

SİMİN KOCAAYDIN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2021

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

(DOKTORA TEZİ)

**AŞIRI MADDE KAYBI GÖSTEREN SÜREKLİ AZI
DİŞLERİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİN KOMPOZİT
RESTORASYONLAR İLE İN-VİTRO KOŞULLARDA
KARŞILAŞTIRMALI İNCELENMESİ**

SİMİN KOCAAYDIN

**DANIŞMAN
PROF. DR. KORAY GENÇAY**

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI
PEDODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana her konuda yol gösteren, kendisi ile çalışmayı şans saydığım ve her daim desteğini hissettiğim değerli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Koray Gençay'a**,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlanmama olanak veren, başta Pedodonti Ana Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Oya Aktören'e**, doktora eğitimim boyunca kendisinden çok şey öğrendiğim, bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım ve bana her zaman desteğini hissettiren **Sayın Prof. Dr. Elif Bahar Tuna İnce'ye**, Pedodonti Bölümü'nün değerli öğretim üyeleri **Sayın Prof. Dr. Figen Seymen**, **Sayın Prof. Dr. Arzu Pınar Erdem**, **Sayın Doç. Dr. Mine Koruyucu** ve **Sayın Doç. Dr. Yeliz Güven'e**,

Klinik ve akademik alandaki sonsuz yardımlarıyla doktora sürecimin her aşamasında emeği olan **Sayın Doç. Dr. Yelda Kasımoğlu'na**,

Araştırmamın deneysel analizlerinin gerçekleştirildiği **Tekirdağ Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'na ve değerleri çalışanlarına**,

Doktora eğitimi sayesinde tanışma fırsatı bulduğum, doktoramın her aşamasında sayısız yardımı dokunan ve birlikte çok güzel anılar paylaştığım canım arkadaşım **Dt. Buşra Parlak'a**,

Uzun yıllardır dostlukları ile hayatımda olan, farklı bölümlerde de olsalar doktoramın zorlu geçen günlerinde bile varlıkları ile yüzümü güldüren canım dostlarım **Dt. Elif Güneysu** ve **Dt. Pelin Bozbulut'a**,

Doktora eğitimimdeki güzel ve zorlu birçok süreci birlikte geçirdiğim ve her konuda desteklerini hissettiğim **Dt. Elis Mutlu**, **Dt. Tuğçe Ceceloğlu** ve **Dt. Barış Kolik'e**, fakültede geçirdiğim yıllar boyunca birlikte çalıştığımız **Pedodonti Ana Bilim Dalı'ndaki sevgili asistan arkadaşlarıma** ve **Pedodonti Ana Bilim Dalı personeline**,

Eğitimim boyunca mesleki tecrübelerinden sıkça faydalandığım, destek ve imkanlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen değerli büyüklerim **Dt. Ümit Güneysu** ve **Dt. Meltem Güneysu'ya**,

Moral ve destekleri ile her daim yanımda olan ve arkadaşlıkları ile hayatımı güzelleştiren ***Banu Ilıcalı Ceyhun, Efe Ceyhun, Sera Ertay, Ceren Demirbağ, Duru Öksüz, Nesli Argıt Özkan ve Hayrettin Özkan'a,***

Doktora eğitimim boyunca uzakta da olsalar sevgi, anlayış ve destekleri ile her an yanımda hissettiğim canım ailem ***Saba, Şevket ve Selim Kocaaydın'a,***

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 32361



İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	ii
İTHAF.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Diş Hekimliğinde Posterior Bölgede Kullanılan Restoratif Materyaller	3
2.1.1 Rezin Kompozitler	3
2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	5
2.2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi	5
2.2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları	6
2.2.2.1 Tarayıcı	6
2.2.2.2 Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design-CAD) Yazılımı	6
2.2.2.3 Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM)	7
2.2.2.4 Frezeleme Cihazı.....	7
2.2.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Türleri.....	7
2.2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	8
2.2.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	9
2.3 CEREC CAD/CAM Sistemi	9
2.4 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	10
2.4.1 Adeziv Seramikler.....	12
2.4.2 Feldspatik ve Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler.....	13
2.4.2 Lityum Disilikatlar ve Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	13
2.4.3 Nanoseramikler ve Hibrit Seramikler	14

2.4.4 Kompozitler	15
2.4.5 Zirkonyum.....	15
2.5 Kenar Uyumu.....	16
2.5.1 Kenar Uyumu İnceleme Yöntemleri	16
2.5.2 Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri	19
2.6 Mikrosızıntı.....	20
2.6.1 Mikrosızıntı İnceleme Yöntemleri	20
2.6.1.1 Boya Penetrasyon Yöntemi.....	21
2.6.1.2 Radyoizotopların Kullanılması	22
2.6.1.3 Kimyasal Ajanların Kullanılması.....	23
2.6.1.4 Elektrokimyasal Yöntem.....	24
2.6.1.5 Bakteriyel Sızıntı Yöntemi.....	24
2.6.1.6 Hava Basıncı Yöntemi	25
2.6.1.7 Nötron Aktivasyon Analizi	25
2.6.1.8 İnsan Serum Sızıntısı Yöntemi.....	26
2.6.2 Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri	26
2.7 Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etki Eden Faktörler	26
2.7.1 Preparasyonun Şekli.....	27
2.7.2 Restoratif Materyal Seçimi	28
2.7.3 Siman Tipleri ve Simantasyon	29
2.7.4 Uygulama Tekniği.....	31
2.7.5 Ölçü Materyalleri ve Ölçü Yöntemleri	31
2.7.6 Laboratuvar İşlemleri.....	31
2.7.7 Termal Siklusun Etkisi.....	32
2.7.8 Mekanik Yüklemenin Etkisi	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1 Dişlerin Toplanması.....	35
3.2 Materyal Seçimi	35
3.2.1 Cerasmart Blok	36
3.2.2 Brilliant Crios Blok.....	37
3.2.3 Celtra Duo Blok	37
3.2.4 Essentia Rezin Kompozit	38
3.3 Kavite Preparasyonu	39

3.4 CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması	40
3.5 CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Üretilmesi	49
3.6 CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Restorasyonların Simantasyonu.....	50
3.6.1 CERASMART Blok Simantasyonu	50
3.6.2 BRILLIANT Crios Blok Simantasyonu	52
3.6.3 Celtra Duo Blok Simantasyonu.....	53
3.6.4 Essentia Kompozit Uygulaması	55
3.7 Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	56
3.8 Örneklerin Hazırlanması	57
3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu ile Kenar Uyumu Analizi	58
3.10 Mikrosızıntı Analizi	59
3.11 Örneklerin İstatistiksel Değerlendirmeleri	61
4. BULGULAR.....	62
4.1 Kenar Uyumu Deneyi Bulguları	62
4.2 Mikrosızıntı Deneyi Bulguları	68
5. TARTIŞMA	76
KAYNAKLAR	88
HAM VERİLER	105
FORMLAR	106
6. GÖNÜLLÜ ONAY FORMU	109
ETİK KURUL KARARI	110
PATENT HAKKI İZNİ	111
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	112
ÖZGEÇMİŞ	113

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Hasta başında uygulanan bazı CAD/CAM materyalleri	12
Tablo 2-2: FDI Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri.....	19
Tablo 2-3: Modifiye Edilmiş USPHC Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri.....	20
Tablo 2-4: Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri	26
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	36
Tablo 3-2: Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri	60
Tablo 4-1: Gruplar arasında kenar aralığındaki boşluk değerlerinin karşılaştırılması. ..	62
Tablo 4-2: İkili grup karşılaştırma p değerleri.....	62
Tablo 4-3: Gruplarda ölçüm noktalarında marjin devamlılığı görülme yüzdeleri.....	64
Tablo 4-4: İkili grup p değerleri.	64
Tablo 4-5: Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının ortalama değerlerinin karşılaştırılması.....	69
Tablo 4-6: İkili grup karşılaştırma p değerleri.....	69
Tablo 4-7: Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının yüzdelerinin karşılaştırılması.....	71
Tablo 4-8: İkili grup karşılaştırma p değerleri.....	71

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Periodontal sond ile kavite derinliği ve genişliğinin ölçülmesi (a: Kavite genişliği, b: Kavite derinliği).	39
Şekil 3-2: CEREC MC XL freze ünitesi ve CEREC Omnicam intraoral kamera.	40
Şekil 3-3: Örnek kimlik kartı oluşturma.	41
Şekil 3-4: Ölçüsü alınacak dişin işaretlenmesi.	42
Şekil 3-5: Blokların seçimi.	42
Şekil 3-6: Ölçü alındıktan sonraki ekran görüntüsü.	43
Şekil 3-7: Dişin aks üzerinde konumlandırılması.	44
Şekil 3-8: Restore edilecek dişin kenar marjinlerinin çizilmesi.	45
Şekil 3-9: Andırat alanların belirlenmesi.	46
Şekil 3-10: Restorasyonun parametrelerinin belirlenmesi.	47
Şekil 3-11: Restorasyonun pozisyonunun belirlenmesi.	48
Şekil 3-12: Restorasyonun düzenlenmesi.	49
Şekil 3-13: Restorasyonun blok içindeki konumu.	50
Şekil 3-14: G-Multi Primer.	51
Şekil 3-15: GC ETCHANT asit ve G-Premio BOND.	51
Şekil 3-16: G-CEM LinkForce.	52
Şekil 3-17: ONE COAT 7 UNIVERSAL adeziv bond.	53
Şekil 3-18: BRILLIANT EverGlow kompozit.	53
Şekil 3-19: Calibra Silane bağlama ajanı.	54
Şekil 3-20: Prime&Bond Universal Adhesive.	54
Şekil 3-21: Calibra Ceram adeziv rezin siman.	55
Şekil 3-22: GC Essentia Universal kompozit.	55
Şekil 3-23: G-Premio Bond.	56
Şekil 3-24: Thermocycler THE 1100/1200 cihazı.	57
Şekil 3-25: Akrilik blok içerisine yerleştirilen örnek.	57
Şekil 3-26: QUANTA FEG 250 taramalı elektron mikroskobu.	58
Şekil 3-27: Örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi.	59
Şekil 3-28: Kenar uyumu ölçüm noktaları (a: oklüzal, b: arayüz).	59
Şekil 3-29: Boya penetrasyonu için hazırlanmış diş örneği.	60
Şekil 3-30: Mikrosızıntı değerlendirme kriterleri.	61

Şekil 4-1: Grupların kenar aralığı değerleri.	63
Şekil 4-2: Cerasmart grubuna ait x400 büyütmede 10kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).	65
Şekil 4-3: Brilliant grubuna ait x400 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).	66
Şekil 4-4: Celtra Duo grubuna ait x400 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).	67
Şekil 4-5: Essentia grubuna ait x400 ve x100 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).	68
Şekil 4-6: Grupların mikrosızıntı skorlarının ortalamalarının karşılaştırılması.	70
Şekil 4-7: Grupların mikrosızıntı yüzdelerinin oranları.	71
Şekil 4-8: CERASMART grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).	72
Şekil 4-9: BRILLIANT grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).	73
Şekil 4-10: Celtra Duo grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).	74
Şekil 4-11: Essentia grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).	75

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Bis-GMA: Bisglisidil metakrilat

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım (Computer aided design) / Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing)

MOD: Meziyooklüzodistal

SEM: Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)

SiO₂: Silikon dioksit

P₂O₅: Fosfor pentaoksit

Al₂O₃: Alüminyum oksit

Li₂O: Lityum oksit

ZnO: Çinko oksit

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

UDMA: Üretan dimetakrilat

Bis-UDMA: Bis-üretan dimetakrilat

DMA: Dimetilanilin

MPa: Megapaskal

°C: Santigrat derece

pH: Power of hydrogen (asit-baz birimi)

µm: Mikrometre

in vitro: Laboratuvar koşullarında

in vivo: Canlı koşullarında

kV: Kilowatt (elektrik gerilim birimi)

%: Yüzde

p: İstatistiksel anlam değeri

ÖZET

Kocaaydın, S. Aşırı madde kaybı gösteren sürekli azı dişlerinde CAD/CAM sistemlerin kompozit restorasyonlar ile in-vitro koşullarda karşılaştırmalı incelenmesi. . İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2021.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 32361

Amaç: Bu çalışma aşırı madde kayıplı büyük azı dişlerinde, CAD/CAM ile üretilen rezin nanoseramik, kompozit ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik blok indirekt inley materyallerinin, direkt rezin kompozit materyali ile kenar uyumu ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi amacı ile gerçekleştirildi.

Gereç ve Yöntem: 44 adet çekilmiş büyük azı dişi üzerinde MOD kaviteler açıldı ve dişler rastgele 4 gruba (n=11) ayrıldı. 1.grup: CERASMART (GC Corp., Tokyo, Japonya), 2.grup: BRILLIANT Crios (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre), 3.grup: Celtra Duo (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya), 4.grup: GC Essentia (GC Corp., Tokyo, Japonya) ile restore edildi. Akrilik bloklar içerisine yerleştirilen dişler taramalı elektron mikroskobunda, kenar aralıkları ve marjin devamlılığı açısından değerlendirildi. Mikrosızıntı değerlendirmesi için örnekler 24 saat boyunca % 0,5' lik bazik fuksin içerisinde bekletildi ve meziodistal hat boyunca ikiye kesilerek boya sızıntısı miktarları stereomikroskopla x20 büyütme altında skorlandı. İstatistiksel analizler için, iki grup arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi, ikiden fazla grup arasında değerlendirilirken Kruskal Wallis Testi kullanıldı.

Bulgular: Ortalama kenar aralığı değerleri $16,92 \pm 14,27 \mu\text{m}$ - $69,97 \pm 41,15 \mu\text{m}$ arasında bulundu. Ölçüm noktalarında marjin devamlılığı görülme yüzdeleri CERASMART grubunda tüm gruplardan daha yüksek bulundu ($p < 0,05$). Mikrosızıntı incelemelerinde ortalama değerler CERASMART için 0,86, BRILLIANT için 1,80, Celtra Duo için 1,70, Essentia için 2,00 bulundu. CERASMART grubunun mikrosızıntı değeri tüm gruplara göre anlamlı olarak daha düşük bulundu ($p < 0,05$).

Sonuç: Tüm gruplar için kenar aralıklarının literatüre göre kabul edilebilir değerlerin altında olduğu gözlenmiştir. Rezin nanoseramik CERASMART blok, diğer materyallere göre marjin devamlılığı ve mikrosızıntı değerleri açısından daha başarılı sonuç vermiştir. Devamlı marjin yüzdelerinin mikrosızıntı değerlerini desteklediği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, kompozit, mikrosızıntı, kenar uyumu

ABSTRACT

Kocaaydin, S. Comparative Investigation of CAD/CAM Systems with Composite Restorations in In-Vitro Conditions in Permanent Molars with Excessive Substance Loss. İstanbul University, Institute of Health Science, Pedodontics. Doctorate thesis. İstanbul. 2021.

This thesis was supported by the Scientific Research Projects Unit of Istanbul University. Project No: 32361

Objective: This study was carried out to examine CAD/CAM-produced resin nanoceramics, composite and zirconium-reinforced lithium silicate ceramic block indirect inlay with direct resin composite material materials in terms of marginal adaptation and microleakage.

Materials and Methods: MOD cavities were prepared on 44 extracted molars and the teeth were randomly divided into 4 groups (n = 11). 1st group: CERASMART (GC Corp., Tokyo, Japan), 2nd group: BRILLIANT Crios (Coltene / Whaledent, Altstätten, Switzerland), 3rd group: Celtra Duo (Dentsply Sirona, Konstanz, Germany), 4th group: GC Essentia (GC Corp., Tokyo, Japan). Teeth placed in acrylic blocks were evaluated in terms of marginal gap and margin continuity under scanning electron microscope. For microleakage evaluation, samples were kept in 0.5% basic fuchsin for 24 hours and cut in half along the mesiodistal line, and the amount of dye leakage was scored on stereomicroscope at x20 magnification. For statistical analysis, Mann Whitney U Test was used when evaluating between two groups and Kruskal Wallis Test was used when evaluating between more than two groups.

Results: The mean margin values were found between $16.92 \pm 14.27 \mu\text{m}$ - $69.97 \pm 41.15 \mu\text{m}$. Percentages of continuous margin at measurement points were higher in CERASMART group than all groups ($p < 0.05$). Mean values in microleakage studies were 0.86 for CERASMART, 1.80 for BRILLIANT, 1.70 for Celtra Duo and 2.00 for Essentia. Microleakage value of CERASMART group was found to be significantly lower than all groups ($p < 0.05$).

Conclusion: It has been observed that the marginal gaps for all groups are below acceptable values according to the literature. Resin nanoceramic CERASMART block has been more successful than other materials in terms of margin continuity and microleakage values. Margin continuity percentages were found to support microleakage values.

Keywords: CAD/CAM, composite, microleakage, marginal adaptation

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Daimi birinci büyük azı dişleri genellikle sürekli dentisyonun ilk süren dişleridir ve de bu sebeple çürük ataklarına en duyarlı diş olarak kabul edilmektedir¹. Bu dişlerde erken yaşta ortaya çıkan çürükler doğru bir şekilde restore edilmediği takdirde erken dönemde diş kayıpları ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple çocuk diş hekimliğinde daimi büyük azı dişlerinin restorasyonu büyük önem taşımaktadır.

Rezin kompozit restoratif materyaller, uzun yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılmakta olup bu materyaller üzerinde büyük gelişmeler kaydedilmiştir². Ancak rezin bazlı restoratif materyaller, klinik ve laboratuvar aşamalarının yanı sıra birden fazla malzeme içerdiğinden, polimerizasyon esnasında bir miktar büzölmeye uğradığı bilinmektedir^{3,4}. Bu büzölme ile ortaya çıkan mikrosızıntı, klinik diş hekimliğinde çözölmemiş bir sorundur^{5,6,7}.

Marjinal uyumsuzluk varlığında plak birikimi artar, mikrofloranın dağılımı değişir ve daha yüksek çürük riski ortaya çıkar⁸. Kenar aralığında boşlukların oluşması, marjinal bütönlüğün bozulmasına, mikrosızıntıya, bakteri infüzyonuna ve pulpa duyarlılığına neden olabilir⁹. Restorasyonun dişe adezyonundaki başarısızlığı, marjinal lekelenme, olumsuz pulpa tepkisi, postoperatif duyarlılık ve sekonder çürükler ile sonuçlanabilir¹⁰.

Adeziv diş hekimliğinin esas hedefinin mikrosızıntıya dirençli restoratif materyaller ve kavite duvarları arasında yakın adaptasyonu sağlamak olduğu bildirilmiştir⁹. Başarılı bir adezyon ile daha az mikrosızıntı ve daha uzun süreli restorasyon stabilitesi sağlanması sebebi ile, diş dokusuna daha iyi bağlantı sağlayacak restoratif materyaller üretmek için çaba gösterilmektedir¹¹. Bu sebeple direkt kompozit restorasyonlara alternatif olarak indirekt teknikler de geliştirilmeye başlanmıştır¹².

Posterior bölgede aşırı madde kayıplı dişlerde, hem kompozit hem de seramik malzemelerle hazırlanan indirekt restorasyonların, marjinal uyumu optimize edebileceğı düşünülmektedir¹³. Diş hekimliğine bilgisayar destekli tasarım ve üretim ünitelerinin katılımı ile dijital tasarım, analiz ve üretim yapılması mümkün olmuştur. Bu gelişmelerin marjinal uyumsuzlukları büyük ölçüde ortadan kaldıracağı düşüncesi ortaya çıkmıştır¹⁴.

Bu tez çalışmasının amacı, aşırı harabiyet gösteren daimi dişlerde kullanılacak güncel restoratif materyallerden en uzun ömürlü olanı belirlemektir. Bu amaç doğrultusunda, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi ile üretilen içeriği farklı üç materyalin (Cerasmart GC, Brilliant Crios, Celtra Duo Dentsply Sirona) bir adet direkt rezin kompozit materyal (GC Essentia) ile kenar uyumu ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi hedeflenmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde Posterior Bölgede Kullanılan Restoratif Materyaller

Günümüz restoratif diş hekimliğinde amaç, doğru tanı ve tedavi ile, dişteki madde kayıplarının en ideal biçimde restore edilmesidir. Bu da ancak doku devamlılığını koruyarak kaybedilen fonksiyon ve estetiğin geri kazandırılması ile mümkündür. Bu bağlamda kullanılacak restoratif materyallerin bazı özelliklere sahip olması gerekmektedir. Modern diş hekimliğinde bu amaçlarla üretilmiş birçok farklı restoratif materyal mevcuttur. İdeal bir restoratif materyalden ağız içerisindeki kuvvetlere yeterli direnç göstermeleri, ağız sıvılarından etkilenmemeleri, hacimsel değişikliğe uğramamaları, kavite duvarlarına iyi adapte olmaları, mikrosızıntı göstermemeleri, diş kırılmalarına karşı güçlendirmeleri, oral dokulara iritan olmamaları beklenir. Bunun yanı sıra restoratif materyallerde uygulama kolaylığı da büyük önem taşımaktadır. Yapılan restoratif tedavilerin uzun dönem sonuçları kullanılan teknik ve materyal ile ilişkilidir¹⁵.

Amalgam, diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta olup dünyada en yaygın kullanılan dental restoratif materyallerden biridir. Maliyetinin düşük olması, kullanım kolaylığı, bakteriyostatik etkileri ve dayanıklılığı ile dünyanın çeşitli yerlerinde kullanımı halen devam etmektedir. Son yıllarda artan estetik talepler ile restoratif materyal olarak seramikler, kompozitler, cam iyonomer simanlar ve çeşitli hibrid yapılar kullanılmaya başlanmıştır¹⁶. Küçük oklüzal restorasyonlar gibi konservatif kavite hazırlığı yapılması istenen vakalarda kompozit, ideal bir restorasyon materyalidir¹⁷.

2.1.1 Rezin Kompozitler

Hastaların estetik beklentilerinin zamanla artması ve adezyon teknolojisinin ilerlemesi ile diş rengine yakın restoratif materyallere duyulan talep artmaktadır¹⁸. Günümüz diş hekimliğinde bu estetik beklentiler yalnızca anterior değil, posterior bölgede de istenilmektedir. Bu sebeple molar diş restorasyonlarında rezin kompozitlerin kullanımı dünya genelinde giderek yaygınlaşmaktadır¹⁶.

Kompozit, birbiri içinde çözünmeyen ve kimyasal olarak farklılık gösteren farklı iki maddenin fiziksel olarak üç boyutlu karışımı olarak tanımlanmaktadır. Kompozit

rezinler ilk olarak 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından dimetakrilatların silanize quartz toz ile birleştirilmesiyle üretilen, diş dokularına adeziv bağlanan restoratif materyallerdir¹⁹.

Direkt kompozit rezinler mükemmel yakın optik ve mekanik özelliklere sahip olsa da, posterior bölgedeki kullanımları, polimerizasyon büzülmesinin büyük kavitelerde sorun teşkil etmesi sebebi ile küçük kaviteler ile sınırlıdır. Klinisyenlerin sıklıkla karşılaştıkları sorunlar diş ile restoratif materyal arasında adezyon kaybı, artan mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve rekürrent çürüklerdir¹⁸.

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için yöntemlerden bazıları; tabakalı uygulama, direkt ya da indirekt kompozit rezinler ve kompozit inleyler ile seramik insertlerin birlikte kullanılmasıdır²⁰.

Kompozit rezinlerin inley/onlay teknikleri ile kullanılmasının en önemli avantajı, uygun anatomik formun yanı sıra proksimal temas ve sınırların ideale daha yakın oluşturulabilmesidir. Kavitenin boyutu ne kadar büyükse, bu o kadar belirgin hale gelir²¹. İndirekt kompozit sistemler, intrakoronal posterior restorasyonlar için estetik bir alternatif sunar ve diş yapısını da güçlendirebilecek sonuçlar sağlar. Buna ek olarak, tam marjinal bütünlük, mineye benzer aşınma direnci, karşıt dişlerle aşınma uyumluluğu, optimal estetik, ideal proksimal temas ve mükemmel anatomik morfoloji gibi avantajları da bulunmaktadır²².

Günümüzde kullanılan dental kompozitler, kimyasal olarak farklı üç fazdan oluşur. Bunlar organik polimer matriks (taşıyıcı faz), inorganik matriks (dolgu maddesi veya dispers faz) ve dolgu maddesi ile organik matriksi birleştiren kısımdır (bağlayıcı faz)²³. Resin kompozitlerin içinde, bunların dışında renk seçeneğini belirleyen pigmentasyon elemanları, renk stabilitesini sağlayan bileşenler ve polimerizasyonu gerçekleştiren başlatıcılar bulunmaktadır²³.

Kompozitlerin çeşitli reaksiyon mekanizmaları bulunmaktadır ve dokular ile farklı etkileşimlere sebep olabilirler. Küçük organik moleküller yani monomerler, polimer oluşturmak için reaksiyona girerler. Monomerlerin yerleştirme esnasında reaksiyona girmemiş olan kısmı hücreler için toksik olabilir veya alerjik reaksiyonlara yol açabilir. Monomerlerin sebep olduğu bu etkiler içeriğindeki maddelere ve vücutta temas ettiği dokunun türüne bağlı olarak değişir. Resin kompozitlerin içeriğinde

bulunan “Bisfenol A” gibi plastik kimyasalların östrojen benzeri etkileri ve endokrin sistemi bozan etkileri ile ilgili endişeler ortaya çıkmıştır²⁴.

2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Son yıllarda diş hekimliğinde yapılan restorasyonlarda bilgisayar destekli tasarım (CAD)/ ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri öne çıkmaktadır. CAD / CAM teknolojisinin, yüksek mekanik özelliklere sahip restorasyonları, alışılmış yöntemlere kıyasla daha kısa sürede ürettiği düşünülmektedir²⁵. Bu sistemlerdeki tarama yöntemleri sayesinde restorasyon uyumunun, tasarımının, frezleme prosedürlerinin ve büzülme miktarları ile ilgili sorunların iyileştirildiği düşünülmektedir²⁶. CAD/CAM sistemler 1980’li yıllardan beri diş hekimliği pratiğinde kullanılmaktadır²⁷.

2.2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi

Diş hekimliğinde CAD/CAM ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından kullanılmış ve otomatik restorasyon üretimi tanımlanmıştır²⁸. Kesildikten sonra bir abutment dişinin optik ölçüsünü almış ve bu ölçü yardımıyla sayısal kontrol makinesini kullanarak bir kuron üretmiştir²⁸. Daha sonra Dr. Duret ve arkadaşları Sopha sistemini dünyaya tanıtmışlardır. Dr. Mormann, 1985 yılında ticari olarak tasarlanan ilk CAD CAM sistemini tanıtmış ve bu sisteme CEREC adını vermiştir²⁹. Mormann, ağız içi kamera ile dijital ölçü aldıktan sonra seramik bloktan bir inley üretmiştir²⁹. Günümüzde bu sistem kron, inley, onley gibi restorasyonların üretiminde tüm dünyada yaygınca kullanılmaktadır. Dr Andersson, 1980’lerin ortalarında Procera sistemini geliştirmiş ve nikel krom alaşımlarının yerine titanyum üzerinde çalışmalar yapmıştır²⁵. Celay, Procera, Duret, Cicero, Cercon, ve Lava gibi birçok sistem 1984’ten itibaren piyasaya sürülmüştür³⁰.

CEREC 2 1994 yılında Siemens tarafından tanıtılmıştır³¹. Bu sistemde inley, onley, veneer, kuron ve köprü üretimleri mümkün olmuştur. 2005 yılında Sirona CEREC 3 yazılımı tanıtılmıştır³². Bu sistemde oklüzal uyumla ilgili düzenlemeler de yapılmaktadır. CEREC 5, günümüzde kullanılan en güncel CEREC yazılımıdır. Bu sistemde inley, onley, veneer, kron, sabit protez ve implant üstü protezlerin tasarımı ve üretimi mümkün olmaktadır.

2.2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları

Dental CAD/CAM sistemleri temel olarak, üç boyutlu bir şekli ölçmek için bir tarayıcı, protezi tasarlamak için bir CAD yazılımı, protezi işlemek için bir CAM yazılımı ve sanal dijital verilerden gerçek bir protez üretmek için bir frezleme makinesinden oluşmaktadır³¹.

2.2.2.1 Tarayıcı

Tarayıcılar ağız içi yumuşak ve sert dokuları ölçen ve bunları dijital veri setlerine dönüştüren veri toplama araçlarıdır. Optik, mekanik ve intraoral şeklinde temel olarak üç farklı tarama olasılığı vardır³³.

Optik tarayıcıların temeli, üç boyutlu yapıların "üçgenleme prosedürü" adı verilen bir koleksiyonda toplanmasıdır. Burada ışık kaynağı, örneğin lazer, ve alıcı birim birbirleriyle olan ilişkilerinde belirli bir açı içindedir. Bu açı sayesinde bilgisayar, alıcı birim üzerindeki görüntüden üç boyutlu bir veri setini hesaplayabilir. Beyaz ışık projeksiyonları veya bir lazer ışını bir aydınlatma kaynağı olarak kullanılabilir³³.

Mekanik tarayıcılarda, bir küre ya da pin vasıtasıyla mekanik olarak satır satır okunur ve üç boyutlu yapı ölçülür. Nobel Biocare'den Procera Tarayıcı, diş hekimliğindeki mekanik tarayıcılar için tek örnektir. Bu veri ölçüm tekniğinin, aşırı derecede karmaşık mekanikte görülmesi, aparatı optik sistemlere kıyasla uzun işlem süreleri ile çok pahalı hale getirir³³.

İntraoral tarayıcılarda ise ağız içi dokuların ve dışın görüntüsü kamera ile kaydedilerek dijital bir veriye dönüştürülür.

2.2.2.2 Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design-CAD) Yazılımı

Bir bilgisayar ekranında sanal 3 boyutlu diş restorasyonları tasarlamak için ticari olarak çeşitli CAD yazılım programları mevcuttur. Bu programlardan bazıları, deneyimli diş teknisyenleri tarafından üretilen restorasyonların mükemmelliğine yakın restorasyonlar tasarlayabilir. En otomatik sistemlerde bile, kullanıcı genellikle otomatik olarak tasarlanmış restorasyonu kendi tercihlerine uyacak şekilde değiştirme seçeneğine sahiptir. Veri toplama sistemleri gibi, yazılım programları da genellikle CAD/CAM sistemine özeldir ve sistemler arasında değiştirilemez. Restorasyonun tasarımı

tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli belirli bir komut setine dönüştürür. Bunlar sırayla, tasarlanan restorasyonu üreten CAM ünitesini çalıştırır³⁴.

2.2.2.3 Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM)

CAD yazılımı ile üretilen yapı verileri, CAM yazılımı ile frezeleme şartlarına dönüştürülür ve son olarak frezeleme cihazına yüklenir. İşleme cihazları, freze eksenlerinin sayısı ile ayırt edilir. 3,4 ya da 5 eksenli frezeleme cihazları mevcuttur³³.

2.2.2.4 Frezeleme Cihazı

Frezeleme cihazları kuru ya da ıslak frezlemelerine göre ikiye ayrılmaktadır. Kuru frezeleme işlemi kullanan cihazların maliyeti daha düşüktür. Islak frezeleme cihazlarında elmas frez veya karbür kesici, kesilen bloğun aşırı ısınmasına karşı soğuk bir sıvı püskürterek korunur. Bu tür bir işlem, ısı oluşumundan zarar görmemesi için tüm metaller ve cam seramik malzemeler için gereklidir³³.

2.2.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Üretim Türleri

CAD CAM restorasyonları diş hekimliği pratiğinde üç farklı yolla üretilir.

Hasta başında (Chairside) üretim yönteminde hastadan dijital ölçü alınarak aynı zamanda restorasyonu üretilir. Laboratuvara ihtiyaç yoktur ve hastaya aynı seans restorasyon teslim edilebilir. Zamandan tasarruf sağlanır ancak hastaya ekstra maliyet getirebilir³³.

Laboratuvar üretimi geleneksel yönteme benzer. Diş hekimi konvansiyonel ölçüyü alır ve laboratuvar teknisyeni tarafından restorasyonun hazırlanması için laboratuvara gönderir. Bu yöntemde dijital ölçü alınarak dijital verilerin laboratuvar teknisyenine gönderilmesi de bir yöntemdir³³.

Diş protezlerinin bilgisayar destekli üretiminin üçüncü seçeneği olan merkezi üretim yöntemi, bir freze merkezinde merkezileştirilmiş üretimdir. Bu yöntemde model laboratuvarda taranır ve CAD/CAM cihazı ile üretilmesi için bir üretim merkezine gönderilir. Son olarak üretim merkezi protezi sorumlu laboratuvara gönderir. Böylelikle üretim aşamaları ilk ve ikinci kısmı diş laboratuvarında, üçüncü aşama ise merkezde gerçekleşir³³.

2.2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Dental restorasyonlar için CAD/CAM teknolojisinin kullanımının geleneksel tekniklere göre çok sayıda avantajı vardır. Bu avantajlar arasında hız, kullanım kolaylığı ve kalite bulunur. Dijital taramalar, geleneksel ölçülerden daha hızlı ve daha kolay olma potansiyeline sahiptir çünkü alçı model hazırlama, mumlama gibi birçok aşama elimine edilmektedir²⁹.

Klinikte bir freze makinesine sahip olmak, hastaların kalıcı restorasyonlarını geldikleri gün, ikinci bir randevuya ihtiyaç duymadan teslim alabilecekleri anlamına gelir. Hastaların geçici restorasyonlara ihtiyacı kalmaz. Anesteziklere ihtiyaç duyulursa, yalnızca bir kez uygulanması yeterli olur²⁹.

CAD/CAM restorasyonlarının kalitesi son derece yüksektir çünkü ölçümler ve frezleme son derece hassastır³⁵. Geleneksel ölçülerin kalitesinde her zaman aynı standarda sahip olunmayacağından, elde edilen restorasyonda da kalite farkı olması kaçınılmazdır.

