation, no pockets. 14.2. Little plaque, no inflammation (gingivitis), no pocket development 14.2.1 without overhangs, gaps or inadequate anatomic form 14.3. Difference up to one grade in severity of PBI compared to baseline and compared to control tooth. 14.3.1 without 14.3.2 with overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.1 Healthy mucosa adjacent to restoration. 15.2 Healthy after minor removal of mechanical irritations (plaque, calculus, sharp edges etc.)	16.1 No oral or general symptoms. 16.2 Minor transient symptoms of short duration; local or generalized.
3. Clinically sufficient / satisfactory (minor shortcomings with no adverse effects but not adjustable without damage to the tooth)	11.3.1 Moderate hypersensitivity 11.3.2 Delayed mild sensitivity; no subjective complaints, no treatment needed.	12.3 Larger areas of 1. Demineralization 2. Erosion or 3. Abrasion/abfraction, dentine not exposed Only preventive measures necessary ().	13.3.1 Marginal enamel defect <250µm 13.3.2 Crack <250µm. 13.3.3 Enamel chipping. 13.3.4 Multiple cracks	14.3.1 without overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.3 Alteration of mucosa but no suspicion of causal relationship with restorative material.	16.3. Transient symptoms, local and/or general.
4. Clinically unsatisfactory (repair for prophylactic reasons)	11.4.1 Intense hypersensitivity. 11.4.2 Delayed with minor subjective symptoms. 11.4.3 No clinical detectable sensitivity. Intervention necessary but not replacement.	12.4.1 Caries with cavitation and suspected undermining caries 12.4.2 Erosion in dentine 12.4.3 Abrasion/abfraction in dentine. Localized and accessible can be repaired.	13.4.1 Major marginal enamel defects; gap > 250 µm or dentine or base exposed. 13.4.2 Large cracks >250 µm, probe penetrates. 13.4.3. Large enamel chipping or wall fracture	14.4. Difference of more than one grade of PBI in comparison to control tooth or increase in pocket depth > 1mm requiring intervention. 14.4.1 without overhangs, gaps or inadequate anatomic form	15.4 Suspected mild allergic, lichenoid or toxic reaction.	16.4 Persisting local or general symptoms of oral contact stomatitis or lichen planus or allergic reactions. Intervention necessary but no replacement.
5. Clinically poor (replacement necessary)	11.5 Intense, acute pulpitis or non vital tooth. Endodontic treatment is necessary and restoration has to be replaced.	12.5 Deep caries or exposed dentine that is not accessible for repair of restoration.	13.5. Cusp or tooth fracture.	14.5 Severe / acute gingivitis or periodontitis 14.5.1 without overhangs, gaps or inadequate anatomic form	15.5 Suspected severe allergic, lichenoid or toxic reaction.	16.5. Acute / severe local and/or general symptoms.
Overall biological score	Acceptable biologically (n and %):					Not acceptable (n, % and reasons):

Tablo 21: FDI Kriterleri Biyolojik Özellikler Değerlendirmesi (173)

EK 2

Bu çalışmaya ait Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 12-3/3 sayılı karar onayı ve 13-12/34 karar numarasını belirten etik kurul izinleri aşağıda mevcuttur.

T.C. EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR Tel:0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34 e-mail: aetik@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr						
ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ						
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İndirekt Rezin Kompozit Restorasyonların Klinik Başarısının Değerlendirilmesi.				
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	2011 Diş-014				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Tijen PAMİR				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Diş Hastalıkları ve Tedavisi				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı				
	DESTEKLEYİCİ	Bilimsel Araştırma Proje Fonu				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZI	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon <input type="checkbox"/>		Yüksek Doz Araştırması <input type="checkbox"/>		
		Diğer ise belirtiniz		İlaç Dışı		
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	14.03.2012		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	14.03.2012		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 12-3/3	Tarih: 16.03.2012				
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereği, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödenmediği koşullarda araştırmaya başlanmasında etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.					
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Kaan KAVAKLI					
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Kaan KAVAKLI Başkan	Çocuk Sağlığı Hst. ve Çocuk Kan Hst	E.Ü. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hst. AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Aytül ÖNAL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Uzm. Ecz. Ebru BEDİR Raportör	Eczacı	E.U. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Suna TOKSAVUL Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	