Geleneksel ölçülerde, ölçü malzemesinde baloncuklar ve yırtılmalar oluşabildiği gibi debris artıkları ve eksik dişler kusursuz bir alçı model elde edilmesini zorlaştırabilmektedir³⁶.

CAD/CAM restorasyonları doğal bir görünüme sahiptir çünkü seramik bloklar mineyi taklit eden yarı saydam bir kaliteye sahiptir ve bu bloklar birçok renkte mevcuttur²⁹. Seramik restorasyonların posterior dişlerde de uyumu iyidir. Geleneksel ve hibrit posterior kompozit rezinlerden daha fazla abraziv olmadığı için karşıt dişlerde minimum aşınmaya neden olur²⁹.

Seramik bloklarla elde edilen final restorasyonlar internal defektlere sahip olmadığı için kalite hep standarttır. Kullanılan bilgisayar programı da aşınmaya dayanıklı şekiller üretmek için tasarlanmıştır³⁷.

Zamandan ve işten tasarruf edilmesi, maliyetleri düşürme potansiyeline sahiptir. Daha hızlı, yüksek kaliteli restorasyon vaadi hastaları memnun etmektedir³⁷. Hastaları memnun eden bir başka nokta ise öğürme refleksine neden olabilen geleneksel ölçünün yerini dijital ölçüye bırakmasıdır. Bu sistemlerin diğer bir yararı da, tüm taramaların bilgisayarda saklanabilirken, standart alçı modellerin yer kaplaması ve uygun olmayan şekilde saklanırsa kırılabilmesidir³⁸.

2.2.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM restorasyonların dezavantajlarının başında yüksek maliyet gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmiş olsa da CAD/CAM uygulamaları henüz ekonomik değildir³⁹.

Tıpkı geleneksel ölçülerde olduğu gibi, dijital ölçüde de, diş hekiminin hassas bir restorasyon elde etmek için dişin kaydını dikkatli bir şekilde elde etmesi gerekir³⁷. Taramanın bitiş çizgisini vurgulaması, komşu ve karşıt dişleri dahil etmesi gerekir. Dijital taramada, geleneksel ölçülerde olduğu gibi yumuşak doku yönetimi, retraksiyon, nem kontrolü ve hemostaz gereklidir³⁷. Derin subgingival marjinlerde dijital ölçü alınması zorlaşmaktadır³⁹.

Monokromatik bloklar, ideal estetiği her vakada karşılamayabilir. Günümüzde bloklarda renk çeşitliliği artarak bu sorunun üstesinden gelinmeye başlanmıştır³⁹.

Dijital ölçü sistemleri, birden fazla aşamaya ihtiyaç duyulması nedeniyle zaman tasarrufu sağlamayabilir. Örneğin, belirli tarayıcıları kullanan diş hekimlerinin önce bir temizleme işlemi için görüntüleri göndermesi ve ardından bir diş teknisyeni tarafından kenar sınırlarının işaretlenmesini gerekir. Elde edilen görüntülerin kontrol için klinisyenin laboratuvarına gönderilmesinin ardından tamamlanmış modeller ve kalıplar üretim süreci için bu laboratuvara gönderilir⁴⁰.

Dijital ölçülerde, geleneksel ölçülere kıyasla, dental arkın tamamının ölçüsü alındığı durumlarda arkın bütünlüğünü korumak daha zordur⁴¹.

Daha uzun kavisli dişler üzerindeki zirkonyum yapıların, daha kısa kavisli dişlere göre daha büyük bir sinterleme bozulmasına maruz kaldığı bilinmektedir. Bu da potansiyel olarak uyum ve adaptasyonu etkileyebilir. Zirkon iskeletler, yalnızca parsiyel protezleri için doğru uyum sergiler⁴².

Hekimlerin bu sistemleri kullanmayı öğrenmeleri zaman alır ve bu süreçte üretim kaybı fazladır⁴³.

2.3 CEREC CAD/CAM Sistemi

CEREC, “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” sistemi ilk geliştirilen ve diş hekimliğinde en yaygın kullanılan CAD/CAM sistemidir⁴⁴. Bazı literatürlerde de “Ceramic Reconstruction” tanımının kısaltması olarak geçmektedir³².

2000 yılında Sirona firmasının piyasaya sürdüğü CEREC 3 yazılımı, üretildiği tarihe kadar hasta başında tasarım ve üretimin yapılmasına imkan veren ilk sistemdir⁴⁵. Teknolojik gelişmeler sayesinde üretim işlemi günümüzde hızlandırılmış ve kullarımdaki sınırlamalar büyük ölçüde ortadan kalkmıştır⁴⁵.

Cerec sistemlerinde dişin preparasyonunun yapılmasının ardından ölçüsü alınacak diş opak bir toz ile kaplanır. CEREC Omnicam kamera sistemi optik toz kullanılmadan da dişin 3 boyutlu dijital ölçüsünün alınmasına imkan vermektedir⁴⁶. Dijital kamera ile ölçü alınırken öncelikle dişin oklüzalinden başlanır. Küçük hareketler ile kamera lingual/palatinal ve bukkal bölgelere kaydırılır ve görüntü bilgisayar monitörüne aktarılır. Omnicam dişe çok yakın mesafede kullanılabilir ve devamlı görüntü almaktadır^{30,47}.

Bilgisayar üzerinde prepare edilen dişin marjinleri ve konturları işaretlenir. Hazırlanacak restorasyonun diş kavitesine giriş açısı belirlenir. Dişin morfolojik formu, oklüzal ve aproksimal temas noktaları otomatik ve manuel olarak düzenlenebilir. CEREC sistemi undercut noktalarında restorasyonun oturmama ihtimaline karşı uyarı vermektedir ve bu hatalar düzeltilebilir. Tasarım otomatik olarak hazırlanabildiği gibi manuel olarak yapılacak tüm değişikliklere de imkan vermektedir. Siman materyali için bırakılacak aralık da sistem üzerinden ayarlanabilmektedir⁴⁷.

Hazırlanacak restorasyonun tipi, büyüklüğü ve rengine uygun olarak bir blok seçilerek freze ünitesine yerleştirilir. Prepare edilecek restorasyonun tüm özellikleri belirlendikten sonra freze ekranında restorasyonun blok üzerindeki yeri belirlenir ve tasarım kazıma ünitesine gönderilir. Seçilen blok üniteye vidalanır ve cihazın kapağı kapatılır. Frezleme iki elmas frez ile basınçlı su spreysi altında yapılmaktadır. Kuronların freze ünitesinde üretim süresi ortalama 20 dakikadır⁴⁵. Frezleme işlemi tamamlandıktan sonra blok, cihazın alt haznesine düşer.

Üretilen restorasyon ağız içinde kontrol edilir. Kullanılan blok materyallerinin üretici firmalarının önerdiği polisaj ve glazür işlemlerinin ardından rezin esaslı simantasyon materyalleri ile simante edilir^{45,47}.

2.4 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Günümüzde diş hekimliğinde estetik ve fonksiyonel beklentilerin artması CAD/CAM sistemlerinin yaygınlaşması ile bu cihazlara da yansımıştır. Bu cihazlarda

kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri geliştirilerek yeni malzemeler elde edilmektedir.

Hasta başı CAD/CAM sistemleri için restoratif malzemeler birkaç benzersiz özelliğe sahiptir. Üreticiler, malzemeyi freze işlemi için hazır bir katı blok formunda imal eder. Bloklar, genellikle 20 dakikadan daha kısa bir sürede verimli bir şekilde frezelenebilir. Bu, son restorasyonun dışın hazırlandığı randevuda teslim edilmesini sağlar. Restorasyonda başarısızlığı önlemek için, restorasyon malzemeye zarar vermeden frezelenebilmelidir. Nihai restorasyonun hasta başında teslimatı tamamlaması için frezleme için minimum süre gerektirmesi istenir. Uzun bir frezleme gerektiren malzeme hasta başı (chairside) sistemin kullanışlılığını azaltmaktadır. Bu nedenle zirkonyum restorasyonlar, CAD/CAM sisteminde frezelenebilse bile hasta başı restorasyonları olarak kabul edilmez. Tek bir randevu prosedürü için gerekli olan 6 ila 8 saatlik öğütme sonrası işlem süresi makul sayılmamaktadır⁴⁸.

Kullanılacak olan blok materyalinin seçiminde restorasyonun yapılacağı diş, restorasyon tipi dışında hastanın sosyo ekonomik durumu ve beklentisi de etkili olmaktadır. Kullanılacak blok materyali kolay freze edilebilmeli, dayanıklı olmalı ve kolayca cilalanmalıdır⁴⁸.

Hekimlerin CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilecekleri çeşitli malzemeler mevcuttur. Bunlar feldspatik seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, cam infiltre oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikle, kompozitler, polimerler ve metallerdir⁴⁹. Bu materyallerden bazıları Tablo 2-1’de gösterilmiştir.

Önceden sinterlenmiş alümina veya zirkonyum blokların özel olarak tasarlanmış veneer seramiklerle birlikte işlenmesine dayanan CAD/CAM sistemleri, tam seramik posterior kuronlar ve sabit bölümlü protezler için ihtiyacı karşılar⁴⁸.

Estetik seramikler, restorasyonun aşındırılmasına ve dişe tutunması için yapıştırılmasına imkan veren bir cam faz içerir. Güçlendirilmiş seramikler, estetik seramiklere kıyasla bükülme açısından daha başarılıdır, ancak bükülme miktarı zirkonyum gibi polikristalin seramikler seviyesinde değildir⁴⁸.

İki farklı tip kompozit rezin blok mevcuttur. Nihai restorasyonlar için bir tip kullanılırken, diğer kompozit rezin bloklar uzun süreli geçici protezler için tavsiye edilmektedir. Kompozit rezin materyaller “chairside” uygulamaları için arzu edilen özellikleri taşımasına rağmen, seramik bloklar bu yöntem CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan primer materyaldir⁴⁸.

Tablo 2-1: Hasta başında uygulanan bazı CAD/CAM materyalleri ⁴⁹

Materyal	Açıklama	Marka	Üretici
Adeziv Seramikler	Feldspatik seramikler	Vitablocs Mark II CEREC Blok	Vita Zahnfabrik Dentsply Sirona
	Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
Güçlendirilmiş seramikler	Lityum disilikat seramikler	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent
	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler	Celtra Duo	Dentsply Sirona
Esnek seramikler	Nanoseramikler	Lava Ultimate Cerasmart	3M GC America
	Hibrit seramikler	Enamic	Vita Zahnfabrik
Kompozit rezinler	Bis-GMA kompozitler	Paradigm MZ100 Brilliant Crios	3M Coltene/Whaledent
Zirkonyum	Sinterlenmiş zirkonyum	CEREC Zirconia e.max ZirCAD Katana Zirconia	Dentsply Sirona Ivoclar Vivadent Kuraray Noritake Dental

2.4.1 Adeziv Seramikler

İlk CAD/CAM sistemlerinin 1980'lerde piyasaya sürülmesi, hasta başı restorasyonlarının imalatında köklü bir değişikliğe yol açmıştır. Adeziv seramik malzemeler, CAD/CAM sistemleri için geliştirilen ilk freze edilebilen malzemelerdir. Bu seramiklerin içerisinde, daha yüksek yarı saydamlık sağlayan cam bileşeni mevcuttur. Bu özellik de malzemenin mevcut diş rengiyle uyumuna imkan veren bir "bukalemun" etkisi sağlar. 125 ila 175 megapaskal (MPa) arasında orta derecede bir eğilme mukavemeti sergileyen bu malzemeler, geleneksel simanlarla simante edilemez.

Bununla birlikte, malzemenin cam bileşeni, adeziv bonding için mikromekanik retansiyon oluşturmak için hidroflorik asit ile aşındırılabilir. Adeziv bonding sağlam bir retansiyon sağlamasının yanında, restorasyonun iç kısmını çatlaklara karşı korur ve fonksiyonel kırılmaya karşı direnç geliştirir⁵⁰.

Adeziv seramiklerin cilası manuel olarak ya da özel glazürler ile yapılabilir. Frez ile yapılan cilalama, antagonist dişlerle fonksiyonel aşınma için en ideal şekilde pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Kategorideki malzemeler tek diş restorasyonları, örneğin inley, onley, veneer ve kuronlar için uygundur⁴⁹.

2.4.2 Feldspatik ve Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Bu kategoride iki tür malzeme piyasaya sürülmektedir. Bir grup, ince taneli feldspatik seramikten, diğer grup lösit ile güçlendirilmiş seramikten oluşur⁵¹. Bu malzemeler çeşitli klasik tonlarda monokromatik bloklar şeklinde üretilmesinin yanı sıra, doğal dişlerin servikalden insizale ton geçişini taklit eden kroma ve translüsensiye sahip polikromatik bloklar şeklinde de mevcuttur⁴⁹.

Feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramiklere göre daha serttir ve bu sebeple yüzey çiziklerine ve aşınmaya karşı daha dirençlidir. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler daha iyi bir bükülme mukavemetine sahip olduğu için kırılma dirençleri daha yüksektir. Bu iki malzemenin fiziksel özellikleri arasındaki fark, klinik ömürleri arasında anlamlı bir farklılığa sebep olmamaktadır⁵¹.

CEREC Bloklar (Dentsply Sirona; York, PA), feldspatik seramik olarak tanımlanmaktadır⁵¹. Silika ve alüminyum oksitten oluşan Cerec blokların bildirilen bükülme mukavemeti 113 MPa'dır. Bu bloklar, inley, onley, veneer ve kuronlar için endikedir⁵².

2.4.2 Lityum Disilikatlar ve Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Gelişmiş fiziksel özelliklerine sahip seramik malzemelerin piyasaya sürülmesi, CAD/CAM sistemleri açısından önemli bir gelişmedir.

Güçlendirilmiş seramik malzemeler, hasta başı restorasyonlar için en popüler kategori haline gelmiştir. Bu malzemelerin avantajı yüksek fiziksel özelliklerinin yanı sıra, bitim işlemlerinin kolaylığı ve doğal diş rengine yakın translüsensisidir.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş disilikatlar için maksimum yüzey özellikleri fırın ile glazürleme ile sağlanırken, lityum disilikat restorasyonları için fırın kristalizasyonu ile elde edilir. Diş hekimleri ek işlem gerektirmesine rağmen bu aşamaları, yüksek mukavemet özelliklerine sahip restorasyonlarla sonuçlandığı için kabul edilebilir bulunmaktadır. Bu malzeme kategorisi, tek diş restorasyonları, örneğin inley, onley, veneer ve kuronlar uygun bulunmaktadır⁴⁹.

Lityum disilikat, sabit kısmi protezler ve diş implantlarının restorasyonu için özel olarak tasarlanmış bloklarda da mevcuttur⁴⁹.

2.4.3 Nanoseramikler ve Hibrit Seramikler

Diş hekimliğinde nanoteknoloji ilk kez 1997 yılında, restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini geliştirerek yeni materyaller elde etme amacıyla kullanılmaya başlanmıştır⁵³. Esnek seramik olarak da tanımlanan nanoseramikler ve hibrit seramikler, cam seramiklerin estetik özelliklerini polimerlerin daha düşük kırılma ve daha yüksek kırılma direnci özellikleri ile birleştirerek tasarlanmıştır⁵⁴.

Esnek seramik blokların tamamı rezin matriks yapısının yanı sıra düşük bir elastisite modülüne sahiptir. Nanoseramiklerin elastisite modülü 10-20 GPa'dır ve dentine benzer özelliktedir⁵⁴. Daha düşük bir elastisite modülüne sahip malzemeler daha esnek olarak kabul edilir ve kırılma olmaksızın daha yüksek bir fonksiyonel yüke dayanabilir. Bu malzemeler seramiğe göre daha az yoğun olduğu için, daha az kenar aralığı ile verimli bir şekilde frezeleme yapılabilir⁵⁵.

Nanoseramikler, cam seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe edebilir. Bu malzemelerin kırılma direnci 204 MPa olup, feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklardan daha yüksektir. Ayrıca karşıt dişte ortaya çıkan aşınmanın, cam seramiklere göre çok daha az olduğu bildirilmiştir⁵⁴.

Esnek CAD/CAM malzemeleri, hasta başı restorasyonlarda işlem süresini en aza indirmek için hızlı ve doğru frezeleme ile verimli cilalamanın çok iyi bir kombinasyonunu sunar. El ile cilalama ile, seramiklerle karşılaştırıldığında, çok daha hızlı bir şekilde yüzey pürüzsüzlüğü sağlanabilir. Bu malzemeler, geleneksel simanlar ile simante edilemez, yalnızca adeziv bonding ile simante edilebilir⁴⁹.

Cerasmart (GC America; Alsip, IL), homojen olarak dağıtılmış nanoseramik dolgu parçacıkları içeren, rezin matriks esaslı, esnek bir nanoseramik olarak

tanımlanmaktadır. Radyoopak olan malzeme, ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartikül dolgusu içeren yüksek yoğunluklu bir kompozit rezindir. Cerasmart'ın bildirilen bükülme dayanımı 230 MPa'dır ve veneerler, inleyler, onleyler ve kuronlar gibi tek diş restorasyonları için endikedir⁵⁵.

2.4.4 Kompozitler

CAD/CAM cihazlar için kompozit materyaller 2000 yılında piyasaya sürülmüştür ancak klinisyenler arasında popüler olmamıştır. CAD/CAM teknolojisinin kullanım kolaylığı ve verimliliğindeki son gelişmeler ile, kompozit malzemelerin kullanımı artmıştır⁴⁹.

Büyük ve çok yüzlü kavitelere direkt kompozit restorasyonlarda ideal oklüzyon ve proksimal kontakt elde etmek zordur ve post operatif hassasiyet ortaya çıkabilir. CAD/CAM ile üretilen kompozit restorasyonlarda monolitik kompozit bloklar kullanıldığından postoperatif hassasiyetten kaçınılır ve daha öngörülebilir bir sonuç elde edilebilir⁴⁹.

2016 yılında piyasaya sürülen Brilliant Crios (Coltene/Whaledent; Cuyahoga Falls, OH), çapraz bağlı bir metakrilat matriksinde amorf silika partikülleri (<20 nm) ve baryum cam seramik partikülleri (<1.0µm) içeren güçlendirilmiş bir kompozittir. Üretici, 198 MPa'lık bir bükülme mukavemeti ve 10.3 GPa'lık bir elastisite modülü bildirmektedir. Dentininkine benzer esneklik modülü, restorasyondaki stres absorpsiyonunu en aza indirmek ve kırılmayı önlemek için önerilmektedir⁴⁹.

2.4.5 Zirkonyum

Hasta başı CAD/CAM malzemeleri arasında piyasaya en son sürülen malzeme zirkonyumdur⁴⁹.

Bu malzemelerde sinterleme süreci önemli ölçüde azaltılarak 20 dakikanın altına düşürülmüştür. Böylece tek randevuda hastaya restorasyonun teslimi mümkün olmaktadır. Zirkonyum, tipik olarak adeziv cam seramik malzemelerinkinin en az üç katı olan bir bükülme mukavemetine ve kırılma direncine sahiptir⁵⁶.

Yeni bir hasta başı CAD/CAM malzemesi kategorisi olan zirkonyumda, ileriye dönük gelişmeleri deneyimleme olasılığı en yüksektir. Genel olarak, zirkonyum bloklar,

daha fazla translüsensiye sahiptir. Bu malzemelerde adeziv bonding yerine geleneksel simastasyona yetecek dayanıklılık mevcuttur⁴⁹.

2.5 Kenar Uyumunu

Dental restorasyonların temel amacı, hastaların ağız veya genel sağlığını tehlikeye atmadan, madde kaybına uğrayan diş dokusunun fonksiyon ve estetiğini eski haline getirmektir⁵⁷. Uygun yapılmayan bir restorasyon, dişler ve periodonsiyum için potansiyel olarak zararlıdır. Böyle restorasyonlar sekonder çürüklere, dişeti iritasyonuna neden olabilen bakteri infiltrasyonuna sebep olur⁵⁸. Dentin tübüllerinden pulpa odasına mikrosızıntıya ve endodontik inflamasyona yol açabilir. Başarısız kenar uyumları sonucunda restorasyonun gücü ve uzun dönem başarısı da olumsuz etkilenecektir⁵⁹.

Sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralığı literatürlerde kesin olarak tanımlanmamıştır⁶⁰. Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA), kuronlar için yapıştırma simanı kalınlığının tip I simantasyon maddesi kullanılırken 25 µm, tip II siman maddesi kullanılırken 40 µm'yi geçmemesi gerektiğini belirtmiştir⁶¹. Bu aralıktaki marjinal aralıklar, klinik bir hedef olarak kabul edilmektedir⁶².

Fransson simantasyondan sonra klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluğun 150µm olmasını söylerken, McLean ve von Fraunhofer 120µm'den az olması gerektiğini savunmuşlardır^{63 64}. McLean ve von Fraunhofer, 5 yıllık bir dönem boyunca 1000 restorasyonun marjinal uyumunu inceledikleri bir çalışmada, 80 µm'den az bir marjinal aralığın klinik koşullar altında tespit edilmesinin zor olduğunu belirtmiştir⁶⁴.

Günümüzde seramik restorasyonların ideal marjinal aralığı konusunda kesin bir bilgi mevcut değildir. Bu konu birçok çalışmada araştırılmıştır ve bildirilen aralık değerleri 7.5 ile 206.3 µm arasında değişkenlik göstermektedir^{65,66}.

2.5.1 Kenar Uyumunu İnceleme Yöntemleri

Dental restoratif materyallerin kenar uyumunu incelemek için birçok farklı araştırma yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında en sık kullanılan %47.5 oranıyla direkt yöntemdir⁶⁰. Bu yöntemde örnekler üzerinden kesit ya da ölçü alınmasına ihtiyaç duyulmaz. Bu sebeple diğer yöntemlerden daha kısa sürede ve daha ucuza gerçekleştirilebilir. Bunun dışında birden fazla prosedürden kaynaklanabilecek ve sonuçların doğruluğunu etkileyebilecek hata olasılığı da direkt teknikle azalmaktadır.

Bununla birlikte, bu yöntem, yüksek güçlü mikroskop altında marjinal aralığın doğrudan incelenmesini gerektirdiğinden, yalnızca in vitro olarak kullanılabilir⁶⁰. Sınıf II CAD/CAM inleylerde kenar aralığını değerlendirmek için taramalı elektronik mikroskobu (SEM) ile yapılan görüntülemenin ışık mikroskobundan daha iyi olduğu bildirilmiştir⁶⁷. Bununla birlikte, Groten ve ark., iki tekniğin doğruluğu arasında anlamlı bir fark olmadığını, ancak yine de karmaşık kenar morfolojileri olan dişlerde SEM ile yapılan görüntülemelerde ışık mikroskobundan daha uygun ve gerçekçi gözlemler yapılabildiğini belirtmişlerdir⁶⁸. Bunlara ek olarak dijital mikroskoplar ve stereomikroskoplar da kullanılabilir^{69,70}. Bu mikroskoplarla çalışırken kullanılan ölçüm noktaları çok geniş aralıklarda olduğundan, çalışmaların sonuçları genellikle büyük standart sapmalar göstermiştir ve rapor edilen sonuçlar şüpheli olabilir⁷¹.

Direkt yöntemde herhangi bir ölçü ya da kesit olmaksızın, hastanın dişi üzerinden ölçümler gerçekleştirilir. Bu yöntemin dezavantajlarından biri, hastaya ihtiyaç duyulmasıdır. Ölçü veya fotoğraf kaydı alınmadığı için tekrar değerlendirme yapmak mümkün değildir ve herhangi bir kayıt saklanamaz⁷². Diş ile restorasyonun arasında kontrast farkı olmadığı durumlarda direkt yöntemde alınan sonuçlar şüpheli olacaktır⁷³.

İndirekt ölçüm yöntemleri, verilerin optik veya mekanik olarak kaydedilebilmesine dayanmaktadır. Optik kayıtlar, standardize edilmiş fotoğraf kayıtları, hologramlar ve dijital dokümanlarla yapılırken, mekanik kayıtlar oklüzal yüzeyin taranması veya replika elde edilmesi ile alınır⁷². Replika ve fotoğraf bir arada da kullanılabilir⁷³.

Dişlere restoratif materyalin simante edilmesinin ardından indirekt kenar uyumu incelemesi invaziv veya non-invaziv yöntemler ile gerçekleştirilebilir⁷². İnvaziv yöntemde ise restorasyonu tamamlanan diş üzerinde kesit alınarak kenar uyumu incelenir⁷². Non-invaziv yöntemde simantasyonu tamamlanan dişin bir replikası oluşturulur ve incelemeler replika üzerinde yapılır. Bu yöntemde diş ve restorasyon zarar görmez⁷².

İnvaziv yöntem, temel olarak diştten kesit alınmasına dayanmaktadır. Marjinal aralığın in vitro değerlendirilmesi için restorasyonların simante edilmesinin ardından dişlerde belirli düzeylerde kesit oluşturulur⁷⁴. Bu yöntem ile dikey ve yatay düzlemlerde siman kalınlığının ve marjinal boşluğun doğrudan ölçülmesine imkan vererek yazılımsal

veya ölçüden kaynaklanabilecek hataları en aza indirir⁷⁵. Ayrıca, bu yöntemde marjinal aralığın kesintisiz görünümü elde edilebilir⁷⁶. Bununla birlikte, bu yöntem, aynı dişler kullanılarak farklı üretim aşamalarından önce ve sonra ölçüm yapılmasına, uzun vadeli analizlere ve karşılaştırmalara izin vermez ve ölçümlerin sayısı, kuronun kesit düzlemi ile sınırlıdır^{77,78}.

Non invaziv yöntemlerden biri olan fotoğraflama tekniğinde diş ve restoratif materyal arasındaki marjinal aralık, bir ışık mikroskobu veya tarayıcı elektron mikroskobu ile ölçülebilmektedir. Bu yöntemin avantajları, marjinal aralıktaki küçük farklılıkları ayırt etmeye imkan tanınması, marjinal aralıktaki kompleks kenar morfolojilerinin ortalamasının alınabilmesi, tek aşamada gözlem yapılabilmesi, geriye dönük incelemeler için veri kaydı tutulabilmesi ve farklı araştırmacılar tarafından incelenebilmesidir⁷³. Ancak bu yöntem, diş ile kontrast oluşturmeyen materyallerde kullanılamamaktadır⁷³. Bu tip restorasyonlarda ölçü replika tekniği ile model üzerinde inceleme yapılması uygun bulunmuştur⁷².

Ölçü replika tekniğinde kuronun içerisi düşük viskoziteli light-body silikon dolgu materyali ile doldurularak die üzerine yerleştirilir. Silikonun sertleşmesinin ardından kuron nazikçe çıkartılır ve ince silikon tabakasını sabitlemek için heavy-body silikon enjekte edilir. İnce silikon film tabakası farklı bölümlere ayrılarak çeşitli noktalardan ölçümü yapılabilir⁶⁰. Bazı araştırmacılar ise ölçü replika tekniğini kuronun simantasyonunun yapılmasının ardından marjinal aralığın eksternal ölçüsünü alarak gerçekleştirmişler⁶⁰. Bu araştırmacılar ölçüyü daha sonra epoksi rezin malzeme ile dökmüş ve marjinal aralığı epoksi modelinde ölçmüştür. Bununla birlikte, ölçü replika tekniği, kuron kenarlarının ve bitirme çizgilerinin tanımlanmasında yetersiz kalmaktadır ve silikon film tabakasının çıkarıldıktan sonra yırtılma ihtimali gibi kısıtlamalara sahiptir⁶⁰.

Profilometri, non-invaziv bir yöntemdir. Aynı odak düzleminde hem örneğin hem de güdüğün bir görüntüsünü monitörde sunar⁷⁹. Bununla birlikte, profilometri ile marjinal aralıktaki siman tabakasının kalınlığı yalnızca dolaylı olarak ölçülebilir. Örnekler konumlandırılırken son derece dikkatli olunmadığı durumlarda ölçümlerde tutarsızlıklar ortaya çıkabilir⁷⁵.

Dijimatik mikrometre ve mikro-BT taraması gibi yöntemler, teknik zorlukları nedeniyle kenar uyumu ölçüm metodları arasında en az ilgi çeken yöntemlerdir⁶⁰.

2.5.2 Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri

Günümüzde restorasyonun kenar uyumunun in vivo olarak değerlendirildiği durumlarda farklı kriterler kullanılmaktadır. FDI (Food and Drug Administration) kriterleri (Tablo 2-2) ve modifiye edilmiş USPHC (United States Public Health Service) (Tablo 2-3) ile skorlamalar yapılarak kantitatif değerlendirmeler yapılması mümkündür⁷². Araştırmalarda bu kriterlere sıklıkla başvurulmaktadır^{80,81}.

Tablo 2-2: FDI Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri⁸¹

Değerlendirme	Açıklama
Klinik olarak çok iyi	Uyumlu marjinal adaptasyon, boşluk boya renk değişikliği yok
Klinik olarak iyi	Marjinal aralık<150µm, beyaz çizgiler, polisaj ile onarılabilen küçük marjinal kırık, minör uyumsuzluklar
Klinik olarak yeterli (minör düzeltme yapılabilir)	Marjinal aralık<250µm, birkaç küçük mine veya dentin kırığı, basamak oluşumu, majör uyumsuzluklar
Klinik olarak yetersiz (tamir gerekli)	Marjinal aralık>250µm veya dentinin açıkta olduğu kırık, çentik şeklinde kırık/ marjin hasarı, dikkate değer mine veya dentin duvar kırığı
Klinik olarak zayıf (restorasyonun değiştirilmesi gerekli)	Dolgu yerinde ancak hareketli, restorasyonun genelinde fazla marjinal aralık ve uyumsuzluklar

Tablo 2-3: Modifiye Edilmiş USPHC Kenar Uyumu Değerlendirme Kriterleri⁸⁰

Değerlendirme	Açıklama
Alfa	Gözle görülür bir açıklık ya da sonda takılan bir yüzey yoktur
Bravo	Gözle görülür az bir açıklık ya da sonda takılan bir yüzey mevcuttur
Charlie	Sond dentine veya restorasyonun tabanına doğru ilerler
Delta	Restorasyon tamamiyle hareketlidir

2.6 Mikrosızıntı

Restoratif diş hekimliğinde mikrosızıntı, restorasyonların prognozunu belirleyen önemli bir faktördür. Literatürde mikrosızıntı pek çok farklı şekilde tanımlanmıştır. Genel olarak, bakteri, sıvı, molekül veya iyonların bir kavite duvarı ile restoratif malzeme arasında geçişi olarak tanımlanabilir⁸².

Diş ve restorasyonun ara yüzündeki sızıntının önlenmesi restorasyonun başarı ve prognozu açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir restorasyonda, kavite duvarları ile iyi bir adaptasyon ve yalıtım sağlanmalıdır⁸².

Mikrosızıntı; sekonder çürüklere, restorasyon kenarlarında renklenmelere, kırıklara, korozyona ve vital dişlerde pulpa hassasiyeti gibi istenmeyen durumlara neden olmaktadır⁸³. Mikrosızıntının esas sebebi, restorasyon materyallerinin adezyon esnasındaki büzülme olarak gösterilmektedir⁸³.

Mikrosızıntının nedenleri; adeziv simanın diş ile bağlantısının yetersiz olması, polimerizasyon esnasında simanın kontraksiyonu, çözünmesi ve mekanik başarısızlığı olarak sıralanabilir⁸⁴. Bunun dışında restorasyon ile diş uyumunun başarısız olması simanın kalınlaşmasına sebep olarak mikrosızıntıyı arttırabilir⁸⁵.

2.6.1 Mikrosızıntı İnceleme Yöntemleri

Mikrosızıntıyı tespit etmek için in vivo ve in vitro olarak birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Ağırlıklı olarak in vitro yöntemler tercih edilmektedir. In vitro yöntemler, genel olarak, ağız içi durumun taklit edildiği ve ağız içi durum taklit

edilmeden yalnızca restorasyon materyalinin fiziksel özelliklerinin incelendiği şeklinde iki gruba ayrılır. Bu yöntemler; boya penetrasyonu, basınçlı hava kullanımı, bakteriyel sızıntı yöntemi, kimyasal ajanların kullanılması, elektrokimyasal yöntem, radyoizotop yöntemi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ve nötron aktivasyon analizidir⁸⁶. Bu yöntemler arasında en sık kullanılan boya penetrasyon yöntemidir⁸⁶.

2.6.1.1 Boya Penetrasyon Yöntemi

Mikrosızıntı araştırma amacıyla organik boyaların kullanılması kolay ve ucuz bir yöntem olduğu için en sık tercih edilen yöntemlerden biridir⁸⁶. Bu yöntemde çekilmiş ve restorasyonu yapılmış dişin öncelikle apikali tıkanır ve inceleme yapılacak yüzeyleri dışında kalan kısımlar cila veya mum ile kaplanır. Bunun ardından dişler boya içeren solüsyona içerisinde belirli bir süre ile bekletilir. Daha sonra örnekler üzerinden kesitler alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenir⁸⁶.

Bu yöntemin temel dezavantajı artan sızıntı miktarına göre bir skor verilmesi ve bu skorlamanın genellikle birden fazla araştırmacı tarafından gerçekleştirilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu da öznel sonuçlara sebep olabilmektedir. Bunun dışında, restorasyonu değerlendirirken dişin tek tek küçük bölümlerine bakarak bir bütünü skorlamak da zor olmaktadır⁸⁶. Çoğu araştırmacı Sınıf V kavitelerin orta kısmından kesit almayı tercih etmektedir, ancak bunun yeterli olduğunu gösteren yeterince kanıt mevcut değildir⁸⁶.

Araştırmalarda kullanılan boyalar çoğunlukla solüsyon ya da farklı boyutlarda partikül içeren süspansiyonlar şeklindedir⁸⁶. Farklı boya maddeler ve konsantrasyonlar için farklı çalışma süreleri belirlenmiştir⁸⁶.

En sıklıkla tercih edilen boyalar; %0,5-2 bazik fuksin, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %5'lik eosin gibi çeşitli boya solüsyonları olup en çok kullanılan boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir⁸⁷.

Boya penetrasyon yönteminde mikrosızıntı, boya ile restorasyon materyali arasındaki yüzey etkileşimine, moleküler kutuplaşmaya, boyanın moleküler hacmine, geçirgenliğe ve zamana bağlıdır⁷³.

Boyaların hazırlanma şeklinin de sızıntı miktarını etkilediği bildirilmiştir. Bazık fuksin solüsyonunun propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun, çürük dentine bağlandığı ve boyanan dentinin hatalı yorumlanabildiği belirtilmektedir⁸⁸.

Çalışmalarda kullanılacak boya solüsyonlarının renk stabilitesini her ortamda koruması beklenmektedir. Örneğin anilin mavisinin kalsiyum hidroksit varlığı gibi alkali koşullarda, renksiz hale geldiği bildirilmiştir⁸⁹.

Kullanılan boya solüsyonlarının partikül boyutları da çalışma sonuçlarında hataya sebep olabilmektedir. Dentin tübüllerinin iç çapından (1-4 pm) daha büyük bir çapa sahip bir boya partikülünün kullanılması, araştırılan bu dokulara bakteriyel penetrasyon olasılığı olduğundan pratik değildir. Bu nedenle boya penetrasyon deneylerinde, kavite duvarı ile restoratif materyal arasındaki gerçek boşluktan ayırt edilmesi gereken bir miktar dentin lekelenmesi olduğunu göz ardı etmemek gerekir⁸⁶.

2.6.1.2 Radyoizotopların Kullanılması

Boyar madde penetrasyon yönteminden sonra en sık kullanılan yöntem radyoizotopların kullanılmasıdır⁹⁰. Bu yöntemde restorasyon materyali ve diş dokusu arasından geçen radyoizotoplar, otoradyograflarda incelenir. Öncelikle restorasyon materyali dışında kalan alanların örtülür. Bunun ardından diş, radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre ile bekletilir. Yıkama ve kurulamanın ardından diş üzerinden kesit alınır ve röntgen filmi üzerine yerleştirilir. İzotopun görüldüğü alanlara göre mikrosızıntı miktarı belirlenir⁸⁷. Bu yöntemle mikrosızıntının belirlenmesinde daha duyarlı çalışmalar yapılabildiği belirtilmiştir⁸⁷.

Bu amaçla en sık kullanılan izotoplar Ca^{45} , I^{131} , S^{35} , Na^{22} , Rb^{86} , C^{14} ve P^{32} izotoplarıdır⁹¹. İzotop seçimi, ışınlama süresinin uzunluğu, ışın kaynağı ve emülsiyon maddesi arasındaki uzaklık, filmin ekspoz olma süresinin uzunluğu, ışınlamadan sonra yıkama gibi etkenler mikrosızıntı miktarının elde edilebilmesinde önemli rol oynarlar⁹⁰.

Radyoizotop yönteminde boya penetrasyon yöntemine göre daha derinlere nüfuzun tespit edildiği belirtilmiştir. Otoradyograflar sayesinde çok az sayıdaki izotoplar dahi saptanabilir. Bu da az miktardaki mikrosızıntının bile saptanabilmesine imkan sağlamaktadır⁹².

İzotop moleküllerinin büyüklüğünün (40 μm) boya moleküllerinden (120 μm) daha küçük olması, mikrosızıntı çalışmalarında daha detaylı sonuç almayı

sağlamaktadır⁸⁶. Radyoizotop yönteminin başka bir avantajı ise sonuçların kayıtlarının saklanabilmesidir⁹³.

Bu yöntemin en önemli dezavantajları ise çok hassas çalışma gerektirmesi, kullanılacak olan izotop seçiminin zorluğu ve radyoaktif madde kullanılmasıdır⁸⁶. Buna ek olarak, sonuçların dereceleri ile artan skorlama sistemi ile subjektif olarak değerlendirilebilir⁸⁶. Radyoizotop tekniği pahalı ve kompleks bir yöntemdir. Dişin sert dokularındaki kalsiyum iyonu ile izotop solüsyonu arasında pasif iyon alışverişi olduğu durumlarda kenar aralığının daha az tespit edileceği de bildirilmiştir⁸⁶.

Radyoaktif izotop yöntemi, profesyonel bir çalışmayı gerektirir. Çalışma esnasında radyoaktif maddeye kesinlikle elle dokunulmamalı, özel tutma yöntemleri kullanılmalıdır⁹³.

2.6.1.3 Kimyasal Ajanların Kullanılması

Bu yöntemde kimyasal, radyoaktif olmayan, renksiz ve iki komponentli kimyasal bileşenler kullanılır. Bu komponentlerin kimyasal olarak reaksiyona sokulması sonrasında bileşen, diş ve restoratif materyal arasında çöker. Bu çökeltmeden opak bir görüntü elde edilir. Çökeltinin fotoğrafının alınması ile mikrosızıntı miktarı ölçülür⁸⁶.

Kimyasal ajanların kullanıldığı çalışmalar, boya penetrasyon çalışmalarının birçok özelliğini paylaşır. Ancak bu yöntemde de aynı problemlerin çoğu, özellikle de öznel yorumlamadan kaynaklanan problemler ile karşılaşmaktadır⁸⁶.

Bu yöntem, her iki kimyasalın da dişe penetrasyonuna dayanmaktadır. İki molekülden yalnızca küçük olanı nüfuz edebildiğinde çökeltme meydana gelmeyecektir⁸⁶.

Mikrosızıntının tespit edilmesinde kimyasal ajanlar arasında en çok tercih edilen yöntem gümüş tuzlarının kullanılmasıdır. Özellikle %50'lik gümüş nitrat tuzları en sık kullanılmaktadır⁹⁴. Gümüş iyonunun partikül boyutu bakterilere kıyasla çok daha küçüktür ve oluşan marjinal aralıklardan kolayca sızabilmektedir. Bu sebeple bu yöntem oldukça duyarlı bir test yöntemidir⁹⁴. Radyoaktif olmayan kimyasal ajanların kullanılması da bu yöntemin bir avantajı olarak nitelendirilmektedir⁸⁷.

Bunun dışında, gümüş halojenür partiküllerinin dentin tübüllerine kolaylıkla nüfuz etmesinin genellikle sonuçların yorumlanmasını zorlaştırdığı da

bildirilmektedir⁸⁶. Ayrıca amalgam dolgulu dişlerde gümüş iyonları kullanıldığında, gümüşün amalgam bileşenleriyle reaksiyona girdiği ve marjinal aralık boyunca yayılamadığı, cam iyonomer dolgulara ise gümüş iyonlarının restorasyona nüfuz ederek restorasyonu boyandığı belirtilmiştir⁸⁶.

2.6.1.4 Elektrokimyasal Yöntem

Bu yöntemde restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde bir levha yerleştirilerek elektrod görevi görmesi sağlandıktan sonra diş bir elektrolit banyosuna daldırılır. Elektrolit banyosu için fizyolojik salin solüsyonu kullanılır⁹¹. Esas prensip, kenar aralığından geçen bir elektrik akımı mevcut olduğunda ölçülmesine dayanmaktadır. Alternatif akımdaki değişiklikler ölçülerek kenar aralığı hakkında veri elde edilir. Elektrik akımındaki sapmalar restorasyon ile diş arasında aralık varlığını göstermektedir⁹⁵.

Bu yöntemin avantajları; elektrokimyasal analizlerin belirli bir zaman içerisinde istenilen periyotlarda tekrarlanabilir olması, kantitatif ölçümler yapılabilmesi ve örneklerle zarar vermeden çalışılabilmesidir. Dezavantajı ise detektör elektrodun kök kanalı içerisindeki apikal mikrosızıntı ile teması sonucu yanlış değerler ölçülebilmemesidir⁹¹. Buna ek olarak bu yöntem, metalik restorasyonlarda kullanılamamaktadır⁹⁴.

Elektrokimyasal sızıntı yöntemi çoğunlukla kök kanal tedavisindeki sızıntıların incelenmesi için tercih edilen bir yöntemdir⁹¹.

2.6.1.5 Bakteriyel Sızıntı Yöntemi

Mikrosızıntının ölçülmesinde bakterilerin kullanılması, çoğunlukla in-vitro çalışmalarda tercih edilmektedir⁹⁶. Bu yöntemde yapay bakteri ortamı oluşturulmasının ardından, restore edilen dişler bu bakteri kültürü içerisine daldırılır. Yöntem, iş ile restoratif materyal arasındaki bakteri üremesinin, kenar aralığından sızan bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesine dayanmaktadır. Bakteriler özel bir yöntem ile boyanarak sızıntı miktarı ölçülebilmektedir⁸⁶. Dişler, gram pozitif ve gram negatif bakteriler içeren bir besi yerine yerleştirilir ve inkübasyon süresinin sonucunda işaretleme solüsyondaki renk değişiklikleri incelenir⁹⁷.

Bakteriyel sızıntının ölçülebilmesi için laboratuvarında çalışılması kolay olan ve intraoral bölgeden izole edilebilen bir bakteri seçilmelidir. Sıklıkla kullanılan bakteri türleri; *S. Sangius*, *S. Mutans*, *S. Epidermidis*dir. Bunlara ek olarak kromopetitif floresan pigmenti içerdği için kolay izlenebilen *P. Floresans* da sıklıkla kullanılmaktadır⁸⁶.

Bu yöntemin dezavantajı, kavite duvarı ile restoratif materyal arasındaki aralığın ancak 0,5-1 µm veya daha büyük olduğu durumlarda kullanılabilmesidir. Marjinal aralığın daha küçük olduğu dişlerde bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin geçişi olmayacağı için anlamlı bir sonuç ölçülemez⁸⁶. Buna ek olarak kantitatif sonuçlar elde edilememesi de bu yöntemin bir dezavantajıdır⁹⁸.

2.6.1.6 Hava Basıncı Yöntemi

Bu yöntem mikrosızıntı çalışmalarında çok eski yıllardan beri kullanılmaktadır. Dişe, kök kanalına ve pulpa odasına basınçlı hava gönderilmesi ve statik sistem içinde kaybolan basınç miktarının hesaplanması esasına dayanan mikrosızıntı ölçüm yöntemidir⁸⁶.

Başka bir yöntemde ise restore edilen dişler kökleri dışarıda kalacak şekilde su içerisine daldırılır. Kök kanalları ve pulpa odasına hava basıncı uygulanır ve restorasyonun kenarlarından çıkan hava kabarcıkları gözlenerek kenar uyumsuzluğu tespit edilir⁹⁹. Sıvı transportasyon testinde, küçük hava kabarcıklarının mikropipetin içerisinde hareketi incelenerek, test örneğinin yeterince iyi izole edilip edilmediği kontrol edilmektedir¹⁰⁰.

Hava basıncı yönteminin avantajı, yöntemin tekrar edilebilirliği ve dişe zarar verilmemesidir. Gerçek klinik durumu yansıtmaması ise yöntemin önemli bir dezavantajı olarak belirtilmektedir^{86,94}.

2.6.1.7 Nötron Aktivasyon Analizi

Hem *in-vivo* hem de *in-vitro* olarak mikrosızıntının ölçülmesine imkan sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntemde öncelikle, radyoaktif olmayan Manganez (Mn) gibi bir kimyasal işaretleyici restorasyonun kenarına yerleştirilir ve kenarlardan sızması sağlanır. Bunun ardından nükleer reaktörde Mn^{25} ile bombardımana uğratılır ve dişin aldığı manganez miktarı ölçülerek mikrosızıntı belirlenir^{86,101}.

Bu yöntemin, mikrosızıntının lokalizasyonu hakkında bilgi vermemesi, pahalı olması, radyasyon tehlikesi ve hassas bir çalışma gerektirmesi gibi dezavantajları vardır ve pratik bir yöntem değildir⁹¹.

2.6.1.8 İnsan Serumı Sızıntısı Yöntemi

Bu yöntem, kök kanal tedavisi yapılarak apikal üçte biri doldurulan dişlerin köklerine radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilerek gerçekleştirilir. Köklerin apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine daldırılır. Belli bir süre sonunda kapta bulunan solüsyonun 5 ml'si geri çekilir. Beta spektrometresinde oluşan mikrosızıntının miktarı ölçülür ve değerlendirilir¹⁰².

2.6.2 Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri

Penetrasyon testlerinde mikrosızıntının değerlendirilmesi, sızıntının boyutuna göre skor verilmesi ile gerçekleştirilir⁸⁶. Bu skorlar Tablo 2.4'te gösterilmiştir¹⁰³.

Tablo 2-4: Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri¹⁰³

Skor	Kriter
0	Sızıntı yok
1	Servikal/oklüzal duvarın yarısını aşmayan sızıntı
2	Servikal/oklüzal duvarın yarısını aşan sızıntı
3	Servikal/oklüzal duvarı aşan, pulpal duvara kadar uzanan sızıntı

2.7 Kenar Uyum ve Mikrosızıntıya Etki Eden Faktörler

Kavite ile restoratif materyalin arasındaki kenar uyumuna ve mikrosızıntı miktarına etki eden birçok faktör bulunmaktadır. Yapılan preparasyonun şekli, kullanılan restoratif materyal, siman ve ölçü materyali, laboratuvar işlemleri, termal mekanik ve kimyasal stresler bu faktörlerin bir kısmıdır^{60,72}.

2.7.1 Preparasyonun Şekli

Diş kesimindeki kenar bitim şekli, koniklik açısı, kenar genişliği, bitim çizgisinin konumu gibi faktörler kenar uyumunu etkilemektedir. Sabit protetik restorasyonlarda ideal bir diş hazırlığı biyolojik, mekanik ve estetik faktörlerinin hepsinin bir arada gözetilmesi ile mümkündür¹⁰⁴.

Diş yapılan preparasyon şekli simantasyon sırasında oluşan marjinal boşlukları belirlemektedir. Dişin aksiyal duvarı ile restorasyonun iç yüzü arasındaki temas ne kadar fazla olursa, siman materyalinin kaçış yolu da o kadar azalır. Restorasyonun altında kalan hidrostatik basınç artar ve restorasyonun net oturmasını engelleyecek bir güç oluşturur. Simanın sertleşmeye başladığı zaman da aksiyal duvardaki partiküller, restorasyonun oturmasına engel olacaktır. Shoulder gibi bitim şekillerinin simantasyonun başlangıcındaki siman kaçışını kolaylaştırdığı ve restorasyon materyalinin diş oturmasını iyileştirdiği bildirilmiştir⁶⁰.

Preparasyonun bitim şekli, restorasyon materyalin şeklini, kalınlığını, restorasyonun kenar uyumunu ve oturma açısını etkilemektedir. İyi uyumlu olduğu düşünülen restorasyonlarda bile diş ile materyal arasında bir aralık mevcuttur. Bu aralığı küçültme amacı ile bevel hazırlanması bir seçenektir. Kenar açısının küçülmesi ile restorasyon ile diş arası mesafe azaltılır⁷².

Kavitenin koniklik açısı da restorasyonun mikrosızıntı ve kenar uyumuna etki etmektedir. Under-cut oluşumunu önlemek ve restorasyonun tam oturmasını sağlamak için koniklik açısına dikkat edilmelidir. Diş ile restorasyon arasındaki siman stresini azaltmak için koniklik açısının optimum değeri 2,5-6,5 arası olarak kabul edilmektedir¹⁰⁴.

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan restorasyonlar için yapılan diş kesimlerinde sistemlerin ideal olarak çalışabilmesi için bazı noktalara özellikle dikkat edilmelidir. Optik okuyucunun kesilmiş diş yüzeyini doğru ve eksiksiz tarayabilmesi için kesin sınırı net olmalıdır. Kesim kenarı iç açısı yuvarlatılmış 90° olarak bitirilmelidir. Ayrıca freze ünitelerdeki düzgün çalışabilmesi için keskin ve ince kenarların bırakılmaması gerekmektedir¹⁰⁵.

Geleneksel kompozit restorasyonlarda kavitenin genişliği ve derinliği, kompozitin polimerizasyon büzülmesini etkilediği için mikrosızıntıya neden

olabilmektedir. Kompozitin hacmi ne kadar büyükse ortaya çıkacak büzülme miktarı da o kadar fazladır. Dentin bonding sistemlerinin kavite ile kompozit arasında düzgün bir şekilde yerleşmesi ve diş yapısına ideal penetrasyonu ile boyutsal değişimlerin etkileri azaltılabilir¹⁰⁶.

Kavite geometrisi de konfigürasyon faktörü (C-Faktör) sebebi ile kompozit restorasyonların büzülmelerini etkiler. Restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanan C-faktör ne kadar yüksekse, büzülme ile ortaya çıkan deformasyon miktarı da o kadar fazla olmaktadır. Karşılıklı kavite duvarları bulunan kutu şeklindeki kavitelerde C-faktörü ve büzülme ile ortaya çıkan marjinal uyumsuzlukların arttığı bildirilmiştir¹⁰⁷.

2.7.2 Restoratif Materyal Seçimi

Restorasyonun yapımında kullanılan materyal seçimi, kenar uyumu ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörlerden biridir. Termal etkiler sonucunda ortaya çıkabilen genişleme miktarı ve boyutsal değişiklikler, materyalin aşınma direnci, kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi gibi etkenler sonucu mikrosızıntıda artış gözlenebilmektedir⁸⁷. Rezin materyallerde ortaya çıkan polimerizasyon büzülmesinin sebep olduğu streslerin, restorasyon ile diş arasında açıklık oluşumunu kolaylaştırdığı ve polimerizasyon stresi ile mikrosızıntı arasında direk bir bağlantının olduğu bildirilmiştir^{108,109}.

Polimer yapıları bir restoratif materyal olan kompozit, sertleşme esnasında hacimsel bir büzülmeye uğramaktadır. Bunun sebebi monomerin polimer zincirinde düzenleniş biçimidir ve bu büzülme %1,5-3 arasında değişkenlik göstermektedir¹¹⁰. Bu büzülme kompozitin monomer yapısına, polimerlerin çapraz bağlarının derecesine, doldurucu içeriğinin yoğunluğuna ve tipine bağlıdır¹¹¹.

Kimyasal polimerizasyona uğrayan kompozitlerin reaksiyonu, restorasyonun en derin bölgesinden başlar ve büzülme merkeze doğru gerçekleşir^{106,112}. Işık ile polimerize olan kompozitlerde ise polimerizasyon ışık kaynağına en yakın bölgeden başlar ve büzülme ışık kaynağına bakan dış yüzeyine doğru görülür¹¹².

Kompozitin içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü de polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Büyük partikül içeren kompozitlerde

büzülme miktarı daha fazla iken küçük partiküllü doldurucu içeren kompozitlerin daha az polimerizasyon büzülmesine uğradığı bildirilmiştir^{110,113}.

Polimerizasyon büzülmesi sonucu dişte stres ortaya çıkmaktadır. Bu stresler sonucu mine kenarlarında 4-7 MPa gücünde kontraksiyon kuvvetleri oluşarak mine kenarlarında çatlaklara sebep olabilmektedir¹¹⁴.

Kompozitin pre-jel safhasından jel safhasına geçene kadarki sürede, kompozit esnektir ve serbest yüzeylere yayılması sayesinde polimerizasyon stresi hafifletilir. Jel aşamasına gelindikten sonra kompozit esnekliğini kaybeder ve sertleşerek büzülme stresini diş dokusuna iletmediği aşamaya geçer^{114,115}. Jel fazına geçişin ardından stresler hafifletilemez ve materyal ile diş arasında yorgunluğa sebep olabilir^{114,115}. Restoratif materyal ve diş arasında polimerizasyon büzülmesi sonucu gerçekleşen bu stresin marjinal uyumun bozulmasına neden olduğu ve mikrosızıntıya yol açtığı bildirilmiştir¹¹⁶.

Kompozit materyalin elastisite modülü dentin ve mineden daha düşüktür. Çoğu kondanse edilebilir kompozit materyalinin elastisite modülü 10,5 GPa iken, dentinin 11,7 GPa, minenin ise 33,6 GPa'dır¹¹⁷. Düşük elastisite modülüne sahip rezinlerin, fleksibiliteleri yüksek ve kontraksiyon streslerini azaltma kapasiteleri de fazladır¹¹⁸. Ancak böyle bir rezin materyalin daha zayıf bağlar sergileyeceği ve restorasyonun çekme ve basınç kuvvetleri altında daha fazla deformasyona uğrayacağı belirtilmiştir¹¹¹.

Partikül miktarı fazla olan kompozitler daha yüksek elastisite modülüne sahiptir ve bu materyallerin hacimsel büzülmeleri daha azdır. Bunun sonucunda da bu materyallerin dentin ile bağlanma yüzeylerinde büzülme streslerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir^{106,119}.

Restoratif materyalin rengi ve kalınlığının da polimerizasyon büzülmesini, dolayısı ile mikrosızıntıyı etkilediği bildirilmiştir¹⁰⁶.

2.7.3 Siman Tipleri ve Simantasyon

Marjinal aralığın simantasyon öncesi veya sonrası ölçülmesi de ölçüm sonuçlarını etkileyebilir. Marjinal uyumsuzluklar genellikle simantasyondan sonra artar. Siman materyali restorasyonun tam oturmasına engel olabilir ve bu da restorasyonun yeterince iyi kapatılmamış bir marjinal aralığı olmasına neden olabilir. Yapılan

çalışmalarda, simantasyondan sonra, öncesine göre önemli ölçüde daha yüksek bir marjinal boşluk bildirilmiştir⁶⁰.

Kontrolsüz parmak basıncı veya restorasyonun siman ile aşırı doldurulması gibi hatalı simantasyon teknikleri, bir aksiyal duvarda kalın siman materyali mevcutken ve karşı duvarda ince bir film tabakası oluşmasına neden olabilir. Buna ek olarak, siman türünün marjinal uyumu etkilediği bildirilmiştir⁶⁰.

Simantasyon materyalinin viskozitesi, doldurucu partiküllerinin oranı ve büyüklüğü, polimerizasyon büzülmesi, çözülme katsayısı ve bağlantı kuvveti marjinal adaptasyonu etkilemektedir¹²⁰. Kompozit rezin simanların doldurucu oranını düşürerek, doldurucu tiplerini veya monomer yapısını değiştirerek viskoziteleri azaltılabilir. Doldurucu tipinin değişmesi ile simanın mekanik özellikleri ve aşınma direnci de değişmektedir. Yüksek viskoziteli simanlarda ultrasonik aktivasyonun kullanılmasının simanın film kalınlığını azaltması sebebi ile bu yerleştirme yöntemi önerilmektedir⁶⁷.

Rezin kompozitlerde de diş dokusu ile sıkı bir bağlantının, restorasyonun başarısında önemli bir yeri bulunmaktadır. Bağlayıcı ajan kuvvetinin, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında büzülme streslerine karşı koyabilecek başarıyı göstermesi gerektiği belirtilmiştir^{121,122}.

Polimerizasyon reaksiyonu ve büzülme 5-10 sn arasında gerçekleşmektedir. Bu esnada oluşan stresler hızlı ve düzensiz bir şekilde oluşmakta ve birkaç dakika içinde rahatlamaktadır. Güncel bonding sistemlerin daha iyi bir hibrit tabaka oluşturmalarına rağmen, erken streslerde yeterli dayanıklılığa sahip olmadıkları ve yer değiştirebildikleri bildirilmiştir. Bunun sonucunda marjinal uyumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir¹²³.

Kompozit materyalinin polimerizasyonu esnasında bonding sistemler ve kontraksiyon stresleri arasında bir rekabet meydana gelmektedir. Bağlayıcı sistemlerin gösterdiği direnç sonucu postoperatif hassasiyet gözlenebilir. Kavitenin tamamen mine ile çevrili olduğu restorasyonlarda rezin materyal dentinden ayrılır, stres hafifler ve minede kenar bütünlüğü devam eder. Büzülme kuvvetlerinin bonding sistemlerin anlık dayanıklarını aştığı durumlarda ise marjinal aralıklar meydana gelmekte ve mikrosızıntıya sebep olmaktadır¹²¹. İdeal bir kenar uyumu için etkin bir adezyona ihtiyaç duyulmaktadır¹²⁴.

2.7.4 Uygulama Tekniği

Kompozit rezinlerin uygulama tekniği ile polimerizasyon büzülmesi azaltılarak mikrosızıntı azaltılabilir. Tabakalar halinde yerleştirme yönteminde kompozit materyaller küçük parçalar halinde kaviteye uygulanır. Bu sayede her küçük kompozit materyali birbirinden bağımsız olarak polimerize olarak, her bir parçanın büzülmesi sonraki parça tarafından kompanse edilmiş olur. Bunun sonucunda da restorasyonun toplam büzülme miktarı önemli ölçüde azaltılabilmektedir^{106,110,112}.

Kullanılan ışık kaynağının uzaklığı ve gücü de polimerizasyon büzülmesini etkileyerek mikrosızıntıyı etkileyen faktörlerdendir¹⁰⁶. Işık kaynağının dişe uzaklığı ışığın şiddeti üzerinde etkilidir. Işğın iletilirken kayba uğraması ve yüzeylerden yansması etkinliğini önemli şekilde değiştirmektedir. Uzak mesafeden uygulandığı durumlarda ışğın şiddeti oldukça azalır. Kompozit yüzeyinden 10mm uzaklaştırılması, ışğın şiddetinde %50 azalmaya neden olmaktadır¹²⁵.

Işğın polimerizasyon etkinliğini arttırma ve büzölmeyi azaltma amacı ile başvuruilan çeşitli yöntemden vardır. Bunlar; yüksek ışık şiddeti ile hızlı polimerizasyon, “soft-start” adı verilen düşük ışık şiddeti ile başlangıç polimerizasyonu ve yüksek ışık şiddeti ile son ışık uygulaması, “pulse-delay” adı verilen kısa süreli bir ışık uygulamasının ardından birkaç dakika beklenilerek son ışık uygulaması yöntemleridir^{115,126,127}.

2.7.5 Ölçü Materyalleri ve Ölçü Yöntemleri

Ölçü alımı sırasında gösterilen hassasiyet ve tercih edilen ölçü materyalinin hassasiyeti, restorasyonun kenar uyumunu etkileyen faktörlerdendir. Düşük boyutsal stabiliteye sahip ölçü materyalleri tercih edildiğı durumlarda alçı model ile diş arasında farklılıklar ortaya çıkacaktır. Bu da restorasyonun marjinal uyumsuzluğuna sebep olur¹²⁸. Bu sebeple, alçı model elde edilecek durumlarda, yüksek boyutsal stabiliteye sahip ilave tipi silikon ölçü materyali kullanılması önerilmektedir¹²⁹.

2.7.6 Laboratuvar İşlemleri

Model hazırlığı, döküm, modelaj ve seramiğın işlenmesi gibi laboratuvar işlemleri esnasında da marjinal uyum üzerinde değişiklikler meydana gelebilir. Laboratuvar işlemleri sırasında gösterilen hassasiyet, restorasyonun başarısının

arttırılmasını sağlayacaktır. Venerleme sırasındaki yüksek ısısal işlemlerin metal veya seramik kor materyallerinin marjinal uyumunu etki ettiği bilinmektedir. İlk fırınlama aşamasında marjinal uyumda daha büyük tutarsızlıklar meydana gelebilmektedir. Venerleme işleminin özellikle horizontal düzlemdeki adaptasyona büyük etkisi vardır. Bu tür bir distorsiyon protezin okluzalde yer değiştirmesine neden olabilir ve tam seramik restorasyonların yük taşıma kapasitesinin azalmasına neden olabilir. Metal-seramik restorasyonların kenar bitim şekli, fırınlama esnasındaki marjinal distorsiyonu etkilemektedir⁶⁰.

2.7.7 Termal Siklusun Etkisi

Oral kavitenin ısı değişimlerini *in-vitro* koşullarda restorasyon üzerinde uygulandığı sistemler termal siklus olarak adlandırılmaktadır. Termal siklus ile yaşlandırmanın restorasyon üzerindeki etkisi iki farklı mekanizma ile açıklanmaktadır. Birincisi, sıcak suyun arayüz materyalinin hidrolizisine neden olarak su almasına ve zayıf polimerize olmuş polimer rezinin ve parçalanma ürünlerinin ortaya çıkmasına neden olmasıdır. İkincisi ise diş dokusu iste restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı arasındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Restoratif materyalin termal genleşme katsayısı diştten daha yüksektir ve diş ile restoratif materyal arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme stresleri meydana gelir. Bu stresler sonucu marjinal aralıkta çatlak oluşumu ve mikrosızıntı ortaya çıkmaktadır^{94,130}.

Kompozit rezinlerin termal genleşme katsayıları diş yapısından 2 ila 6 kat daha yüksektir¹¹⁴. Hibrit bir kompozit rezinin genleşme katsayısı ortalama 20×10^{-6} ppm/°C iken minenin 11.4×10^{-6} ppm/°C, dentinin ise 8.3×10^{-6} ppm/°C'dir¹³¹. Bu farklılık sonucunda ağız içerisinde yüksek ve düşük sıcaklıktaki besinlere karşı kompozit rezinin genleşme ve büzülmesi daha fazla olmaktadır. Uzun dönemde ise bu farklılıklar adezyon kaybı ve mikrosızıntı ile sonuçlanan marjinal uyumsuzluklara sebep olur¹¹⁴.

Restoratif materyal ve diş dokusunun termal genleşme katsayısı birbirinden farklılık göstermektedir. Bu sebeple ağız içindeki termal ısı değişimleri sonucunda restorasyonlar mine ve dentinden daha fazla büzülme ve genleşmeye uğramaktadır^{132,133}. Ağız içerisinde sıcaklık değerlerinin 0°C ile 60°C arasında değişebildiği saptanmıştır. Ağız içi dokularının minimum 4-8 °C, maksimum 45-60 °C sıcaklıkları tolere edebildiği bildirilmiştir^{134,135}.

İn-vitro termal siklus deneylerinde kullanılan dereceler 0°- 68°C arasında değişiklik göstermektedir¹³⁶. Banyo sıcaklıkları için alt değer 2-20°C arasında değişirken üst değer 45-65°C arasında ayarlanmaktadır. Çalışmalarda tekrarlanan siklus sayısı ise 1-100000 arasında değişkenlik gösterir¹³⁷. ISO'nun düzenlediği standartlarına (TR 11450) göre termal siklus düzeneğinin alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55 °C olarak ve siklus sayısı 500 olarak standardize edilmiştir¹³⁷. ADA'nın yayınladığı rehberde ise termal siklus testi için alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55 °C olarak fakat siklus sayısı 4.000 olarak tavsiye edilmiştir¹³⁸.

Çalışmalarda termal siklus banyo solüsyonu olarak su, serum fizyolojik, deiyonize su, yapay tükürük ve fosfatla tamponlanmış su kullanılmıştır. Banyo solüsyonlarına daldırma süreleri 5 saniye ile 300 saat arasında değişkenlik göstermektedir¹³⁷.

2.7.8 Mekanik Yüklemenin Etkisi

Dişler normal fonksiyon ve para fonksiyon esnasında oklüzal yüklere maruz kalmaktadır. Bu yükler diş yapısı üzerinde stres dağılımına ve dişin esnemesine neden olmaktadır. Bu esneme sırasında servikal bölgede gerilim ve makaslama stresleri ortaya çıkmaktadır¹³⁹.

Ağız ortamında, diş ile restoratif materyal arasında bulunan sıvı üzerinde asimetrik basınç yaratan mekanik faktörler mekanik sızıntı olarak tanımlanmaktadır¹⁴⁰. Kırık restorasyonlarda mekanik sızıntı miktarının daha fazla olduğu düşünülmektedir. Mekanik siklus, restore edilen diş üzerindeki deformasyonu arttıran bir faktördür¹⁴⁰. Dişlerde yapılan restorasyonun boyutsal stabilitesinde oluşan değişiklik sonucu marjinal kırıklar ortaya çıkabilmekte ve mikrosızıntı şiddeti artmaktadır¹⁴⁰.

Dolgu ve diş üzerinde asimetrik basınçlara neden olan bu mekanik *faktörler in-vitro* çalışmalarda da taklit edilmektedir⁹⁴. Bu amaçla oklüzal yükleme veya mekanik siklus kullanılmaktadır¹⁴¹. Mekanik siklus sonucu oluşan deformasyon kalıcı olabildiği gibi, bazı durumlarda yalnızca diş stres altındayken artabilmektedir^{94,139}.

Mekanik yüklemenin restorasyon üzerindeki etkisi termal değişikliklerin etkileri ile karşılaştırıldığında oldukça küçüktür¹⁴². İn-vitro koşullarda restore edilmiş dişler üzerinde yapılan mikrosızıntı değerlendirmelerinde, termal ve mekanik streslerin bir arada uygulanmasının intraoral durumu daha iyi taklit ettiği öne sürülmüştür⁹⁴. Bazı

araştırmacılar ise mekanik yüklemenin marjinal aralık üzerinde bir etkisinin bulunmadığını iddia etmişlerdir. Yapılan çalışmaların sonucunda mikrosızıntı değerlendirilmesinde mekanik yükleme yapılan ve yapılmayan restorasyonlar arasında farklılık gzlenmemiştir^{143,144}.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen 32361 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Pedodonti Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Bu araştırma için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 18/07/2018 tarihli ve 73 sayılı toplantıda, 2018/75 dosya numarası ile 229240 numaralı etik kurul onayı alınmıştır.

Çalışmamızda CAD/CAM tekniği ile hazırlanan inleylerin tasarımı ve üretiminde, Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) sistemi kullanılmıştır.