Araştırma Başvurusu Onay Belgesi

ASLI GİBİDİR
EÜTF Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu : 12-3/ 3				
Prof. Dr. Zeliha KERRY Üye	Farmakoloji	E.Ü. Eczacılık Fakültesi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Süheyla ALTUĞ ÖZSOY Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	EÜ. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Prof. Dr. Zeki KARASU Üye	İç Hastalıklar ve Gastroenteroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi İç Hastalıklar AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Hasan PETEK Üye	Hukuk	Gediz Üniversitesi Hukuk Fakültesi	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Doç. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E. Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Ayşe EROL Üye	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Uzm. Dr. Özlem EKER Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıklar	Serbest	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	<i>[Signature]</i>

* Araştırma ile İlişki
** Toplantıda Bulunma

ASLI GİBİDİR
EÜTF Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

ASLI GİBİDİR
EÜTF Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İndirekt Rezin Kompozit Restorasyonların Klinik Başarısının Değerlendirilmesi.			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	2011 Diş-014			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Tijen PAMİR			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Diş Hastalıkları ve Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	Bilimsel Araştırma Proje Fonu			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN FAZI	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon <input type="checkbox"/>	Yüksek Doz Araştırması <input type="checkbox"/>	Diğer ise belirtiniz <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>			
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER:	<input type="checkbox"/>				
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Evrak Girişi 08.11.2013 tarih ve 2356 sayılı Etik Kurul Bilgilendirme Formu ile başvurusu yapılan bildirim.					
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 13-12/34	Tarih: 18.03.2014			
	Kurulumuzdan 16.03.2012 tarih ve 12-3/3 numaralı karar ile onayı alınan ve yukarıda adı verilen çalışmaya ilişkin Araştırma Protokolü Değişikliği, Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu Değişikliği, Olgu Rapor Formu Değişikliği'nin uygunluğuna oy birliği ile karar verilmiştir.				
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU					
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu				
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ayşenur OKTAY				

ASLI GİBİDİR
EÜTF Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Araştırma Başvurusu Onay Belgesi

Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa
22	28.09.2011/05	1/2



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu : 13- 12/34				
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dali	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayşenur OKTAY Başkan	Radyodiagnostik	EÜ. Tıp Fakültesi Radyoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Aytül ÖNAL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Suna TOKSAVUL Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Sarenur GÖKBEN Üye	Çocuk Nörolojisi	EÜ. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	S. Gökben
Prof. Dr. Abdullah SAYINER Üye	Göğüs Hastalıkları	EÜ. Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları AD	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Süheyla ALTUĞ ÖZSOY Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	EÜ. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E. Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Doç. Dr. Ayşe EROL Üye	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Yard. Doç. Dr. Gülsün AYGÖRMEZ Üye	Ceza Hukuku	Gediz Üniversitesi Hukuk Fakültesi	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Uzm. Ecz. Ebru BEDİR Üye	Eczacı	E.U. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Uzm. Dr. Özlem EKER Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Serbest	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	

* Araştırma ile İlişki
** Toplantıda Bulunma





ASLI GİBİDİR
EÜTF Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Araştırma Başvurusu Onay Belgesi

Belge Kodu Rev. Tarihi / No.su: Sayfa
22 28.09.2011/05 2/2

EK 3

Çalışmanın yürütülmesini sağlayan ilgili 2001-DİŞ-014 no'lu Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi'ne ait kesin sonuç kararı aşağıda sunulmuştur.

		
<p>T.C. EGE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI</p>		
SAYI : 65234543- 6- 42	<u>Bornova/İZMİR</u> 07 / 01 / 2016	
KONU: 2011-DİŞ-014 no'lu proje hk.		
Sayın Prof.Dr. Tijen PAMİR		
<p>Yöneticisi olduğunuz 2011-DİŞ-014 no'lu araştırma projesinin kesin sonuç raporu, Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonunun 22.12.2015 tarih ve 8. toplantısının 38 no'lu kararı ile kabul edilmiştir. Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.</p>		
		 Prof.Dr. Hüseyin KOCA Dekan Vekili

ÖZGEÇMİŞ

12.09.1986 tarihinde Eskişehir'de doğdum. İlkokulu (1992-1997) Eskişehir Cumhuriyet İlkokulunda, ortaokul ve lise öğrenimimi ise 1997-2004 döneminde Eskişehir Fatih Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2004 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başladım ve 2009 yılında mezun oldum. 2011 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım.

Elektronik posta adresi: dt.elifercan@gmail.com