3.1 Dişlerin Toplanması

Bu çalışmada kullanılacak olan çekilmiş insan dişleri, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Kliniği'nden toplandı. Çekim endikasyonu konulmuş, çürük, dolgu veya herhangi bir mine malformasyonu göstermeyen, protetik ya da periodontal sebeplerle çekilmiş büyük azı dişleri çalışmaya dahil edildi. Dişler arasından boyutları birbirine yakın olan 44 adet belirlendi. Dişlerin üzerindeki tüm sert ve yumuşak doku artıkları periodontal küret ile uzaklaştırıldı. Daha sonra dişler, beyaz polisaj lastiği kullanılarak, düşük hızda çalışan mikromotor ile temizlendi. Toplanan dişler, çalışma zamanına kadar İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı'nda hazırlanan, pH'sı 7 olarak ayarlanan, %0,1'lik timol solüsyonunda ve oda sıcaklığında muhafaza edildi.

3.2 Materyal Seçimi

Bu çalışmada 3 adet CAD/CAM blok ve 1 adet kompozit rezin kullanıldı. Kullanılan restoratif materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Grup 1: Restorasyonlar nanoseramik CAD/CAM Cerasmart blok ile hazırlandı (n:11).

Grup 2: Restorasyonlar kompozit CAD/CAM BRILLIANT Crios blok ile hazırlandı (n:11).

Grup 3: Restorasyonlar zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik CAD/CAM Celtra Duo blok ile hazırlandı (n:11).

Grup 4: Restorasyonlar direkt yöntemle Essentia geleneksel kompozit ile hazırlandı (n:11).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

	Materyal	Üretici Firma	Tipi	İçeriği
Grup 1	CERASMART	GC	Nanoseramik CAD/CAM Blok	Ağırlıkça % 71 silika ve baryum cam nanopartikül içeren kompozit rezin malzemesi (bis-üretan dimetakrilat (Bis-UDMA), dimetilanilin (DMA))
Grup 2	BRILLIANT Crios	Coltene	Kompozit CAD/CAM Blok	Ağırlıkça %70.7 amorf silika ve ağırlıkça %29.3 çapraz bağlı metakrilatlar
Grup 3	Celtra Duo	Dentsply Sirona	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik CAD/CAM Blok	SiO ₂ , P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃ , Li ₂ O, ZnO, 10% ZrO ₂
Grup 4	Essentia	GC	Işıklı polimerize olan radyoopak universal kompozit	UDMA, dimetakrilat monomerleri, SiO ₂ , dolgu maddeleri

3.2.1 Cerasmart Blok

Cerasmart, yük absorbe edebilen esnek nanoseramik CAD/CAM blok materyalidir. Yüksek mukavemetli bir seramiğin ve bir kompozitin özelliklerini birleştiren bir dental materyalidir. %71 nanoseramik, %29 rezin matriks içermektedir. Yüksek derecede esneklik, güç ve kırılma enerjisine ek olarak, bu hibrit nanoseramik materyalinin, yapıştırma sonrasında en iyi marjinal bütünlüğü ve yüksek mukavemeti sağlamaya yardımcı olduğu belirtilmiştir. Üretici firma tarafından, bu blokların esneme kuvveti 230 MPa, kırılma enerjisi ise 2.2 MPa olarak bildirilmiştir. Metalsiz indirek restorasyonlarda, full kuron, inley, onlay, lamine veneer, implant destekli kuronlarda kullanımı endikedir. Ayrıca minimal invaziv restorasyonlar için minimum diş preparasyonu sağlar.

Cerasmart bloklarda 12, 14, 14L olacak şekilde üç farklı boyut seçeneği mevcuttur. Çalışmamızda 12 boyutundaki bloklar tercih edilmiştir. Yüksek ve düşük translüsensi seçeneğinde 5'er farklı renk seçeneği mevcuttur.

Cerasmart blokların avantajı estetiği, frezeleme esnasındaki doğruluğu, hızlı freze süresi ve kendiliğinden cilalı olmasıdır. Doğal diş görünümüne ve fiziksel özelliklerine çok benzer restorasyonlar elde etmeyi sağlar. Ağız içinde tamir edilebilmesi de materyalin avantajıdır. Restorasyon bitiminde fırınlama ihtiyacı bulunmaz.

3.2.2 Brilliant Crios Blok

Brilliant Crios, güçlendirilmiş kompozit CAD/CAM blok materyalidir. Materyal, ayrı bir fırınlama süreci olmaksızın güvenilir, estetik ve hızlı restorasyonlar için kompozit materyalin avantajlarını CAD/CAM üretim prosesinin avantajlarıyla birleştirir.

Yüksek ve düşük transparanlıkta ve 13 farklı renkte blok seçenekleri mevcuttur. Bu sayede diş hekimliğinde günlük kullanım için geniş bir aralık sunar. 12 ve 14 şeklinde iki ayrı boyut seçeneği mevcuttur. Çalışmamızda 12 boyutundaki bloklar tercih edilmiştir.

Brilliant Crios, hem ön hem de arka bölgede tek diş restorasyonları için endikedir. İnleyler, onleyler, kuronlar ve veneerler gibi tüm geleneksel endikasyonlarda kullanılabilir. Yük emici etkileri sayesinde, bruksizm hastaları için veya implant destekli kronların yapımından bu restorasyonların kullanılması önerilir.

3.2.3 Celtra Duo Blok

Celtra Duo, Sirona CEREC ünitesiyle hasta başında kullanım için üretilmiş bir CAD/CAM bloktur. Bu bloklar, zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikattan yapılmış yüksek mukavemetli cam seramik içerir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikatın özellikleri, mikroyapısından kaynaklanmaktadır. Cam fazında atomik olarak çözünmüş formda % 10 zirkonyum varlığı yüksek mukavemet sağlar ve bu sayede güvenli ve uzun ömürlü restorasyonlar elde edilir. Zirkonyum, kristal fazın nükleasyonundan sorumludur. Sonuç olarak, çok ince taneli lityum silikatın yüksek cam içeriği ile malzemeye mükemmel optik ve mekanik özellikler verilmiş olur.

Celtra'daki 500-700 nm boyutundaki lityum silikat kristalitler, doğal gün ışığının dalga boyu aralığına tam karşılık gelir, bu da materyalin opasitesini sağlamaktadır. Bu sayede Celtra, doğal bir diş minesi gibi davranır. Buna ek olarak materyalin opasitesi sayesinde mevcut diş dokusu ile bukalamun etkisi elde edilir. Materyalin bu optik özellikleri ile grileşme riski de azaltılmıştır.

Yarı saydamlık, opaklık ve bukalemun etkisi, yüksek kenar stabilitesi ve mükemmel cilalanabilirlik bu materyalin avantajları arasında sayılmaktadır. Bu ultra ince mikro yapı, Celtra'nın hızlı ve verimli bir şekilde, kristal halinde ve uygun diş renginde işlenmesini sağlar.

Celtra Duo blokların kullanım endikasyonları, tam ve parsiyel kuronlar, inley, onley ve veneerlerdir. Dentisyonda çok diş kaybı olan ve bruksizm hastalarında kullanımı endike değildir.

Celtra Duo bloklarının yüksek ve düşük transparanlıkta renk çeşitleri mevcuttur. Bu bloklarda toplam 20 adet renk seçeneği bulunmaktadır.

3.2.4 Essentia Rezin Kompozit

Essentia, ışıkla polimerize olan radyopak universal kompozit bir restoratif materyaldir. Bu materyalde eksik mine ve dentin materyallerinin estetik özellikleri çok benzer bir materyal ile taklit edilmesi amaçlanmıştır. Doğal mine ve dentin, yaşla birlikte daha kromatik ve şeffaf hale gelmektedir. Essentia mine ve dentin kompozitleri de bu yaşlanma paternini taklit etmektedir.

Sınıf I, II, III, IV, V kaviteler, kama şeklindeki defektler, kök yüzeyi kaviteleri, veneerler ve diastema kapanışı için direk restoratif materyal olarak kullanımı endikedir. Bilinen metakrilat monomer veya polimer alerjisi olan hastalarda kullanımından kaçınılması önerilmiştir.

Essentia kompozitlerinin 7 ayrı renk seçeneği olacak şekilde 11 çeşidi bulunur. Birçok vakada universal rengin yeterli olacağı belirtilmiştir. Yüksek derece translüsensliğin gerekli olduğu estetik restorasyonlarda mine ve dentinin birlikte kullanımı tavsiye edilmiştir. Dentin kompozitlerinin opaklığı ile ekstra bir opak kompozit ile maskeleme ihtiyacını ortadan kaldırdığı öne sürülmektedir. Mine kompozitleri ile ideal translüsensiye sağlama amaçlanmıştır. Renklenmiş dentini maskelemek için kavite tabanına Masking Liner uygulanması tavsiye edilir.

Dentin ve Universal kompozitler, mikro hibrit bir bileşime dayanmaktadır. Optimum ışık saçma etkisi sergilerler ve yumuşak bir kullanım sunarlar. Universal kompozit, posterior kullanım için daha radyopak özellik gösterme amacı ile ek inorganik dolgu maddeleri içerir.

Mine kompozitler, ultra ince cam dolgu maddeleri ve yüksek performanslı prepolimerize dolgu maddeleri içeren bir bileşime sahiptir. Mükemmel bir cilalanabilirlik ve parlaklık korumasının yanı sıra mükemmel translüsensi ve az miktarda opasite sergilerler.

Masking liner, homojen olarak dağılmış ultra ince dolgu maddelerinden oluşur ve enjekte edilebilir bir kullanıma sahiptir. Yüksek bir opaklık seviyesi gösterir ve renk değişimlerini etkili bir şekilde kapatabilir.

3.3 Kavite Preparasyonu

Toplanan dişler, her grupta 11 adet olacak şekilde rastgele 4 gruba ayrıldı. Kırkdört örneğe standart MOD (mezial-okluzal-distal) inley kavite preparasyonları gerçekleştirildi. Kaviteler 4,5 mm (Axis Dental, İsviçre, Seri no: SG 835.014) ve 8 mm çaplarında elmas fissür frezler ile (Axis Dental, İsviçre, Seri no: SG 837.014) su soğutması altında aeratör (KaVo S608C Smart, KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) kullanılarak hazırlandı. Kavite boyutları bir periodontal sond (Falcon Periodontal Williams Probe, Polonya) kullanılarak kavite derinliği 5 mm, kavite genişliği 3 mm olacak şekilde standardize edildi (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Periodontal sond ile kavite derinliği ve genişliğinin ölçülmesi (a: Kavite genişliği, b: Kavite derinliği).

3.4 CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması

Grup 1, 2 ve 3'teki örneklerden ölçü almadan önce, her örneğe kimlik tanımlaması yapıldı. Kimlik tanımlaması yapılan örneklerden Cerec Omnicam kamera (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile dijital ölçü alındı (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: CEREC MC XL freze ünitesi ve CEREC Omnicam intraoral kamera.

Cihazın bilgisayar ekranından Cerec SW 5 yazılımı açılarak "Add New Patient (Yeni Hasta Ekle)" bölümü tıklandı. Bu ekranda boş bir hasta kartı çıkmaktadır. Kimlik kartında "Last name (Soyisim)", "Name (İsim)" ve "Patient ID (Hasta kimlik numarası)" kısımlarına, örneğin grubundaki numarası yazıldı. Örneklerde karışıklık oluşmaması için her örneğe ayrı "Patient ID" tanımlandı (Şekil 3-3).

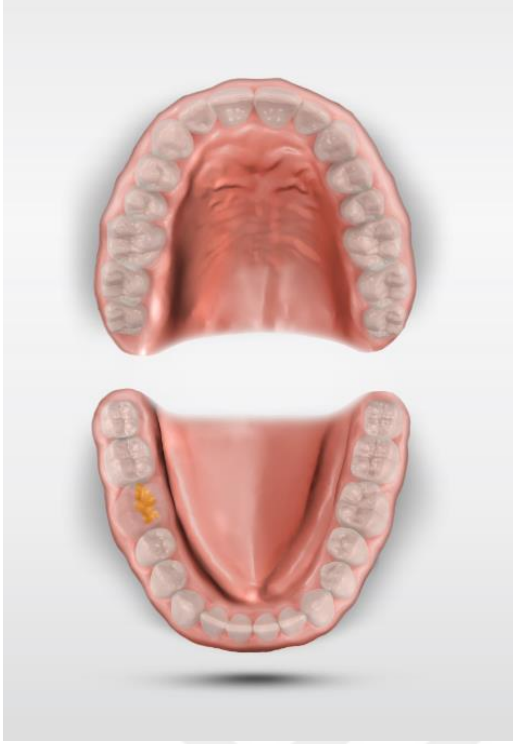
The screenshot shows the 'Edit Patient' form in the CEREC Administration module. The form is located on the right side of the screen, with a patient icon and 'Edit Patient' text on the left. The form fields are as follows:

Field	Value
Last Name	tez
First Name	1
Date of Birth	23 FEB 2020
Patient ID	
Dentist	

The bottom of the screen shows a navigation bar with a user profile icon and the text 'tez 11' on the left, and a blue button labeled 'Edit Patient' on the right.

Şekil 3-3: Örnek kimlik kartı oluşturma.

Daha sonra açılan “Administration” ekranında açık bir şekilde alt-üst çeneler görülmektedir. Ölçü alınacak dişin numarası bu ekranda seçildi (Şekil 3-4). "Case Details" tuşuna basılarak çıkan ekranın altındaki "Restoration Type" kısmına girildi. Bu kısımda yapılacak restorasyonun tipi “Inlay/Onlay” olarak seçildi. Her örnek için “Design Mode” başlığından "Biogeneric Individual" tasarımı seçildi. Bu seçenek, dişin kendi üzerinde diş hazırlığı yapılmamış kısımlarını ya da yandaki dişi referans olarak tasarım yapmaktadır. “Biogeneric Referance” seçeneğinde restorasyonu yapılacak dişin bulunduğu oklüzal arkın ölçüsü alınır ve dişin simetriği referans olarak kullanılır. “Biogeneric Copy” seçeneğinde ise dişin preparasyon öncesi halinin ölçüsü alınır ya da yapılan mock-up baz alınarak tasarım gerçekleştirilir. Bu sebeplerle çalışmamızda tüm örneklerde “Biogeneric Individual” tasarımı tercih edildi.



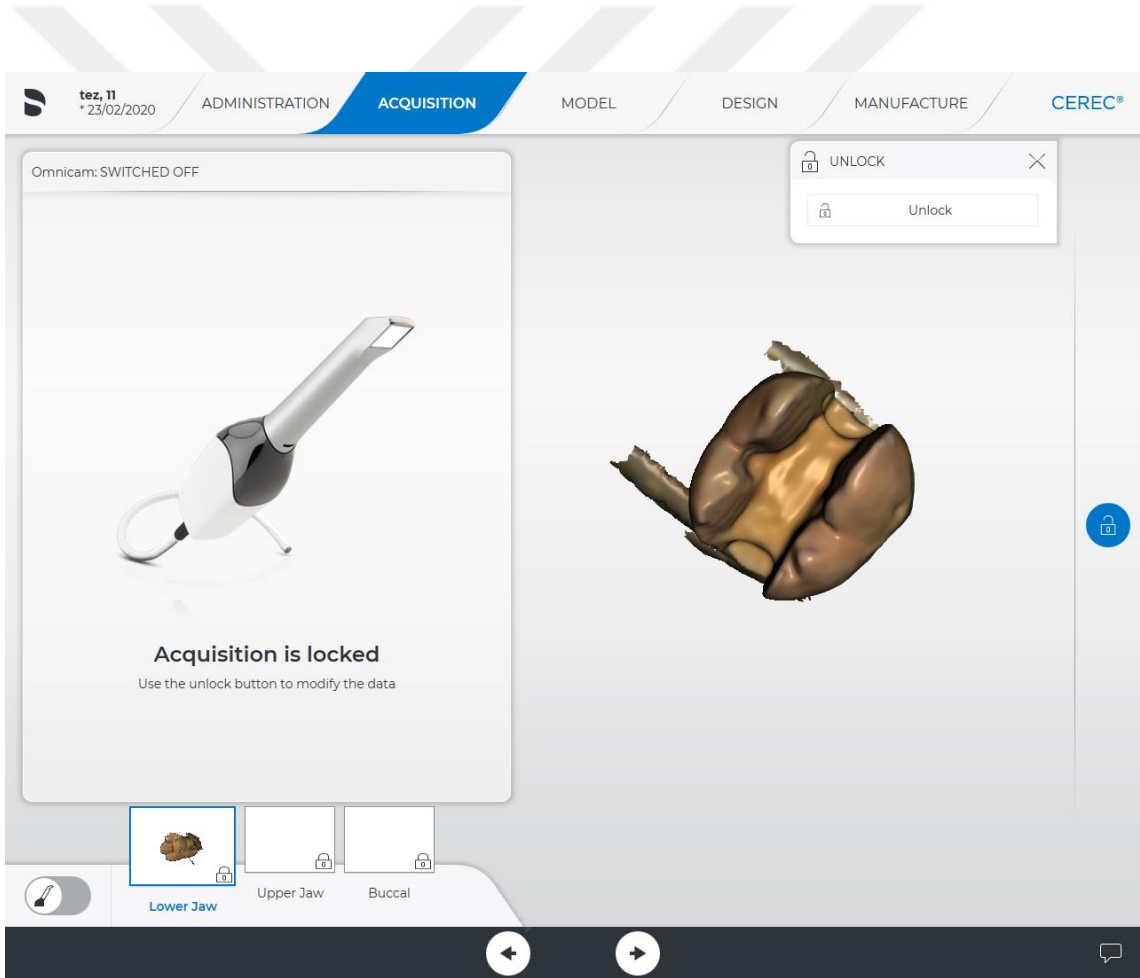
Şekil 3-4: Ölçüsü alınacak dişin işaretlenmesi.

“Material” tuşuna basıldığında ise kullanabileceğimiz bloklar görülmektedir. İlk olarak bloğun markası ardından da modelini seçmemiz gerekmektedir. Grup 1 için “GC” seçeneğinin altında “CERASMART”, Grup 2 için “COLTENE” seçeneğinin altında “BRILLIANT Crios”, Grup 3 için ise “Dentsply Sirona” seçeneğinin altında “CEREC Blocs” materyali seçildi (Şekil 3-5).

CASE DETAILS	CASE DETAILS	CASE DETAILS
Restoration Type 46 Inlay/Onlay Design Mode Biogeneric Individual Material GC CERASMART - CERASM...	Restoration Type 46 Inlay/Onlay Design Mode Biogeneric Individual Material COLTENE BRILLIANT Crios (Grindi...	Restoration Type 46 Inlay/Onlay Design Mode Biogeneric Individual Material Dentsply Sirona CEREC Blocs (Grinding)

Şekil 3-5: Blokların seçimi.

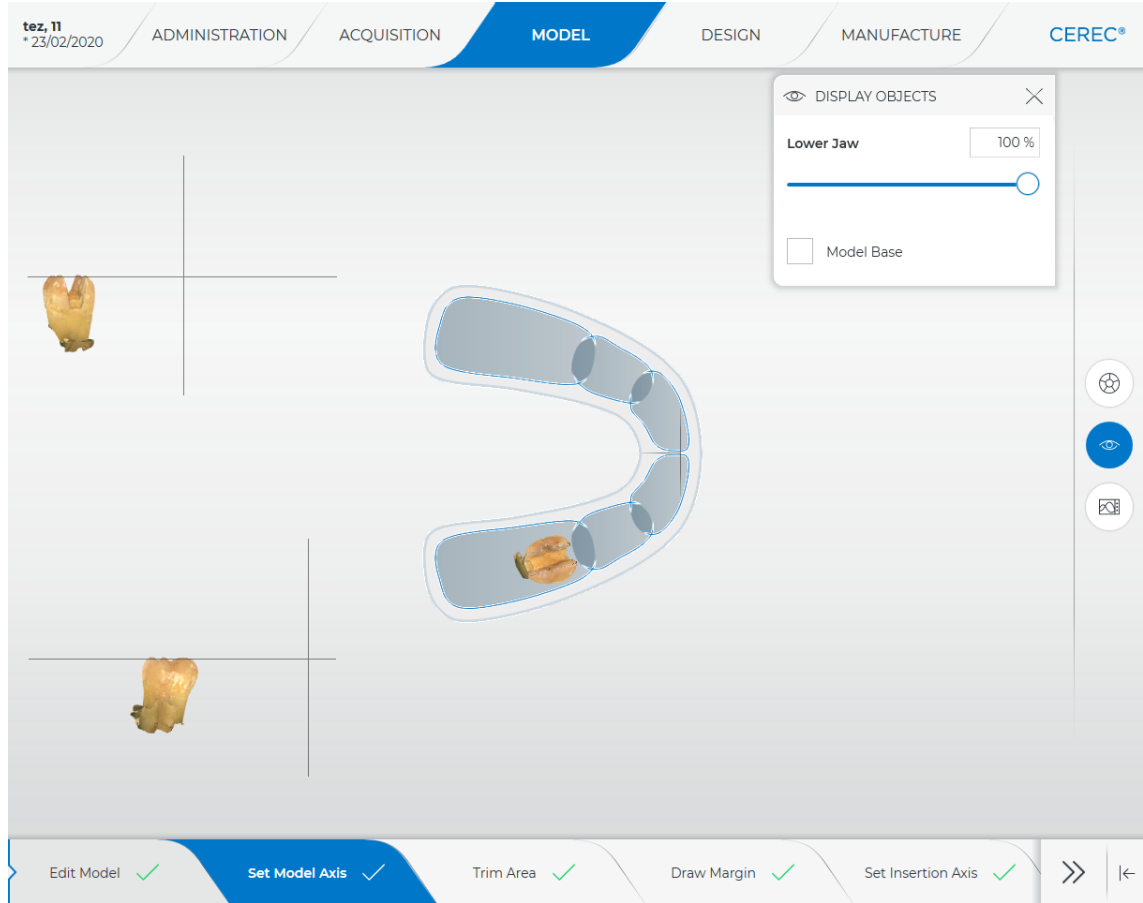
"Administration" bölümünün ardından "Acquisition" bölümüne geçilerek dişin ölçüsü alındı. Ekranın sol tarafında Omnicam kamera görüntüsü, sağ tarafında ise alınan dijital ölçünün görüntüsü bulunmaktadır (Şekil 3-6). İntraoral kamera dişten 3-5 mm uzakta duracak şekilde, distalden meziyale doğru hafif dalgalı hareketlerle dişin etrafında gezdirilerek ölçü alındı. Oklüzal yüzeyin görüntüsünün tamamlanmasının ardından bukkal ve lingual/palatinal bölgelerin de ölçüsü alınır. Bilgisayar sisteminin alt kısmında duran pedala basılarak basılarak kameraya ara verilmesi mümkündür. Bu sayede ekrandaki ölçü, doğruluğu ve kalitesi açısından incelenebilmektedir. Karşıt çene ve kapanış ölçüsü de bu aşamada alınmaktadır fakat bizim çalışmamızda çekilmiş dişler kullanıldığı için bir sonraki aşamaya geçildi.



Şekil 3-6: Ölçü alındıktan sonraki ekran görüntüsü.

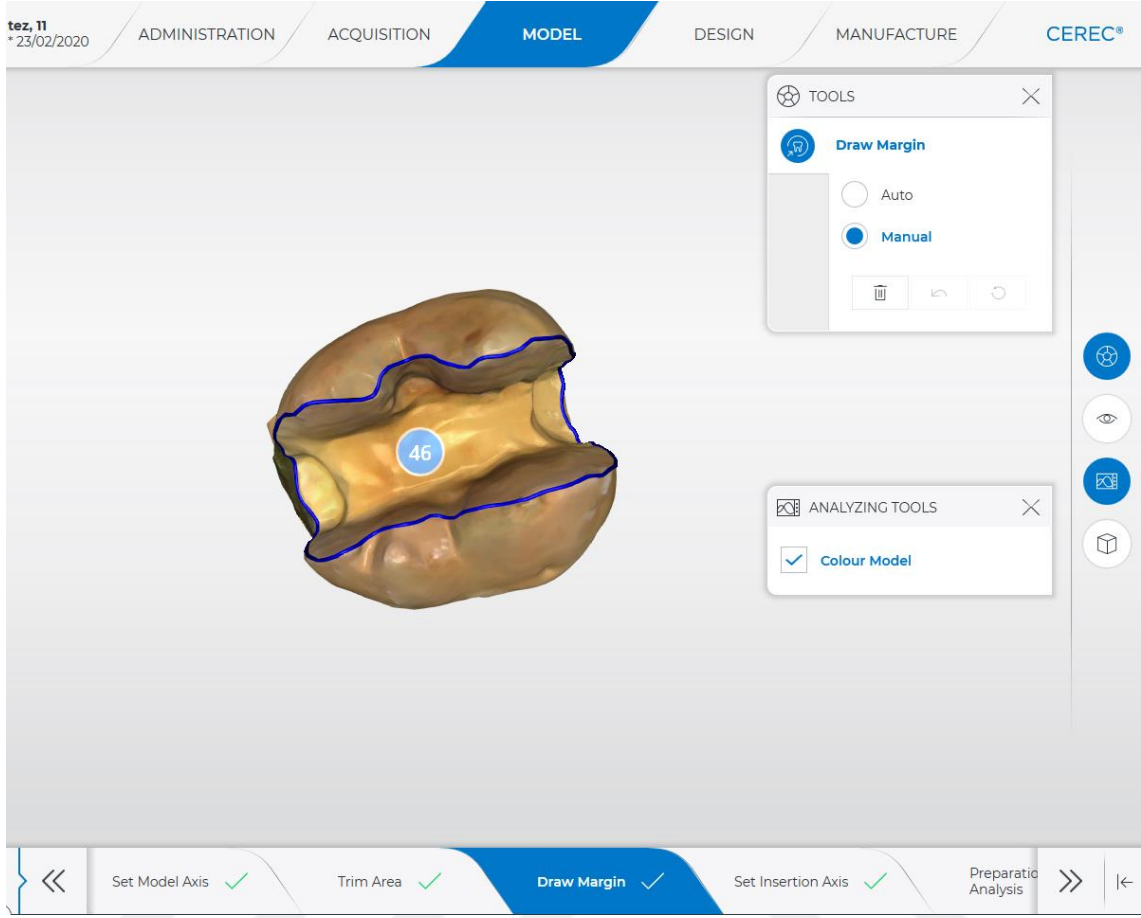
Dijital ölçünün ardından "Model" aşamasına geçildi. Bu kısımda öncelikle diş çenedeki yerine yerleştirilir ve dişin aksı belirlenir. Bu ekranın sol kısmında dişin

bukkolingual ve mezio-distal aksları ile okluzal tablaya göre seviyeleri mezio-distal aksları düzenlendi (Şekil 3-7).



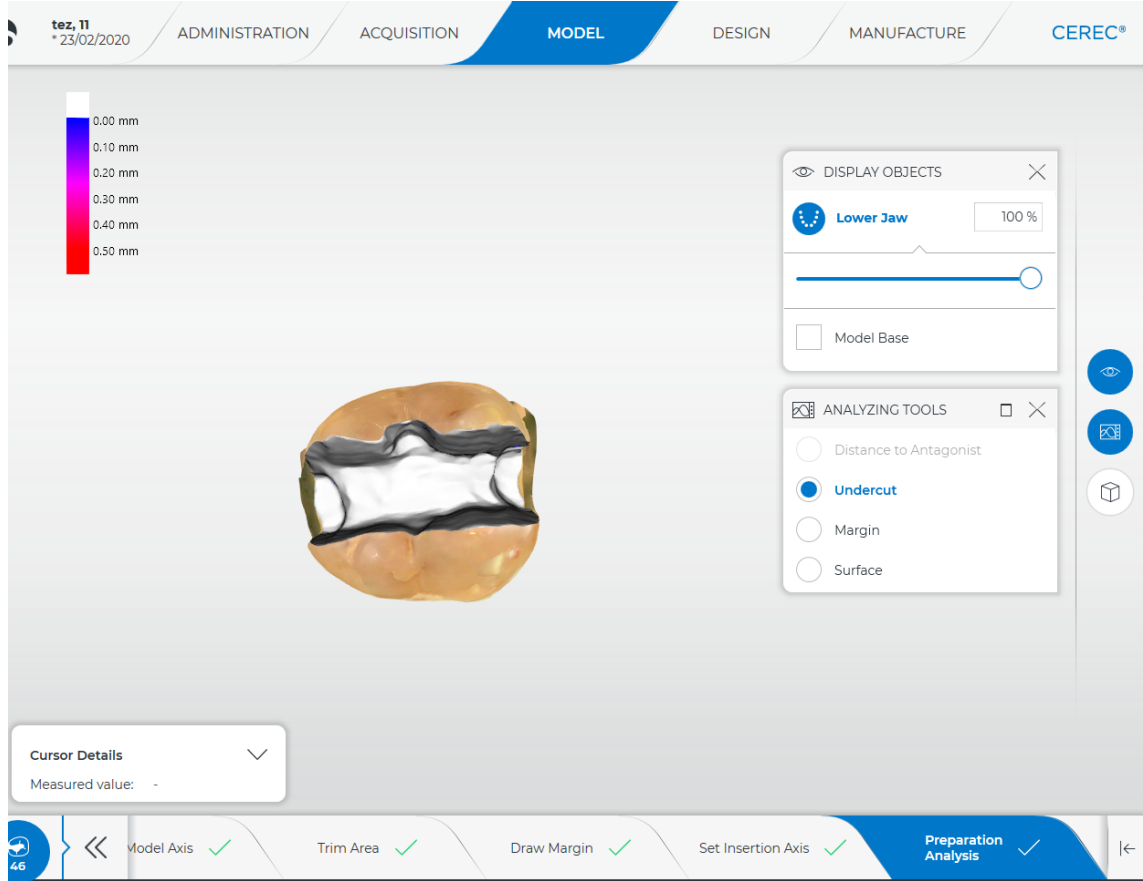
Şekil 3-7: Dişin aks üzerinde konumlandırılması.

“Model” ekranının bir ileri aşamasında "Draw Margin" seçeneği karşımıza çıkar. Kenar marjlerinin çizilmesi yazılım üzerinde otomatik ya da manuel olarak yapılabilmektedir. Manuel olarak gerçekleştirilmek istendiğinde çift tıklama ile başlangıç noktası belirlenir ve tek tıklanarak çizime devam edilir. Başlangıç noktasına döndüğünde çift tıklama ile restorasyon sınırları tamamlanır. İlk çizim otomatik olarak kavite sınırlarını çizmektedir. Bu çizim bittikten sonra manuel çizime geçilir ve düzeltilmek istenen yerler değiştirilebilir (Şekil 3-8).



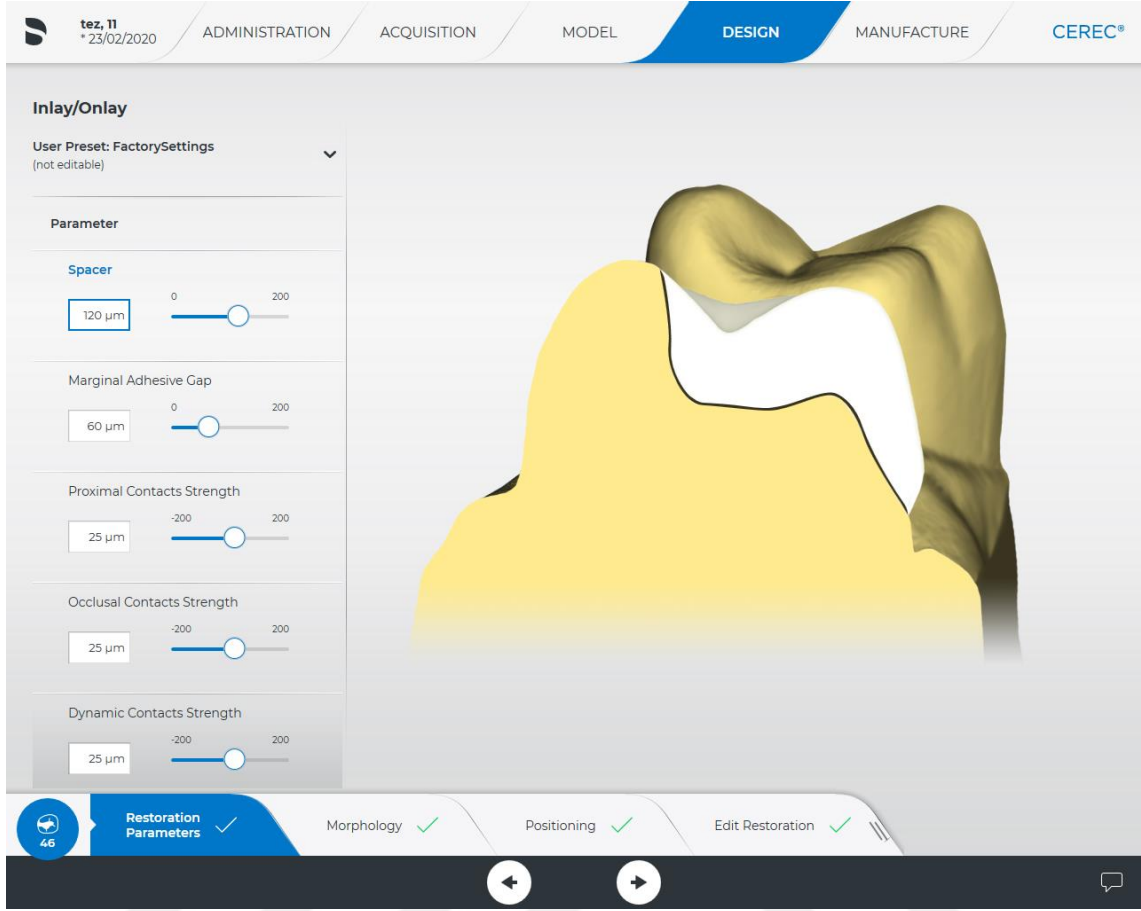
Şekil 3-8: Restore edilecek dişin kenar marjinlerinin çizilmesi.

Marjin çizimi yapıldıktan sonra "Set Insertation Axis (Giriş Açısının Belirlenmesi)" aşamasına geçildi ve restorasyonun adaptasyonu için ideal giriş açısı belirlendi. Bu ekranda "Analyzing Tools" tuşu altında andırkat alanları da gözlendi (Şekil 3-9).



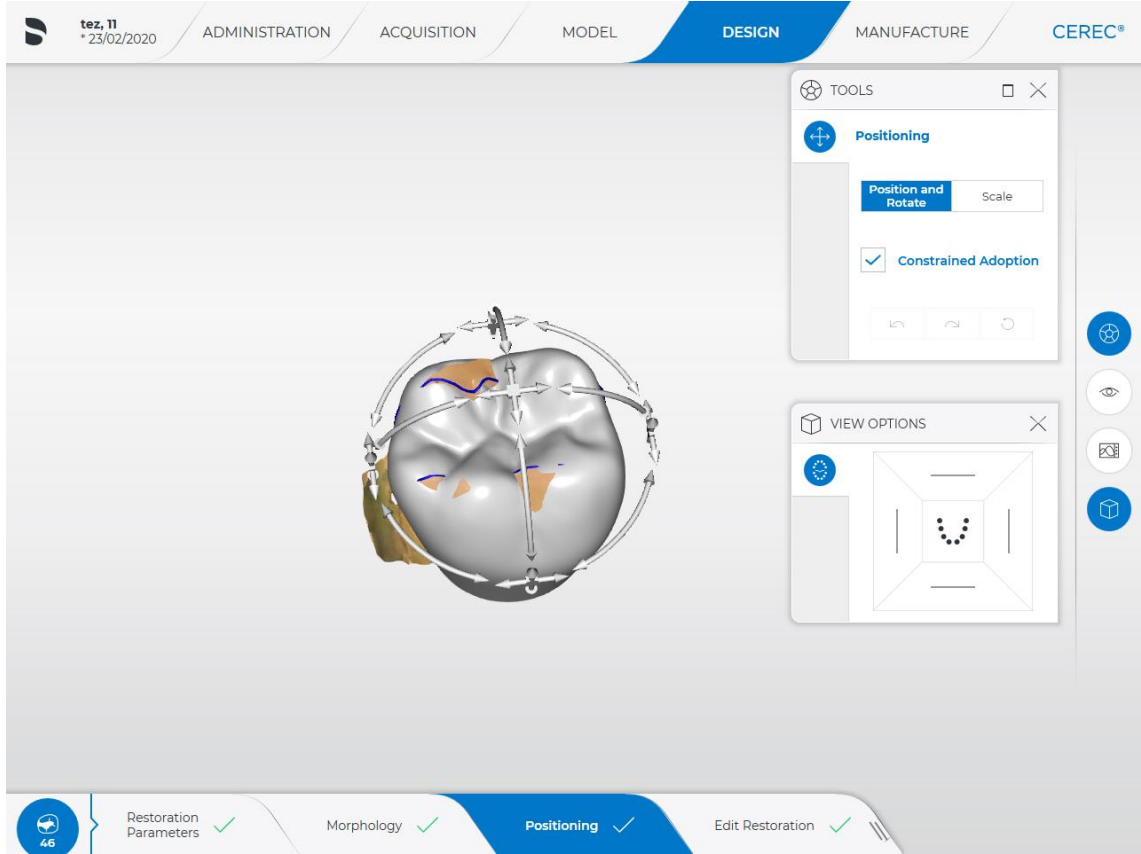
Şekil 3-9: Andırkat alanların belirlenmesi.

Bunun ardından restorasyonun dizaynının yapıldığı “Design” ekranına geçildi. Bu aşamada yazılım, otomatik olarak bir tasarım vermektedir. Ekranın sol kısmında çeşitli parametreler görülmektedir (Şekil 3-10). Bu parametreler, adeziv siman boşluğu, oklüzal frezleme kalınlığı, proksimal kontakt gücü, oklüzal kontakt gücü, restorasyonun minimal çevresel kalınlığı, oklüzal bölgenin minimal kalınlığı ve gingival marjin kalınlığıdır. Yapılacak restorasyonun tipine göre parametreler, yazılım tarafından otomatik olarak belirlenmektedir. Bunlar, kullanıcı tarafından gerekli görülen durumlarda manuel olarak değiştirilebilir. Restorasyon uyumu ve dayanıklılığı açısından kabul edilmeyen bir parametre sisteme girildiği durumda frezleme işlemi yapılamamaktadır.



Şekil 3-10: Restorasyonun parametrelerinin belirlenmesi.

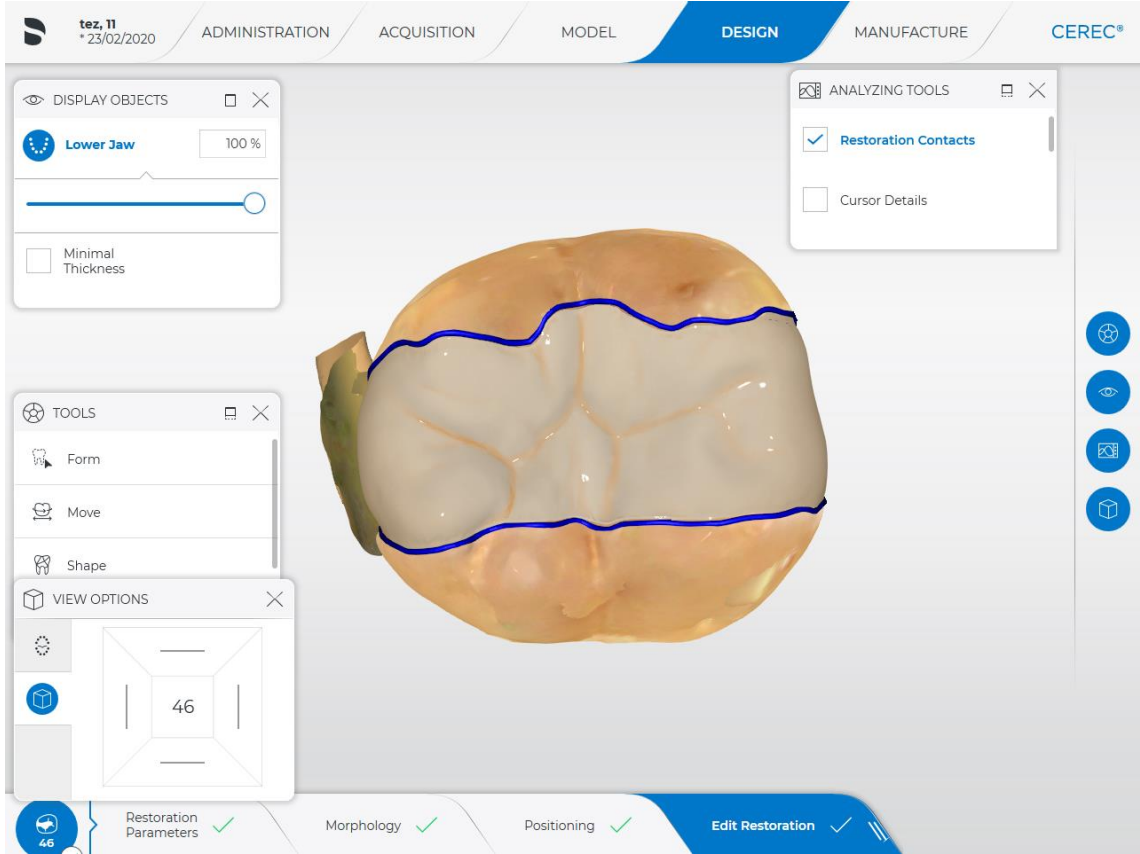
Parametrelerin düzenlenmesinin ardından, yazılım tarafından otomatik bir tasarım elde edilir ve restorasyonun morfolojik özellikleri belirlenir. Bunun ardından “Positioning” ekranında restorasyonun diş üzerindeki konumu 3 boyutlu olarak belirlendi (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Restorasyonun pozisyonunun belirlenmesi.

Bir sonraki seçenek olan “Edit Restoration” başlığı altında restorasyonun şekli, formu, kontak noktaları düzenlenebilmektedir (Şekil 3-12). Arayüz ve oklüzal kontakların yetersiz ya da sıkı olduğu durumlarda materyale ekleme ya da çıkarma yapmak mümkündür. Kontak noktalarının sıklığı, artan şiddet derecesine göre, mavi, yeşil, sarı ve kırmızı olarak gösterilmektedir. Bu sayede, düzenlemenin hangi bölgeye ve ne miktarda yapılması gerektiği tespit edilebilmektedir.

Ekranın sol bölümünde yer alan “Tools” tuşunun altındaki “Form” seçeneğinde restorasyonun kalınlığına eklemeler veya azaltmalar yapmak mümkündür. “Shape” seçeneğinde ise restorasyonun şekli ile oynanabilir ve gerekli görülen durumlarda restorasyonun konkaviteyi düzenlenebilir.

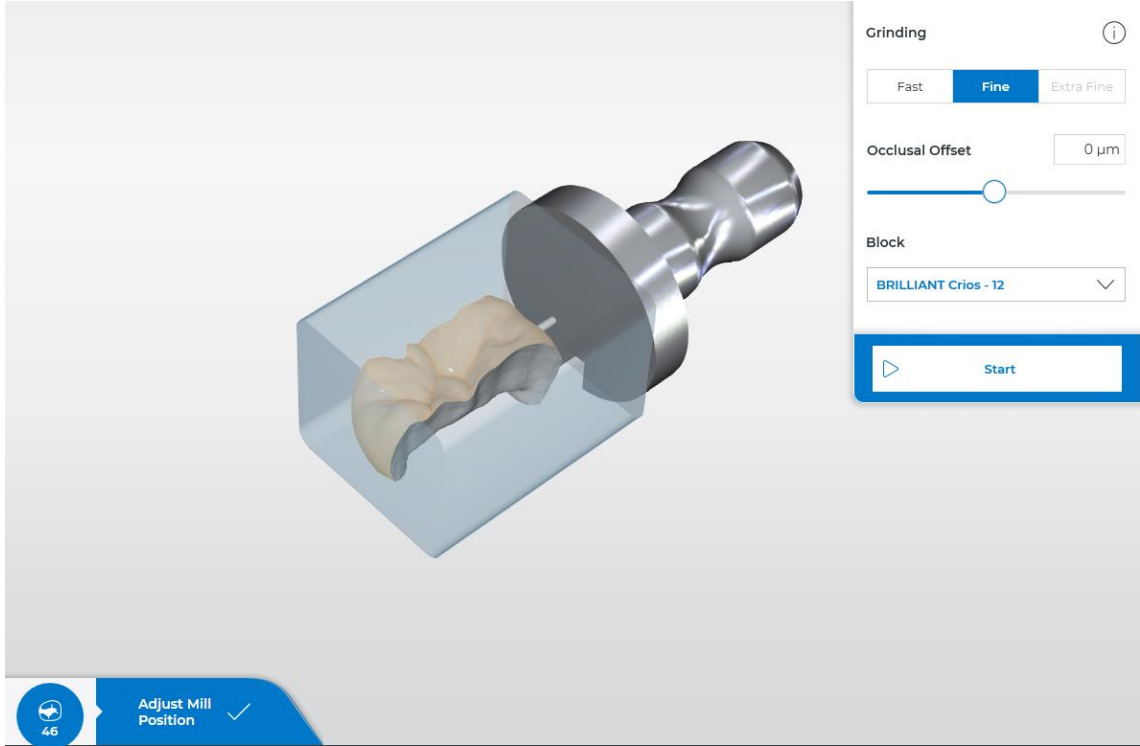


Şekil 3-12: Restorasyonun düzenlenmesi.

3.5 CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Üretilmesi

Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra frezleme için kullanılacak blok, Cerec MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) frezleme cihazına yerleştirilerek özel bir tornavida ile sabitlendi. Çalışmamızda kullanılan tüm bloklar A2 rengine ve HT (yüksek translüsensi) olarak seçildi. Kullanılacak frezler de bu aşamada cihaza takıldı.

Yapılacak restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra "Manufacture" ekranına geçildi. Bu ekranda freze işlemi öncesi restorasyonun blok üzerindeki konumu gözlendi (Şekil 3-13). Restorasyonun kontak noktalarında tij kalmaması açısından bu esnada kontroller yapıldı.



Şekil 3-13: Restorasyonun blok içindeki konumu.

"Change Milling Device" seçeneği altından cihaz tanımlandıktan sonra "Start Milling" tuşuna tıklandığında frezler pozisyon alır. Kullanılacak blok materyali burada bir kez daha görüntülenmektedir. "Start" simgesine tekrar tıklandığında frezleme başlamaktadır. Üretimin tahmini tamamlanma süresi bilgisayar ve cihaz ekranlarında görülmektedir. Çalışmamızın tahmini süreleri 12-15 dakika arasında gerçekleşti.

3.6 CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Restorasyonların Simantasyonu

Cerec sistemi üzerinde tasarımı ve üretimlerinin tamamlanmasının ardından simantasyon aşamasına geçildi. Bu aşamada her blok için simantasyon, kendi üretici firmalarının önerileri doğrultusunda simante edildi.

Işık cihazı olarak tüm restorasyonlarda D-Light Duo (GC, Geneva, İsviçre) kullanıldı.

3.6.1 CERASMART Blok Simantasyonu

CERASMART (GC Corp., Tokyo, Japonya) bloklarının simantasyonu öncesi kumlama ya da asit ile etching işlemlerinden birinin yapılması tavsiye edilmektedir.

Çalışmamızda simantasyon öncesi bloklar %5'lik hidroflorik asit ile 60 saniye boyunca asitlendi. Asitlemenin ardından öncelikle hava su spreyi ile asit uzaklaştırıldı, ve alkollü pamuk ile restorasyonun iç yüzeyi silindi.

Firmanın önerileri doğrultusunda restorasyona primer olarak G-Multi PRIMER (GC Corp., Tokyo, Japonya) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3-14).



Şekil 3-14: G-Multi Primer.

Bu esnada restore edilecek diş öncelikle hava su spreyi ile temizlendi. Ardından diş yüzeyi %37'lik fosforik asit ile GC ETCHANT (GC Corp., Tokyo, Japonya) asitlendi. Asidin uzaklaştırılmasının ardından diş yüzeyine G-Premio BOND (GC Corp., Tokyo, Japonya) uygulandı ve 10 saniye bekletildi (Şekil 3-15). Sonrasında ise dişe 5 saniye boyunca kuvvetli hava basıncı uygulandı ve 10 saniye boyunca ışık cihazı ile ışınlandı.



Şekil 3-15: GC ETCHANT asit ve G-Premio BOND.

Simantasyon materyali olarak adeziv rezin bir siman materyali kullanımı endikedir. Çalışmamızda, firmanın önerisi doğrultusunda G-CEM LinkForce (GC Corp., Tokyo, Japonya) tercih edildi (Şekil 3-16). Resin siman restorasyonun bonding yapılacak kısmına ve dişin iç yüzeyine uygulandı ve restorasyon dişe yerleştirildi. Parmak basıncının ardından taşan siman materyali bir ağız spatülü yardımı ile uzaklaştırıldı. Restorasyon her bölgeden 20’şer saniye olacak şekilde ışınladı.



Şekil 3-16: G-CEM LinkForce.

3.6.2 BRILLIANT Crios Blok Simantasyonu

BRILLIANT Crios (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre) bloklarının bağlanacak yüzeylerinin 1,5 bar basınçta 25-50 µm alüminyum oksit ile kumlanması şart olduğu belirtilmektedir. Bu sebeple simantasyon öncesi tüm restorasyonlara kumlama uygulaması yapıldı. Kumlamanın ardından restorasyonlar basınçlı hava altında kurutuldu.

Bu restorasyonların adeziv bağlantısı için firma, ONE COAT 7 UNIVERSAL (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre) adeziv kullanılması gerektiğini belirtmektedir (Şekil 3-17). Bu sebeple çalışmamızda da yüzeyi temizlenen restorasyonun bağlantı yüzeyine bu adeziv 20 saniye süre ile uygulandı ve 5 saniye boyunca hava içermeyen bir basınçlı hava spreyi ile kurutuldu.

Diş yüzeyinde 15 saniye boyunca %37’lik fosforik asit ile GC ETCHANT (GC Corp., Tokyo, Japonya) etching yapılmasının ardından 20 saniye boyunca yıkandı ve kurutuldu. ONE COAT 7 UNIVERSAL (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre) diş yüzeyi üzerine de 20 saniye boyunca yedirilerek uygulandı ve 5 saniye süre ile kurutuldu. Bu uygulamanın ardından diş yüzeyi 10 saniye boyunca ışınladı.



Şekil 3-17: ONE COAT 7 UNIVERSAL adeziv bond.

Restorasyonun adezyonu için, tavsiye edildiği üzere, ışıkla sertleşen bir kompozit olan BRILLIANT EverGlow (Coltene/Whaledent, Altstätten, İsviçre) kullanılması uygun görüldü (Şekil 3-18). Kompozit materyali üretici talimatlarına uygun olarak uygulandıktan sonra restorasyon dişe yerleştirildi ve parmak basıncı uygulandı. Restorasyonun her yüzeyinden 30 saniye boyunca ışınlama yapıldı.



Şekil 3-18: BRILLIANT EverGlow kompozit.

3.6.3 Celtra Duo Blok Simantasyonu

Celtra Duo (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) bloklarının simantasyonu öncesi simantasyon yapılacak diş yüzeylerine %5'lik hidroflorik asit uygulanarak 30 saniye beklenmesi tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda da öncelikle bu uygulama gerçekleştirildi, ardından da diş yüzeyi hava su spreyi ile yıkanarak kurutuldu. Bunun ardından firmanın önerisi doğrultusunda Calibra Silane (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) bağlanma ajanı uygulanarak 60 saniye boyunca beklendi (Şekil 3-19). Bu

tabaka kuruduğu durumlarda silan uygulanmasının tekrarlanması önerilmektedir. 60 saniye sonunda solvent, güçlü bir hava spreyi ile uzaklaştırıldı.



Şekil 3-19: Calibra Silane bağlanma ajanı.

Silan uygulamasının ardından tüm kaviye yüzeylerine Prime&Bond Universal Adhesive (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) uygulandı ve 5 saniye boyunca hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3-20). Bunun ardından 10 saniye boyunca ısımlandı. Bonding uygulaması sonrası üretici firma tavsiyesine göre Calibra Ceram (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) adeziv rezin siman, restorasyonun bağlantı yüzeylerine uygulandı ve restorasyon kaviteye yerleştirilerek parmak basıncı uygulandı (Şekil 3-21). Taşan simanların restorasyon kenarlarından bir ağız spatülü yardımı ile uzaklaştırılmasının ardından, restorasyonun her yüzünden 20 saniye boyunca ışınlaması yapıldı.



Şekil 3-20: Prime&Bond Universal Adhesive.



Şekil 3-21: Calibra Ceram adeziv rezin siman.

3.6.4 Essentia Kompozit Uygulaması

GC Essentia kompozit (GC Corp., Tokyo, Japonya) ile restore edilecek olan dişler için çalışmamızda Universal renk kompozit seçeneği kullanıldı (Şekil 3-22). Mine ve dentin yüzeylerine %37'lik fosforik asit ile GC ETCHANT (GC Corp., Tokyo, Japonya) uygulandı ve 15 saniye bekletildi. Ardından 5 saniye boyunca hava-su spreyi yardımı ile asit uzaklaştırıldı ve kavite kurutuldu.



Şekil 3-22: GC Essentia Universal kompozit.

Üretici firmanın önerisi doğrultusunda bonding materyali olarak G-Premio BOND (GC Corp., Tokyo, Japonya) tercih edildi. G-Premio BOND kavitenin iç yüzeyine uygulandıktan sonra 10 saniye beklenildi ve 5 saniye boyunca hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3-23). Bu işlemin ardından 20 saniye boyunca kavite ısımlandı.



Şekil 3-23: G-Premio Bond.

GC Essentia kompozit materyalinin farklı renkleri için farklı maksimum uygulama kalınlıkları tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda kullanılan Universal rengindeki kompozit için bu kalınlık 2,5 mm olarak belirtilmektedir. Diş matriks bandı yerleştirilmesinin ardından tabakalı olarak kompozit materyali uygulandı ve her uygulama arasında 20 saniye boyunca kavite ışınlandı. Restorasyonun tamamlanmasının ardından matriks bandı çıkartıldı, mezial ve distal arayüzler tekrardan 20 saniye süre ile ışınlandı.

3.7 Termal Siklus ile Yaşlandırma

Çalışmamızda termal siklus ile yaşlandırma Thermocycler THE 1100/1200 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) cihazında yapıldı (Şekil 3-24). Hazırlanan örnekler, her deney grubu ayrı ayrı gazlı bezler içerisine yerleştirilerek ağızları sıkıca kapatıldı. Bu gazlı bezler farklı renklerle işaretlendi, bu sayede deney gruplarının ayırt edilmesi sağlandı. 4 ayrı gazlı bez aynı esnada kafeslerin içerisine yerleştirildi. Bunun ardından kafesler, kolların ucuna takıldı ve cihazda sıcak ve soğuk suyun bulunduğu haznelere yerleştirildi.

Haznelerdeki suyun sıcaklığı 5 °C ile 55 °C, bekleme süresi 30 saniye ve su banyosu dışındaki süre 10 saniye olacak şekilde ayarlandı. Termal siklus ile yaşlandırma için örnekler 5.000 kez termal siklus testine tabi tutuldu.



Şekil 3-24: Thermocycler THE 1100/1200 cihazı.

3.8 Örneklerin Hazırlanması

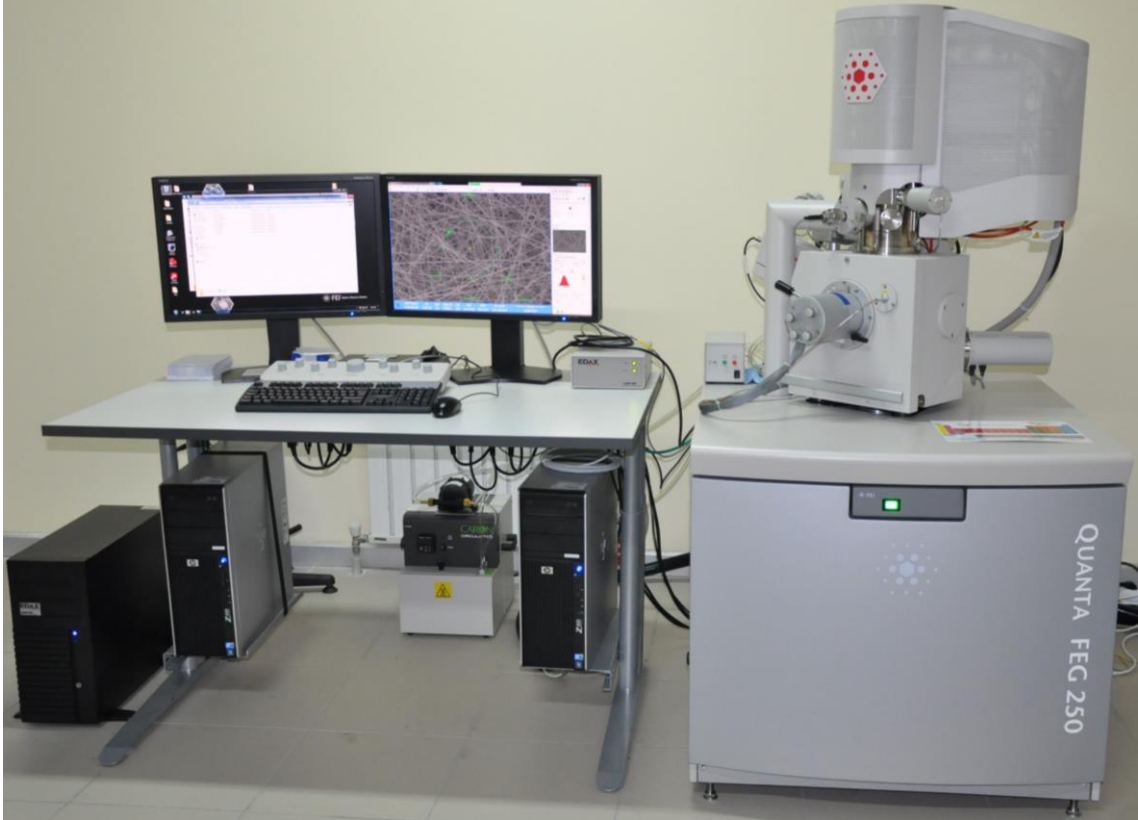
Plastik kalıpların (3x3x3 cm boyutlarında) içine soğuk akrilik (Self Cure., IMICRYL Diş Malzemeleri, Türkiye) döküldü ve uzun aksları yere dik açı yapacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3-25). Akrilik sertleştikten sonra örnekler, bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklandı.



Şekil 3-25: Akrilik blok içerisine yerleştirilen örnek.

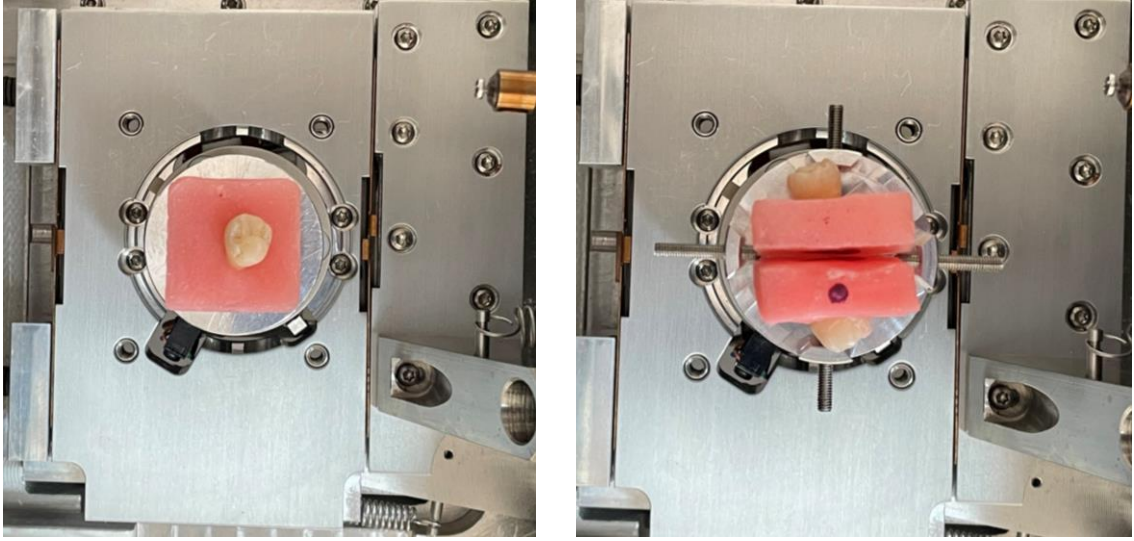
3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu ile Kenar Uyumu Analizi

Kenar uyumu analizleri Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi içerisindeki Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan Quanta FEG 250 (FEI Company, Hillsboro, Oregon, ABD) taramalı elektron mikroskobunda gerçekleştirildi (Şekil 3-26).

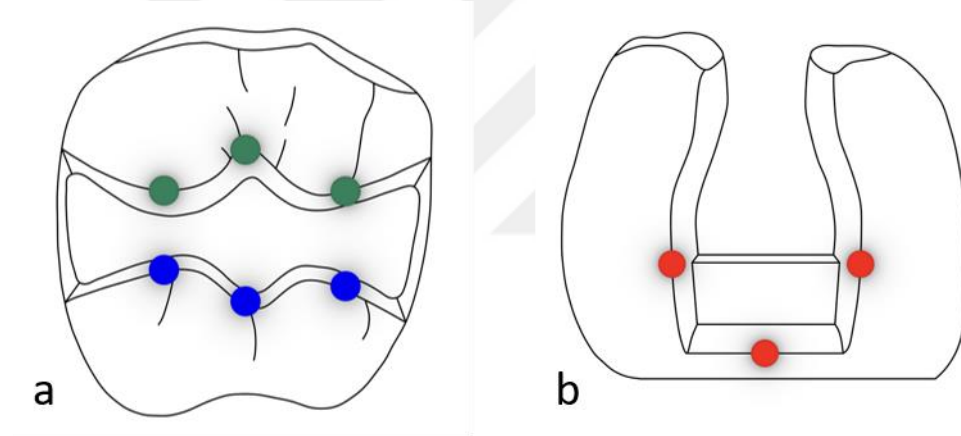


Şekil 3-26: QUANTA FEG 250 taramalı elektron mikroskobu.

İncelenecek her bir diş için x400 büyütmede 10kV ve 20kV altında mezial, distal ve oklüzobukkal ve oklüzolingual kenarların her birinden üçer tane olacak şekilde ve mezial ve distal arayüzlerden x100 büyütmede 10kV altında birer tane, her örnek için toplamda 14 yüzey tarama görüntüsü elde edildi (Şekil 3-27). Kantitatif bir değerlendirme için, bir yazılım programı ile mezial, distal, oklüzobukkal ve oklüzolingual her bir kavite kenarından üçer noktadan, her bir diş için toplam 12 noktadan kenar aralığı ölçümleri yapıldı (Şekil 3-28). Ölçüm yapılan noktalarda devamlı marjin ve boşluk gözüken alanlar not edildi.



Şekil 3-27: Örneklerin SEM cihazına yerleştirilmesi.



Şekil 3-28: Kenar uyumu ölçüm noktaları (a: oklüzal, b: arayüz).

3.10 Mikrosızıntı Analizi

Mikrosızıntı deneyleri öncesi diş yüzeyleri restorasyon marjinine 1mm uzaklıkta olacak şekilde iki kat tırnak cılası ile kaplandı. Mikrosızıntı analizi için örnekler %0.5'lik bazik fuksin solüsyonu (ChemBio Laboratory Research, İstanbul, Türkiye) içerisinde 24 saat boyunca bekletildi. 24 saatin ardından solüsyondan çıkarılan örnekler akan su altında yıkandı.



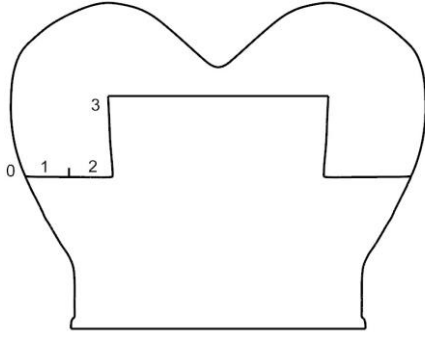
Şekil 3-29: Boya penetrasyonu için hazırlanmış diş örneği.

Örnekler bir mum yardımı ile mezial ve distal yüzlerinden akrilik bloklara yapıştırıldı. Örneklerden su soğutması altında meziyo-distal yönde hassas kesme cihazı IsoMet 1000 (Buehler Ltd, Lake Bluff, Illinois, ABD) ve elmas kesme diski ile kesitler alındı. Böylece her diştten bukko-lingual ikişer kesit elde edildi.

Elde edilen kesitlerden stereomikroskoba (Olympus, Tokyo, Japonya) ait fotoğraf makinası ile x20 büyütme altında görüntü alındı ve görüntülerdeki boya penetrasyonu miktarları incelendi. Her bir kesidin iki gingival kenarındaki boya penetrasyon miktarları Tablo 3.2’de gösterilen kriterlere göre skorlandı (Şekil 3-30).

Tablo 3-2: Mikrosızıntı Değerlendirme Kriterleri¹⁰³

Skor	Kriter
0	Sızıntı yok
1	Servikal duvarın yarısını aşmayan sızıntı
2	Servikal duvarın yarısını aşan sızıntı
3	Servikal duvarı aşan, pulpal duvara kadar uzanan sızıntı



Şekil 3-30: Mikrosızıntı değerlendirme kriterleri.

3.11 Örneklerin İstatistiksel Değerlendirmeleri

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 17.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma, ortanca değerler kullanılmıştır. Kategorik değişkenler Pearson Ki Kare Testi ile karşılaştırıldı. Normal dağılım göstermeyen (nonparametrik) değişkenler iki grup arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi, ikiden fazla grup arasında değerlendirilirken Kruskal Wallis Testi kullanılmıştır. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1 Kenar Uyumu Deneyi Bulguları

Gruplar arasında kenar aralıklarındaki boşluk değerleri karşılaştırmış ve gruplar arasında anlamlı ilişki olduğu görülmüştür. Grupların kenar aralıklarındaki boşluk değerlerinin ortalama değerleri Tablo 4-1’de verilmiştir.

Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda anlamlılığın hangi gruplar arasında olduğu araştırılmıştır. Buna göre Brilliant grubunun kenar boşlukları Cerasmart, Celtra Duo ve Essentia gruplarına göre daha fazladır. Cerasmart, Celtra Duo ve Essentia grupları arasında kenar aralığı bakımından anlamlı fark yoktur. İkili karşılaştırma değerleri Tablo 4-2’de verilmiştir.

Tablo 4-1: Gruplar arasında kenar aralığındaki boşluk değerlerinin karşılaştırılması.

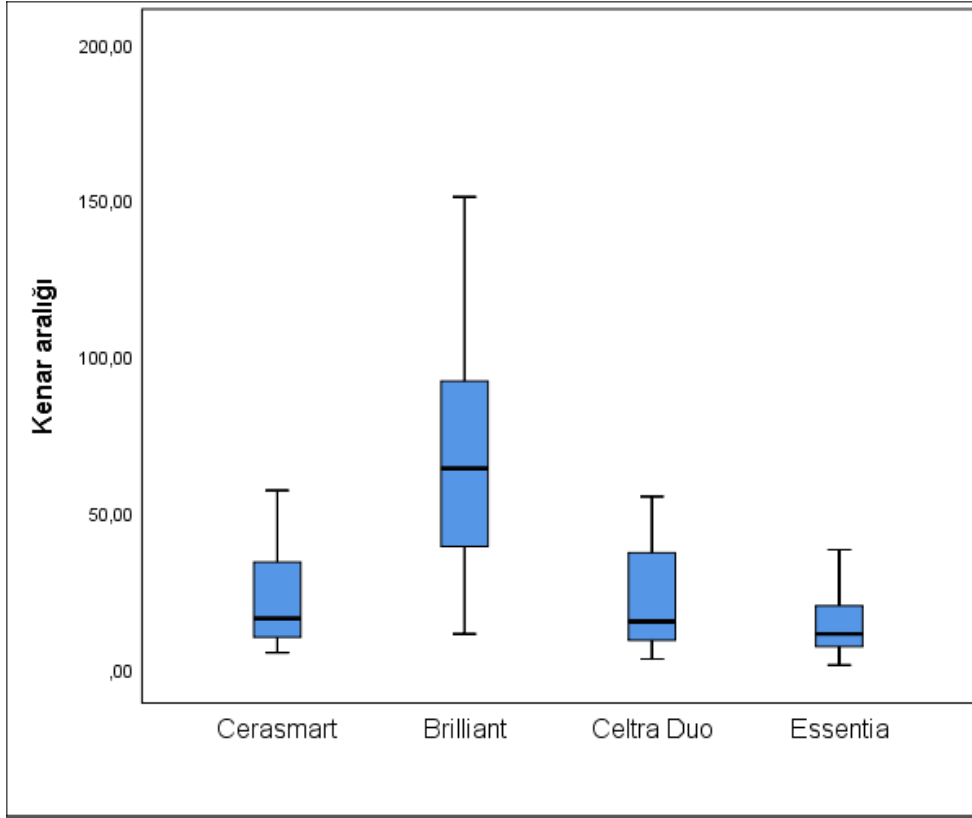
	Kenar aralığı		
	Mean	s.s.	Median
Cerasmart	29,63	±33,90	16,00
Brilliant	69,97	±41,15	64,00
Celtra Duo	33,36	±43,86	15,00
Essentia	16,92	±14,27	11,00
p	<0,001		

Kruskal Wallis Testi

Tablo 4-2: İkili grup karşılaştırma p değerleri.

Cerasmart- Brilliant	Cerasmart- Celtra Duo	Cerasmart- Essentia	Brilliant- Celtra Duo	Brilliant- Essentia	Celtra Duo - Essentia
0,002	1,000	1,000	<0,001	<0,001	0,478

Mann Whitney U Testi



Şekil 4-1: Grupların kenar aralığı değerleri.

Gruplar arasında ölçüm noktalarında devamlı marjin görülme oranları karşılaştırılmış ve Tablo 4-3'te verilmiştir. Buna göre Cerasmart grubunda ölçüm noktalarında devamlı marjin görülme oranı Brilliant, Celtra Duo ve Essentia gruplarına göre daha yüksektir. Ayrıca Brilliant grubunda da kenar aralığında boşluk bulunmayanların oranı Essentia grubuna göre daha yüksektir. Celtra Duo ile Brilliant ve Essentia grupları arasında kenar aralığında boşluk bulunmayanların oranları bakımından anlamlı fark yoktur.

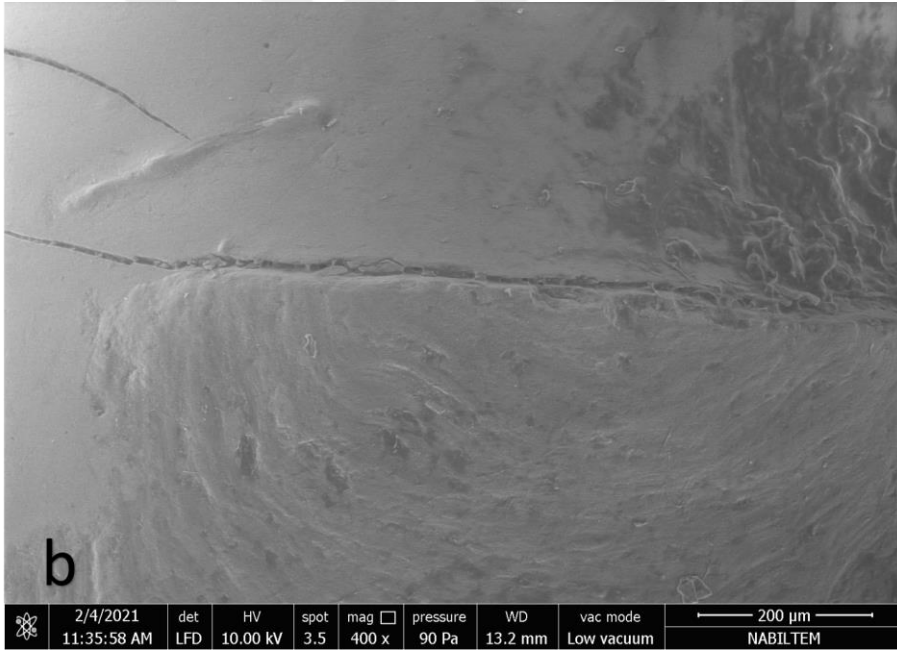
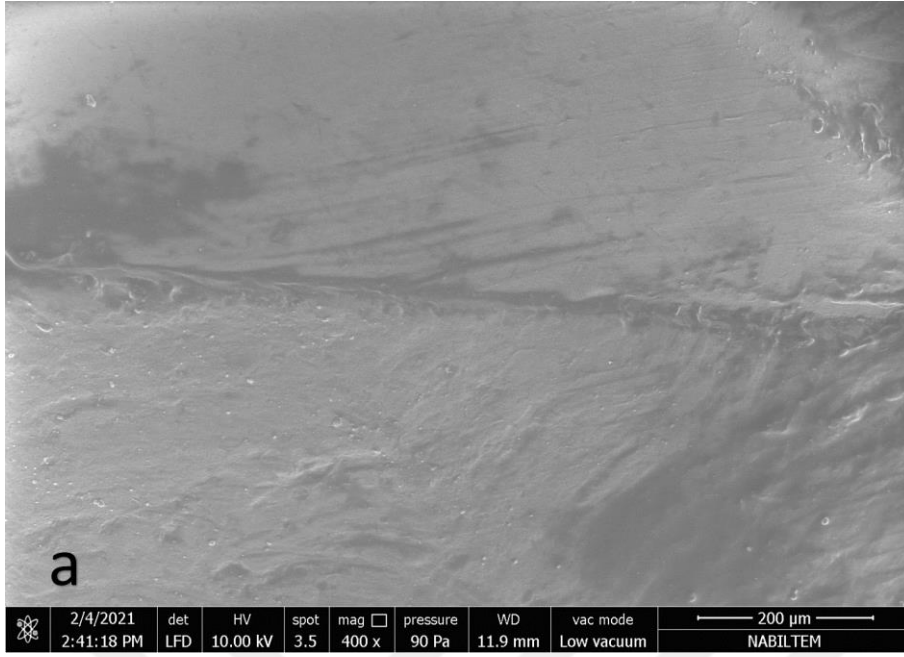
İkili karşılaştırma değerleri Tablo 4-4'te verilmiştir.

Tablo 4-3: Gruplarda ölçüm noktalarında marjin devamlılığı görülme yüzdeleri.

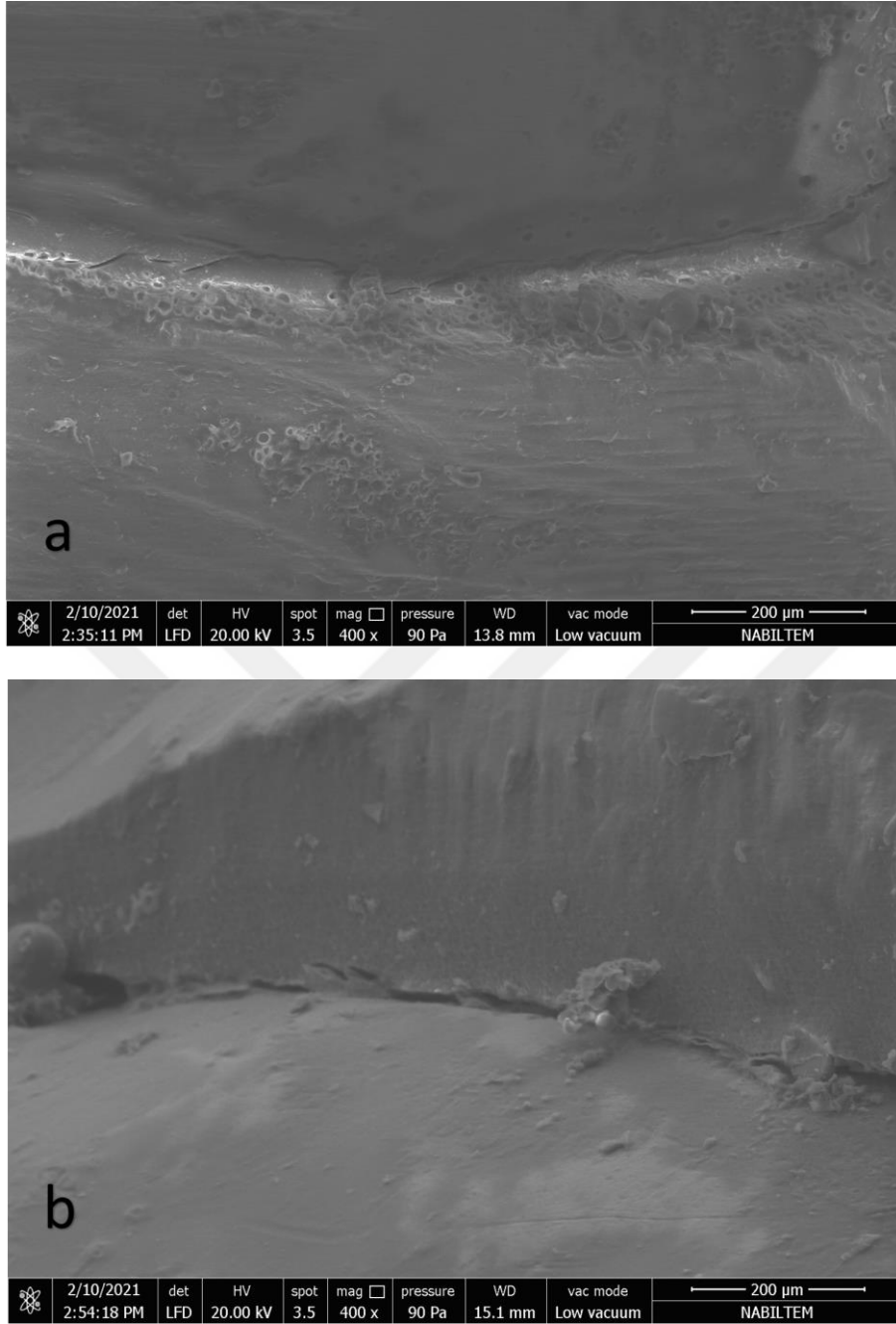
	Kenar aralığı			
	Devamlı marjin		Boşluk gözlenen marjin	
	n	%	n	%
Cerasmart	116	(87,88)	16	(12,12)
Brilliant	99	(75,00)	33	(25,00)
Celtra Duo	93	(70,45)	39	(29,55)
Essentia	83	(62,88)	49	(37,12)
p	<0,001			
Ki-Kare Testi				

Tablo 4-4: İkili grup p değerleri.

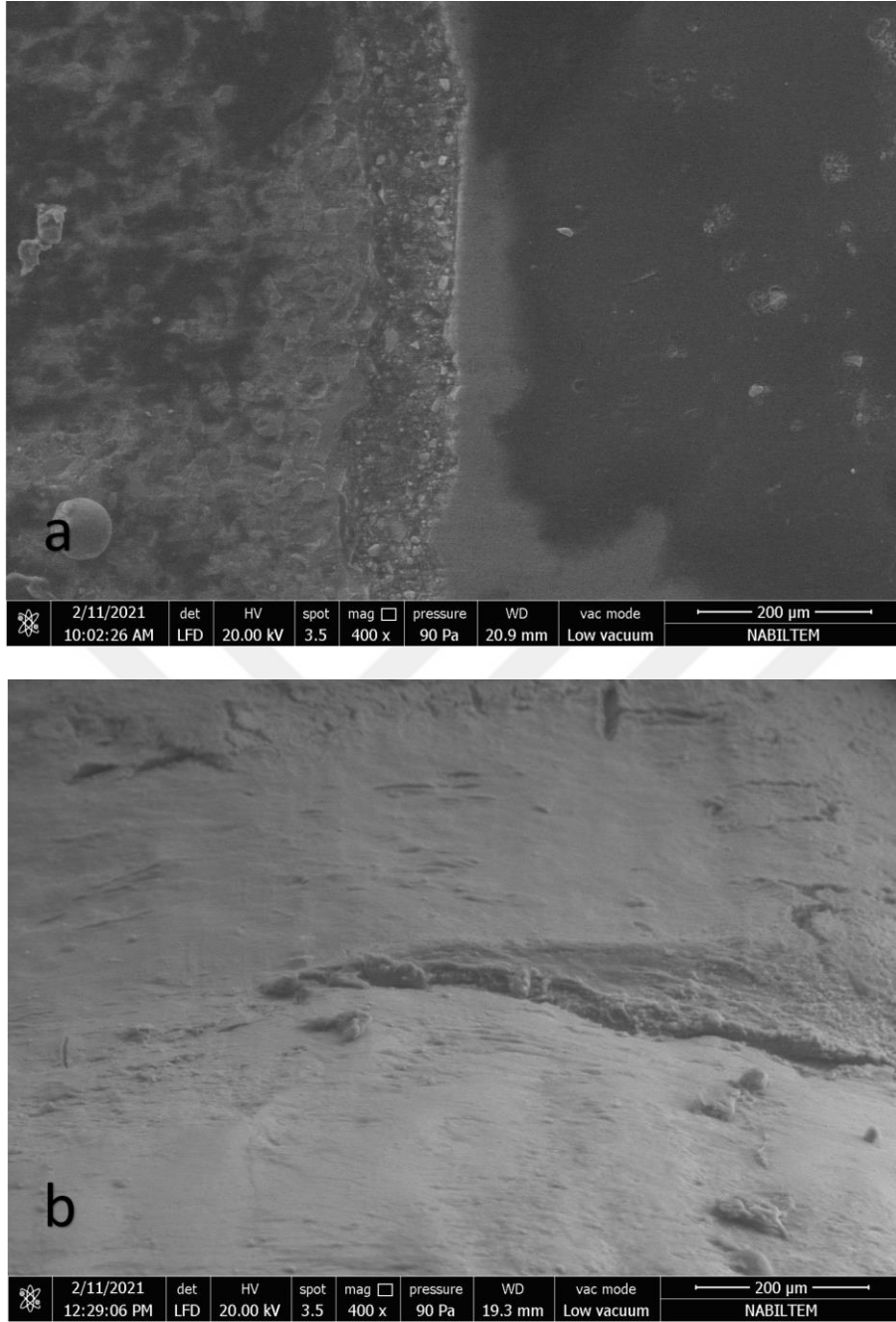
Cerasmart- Brilliant	Cerasmart- Celtra Duo	Cerasmart- Essentia	Brilliant- Celtra Duo	Brilliant- Essentia	Celtra Duo - Essentia
0,007	<0,001	<0,001	0,407	0,033	0,192



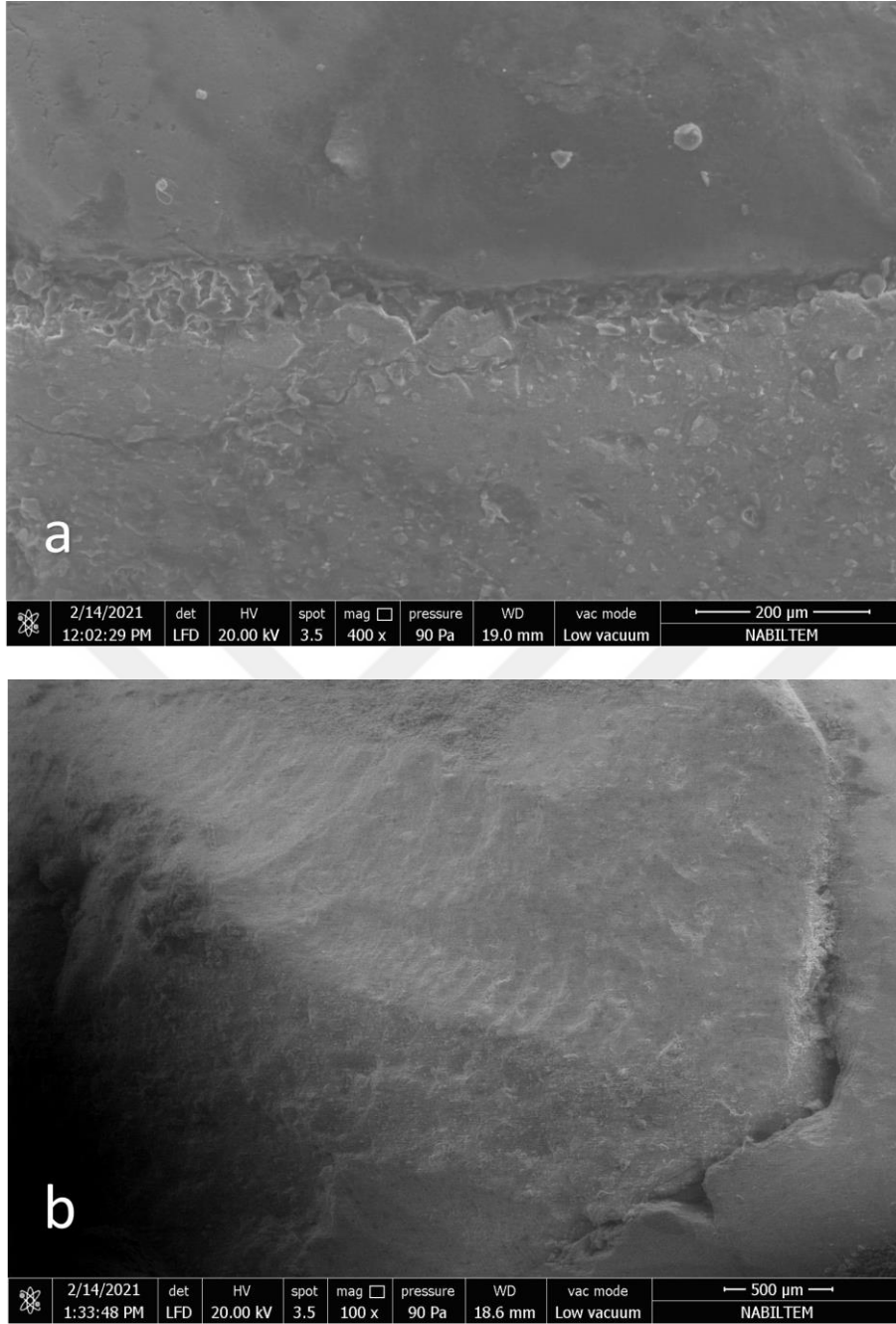
Şekil 4-2: Cerasmart grubuna ait x400 büyütmede 10kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).



Şekil 4-3: Brilliant grubuna ait x400 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).



Şekil 4-4: Celtra Duo grubuna ait x400 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).



Şekil 4-5: Essentia grubuna ait x400 ve x100 büyütmede 20kV altında SEM görüntü örnekleri (a: devamlı marjin, b: boşluklu marjin).

4.2 Mikrosızıntı Deneyi Bulguları

Her deney grubu için alınan mikrosızıntı skorlarının ortalaması karşılaştırılmıştır. Buna göre Cerasmart grubunun mikrosızıntı değeri Brilliant, Celtra Duo ve Essentia gruplarına göre daha düşüktür. Brilliant, Celtra Duo ve Essentia

grupları arasında mikrosızıntı bakımından anlamlı fark yoktur. Ortalama değerler Tablo 4-5'te verilmiştir.

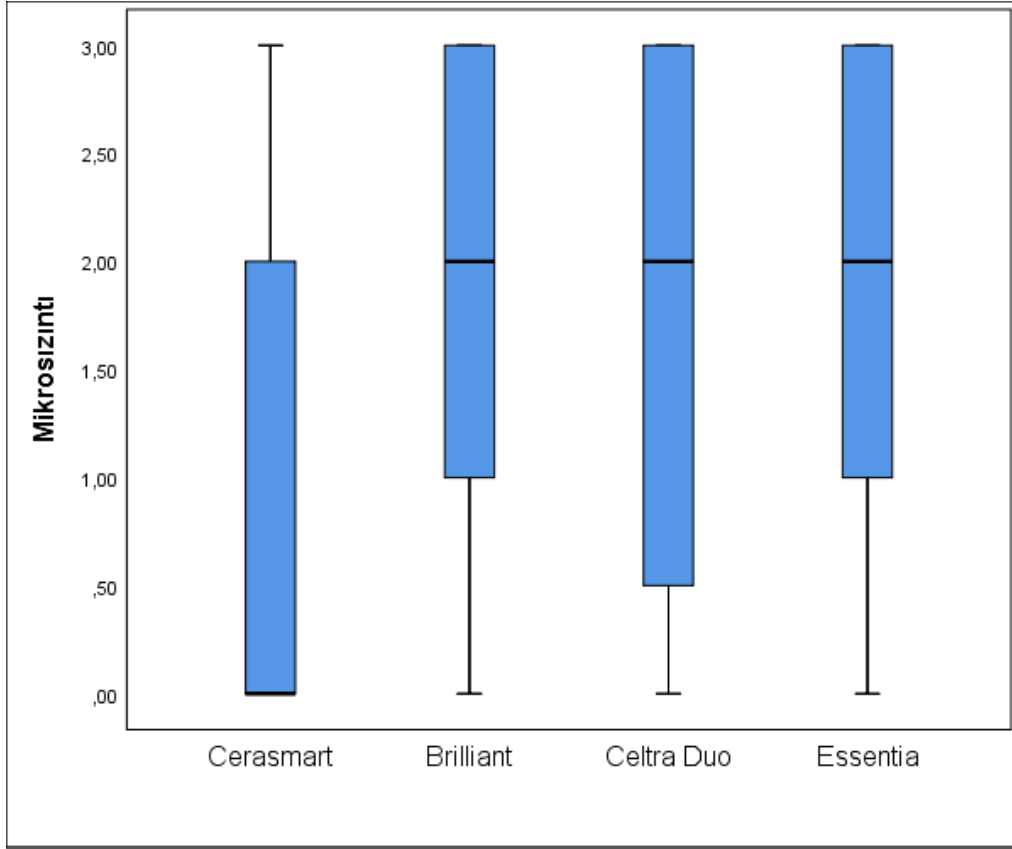
Tablo 4-5: Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının ortalama değerlerinin karşılaştırılması.

	Mikrosızıntı		
	Mean	S.S.	Median
Cerasmart	0,86	±1,05	,00
Brilliant	1,80	±1,21	2,00
Celtra Duo	1,70	±1,23	2,00
Essentia	2,00	±1,08	2,00
p		<0,001	

Kruskal Wallis Testi

Tablo 4-6: İkili grup karşılaştırma p değerleri.

Cerasmart- Brilliant	Cerasmart- Celtra Duo	Cerasmart- Essentia	Brilliant- Celtra Duo	Brilliant- Essentia	Celtra Duo - Essentia
0,002	0,006	<0,001	1,000	1,000	1,000



Şekil 4-6: Grupların mikrosızıntı skorlarının ortalamalarının karşılaştırılması.

Gruplar arasında mikrosızıntı değerlerinin yüzdeleri karşılaştırmış ve gruplar arasında anlamlı ilişki olduğu görülmüştür. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda anlamlılığın hangi gruplar arasında olduğu araştırılmıştır.

Buna göre Cerasmart grubunda mikrosızıntı gözlenmeyen Skor 0 oranı Brilliant, Celtra Duo ve Essentia gruplarına göre daha yüksektir. Essentia grubu ile Brilliant ve Celtra Duo grupları arasında mikrosızıntı oranları bakımından anlamlı fark yoktur. Brilliant ve Celtra Duo grupları arasında da anlamlı fark yoktur.

Gruplar arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4-4'te verilmiştir.

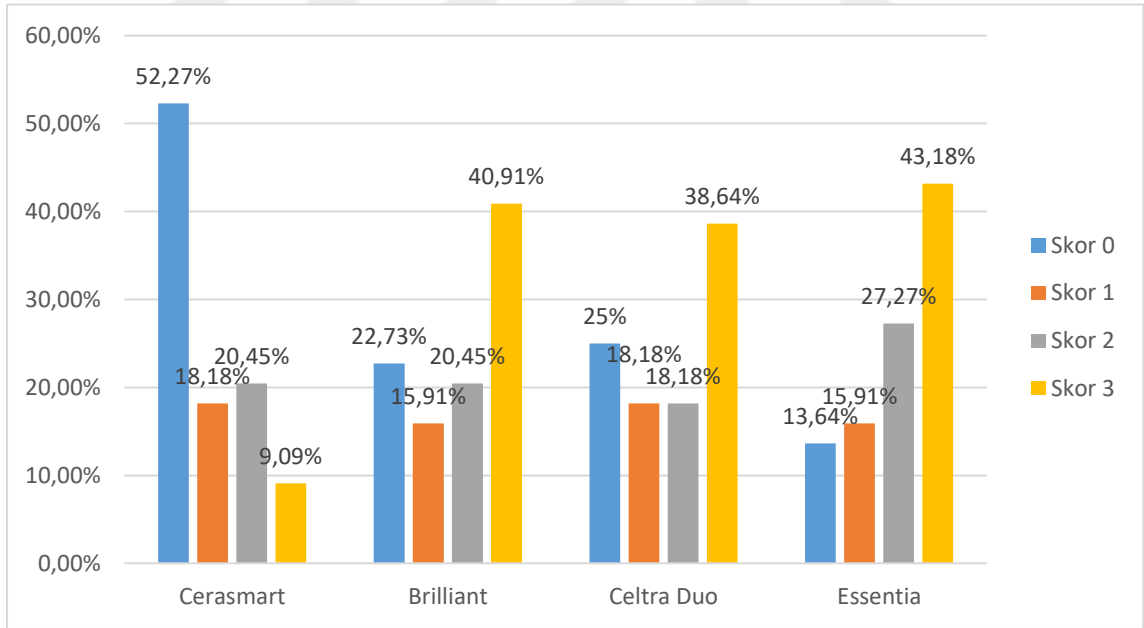
Tablo 4-7: Gruplar arasında mikrosızıntı skorlarının yüzdelерinin karşılaştırılması.

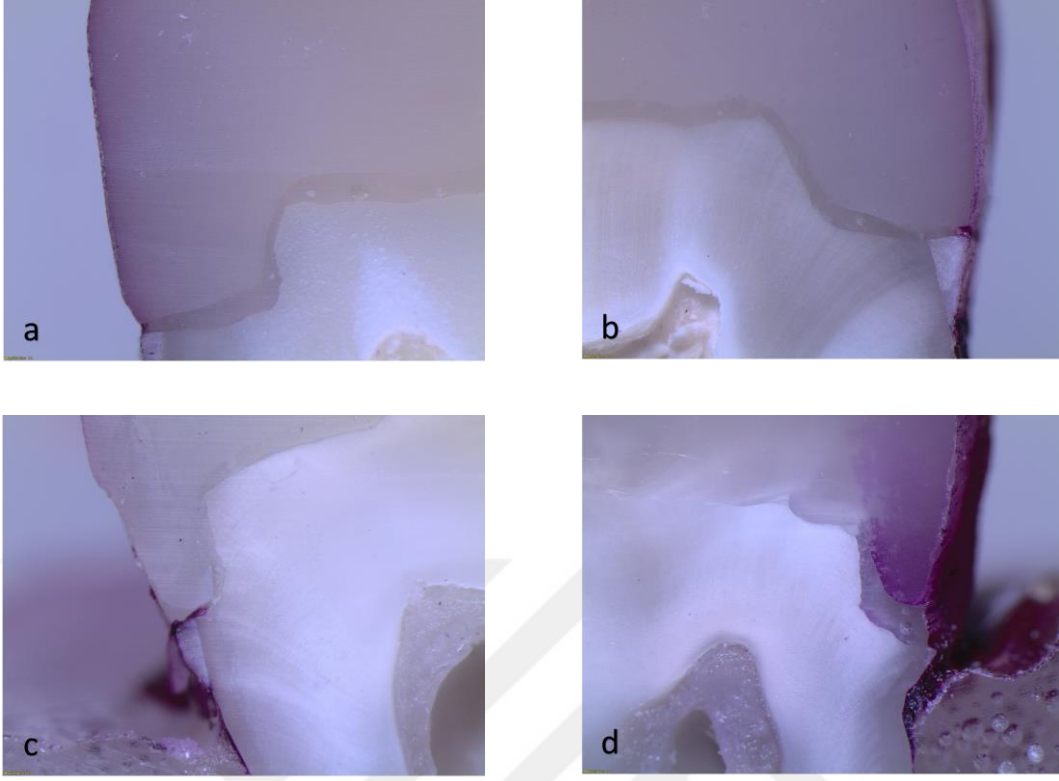
Mikrosızıntı	Cerasmart		Brilliant		Celtra Duo		Essentia		p
	n	%	n	%	n	%	N	%	
Skor 0	23	(52,27)	10	(22,73)	11	(25,00)	6	(13,64)	0,004
Skor 1	8	(18,18)	7	(15,91)	8	(18,18)	7	(15,91)	
Skor 2	9	(20,45)	9	(20,45)	8	(18,18)	12	(27,27)	
Skor 3	4	(9,09)	18	(40,91)	17	(38,64)	19	(43,18)	

Ki-Kare Testi

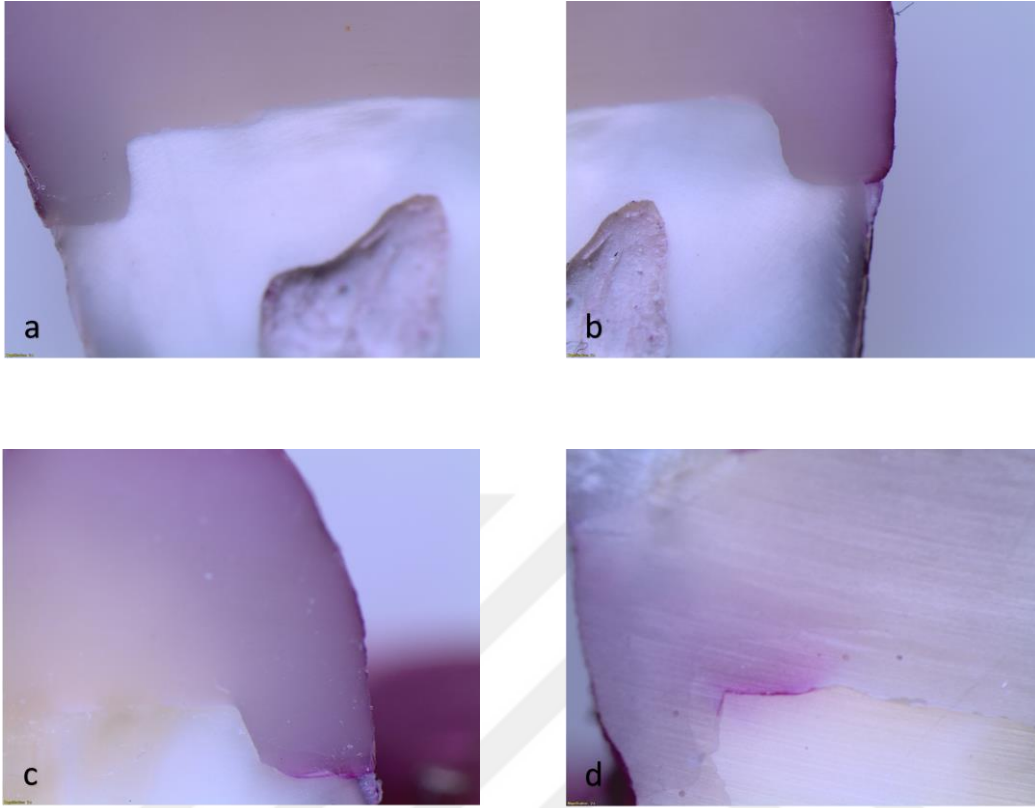
Tablo 4-8: İkili grup karşılaştırma p değerleri.

	Cerasmart- Brilliant	Cerasmart- Celtra Duo	Cerasmart- Essentia	Brilliant- Celtra Duo	Brilliant- Essentia	Celtra Duo- Essentia
Mikrosızıntı	0,003	0,006	<0,001	0,977	0,693	0,485

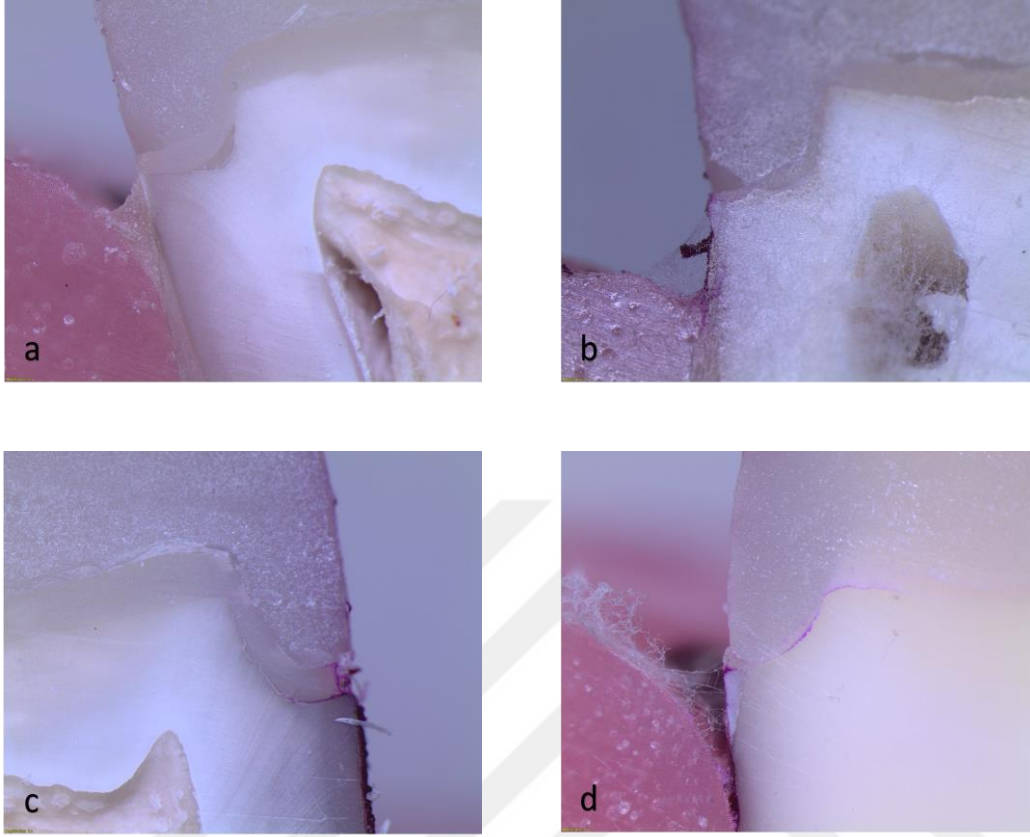
**Şekil 4-7: Grupların mikrosızıntı yüzdelерinin oranları.**



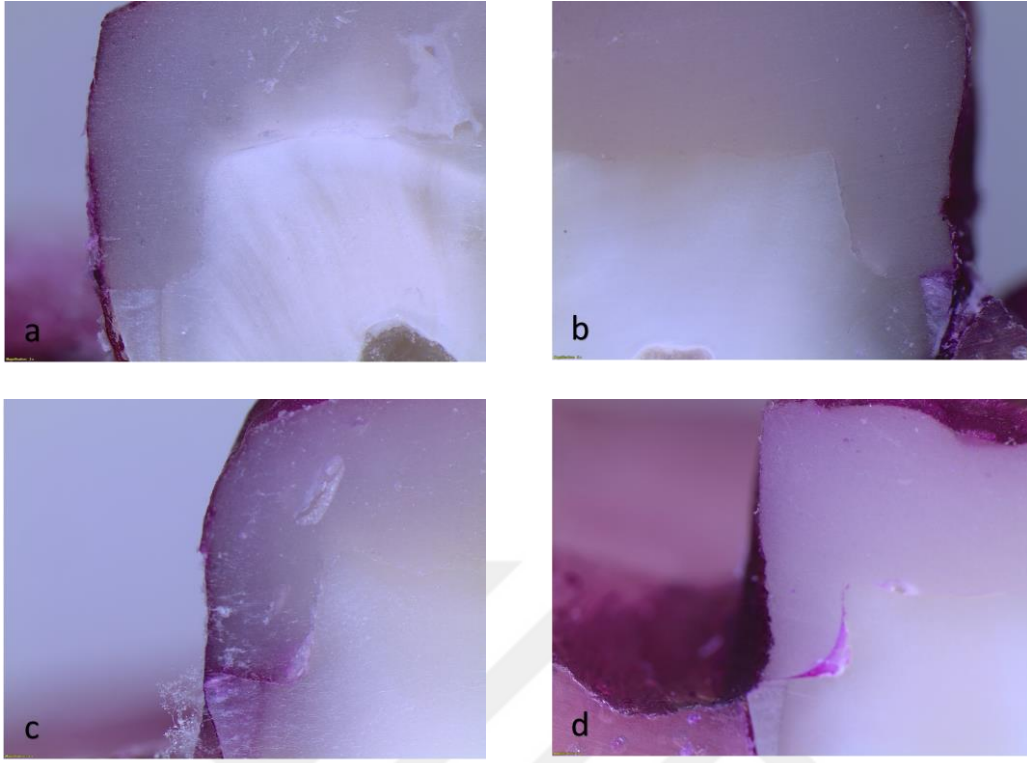
Şekil 4-8: CERASMART grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).



Şekil 4-9: BRILLIANT grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).



Şekil 4-10: Celtra Duo grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).



Şekil 4-11: Essentia grubuna ait stereomikroskopta x20 büyütmede alınan mikrosızıntı görüntüleri (a: 0 skoru alan bir kesit, b: 1 skoru alan bir kesit, c: 2 skoru alan bir kesit, d: 3 skoru alan bir kesit).

5. TARTIŞMA

Daimi birinci büyük azı dişleri genellikle daimi dentisyonun ilk süren dişleridir ve de bu sebeple çürük ataklarına en duyarlı diş olarak kabul edilmektedir¹. Birçok çalışmada, pit ve fissür çürüklerinin erüpsiyonu takiben hızla ortaya çıktığı belirtilmiştir¹. Hargreaves ve ark. ve Lewis ve ark. yaptıkları çalışmalarda, daimi birinci büyük azı dişlerinin oklüzal yüzeylerinin %80'inden fazlasında ve daimi ikinci büyük azı dişlerinin %79'unda erüpsiyondan sonraki 2 yıl içinde çürük oluşumunun gerçekleştiğini bildirmişlerdir^{145,146}. Çürüklerin birçok büyük azı dişinde çok erken dönemde başladığı ve çürük ilerlemesinin çok hızlı olduğunu öne sürülmektedir¹⁴⁷. Bu sebeple çocuk diş hekimliğinde daimi büyük azı dişlerinin restorasyonu büyük önem taşımaktadır. Bu dişlerde erken yaşta ortaya çıkan çürükler doğru bir şekilde restore edilmediği takdirde erken dönemde diş kayıpları ortaya çıkabilmektedir. Bazı popülasyonlarda, erken yaşta, çürük ve endodontik problemler nedeniyle en sık çekilen dişler birinci büyük azı dişleri, özellikle de mandibular birinci büyük azı dişleri olduğu bildirilmiştir¹⁴⁸. Bu sebeple bu çalışma, boyut olarak birbirine yakın, çekilmiş daimi büyük azı dişlerinde gerçekleştirilmiştir.

Rezin kompozit restoratif materyaller, uzun yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılmakta olup bu materyaller üzerinde büyük gelişimler kaydedilmiştir². İyileştirilmiş estetik ve mekanik özellikleri, aşınma dirençleri ve azaltılmış su emilimi sayesinde, kompozit restorasyonlar anterior ve posterior bölge restorasyonlarda sıkça tercih edilmektedir¹⁴⁹. Bununla birlikte, rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmesi ile ortaya çıkan mikrosızıntı, klinik diş hekimliğinde hala çözülmemiş bir sorundur^{5,6,7}. Bu durum bonding ajanının ve diş yapısının, kompozitin polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkan gerilimlere dayanım gücüne bağlı olarak ortaya çıkmakta olup, marjinal adaptasyonu büyük ölçüde etkilemektedir¹⁵⁰.

Rezin kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkilerini azaltmak için bilimsel alanda birçok çalışma yapılmıştır¹³. Buna ek olarak direkt kompozit restorasyonlara alternatif olarak indirekt teknikler de geliştirilmeye başlanmıştır¹². Geleneksel dental restorasyon uygulamaları esnasında, klinik ve laboratuvar aşamalarının yanı sıra birden fazla malzemeyi de içerdiğinden, marjinal uyumsuzluklar kaçınılmaz olduğu belirtilmektedir^{3,4}. Posterior bölgede aşırı madde kayıplı dişlerde,

hem kompozit hem de seramik malzemelerle hazırlanan indirekt restorasyonların, marjinal uyumu optimize edebileceği belirtilmektedir¹³. CAD/CAM teknolojisi ile diş hekimliğinde dijital tasarım, analiz ve üretim yapılması mümkün olmuştur. Bu gelişmelerin marjinal uyumsuzlukları büyük ölçüde ortadan kaldıracacağı düşünülmektedir¹⁴.

Bu çalışmada büyük azı dişlerine uygulanan direkt kompozit rezin restorasyonlar, indirekt CAD/CAM restoratif materyaller ile karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir. İndirekt CAD/CAM restoratif materyallerde kompozit, nanoseramik ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklar tercih edilmiştir.

Marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde in vivo inceleme yapılmasının, in vitro ölçümlerden çok daha zor olduğu bildirilmiştir⁷⁵. Ayrıca, in vitro çalışmalar, standardize ve optimize edilmiş koşullar altında gerçekleştirilirken, in vivo olarak standardize edilmiş koşullar elde edilmesi mümkün olmayabilir^{151,152}. Buna ek olarak, laboratuvar ortamında verilerin elde edilmesi daha hızlı ve daha kolay olmaktadır¹⁵³. Bu sebeple bu çalışmanın da in vitro koşullarda gerçekleştirilmesi tercih edilmiştir.

Restoratif materyallerin kenar uyumlarının ve mikrosızıntının incelendiği çalışmalarda araştırmacılar, farklı örnek sayıları belirlemiştir. Bağış ve ark., farklı rezin kompozitlerde mikrosızıntı derecelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında örnek sayısını 8 olarak belirlemişlerdir¹⁰³. Arslan ve ark., farklı adeziv sistemlerde mikrosızıntının gelişmesinde farklı ışık sistemlerinin etkisini inceledikleri çalışmalarında her grupta 5 diş üzerinde deneylerini gerçekleştirmişlerdir¹⁵⁴. Spreafico ve ark., direkt ve yarı direkt kompozitlerin klinik performansları ve marjinal adaptasyonlarını inceledikleri çalışmalarında her grup için 11 adet örnek kullanarak çalışmalarını yürütmüşlerdir¹⁵⁵. Rocca ve ark., CAD/CAM ile hazırlanan kompozit endokuronların kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında örnek sayısını 8 olarak belirlemişlerdir¹⁵⁶. Örneklem sayısının ve her örnek üzerinde gerçekleştirilen ölçüm sayısının çalışmanın sonucuna katkıda bulunduğu bildirilmiştir¹⁵⁷. Bu çalışmada G*Power programı kullanılarak yapılan power analizi sonucunda kenar uyumu için effect size d (etki boyutu):0.525 ve SD:14 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n:11 olarak saptanmıştır. G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda mikrosızıntı için effect size d (etki boyutu):0.578 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n:11

olarak saptanmıştır. Bu sebeple her iki deney çalışması için grupların örneklem sayıları 11 olarak belirlenmiştir.

Literatürde kenar uyumları ve mikrosızıntının incelendiği çalışmalarda, farklı kavite preparasyonları üzerinde deneyler gerçekleştirildiği görülmektedir. Keshvad ve ark., lösit ile güçlendirilmiş seramik inleylerin marjinal aralık ve internal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında oklüzal derinliği 3mm ve proksimal yüzeyde mine-sement sınırının 1mm üzerinde kalacak şekilde MOD kavite preparasyonu yaptıkları büyük azı dişleri üzerinde çalışma gerçekleştirmişlerdir¹⁵⁸. Zaruba ve ark., kompozit ve seramik inleyleri kenar uyumları açısından inceledikleri çalışmada, minimal invaziv MOD kavite preparasyonu ile konvansiyonel MOD kavite preparasyonu arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir¹⁵⁹. Rosentritt ve ark., seramik inleylerin kenar uyumunu ve mikrosızıntı miktarlarını inceledikleri *in vitro* çalışmada, meziyalde dentinde distalde ise minede sonlanan MOD kavite preparasyonu gerçekleştirmişlerdir¹⁶⁰. Bu çalışmada da aşırı madde kaybı gösteren dişler *in vitro* koşullarda taklit edilmek istendiği için Class II MOD kavite preparasyonu hazırlanması tercih edilmiştir.

Çekilmiş dişler, adeziv restorasyonların *in vitro* değerlendirilmesi için en uygun substrattır. Ancak anlamlı bir araştırma yapılabilmesi için yeterli sayıda diş elde edilmesi gerekir, bu da belirli bir zaman almaktadır. Diş çekimi sonrası dişler, uygun bir solüsyon içerisinde nemli ortamda saklanmalıdır. Saklama solüsyonları, dişlerin dehidrasyonunun yanı sıra çekilen dişler arasında çapraz kontaminasyonu önleme kapasitesine sahip olmalıdır¹⁶¹. Bu amaçla en sık kullanılan saklama solüsyonları deiyonize su, timol ve Hanks'in dengeli tuz çözeltisidir¹⁶². Godis ve ark., distile su, timol ile seyreltilmiş su, % 70 etanol, % 10 formalin ve timol ile fosfat tamponlu salin solüsyonunu dişler için uygun saklama solüsyonları olarak bildirmişlerdir¹⁶³. Tüm bu solüsyonlar bakteriyostatik etkiye sahiptir ve mikroorganizma sayısını azaltmak için bir sıcaklık düzenleyicisi olarak kullanılır¹⁶³. Bununla birlikte çalışmalar, bu maddeler ve dentin arasında iyon değişikliklerin meydana gelebileceğini ve dişlerin bağlanma kuvveti ve dentin geçirgenliği gibi fizikokimyasal özelliklerini doğrudan etkilediğini göstermektedir^{163,164,165}. Çalışmamızda çekilen dişler deney gerçekleştirilene kadar pH'sı 7 olarak ayarlanan %0,1'lik timol solüsyonunda ve oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir.

Diş ve restorasyon yüzeyi arasında oluşan kenar aralıkları, simantasyon esnasında diş yüzeyinin, preparasyon duvarları boyunca, bonding materyali veya rezin siman tarafından yeterli uygulanmamasından kaynaklanabilir. Ayrıca, termal veya mekanik olarak ortaya çıkan streslerin bir sonucu olarak da restorasyonun ömrü boyunca yeni marjinal boşluklar oluşabilir¹⁶⁶. Dental restoratif materyaller, sıcaklık ve pH dalgalanmalarının neden olduğu oral ortamda sürekli ve aşırı değişikliklere maruz kalırlar^{167,168}. Diş ile restorasyon materyali arasında termal gerilimler ile ortaya çıkan kenar boşlukları ve mikrosızıntının, restoratif materyal ile diş dokusunun termal genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluğun bir sonucu olduğu bildirilmiştir¹¹². Termal siklus uygulaması, bir restorasyonun ağız içindeki ömrü sırasında meydana gelebilecek mikrosızıntıyı simüle etmek için, *in vitro* mikrosızıntı testlerinden önce yaygın olarak kullanılmaktadır¹³¹.

Çalışmalarda termal siklus için 4°C ile 60°C arasında değişen farklı uygulamalar gerçekleştirilmiştir^{169,170,171}. ISO standartlarına (TR 11450) göre termal siklus düzeneğinin alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55 °C olarak ve siklus sayısı 500 olarak standardize edilmiştir¹³⁷. ADA'nın yayınladığı rehberde ise termal siklus testi için alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55 °C olarak fakat siklus sayısı 4.000 olarak tavsiye edilmiştir¹³⁸. Piwowarczyk ve ark., farklı simantasyon ajanlarının kuronlar altındaki mikrosızıntı ve kenar aralıklarını inceledikleri çalışmada restore edilen dişleri 5-55°C sıcaklık değerlerinde 5000 kez termal siklusa tabi tutmuşlardır¹⁷². Federlin ve ark., parsiyel seramik kuronların marjinal uyumları ve kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olacak şekilde 5000 kez termal siklus uygulaması gerçekleştirmişler¹⁷³. Schenke ve ark., dentini kaplayan parsiyel seramik kuronların marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmada termal siklus alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olacak şekilde 5000 kez termal siklusa tabi tutmuşlardır¹⁷⁴. Bu çalışmada da benzer literatürlerdeki gibi termal siklus ile yaşlandırma alt ve üst sıcaklık değerleri 5-55°C olacak şekilde 5000 kez gerçekleştirilmiştir.

Dişin ölçüsünün en doğru şekilde alınması, herhangi bir dental protezin üretimi için en önemli aşamalardan biridir^{175,176}. Bu aşamadaki yanlışlıklar, restorasyonun üretiminin ileriki aşamalarında birçok hataya yol açabilir^{177,178}. Elastomerik malzemelerden yapılan geleneksel ölçüler, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ölçü materyalinin deformasyonu, dezenfeksiyon prosedürleri, teknik

hatalar ve dental laboratuvara transfer esnasında ortaya çıkabilecek hasarlar, hekimin bilgi ve beceri düzeyi gibi birçok faktör, geleneksel ölçülerde hatalara sebebiyet verebilir^{176,179}. Teknolojideki son gelişmeler, ölçü ve kuron üretim prosedürlerini önemli ölçüde değiştirmiştir. Dijital ölçü sistemlerinin dental klinik uygulamalara dahil edilmesi ile daha uyumlu restorasyonlar üretilebildiği öne sürülmektedir^{35,180,181}.

Cerec sistemlerinde Bluecam, ölçü alınacak dişin pudra ile kaplanmasının ardından birkaç görüntüyü birleştirerek üç boyutlu model görüntüsü elde eden bir kamera sistemidir¹⁸². Cerec Omnicam kamera sisteminde ise optik toza ihtiyaç duyulmadan ve kesintisiz görüntü alınarak dişin üç boyutlu dijital ölçüsünün alınmasına imkan vermektedir⁴⁶. Omnicam dişe çok yakın mesafede kullanılabilir ve kesintisiz görüntü alınarak dişin üç boyutlu modelinin oluşturulmasına imkan vermektedir^{30,47}. Bununla birlikte, *in vivo* ortamda, optik toz kullanılan yüzeylerin genellikle kamera veya yumuşak doku tarafından mekanik olarak bozulduğu bildirilmektedir. Bunun sonucunda da taranan görüntüde artefaktlar ortaya çıkabilmektedir. Bu görüntü hatalarının çalışmaların sonuçlarını da etkileyebileceği bildirilmiştir¹⁸².

Papadiochou ve ark. yayınladıkları sistematik derlemede geleneksel ölçü materyalleri ile hazırlanan dental restorasyonlar ile CAD/CAM sistemleri ile üretilenler arasında marjinal uyumsuzluk değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir¹⁸³. Chochlidakis ve ark. yaptıkları çalışmada da, dijital ölçü tekniği ile üretilen dental restorasyonlar ve geleneksel ölçü materyalleri ile üretilenler karşılaştırılmış, iki grup arasında istatistiksel olarak benzer marjinal uyumsuzluk değerleri bildirilmiştir¹⁷⁹. Hasanzade ve ark., yayınladıkları sistematik derleme ve meta-analizde *in vitro* çalışmalarda marjinal adaptasyon açısından dijital ölçünün geleneksel yöntemle göre daha üstün adaptasyon gösterdiğini; ancak, klinik çalışma sonuçlarında iki ölçü tekniği arasında önemli bir farklılık göstermediği bildirilmiştir¹⁸⁴.

Bu çalışmada geleneksel kompozit sistemler direkt olarak uygulanmış olup geleneksel ölçü sistemleri kullanılmamıştır. İndirekt CAD/CAM uygulamalarında Omnicam ağız içi kamera ile optik toz olmadan dijital ölçü alınarak restorasyonlar üretilmiştir. Çalışmanın sonucunda, geleneksel kompozit rezin uygulamaları ve dijital ölçü ile üretilen restorasyonların marjinal uyumları arasında anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Başarılı bir diş restorasyonu dört özelliğe sahip olmalıdır: marjinal adaptasyon, biyouyumluluk, estetik ve mekanik güç¹⁸⁵. Marjinal uyumsuzluk varlığında plak birikimi artar, mikrofloranın dağılımı değişir ve daha yüksek çürük riski ortaya çıkar⁸. Mevcut bilimsel kanıtlar göz önüne alındığında, klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralık konusunda bir fikir birliği yoktur ve rapor edilen değerler 50-200 µm arasında değişmektedir^{64,78}. Marjinal uyumsuzlukta artış, yapılan restorasyonun kırılma direncinin düşmesine sebep olur^{59,186}.

Restorasyonun diş adezyonundaki başarısızlığı, marjinal lekelenmeye, olumsuz pulpa tepkisine, postoperatif duyarlılığa ve tekrarlayan çürüklere sebep olabilir¹⁰. Kenar aralığında boşlukların oluşması ile dentin sıvısının akışına, marjinal bütünlüğün bozulması ile mikrosızıntı ve bakteri infüzyonuna, ve restorasyon üzerindeki fonksiyonel yük sırasında pulpa duyarlılığına neden olabilir⁹. Diş ile restorasyon arasındaki mikrosızıntının azaltılması, büyük Sınıf II MOD restorasyonlar için büyük önem taşımaktadır¹⁰³.

Dental restorasyonlarının kenar uyumlarının incelenmesinde birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Literatürde tercih edilen deney prosedürleri ve karşılaştırılan restoratif sistemler farklılık göstermektedir. Nawafleh ve ark., yayınladıkları derlemede, kullanılan yöntemler ile ilgili fikir birliğinin eksik olduğu belirtmişlerdir⁶⁰. Bu yöntemler arasında en yaygın kullanılan direkt yöntemdir⁶⁰. Bu yöntemde kesit ya da ölçü alınmasına ihtiyaç duyulmadığı için, deneylerin daha kısa sürede ve daha ucuza gerçekleştirilebileceği ve de hata olasılığının azaltılacağı bildirilmektedir. Direkt yöntem, marjinal aralığın yüksek güçlü mikroskop altında doğrudan incelenmesini gerektirdiğinden, yalnızca in vitro olarak kullanılabilir⁶⁰.

Schmalz ve ark., Sınıf II seramik inleylerin kenar uyumunu inceledikleri çalışmada, kenar aralığını değerlendirmek için, SEM ile yapılan görüntülemenin ışık mikroskobundan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada, Sınıf II inleylerde marjinal uyumun incelenmesinde SEM analizinin boya penetrasyon yöntemi ile bir arada uygulanmasını önerilmiştir⁶⁷. Nawafleh ve ark. da, iki ölçüm yöntemini bir arada kullanmanın sonuçları doğrulamak için yararlı olabileceği belirtmişlerdir⁶⁰. Groten ve ark., direkt ve indirekt tekniğin doğruluğu arasında anlamlı bir fark olmadığını, ancak yine de karmaşık kenar morfolojileri olan dişlerde SEM ile yapılan görüntülemelerde ışık mikroskobundan gerçeğe daha yakın gözlemler yapılabildiğini belirtmişlerdir⁶⁸.

Ölçü replika tekniğinde, restorasyonun bitiş çizgilerini belirlemede güçlük ve ölçüde yırtılma gibi kısıtlamalar ortaya çıkabilmektedir¹⁸⁷. Laurent ve ark., uygun silikon kullanılırsa, siman aralığının kopyalanabileceğini ve konumdan bağımsız olarak marjinal aralığının kalınlığının ölçülebileceğini bildirmişlerdir¹⁸⁸. Rahme ve ark., marjinal boşluğunun ölçülmesinde silikon replika tekniği ile kesit alma tekniği arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir¹⁸⁹. Kesit alma yöntemi, dikey ve yatay aralıklardaki siman kalınlığının ve marjinal boşluğun doğrudan ölçülmesine izin vererek, restorasyon ile dişin arasındaki marjinal boşluğun kesintisiz görüntüsünün elde edilmesine olanak verir⁷⁶. Bununla birlikte, bu yöntem, farklı üretim aşamalarından önce ve sonra aynı örnek üzerinde karşılaştırılmasına izin vermez ve ölçümlerin sayısı, kesit düzlemiyle sınırlıdır, bu da restorasyonun tümünü temsil etmeyebilir⁷⁷.

Akbar ve ark., CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan kompozit restorasyonların farklı bitim çizgilerinin kenar uyumuna etkisini inceledikleri çalışmada SEM ile inceleme yaparak kesit almadan uygulamayı tercih etmişlerdir⁸⁰. Tekçe ve ark., sınıf II kaviteli dişlerde farklı bulk fill kompozit materyallerin kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında SEM altında kesit almadan görüntü olarak inceme yapmışlardır¹⁹⁰.

Bu çalışmada dört farklı restoratif materyalin kenar uyumlarının değerlendirilmesinde direkt teknik ile restorasyonlar dişe simante edildikten sonra SEM cihazında görüntü olarak özel bir yazılım programını ile kenar aralıklarındaki marjinal uyumsuzlukların ölçülmesi tercih edilmiştir.

Literatürde restorasyonların kenarlarından yapılan ölçüm noktalarının sayısı farklılık göstermektedir. Reich ve ark., CAD/CAM ile üretilen tam seramiklerin kenar uyumlarını SEM ile inceledikleri çalışmalarında her örnek için 11 noktadan ölçüm yapmayı tercih etmişlerdir¹⁹¹. Kalla ve ark., sınıf II distooklüzal kaviteli dişleri CAD/CAM ile hazırlanan seramik inleyler ile restore etmiş ve de SEM ile 12 noktadan inceleme yapmışlardır¹⁹². Sağlam ve ark., 5 farklı restoratif materyalin marjinal uyumlarını SEM ile inceledikleri çalışmada, her örnekten 20 nokta üzerinden görüntü olarak gerçekleştirmişlerdir¹⁹³. Literatürde kenar aralığı ölçüm noktalarının sayısı hakkında kesin bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bu çalışmada restorasyonun farklı bölgelerinden her örnek üzerinde 12 adet noktadan ölçüm yapılması tercih edilmiştir.

Mikrosızıntı deneylerinin amacı restorasyonun diş adezyon kabiliyeti hakkında bilgi edinmektir. Çekilmiş insan dişleri üzerinde gerçekleştirildiği ve klinik protokoller uygulandığı için *in vitro* mikrosızıntı deneylerinin sonuçları klinik gerçekliğe yakın kabul edilmektedir¹⁰³. Başarılı bir adezyon ile daha az mikrosızıntı ve daha uzun süreli restorasyon stabilitesi sağlanması sebebi ile, diş dokusuna daha iyi bağlantı sağlayacak restoratif materyaller üretmek için çaba gösterilmektedir¹¹. Adeziv diş hekimliğinin esas hedefinin mikrosızıntıya dirençli restoratif materyaller ve kavite duvarları arasında yakın adaptasyonu sağlamak olduğu bildirilmiştir⁹.

Dental restoratif materyallerin mikrosızıntı açısından incelenmesinde birçok farklı yöntem kullanılabilmektedir⁸⁶. Bu yöntemler; boya penetrasyonu, basınçlı hava kullanımı, bakteriyel sızıntı yöntemi, kimyasal ajanların kullanılması, elektrokimyasal yöntem, radyoizotop yöntemi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ve nötron aktivasyon analizidir⁸⁶. Literatürde en sık kullanılan yöntemin boya penetrasyon yöntemi olduğu görülmektedir^{86,103,173,194}. Bu yöntem kolay ve ucuz bir uygulama olduğu için en sık tercih edilen yöntemlerden biri olmuştur⁸⁶.

Federlin ve ark., parsiyel seramik kuronların marjinal uyum ve mikrosızıntı açısından karşılaştırıldıkları çalışmalarında %0.5'lik bazik fuksin ile boya penetrasyon yöntemini tercih etmişlerdir¹⁷³. Bağış ve ark., sınıf II MOD restorasyonlarında kullanılan farklı kompozit materyallerinin ve tabakalama tekniklerinin mikrosızıntı açısından inceledikleri çalışmada %0.5'lik bazik fuksin ile boya penetrasyon testini uygulamışlardır¹⁰³. Rossetti ve ark., propilen glikol içinde %1'lik acid red 52 solüsyonu ile boya penetrasyon testlerini gerçekleştirmişlerdir¹⁹⁴.

Rosentritt ve ark., mikrosızıntı testlerinin teknik hassasiyet gerektirdiğini ve dentin geçirgenliği, restoratif materyalin türü veya diş dokusu gibi farklı faktörlerden etkilenebildiğini belirtmişlerdir¹⁶⁰. Bu sebeple mikrosızıntı testlerinin SEM değerlendirmeleri ile kombine kullanımı tavsiye etmişlerdir¹⁶⁰. Bu çalışmada mikrosızıntı deneyleri, örneklerin %0.5'lik bazik fuksin solüsyonu içerisinde 24 saat bekletilmesinin ardından kesit alınarak gerçekleştirilmiştir.

Geleneksel sistemler ile CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonları marjinal uyum açısından karşılaştıran birçok çalışma gerçekleştirilmiştir¹⁸³. Kullanılan restoratif materyal türünün CAD/CAM restorasyonlarının marjinal adaptasyonunu etkilediği bildirilmektedir¹⁸³. Boitelle ve ark., yüksek kaliteli restorasyonların üretimi

için, güvenilir bir CAD/CAM sisteminin, farklı restoratif materyalleri uygun şekilde işleyebilmesi gerektiğini bildirmişlerdir¹⁹⁵.

Klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk değerleri konusunda literatürde fikir birliği yoktur¹⁹³. Geçmiş çalışmalarda 120 µm'den daha küçük değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilirken, bazı araştırmacılar 100-150 µm arasındaki değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu öne sürmüşlerdir^{64,196,197}. ADA, simante edilen dental restoranlarda kabul edilebilir marjinal boşluğun 25-40µm arasında olması gerektiğini bildirmektedir¹⁹⁸. CAD/CAM ile üretilen restorasyonlarda, bu değerler aralığında üretim yapma hedeflenmektedir. Boitelle ve ark. yaptıkları sistematik derlemede, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen dental restorasyonlarda 80 µm'den daha düşük marjinal boşluk değerlerinin sağlanacağını bildirmişlerdir¹⁹⁵.

Sturdevant ve ark., MOD kaviteli inleylerin CEREC 1 ve CEREC 2 yazılımları ile üretildiği çalışmalarında iki yazılım arasındaki marjinal aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. CEREC 1 yazılımında proksimal kenarlarda ortalama 105 µm oklüzal kenarlarda ortalama 89 µm olan kenar aralıkları, CEREC 2 yazılımında proksimal kenarlarda ortalama 97 µm oklüzal kenarlarda ise ortalama 59 µm olarak bildirilmiştir¹⁹⁹. Akbar ve ark. CEREC 3 yazılımını kullandıkları çalışmalarında ürettikleri kuronların ortalama kenar aralığı değerlerini 46 ve 64,9 µm olarak bildirmişlerdir⁸⁰. Nakamura ve ark., CEREC 3 yazılımı ile üretilen CAD/CAM kuronlarının ortalama kenar aralığı değerlerini 53-108 µm arasında tespit etmişlerdir²⁰⁰. Bu tez çalışmasında CEREC yazılımlarının en güncel versiyonu olan CEREC 5 ile tasarım ve üretim yapılmıştır. Güncel yazılımların kenar uyumu başarısını arttırdığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada malzeme veya teknikten bağımsız olarak elde edilen kenar aralıklarındaki ortalama marjinal boşluk değerleri 16,92±14,27µm ile 68,97±41,15 µm arasında değişkenlik göstermiştir. Bu nedenle bu çalışmada tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk değerlerinin elde edildiği belirtilebilir.

Aggarwal ve ark., indirekt kompozit restorasyonların direkt kompozitlere göre daha iyi bir marjinal adaptasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeni olarak da indirekt restorasyonlarda ortaya çıkacak polimerizasyon büzülmesinin azalmasını göstermişlerdir. Direkt kompozitlerde, dentin dokusu ile rezin materyal arasındaki arayüz, marjinal boşluk oluşumuna yol açan polimerizasyon büzülmesinden dolayı

bloklarda daha Cerasmart grubuna göre bu tez çalışmasına göre daha başarılı kenar uyumu elde edildiği gözlenmiştir²⁰².

Schlenz ve ark., CAD/CAM kompozit bloklarının ışıkla sertleşen ve kimyasal sertleşen materyallerle simantasyonları sonucunda oluşan mikrosızıntı miktarlarının inceledikleri çalışmada Brilliant Crios ve Cerasmart bloklarını kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda kimyasal sertleşen siman ajanlarının kullanımında mikrosızıntı miktarlarının anlamlı olarak arttığı görülmüştür. Sonuçlar, CAD/CAM kompozitlerinin simantasyonu için kendi siman ajanlarının kullanımının sızdırmazlık yeteneği üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu açıkça göstermektedir. Schlenz ve ark., CAD/CAM kompozit blokların simantasyonu için, üreticinin kullanım talimatlarına uyulmasını önermişlerdir²⁰³. Bu tez çalışmasında da Brilliant Crios ve Cerasmart CAD/CAM blok materyalleri kullanılmış olup, blokların her biri firma önerileri doğrultusunda kendi siman ajanı ile simante edilmiştir.

Taha ve ark., CAD/CAM ile hazırlanan endokuronların marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmalarında zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Celtra Duo blok ile rezin nanoseramik Cerasmart blokları karşılaştırmışlardır. Simantasyon öncesi Celtra Duo için $45,8 \pm 16,6 \mu\text{m}$ ve Cerasmart için $39,4 \pm 17,8 \mu\text{m}$ olan kenar aralığı değerleri simantasyon ve sonrası sırasıyla $73,1 \pm 17,1 \mu\text{m}$ ve $75,3 \pm 16,7 \mu\text{m}$ olarak kaydedilmiştir. Hem simantasyon öncesi hem de simantasyon sonrası yapılan kenar aralığı ölçümlerinde iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı ve elde edilen değerlerin kabul edilebilir değerler altında olduğu görülmüştür²⁰⁴. Bu tez çalışmasında elde edilen kenar aralığı daha düşük olup iki grup arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

El-Damanhoury ve ark., üç farklı CAD/CAM blok materyalini mikrosızıntı açısından inceledikleri çalışmalarında feldspatik porselen, lityum disilikat ve rezin nanoseramik blokları kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda rezin nanoseramik blokların kırılma dirençleri lityum disilikat bloklara göre daha yüksek çıkarken daha fazla mikrosızıntı gösterdikleri gözlenmiştir²⁰⁵. Bu tez çalışmasında rezin nanoseramik blokların mikrosızıntısının zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat bloklara göre daha düşük olduğu görülmektedir. İki çalışmada kullanılan blok materyalleri birbirinden farklılık göstermektedir ve aksi sonuçların bundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

SONUÇLAR

Bu in vitro tez çalışmasının sınırları kapsamında aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır:

- 1- Ortalama kenar aralığı değerleri Cerasmart blokları için $29,63 \pm 33,90 \mu\text{m}$, Brilliant Crios blokları için $69,97 \pm 41,15 \mu\text{m}$, Celtra Duo blokları için $33,36 \pm 43,86 \mu\text{m}$, Essentia direkt kompoziti için $16,92 \pm 14,27 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Brilliant Crios grubunda kenar aralığı diğer gruplara göre anlamlı olarak daha yüksektir ancak bu değerlerin hepsinin literatüre göre kabul edilebilir değerlerin ($100-120 \mu\text{m}$) altındadır.
- 2- Ölçüm noktalarında devamlı marjin görülen noktaların yüzdesi gruplar arasında karşılaştırıldığında Cerasmart bloklarda devamlı marjin başarısının diğer gruplara göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Buna ek olarak Brilliant bloklarında devamlı marjin görülme oranı Essentia grubuna göre daha yüksektir. Celtra Duo ile Brilliant ve Essentia grupları arasında yüzde olarak devamlı marjinler bakımından anlamlı fark yoktur.
- 3- Mikrosızıntı skorlarının ortalaması incelendiğinde Cerasmart bloklarının mikrosızıntı değeri Brilliant, Celtra Duo ve Essentia gruplarına göre daha düşük bulunmuştur. Brilliant, Celtra Duo ve Essentia grupları arasında mikrosızıntı bakımından anlamlı fark yoktur.
- 4- Mikrosızıntı göstermeyen 0 skor alan örneklerin yüzdesinin Cerasmart bloklarda diğer materyallere göre anlamlı olarak yüksek olduğu görülmüştür.
- 5- Rezin nanoseramik Cerasmart blok, indirekt kompozit Brilliant Crios blok, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat Celtra Duo blok ve direkt kompozit rezin Essentia'ya göre marjin devamlılığı ve mikrosızıntı değerleri açısından daha başarılı sonuç vermiştir. Devamlı marjin yüzdelerinin mikrosızıntı değerlerini desteklediği görülmüştür.
- 6- Mevcut literatürlerde aynı materyallerin karşılaştırıldığı başka bir çalışmanın bulunmadığı gözlenmiştir. Güncel restoratif materyaller ile ilgili daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. King NM, Shaw L, Murray JJ. Caries susceptibility of permanent first and second molars in children aged 5-15 years. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1980;8(3):151-158. <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0528.1980.tb01278.x>
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53.
3. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 2008;139:761-3.
4. Bedi A, Michalakakis KX, Hirayama H, Stark PC. The effect of different investment techniques on the surface roughness and irregularities of gold palladium alloy castings. *J Prosthet Dent* 2008;99:282-6.
5. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004; 32: 109-115.
6. Stavridakis MM, Lutz F, Johnston WM, Krejci I. Linear displacement and force induced by polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Am J Dent.* 2003;16(6):431-438.
7. Roulet JF, Salchow B, Wald M. Margin analysis of posterior composites in vivo. *Dent Mater.* 1991 Jan;7(1):44-9.
8. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65:357-64.
9. Hannig M, Friedrichs C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent* 2001;26(1):3-11.
10. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH & Robinson SJ (1997) Current concepts on adhesion to dentin *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 8(3) 306-335.
11. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding – state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20(12):1151-8.
12. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry.* 2004 Sep-Oct;29(5):481-508.
13. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I. Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: Marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. *Clin Oral Investig.*

- 2007;11(1):35-43. doi:10.1007/s00784-006-0076-x
14. 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;7:96-104.
 15. El-Mowafy O. Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations - A case report. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 2000;66(6):302-307.
 16. Terry, DA and Touati B. Clinical Considerations for a Esthetic Laboratory-Fabricated Inlay/Onlay Restorations. *Pr Proced Aesthet Dent*. 2001;13(1):51-58.
 17. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*. 2002 Sep-Oct;24(5):448-55. PMID: 12412959.
 18. Karaarslan E, Bulucu B, Ertas E. Clinical evaluation of direct composite restorations and inlays: Results at 12 months. *J Restor Dent*. 2014;2(2):70. doi:10.4103/2321-4619.136632
 19. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res*, 2008;87 (8), 710-719.
 20. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23(Suppl 1):18-24.
 21. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:495-503.
 22. Howard NY. Advanced use of an esthetic indirect posterior resin system. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18:1044-6.
 23. 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.
 24. Sasaki N, Okuda K, Kato T, Kakishima H, Okuma H, Abe K, et al. Salivary bisphenol-A levels detected by ELISA after restoration with composite resin. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16:297-300.
 25. 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. doi:10.4012/dmj.28.44
 26. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet*

- Dent 2016; 116(4): 551.
27. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2012;107(1), 34–46.
 28. Duret F, Preston JD. CAD CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1(2):150-154.
 29. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside Computer Aided Direct Ceramic Inlays. *Quintessence Int* 1989;20:329-339.
 30. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55(3):559-570.
 31. Ueda Y, Yamaguchi T. History of and current situation regarding dental CAD/CAM systems and future perspectives. *北海道歯学雑誌*. 2017; 38(Special issue), 104-110.
 32. WH, Mormann. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7S-13S.
 33. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008; 204, 505–511.
 34. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2008; 22(1), 530-535.
 35. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:97-106.
 36. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc* (1939) 2005; 136(3): 343-6.
 37. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017; 31(suppl 1): e58.
 38. Birnbaum N AH, Stevens C. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dent* 2009; 5(4).
 39. Tokgöz Çetindağ M, Meşe A. Diş Hekimliğinde Kullanılan Cad/Cam Bilgisayar Destekli Tasarım Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri Ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. Published online 2016:524-524.

40. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* (Jamesburg, NJ :1995). 2007; 28(8): 422-4, 6-8, 30-1.
41. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* (Berlin, Germany :1985) 2015; 46(1): 9-17.
42. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *J Oral Implant* 2014; 40(6): 758-66.
43. Irfan UB, Aslam K, Nadim R. A review on cad cam in dentistry. *J Pak Dent Assoc* 2015; 24(3):112116.
44. Mantri S, Bhasin S. CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Ann Essences Dent* 2010; II(3): 123-8.
45. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Diş Hekimliğinde Uygulanan Cad/Cam Yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;18(1):25-32.
46. Wiedhahn K, Schenk O, Fritzsche G. Cerec Omnicam - Intraoralscan 2.0. *Int J Comput Dent.* 2012;15(3):199-205.
47. Kurz M, Attin T, Mehl A. "Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system." *Clinical oral investigations* 19.8. 2015;2035-2043.
48. Fassbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9).
49. Fassbinder DJ. Material Matters: A Review of Chairside CAD/CAM Restorative Materials. *J Cosmet Dent.* 2018;34(3):64-74.
50. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin strengthening of dental ceramics—the impact of surface texture and silane. *J. Dent.* 2007 May;35(5):416-24.
51. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int.* 2008 Jul-Aug;39(7):573-9.
52. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent.* 2013;26(5):255-259.
53. Atabek D, Sillelioglu H, Olmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent* 2010;35:362-9.

54. Kılınç H, Turgut S, Aydoğan Ayaz E, Bağış B. Güncel Nanoseramik Ve Hibrit Cad/Cam Materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2018;(November 2019):592-598. doi:10.17567/ataunidfd.474131
55. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015 Oct;114(4):587-93.
56. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004 Jun;20(5):449-56.
57. Rosenstiel SF, Martin FL, Fujimoto J: Contemporary Fixed Prosthodontics (ed 4). St. Louis, Mosby, 2006.
58. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000;84:492-498.
59. Tuntiprawon M, Wilson T: The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40:17-21.
60. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *J Prosthodont.* 2013;22(5):419-428. doi:10.1111/jopr.12006
61. American Dental Association: ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. In: Guide to Dental Materials and Devices (ed 5). Chicago, American Dental Association, 1970-1971.
62. Holden JE, Goldstien G, Hittelman EL, et al: Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009;18:645-648.
63. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R: The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1: 197-199.
64. McLean JW, von Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131: 107-111.
65. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, et al: Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 2009;117:319-325.
66. Pera P, Gilodi S, Bassi F, et al: In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994;72:585-590.
67. Schmalz G, Federlin M, Reich E: Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *Int J Prosthodont*

- 1995;11:333-339.
68. Groten M, Girthofer S, Probst L: Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24:871-881.
 69. Petteno D, Schierano G, Bassi F, et al: Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000;13:405-408.
 70. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, et al: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-484.
 71. May KB, Russell MM, Razzoog ME, et al: Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80: 394-404.
 72. Keleş MA, Metiner C, Türker ŞB. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon. *Eur J Res Dent*. 2019;1(3):35-43. doi:10.35333/erd.2019.12
 73. Anusavice KJ. Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement. Quintessence publishing Co. Inc., Chicago, 1989.
 74. Thordrup M, Isidor F, Hörsned-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays:an in vitro study. *J Dent* 1994; 22:147-53.
 75. Good M, Mitchell C, Pintado M, et al: Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* 2009;37:65-75.
 76. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, et al: Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26:820-826.
 77. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ: Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996;17:1891-1895.
 78. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH: Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001;85:575-584.
 79. Balkaya MC, Cinar A, Pamul S: Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005;93:346-355.
 80. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont*. 2006;15(3):155-163. doi:10.1111/j.1532-

849X.2006.00095.x

81. Hickel R, Peschke A, Tyas M, et al. FDI world dental federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations update and clinical examples. *J Adhes Dent*. 2010;12(4):259-25972. doi:10.3290/j.jad.a19262
82. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J*, 1976; 16: 305-310.
83. Troubridge HO, Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent* 1987; 12(4): 164-172.
84. Goldman M, DeVitre R, Tenca J. Cement distribution and bond strength in cemented posts. *J Dent Res* 1992; 63: 1392-1395.
85. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endodont* 1995; 21(1): 9-12.
86. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent*. 1992;20(1):3-10. doi:10.1016/0300-5712(92)90002-T
87. Erdemir U, Yaman BC. Dis Hekimliğinde Mikrosizinti Ve Mikrosizinti AraştırmaYöntemleri. *J İstanbul Univ Fac Dent*. 2011;45(1):25-35. doi:10.17096/jiufd.63470
88. Heinrich R, Kunzel W. Diagnosis and treatment of carious dentine. *J Int Assoc Dent Child*, 1986; 17: 5-8.
89. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc*. 1989;3(1):147-159.
90. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent*, 1992; 20: 55-58.
91. Ayyildiz S, Uyar A, Kodu M, Tarihi K, Mikros ZET, Kelimeler A. Dis Hekimliğinde Mikrosizinti Ve İnceleme Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2009;2009(3):219-226. doi:10.17567/dfd.46809
92. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, 1972; 84: 1349-1357.
93. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent*, 1985; 53: 50-53.
94. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 1997; 22: 173-185.
95. Deliverin PD, Chapman KA. Comparison and reliability of techniques for

- measuring leakage and marginal penetration. *Oral Surg*, 1982; 53 (4): 410-412.
96. Fayyad MA, Ball PC. Bacterial penetration around amalgam restorations. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 571-574.
 97. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent* 1994; 7(5): 293-295.
 98. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterail penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001; 34(7): 547-553.
 99. Usumez, A, Cobankara FK, Oztruk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 163-169.
 100. Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent* 2007; 98:270- 276.
 101. Douglas WH, Chen CJ, Craig RG. Improved neutron activation analysis of microleakge around a hydrophobic composite restoration. *J Dent Res* 1980; 59: 1507-1510.
 102. Heikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apikal microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniquesof root canal obturation. *J Endod* 2000; 26(3): 148-152.
 103. Bagis YH, Baltacioglu IH, Kahyaogullari S. Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide class II MOD cavities. *Oper Dent*. 2009;34(5):578-585. doi:10.2341/08-073-LR
 104. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. *Quintessence Publ Company*. 1997;194.
 105. Özgüneş GA. Farklı CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Kuron Protezlerinde Kenar Uyumunun İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2008.
 106. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi, 2000, 85-91.
 107. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*, 1990; 69: 913-914.
 108. Awliya WY, El-Shan AM. Leakage pathway of class V cavities restored with different flowable resin composite restorations. *Oper Dent* 2008; 33(1): 31-36.

109. Boaro LCC, Gonçalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010; 26(12): 1144-1152.
110. Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC J Dent Child*, 2001; 68: 161-167.
111. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as “filled adhesives”: literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 1999; 30: 249-257.
112. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 1996; 75: 871-878.
113. Applequist EA, Meiers JC. Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations. *Quintessence Int*, 1996; 27: 253-258.
114. Murchison DF, Chan DC, Cooley RL. Direct Anterior Restorations. In: *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing, 2001: p. 236-238.
115. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible light cured composites. *Oper Dent* 2000; 25: 98-103.
116. Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004; 29(2):150-156.
117. Estafan D, Agosta C. Eliminating microleakage from the composite resin system. *Gen Dent*, 2003; 51: 506-509.
118. Moreira da Silva E, Dos Santos GO, Guimaraes JGA, Barcellos AAL, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent* 2007; 32(4): 356-362.
119. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemicalcured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*, 1998; 14: 106-111.
120. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry: A*

- Contemporary Approach. London: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1996.
121. Trushkowsky RD. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials. Aschheim KW, Dale BG, Eds. 2nd Ed., USA: Mosby, 2001: p. 69-94.
 122. Balkenhol M, Huang J, Wöstmann B, Hanning M. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of class V restorations. *J Dent* 2007; 35: 836-844.
 123. Bayne SC. Dental biomaterials: Where are we and where are we going?. *J Dent Educ* 2005; 69(5): 571-583.
 124. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and Dentin Adhesion. In: Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds. 2nd Ed., Singapore: Quintessence Publishing, 2001: p. 18.
 125. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res*, 1999; 78: 1469- 1476.
 126. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent*, 2001; 14: 145-147.
 127. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of pulse-delay curing on in vitro wall-to-wall contraction of composite in dentin cavity preparations. *Am J Dent*, 2001; 14: 295-296.
 128. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 8th ed, Blackwell Science Ltd., Malden, USA, 1998.
 129. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive Metal Free Restorations. Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth, Quintessence publishing Co.Inc., Chicago, 1997.
 130. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*.
 131. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2): 168-174.
 132. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J*, 1994; 44: 19-26.

133. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
134. Peterson EA, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. J Am Dent Assoc, 1966; 73: 1324-1336.
135. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater, 1992; 8: 181-184.
136. Karadag S. Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri Ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak.* 2005;2005(2):80-88. doi:10.17567/dfd.13119
137. Eroğlu E, Baydır A. Diş hekimliğinde termal siklus uygulamaları. Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi 2010; 11(1-2): 54-63.
138. American Dental Association acceptance program guidelines: dentin and enamel adhesives. Chicago: Am Dent Assoc 2001;1-9. 19.
139. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations. Oper Dent 2001; 26: 603-608.
140. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. Int Endod J 1998; 3 1(2): 90- 9.
141. Arisu HD, Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. Oper Dent 2008; 33(2): 135-141.
142. Munksgaard E. C., Itoh K. and Jorgensen K. D. (1985) Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling. J. Dent. Res. 64, 144-146.
143. Liberman R, Ben-Amar A, Frayberg E, Abramovitz I, Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRIVI and calcium sulfate-based temporary fillings. J Endod 2001; 27(12): 724-9.
144. Mitsui FH, Bedran-de-Castro AK, Ritter AV, Cardoso PE, Pimenta LA. Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. J Adhes Dent. 2003; 5(3): 209-16.
145. Hargreaves JA, Chester CG. Clinical trial among Scottish children of an anti-caries dentifrice containing 2 percent sodium monofluorophosphate. Community

- Dent Oral Epidemiol. 1973;1(2):47-57.
146. Lewis DW, Hargreaves JA. Epidemiology of dental caries in the premolar and second molar teeth of Scottish children in relation to pits and fissures. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1977 Jan;5(1):46-54.
 147. Dirks OB. Posteruptive Changes in Dental Enamel. *Journal of Dental Research.* 1966;45(3):503-511.
 148. Yavuz I, Baydaş B, İkbāl A, Dağsuyu İM, Ceylan İ. Effects of early loss of permanent first molars on the development of third molars. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(5):634-638. doi:10.1016/j.ajodo.2005.02.026
 149. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993; 24: 641-658.
 150. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):9-20.
 151. Vigolo P, Fonzi F: An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures generated with three different CAD/CAM systems before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008;17:621-62.
 152. Beuer F, Richter J, Gernet W: Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 2009;40:243-250.
 153. Pashley DH. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent.* 1991.
 154. Arslan S, Ülker M, Er Ö. Farklı Adeziv Sistemlerle Restore edilen Sınıf II Slot Preparasyonlardaki Mikrosızıntının Gelişiminde Farklı Işık Cihazlarının Etkisinin Değerlendirilmesi Effect of Different Light Devices on Microleakage of Class II Slot Preparation Restored with Diffe. Published online 2008:38-48.
 155. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *J Dent.* 2005;33(6):499-507. doi:10.1016/j.jdent.2004.11.009
 156. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ, Krejci I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology.* 2016;104(2):220-232. <http://dx.doi.org/10.1007/s10266-015-0202-9>

157. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):459-464. doi:10.1016/j.prosdent.2003.08.005
158. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*. 2011;20(7):535-540. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00745.x
159. Zaruba M, Kasper R, Kazama R, et al. Marginal adaptation of ceramic and composite inlays in minimally invasive mod cavities. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):579-587. doi:10.1007/s00784-013-0988-1
160. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater*. 2004;20(5):463-469. doi:10.1016/j.dental.2003.05.004
161. Tosun G, Sener Y, Sengun A. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J*. 2007;26(1):116-121. doi:10.4012/dmj.26.116
162. Habelitz S, Marshall GW Jr, Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. *J Biomech*. 2002 Jul;35(7):995-8.
163. Goodi HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental Materials*, 1993;9,79–84.
164. Goodis HE, Marshall GW, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Archives of Oral Biology*, 1991;36, 561–566.
165. Camps J, Baudry X, Bordes V, Dejoux J, Pignoly C, Ladeque P. Influence of tooth cryopreservation and storage time on microleakage. *Dental Materials*, 1996;12, 121–126.
166. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer Class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *J Prosthet Dent* 2000;83: 194-203.
167. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent* 1994;22:247-51.
168. Joyston-Bechal A, Kidd E, Joyston-Bechal S. Essentials of dental caries: the

- disease and its management. 2nd ed. Oxford: Oxford University Press; 1998. p. 66-78.
169. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995;74:345-9.
 170. Dubois RJ, Kyriakakis P, Weiner S, Vaidyanathan TK. Effects of occlusal loading and thermocycling on the marginal gaps of light-polymerized and autopolymerized resin provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82: 161-6.
 171. Yap AUJ, Wee KEC, Teoh SH, Chew CL. Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives. *Oper Dent* 2001;26:349-56.
 172. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater*. 2005;21(5):445-453. doi:10.1016/j.dental.2004.07.009
 173. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Operative Dentistry*, 2007;32(3), 251-60.
 174. Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. *Oper Dent*. 2008;33(5):516-525. doi:10.2341/07-131
 175. Berrendero S, Salido M, Valverde A, Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 2016;20:2403-10.
 176. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Heydecke G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016;116: 328-335.
 177. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 2015;43:201-8.
 178. Vennerstrom M, Fakhary M, Von Steyern PV. The fit of crowns produced using digital impression systems. *Swed Dent J* 2014;38:101-10.

179. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016;116:184-90.
180. Miwa A, Kori H, Tsukiyama Y, et al. Fit of e.max Crowns Fabricated Using Conventional and CAD/CAM Technology: A Comparative Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016 Nov/Dec;29(6):602-607.
181. Richert R, Goujat A, Venet L, et al. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng* 2017;2017:1-9.
182. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*. 2016 Sep;20(7):1495-504.
183. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):545-551. doi:10.1016/j.prosdent.2017.07.001
184. Hasanzade M, Shirani M, Afrashtehfar KI, Naseri P, Alikhasi M. In Vivo and In Vitro Comparison of Internal and Marginal Fit of Digital and Conventional Impressions for Full-Coverage Fixed Restorations: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*. 2019;19(3):236-254. doi:10.1016/j.jebdp.2019.04.003
185. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-34.
186. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson SJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J* 1988;164:39-43.
187. 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;16:587-592.
188. Laurent M, Scheer P, Dejou J, et al: Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35:116-122.
189. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, et al: In vitro evaluation of “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:25-32.
190. Tekce N, Tuncer S, Demirci M, Ozel E, Aykor A. The effect of Er:YAG laser

- and bulk filled composite type on marginal adaptation of class II cavities: an SEM analysis study. *J Adhes Sci Technol*. 2018;32(15):1700-1710. <https://doi.org/10.1080/01694243.2018.1442283>
191. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent*. 2008;33(6):644-650. doi:10.2341/07-162
 192. Kalla B, Sirisha K, Mandava J. Marginal Adaptation of CAD-CAM Fabricated Ceramic Inlays: An in-Vitro Evaluation. *Int J Sci Res*. 2020;9(June):732-735. doi:10.21275/SR20611142527
 193. Sağlam G, Cengiz S, Karacaer Ö. Marginal adaptation and fracture strength of endocrowns manufactured with different restorative materials: SEM and mechanical evaluation. *Microsc Res Tech*. 2021;84(2):284-290. doi:10.1002/jemt.23586
 194. Rossetti PHO, Do Valle AL, De Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(1):64-69. doi:10.1590/S1678-77572008000100013
 195. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*. 2014;41(11):853-874. doi:10.1111/joor.12205
 196. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont*. 2015;24(4):291-295. doi:10.1111/jopr.12209
 197. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(3):426-435.
 198. American Dental Association. Guide to dental materials and devices. 5th ed. Chicago: American Dental Association; 1970. p. 87-8.
 199. Sturdevant JR, Bayne SC, Heymann HO. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent*. 1999;11(4):206-14.
 200. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):244-248. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12854786>

201. 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):587-592. doi:10.2341/07-152
202. Naffah N, Ounsi H, Ozcan M, Bassal H, Salameh Z. Evaluation of the adaptation and fracture resistance of three CAD-CAM resin ceramics: An in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2019;20(5):571-576. doi:10.5005/jp-journals-10024-2560
203. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*. 2019;23(2):511-517. doi:10.1007/s00784-018-2460-8
204. Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T. Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(4):319-328. doi:10.1111/jerd.12396
205. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three cad-cam blocks. *Oper Dent*. 2015;40(2):201-210. doi:10.2341/13-143-L

HAM VERİLER

FORMLAR

GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma yürütücüsü: Prof. Dr. Koray Gençay

Araştırma Adı: Aşırı madde kaybı gösteren sürekli azı dişlerinde CAD/CAM sistemlerin kompozit restorasyonlar ile in-vitro koşullarda karşılaştırmalı incelenmesi

Sizin İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı tarafından yürütülen bu çalışmaya katılmanızı arzu ediyoruz. Aşağıda bu çalışma ile ilgili bazı bilgiler bulacaksınız. Bu bilgiler sizin çalışmaya katılmanızın kolaylaştırılması ve öneminin anlaşılabilmesi için hazırlanmıştır.

Araştırmanın Amacı ve Önemi:

Çalışmamızın amacı 4 farklı restoratif materyal ile yapılan çalışmalar ile her bir materyalin yüzey pürüzlülüğü, mikrosızıntı miktarı, kenar uyumu özelliklerini ölçerek değerlendirilmektir. Ortaya çıkan sonuçlar klinik başarılar açısından ön bilgi edinebilmek için kullanılacaktır.

Neler Uygulanacak

Çekim kararı verilmiş sürekli büyük azı dişinin çekimi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş-Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilecektir.

Nasıl Uygulanacak

Sizden çekilmiş olan diş bir solüsyon içinde laboratuvara götürülecek ve çalışmalar burada devam edecektir. Uygulanacak deneyler sizden çekilen diş üzerinde gerçekleştirilecektir. Hiçbir hastadan özellikle çalışmada kullanılmak amacıyla diş çekimi yapılması durumu söz konusu değildir. Bu çalışmaya katılıp katılmamanız tamamen sizin kendi iradeniz ile vereceğiniz karara bağlıdır.

Potansiyel Risk ve Sorunlar

Araştırmada uzman diş hekimi tarafından çekim kararı verilmiş sürekli büyük azı dişleri çekim sonrasında hastanın izni alınarak kullanılacaktır. Bu nedenle çalışmada herhangi bir risk söz konusu değildir.

Katılımın Süresi

Uzman diş hekimi tarafından çekim kararı verilmiş sürekli büyük azı dişleri çekim sonrasında hastanın iznini takiben alınacaktır. Herhangi bir katılım süresi söz konusu değildir.

Hastaların olası yararları

Hastaların rutin işlemleri planlandığı gibi, çalışmamızdan bağımsız olarak devam edecektir.

Reddetme hakkı

Bu araştırmaya katılmayı reddetme hakkına sahipsiniz. Katılmak mecburiyetinde değilsiniz. Araştırmayı kabul etmemeniz durumunda veya herhangi bir nedenle çalışma programından çıkarılmanız veya çıkmanız halinde, hastalığı ile ilgili tedavisinde bir aksama olmayacaktır.

Çalışmadan Çıkmak

İstediğiniz takdirde başlangıçta çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. İstediğiniz takdirde önceden araştırmacıya haber vererek çalışma kapsamı dışında kalabileceğiniz gibi araştırmacı tarafından gerek görüldüğünde araştırma dışı da bırakılabiliyorsunuz. Çalışma kapsamı dışında kalmanız Diş Hekimliği Fakültesinin tedavi hizmetlerinden yararlanmanızı etkilemeyecektir.

Çalışmadan çekilmek

Gönüllü istediği anda araştırmacıya haber vererek çalışmadan çekilebilecek ya da araştırmacı tarafından gerek görüldüğünde araştırma dışı bırakılabilecektir.

Araştırmayı kabul etmemeniz durumunda

Araştırmayı kabul etmemeniz durumunda veya herhangi bir nedenle çalışma programından çıkarılmanız veya çıkmanız halinde, hastalığınızın tedavisinde bir aksama olmayacaktır.

Mali Sorumluluk

Katılımcı, araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmeyecektir. Ayrıca katılımcıya da bir ödeme yapılmayacaktır.

Gönüllüden alınacak numunelerin (serum vs.) yalnızca adı geçen çalışmada kullanılacağını belirtilmesi

Sizden alınacak diş veya dişler yalnızca adı geçen bu çalışmada kullanılacaktır.

Gizlilik

Bu konudaki tüm kayıtlar gizli tutulacaktır. Herhangi bir yayında isminiz geçmeyecektir.

KATILIMCININ BEYANI

Sayın Dok. Öğr. Dt. Simin Kocaaydın tarafından İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” (denek) olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılabileceğine inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dok. Öğr. Dt. Simin Kocaaydın'a 05379314188 no'lu telefondan ve Pedodonti Ana Bilim Dalı Çapa/İstanbul'dan arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir

düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

6. GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Araştırma ekibinde yer alan ve yetkin bir araştırmacının Adı-soyadı/ İmzası/ Tarih

Gerekliyse olur işlemine tanık olan kişinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Gerekliyse yasal temsilcisinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Gerekliyse yasal temsilcisinin

Adı-soyadı

İmzası

Tarih

Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

PATENT HAKKI İZİNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

AŞIRI MADDE KAYBI GÖSTEREN SÜREKLİ AZI DİŞLERİNDE
CAD/CAM SİSTEMLERİN KOMPOZİT RESTORASYONLAR İLE İN-
VİTRO KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRMALI İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	% 9	% 2	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 2
2	paperity.org İnternet Kaynağı	% 1
3	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
4	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
5	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to Ataturk Universitesi Öğrenci Ödevi	<% 1

docplayer.biz.tr

25. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul.
1. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi, Erzurum.
- International Association of Paediatric Dentistry Regional Meeting & 25th Congress of Turkish Society of Paediatric Dentistry. İstanbul.
- 26th Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, Santiago Chile.
23. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul.
22. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 2016
- İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 7. Uluslararası Bilimsel Kongresi 2014
- TDB Öğrenci Kolu 6. Ulusal Öğrenci Kongresi 2012

Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanmış Yayınlar

1. Birant, S, Koruyucu M, Ozcan H, Ilisulu C, Kasimoglu Y, Ustun N, **Kocaaydin S**, ... & Seymen F. Investigating the Level of Knowledge of the Community about Oral and Dental Health. European Journal of Dentistry, 2021;15(1), 145.
2. Kasimoglu Y, **Kocaaydin S**, Karsli E, Esen M, Bektas I, Ince G, Tuna EB. Robotic approach to the reduction of dental anxiety in children. Acta Odontologica Scandinavica, 2020;78(6), 474-480.

Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanmış Yayınlar

1. **Kocaaydin S**, Gençay K. “Mercury-free” Diş Hekimliği. TDB Dişhekimliğinde Klinik Dergisi Vol 2019; 10(10): 57-62.
2. Kasımoğlu Y, **Kocaaydin S**, Gençay K. Çocuklarda Kondil Kırıkları ve Tedavisi. Türkiye Klinikleri J Pediatr Dent-Special Topics 2017;3(1):85-8.
3. Gençay K, **Kocaaydin S**, Kasımoğlu Y. Ankiloz İkilemi: Başarı mı? Başarısızlık mı? Türkiye Klinikleri J Pediatr Dent-Special Topics 2017;3(1):80-4.
4. **Kocaaydin S**, Gençay K. Oklüzyon Yönetiminde Erken Diş Çekimleri. TDB Dişhekimliğinde Klinik Dergisi 2016; 2(2): 16-18.

Uluslararası Kongrelerde Özeti Basılmış Sunumlar

1. **Kocaaydin S**, Kasımoğlu Y, Çankaya AB, Gençay K. Treatment of an impacted central incisor associated with a supernumerary tooth. 25. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul. 4 – 7 Eylül 2019.

2. **Kocaaydın S**, Kasımoğlu Y, Gençay K. Avülse 3 Daimi Dişin Replantasyonu: Olgu Sunumu. 1. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi, Erzurum. 5-8 Mart 2018.
3. **Kocaaydın S**, İlisulu SC, Seymen F, Gençay K. A Novel Approach for Tooth Loss in Adolescents: Resin Bonded CAD/CAM Bridge. International Association of Paediatric Dentistry Regional Meeting & 25th Congress of Turkish Society of Paediatric Dentistry. İstanbul. 12-14 Ekim 2018.
4. **Kocaaydın S**, Kasımoğlu Y, Seymen F, Gençay K. Functional Rehabilitation of a Patient with Oligodontia. 26th Congress of the International Association of Paediatric Dentistry, Santiago Chile. 4-7 Ekim 2017.
5. **Kocaaydın S**, Kasımoğlu Y, Gençay K. Açık Apeksli Dişlerde Ekstrüzyon ve Kök Kırığının Yönetimi. 23. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. İstanbul. 21-24 Eylül 2017.
6. İnce EBT, Kasımoğlu Y, Yasemin M, Karşlı E, **Kocaaydın S**, İnce G. Management of Fear and Anxiety in Dentistry: A Robotic Approach. San Francisco, USA. 22-25 Mart 2017.
7. Tabakçılar D, Yılmaz DO, **Kocaaydın S**, Gençay K. Marfanoid Hypermobility Syndrome: 2 Cases. International Oral Research Association (Orad) 1. International Scientific Congress. Büyük Anadolu Oteli, Ankara, 18-20 Kasım 2016.
8. Yılmaz DO, Tabakçılar D, **Kocaaydın S**, Koruyucu M, Seymen F, Gençay K. Ektodermal Displazi: Olgu Raporu. 23. İZDO Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi. Tepekule Kongre Sergi Merkezi, İzmir. 18-20 Kasım 2016.
9. Yılmaz DÖ, Tabakçılar D, **Kocaaydın S**, Koruyucu M, Seymen F, Gençay K. Ektodermal Displazi Gözlenen Hastada Estetik ve Fonksiyonun Sağlanması: Olgu Sunumu. GREATIST Diş Hekimliği Kongresi. Grand Cevahir Kongre Merkezi, İstanbul, 28-30 Ekim 2016.
10. Kasımoğlu Y, **Kocaaydın S**, Gençay K. Soliter Median Maksiller Kesici Sendromu. TDB 22. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İzmir. 19-21 Mayıs 2016.
11. Yasemin M, Kasımoğlu Y, **Kocaaydın S**, Karşlı E, İnce EBT, İnce G. Reduction of Dental Anxiety and Pain in Children using Robots. Proceedings from the Ninth International Conference on Advances in Computer-Human Interaction, Venedik, 24-28 Nisan 2016.

12. Yasemin M, Kasımoğlu Y, **Kocaaydın S**, Karşlı E, İnce EBT, İnce G. Management of dental anxiety in children using robots," 2016 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), 2016, pp. 237-240.

Ulusal Kongrelerde Özeti Basılmış Sunumlar

1. Kasımoğlu Y, **Kocaaydın S**, Bayraklı M, Karşlı E, İnce EBT. Dental Anksiyetede Robotların Kullanımı. 24. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi, Antalya. 19-22 Ekim 2017.
2. Yılmaz DÖ, Tabakçılar D, **Kocaaydın S**, Koruyucu M, Seymen F, Gençay K. Sürekli Dişlerinde Anadonti Gözlenen Hastada Estetik Ve Fonksiyonun Sağlanması: Olgu Sunumu. 23. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi, Celestyal Nefeli, 24-28 Eylül 2016.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Kış sporları
Seramik sanatı