



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜNCEL RESTORATİF MATERYALLERİN DİJİTAL
RADYOGRAFİ SİSTEMİYLE RADYOOPASİTELERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Dt. Ayla YAYLACI

Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Tokat – 2020

T.C.
TOKAT GAZIOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

ADI SOYADI : Ayla YAYLACI
UZMANLIK TEZ SAVUNMA TARİHİ : 30/04/2020
TEZİN ADI : Güncel Restoratif Materyallerin Dijital Radyografi
Sistemiyle Radyoopasitelerinin Değerlendirilmesi.

Jüri Üyeleri

BAŞKAN : Prof. Dr. Ertan ERTAŞ
ÜYE : Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN
ÜYE : Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

İmza

.....
.....
.....

Bu uzmanlık tezi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 13/04/2020 tarih ve 10.01 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ataç ÇELİK
Dekan V.



ETİK SÖZLEŞME

T.C

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

30/04/2020

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Ayla YAYLACI

İmzası



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana yardımcı olan; tez çalışmam süresince benden destek ve yardımını esirgemeyen tez danışmanım, değerli hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini istek ve özveriyle paylaşan değerli hocamlarım Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN ve Dr. Öğr. Üyesi Cemile KEDİCİ ALP'e,

Değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan anabilim dalı başkanımız Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya,

Tezin istatistiksel değerlendirmesinde katkısı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Osman DEMİR'e,

Tecrübe ve bilgilerinden faydalandığım, bana her zaman çok iyi birer yol gösterici ve örnek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Oya BALA ve Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ'ye,

Uzmanlık eğitimimin ilk yılında birlikte çalışma fırsatı bulduğum, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Gazi Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri, öğretim görevlileri, araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimimde tüm zorlukları beraber aştığımız değerli arkadaşlarım ve kıymetli meslektaşlarım Uzman Dt. Fatoş AYDIN BOYDAŞ'a, Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZYURT'a, Uzman Dt. Zülal TEKİROĞLU YELKEN'e, Uzman Dt. Merve YILMAZ

GÜNEŞ, Dt. Enes KILIÇ, Dt. Gülşah TONGA, Dt. Şura ZEYBEK BOYRAZ, Dt. Merve KÖSETÜRK ve Dt. Yıldırım ÖZDEMİR'e,

Periodontoloji rotasyonum sırasında bilgi ve deneyimlerini paylaşan asistan arkadaşlarım Dt. Melike Çelt, Dt. Özge YÜKSEKKAYA ve Dt. Emre LAFCI'ya,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum personellerimiz; İsa Yalçın, Esin AYDIN, Gülçin KESİCİ, Pınar Nur BÜTÜN ve sekreterimiz Haluk ACAR'a

Hayatım boyunca sevgi ve destekleriyle yanımda olan sevgili babaannem Güldane ÖZBEK, dedem Kazım ÖZBEK, canım annem Refika ÖZBEK, babam Nazım ÖZBEK ve kardeşlerim Ayça TURAN ile Berat TURAN ve diğer tüm aile bireylerine,

Bugün olduğu gibi bundan sonra da hayattaki tüm sınavlarımızda birlikte olmak istediğim; beni motive eden, seven ve her zaman destekleyen canım eşim Ferhat YAYLACI'ya,

Sevgilerin en safı, en büyüğü ve en güzelini bana yaşattığı için canım oğlum Jan Doğu YAYLACI'ya sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Güncel Restoratif Materyallerin Dijital Radyografi Sistemiyle

Radyoopasitelerinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, dijital radyografi kullanarak kliniklerde rutinde kullanılan çinko fosfat siman, cam iyonomerler (geleneksel cam iyonomer siman, yüksek biyoaktiviteye sahip bir cam iyonomer olan karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman), direkt kompozitler, bulk-fill kompozitler, amalgam ve hibrit seramikler gibi restoratif materyallerin farklı kalınlıklardaki radyoopasitelerini değerlendirmek ve bunları mine, dentin ile kıyaslamaktır.

Önemi: Restorasyonlarda kullanılan dental materyallerin radyopasitesi özellikle radyografik tanı için çok önemlidir. Dental materyallerin optimal radyoopasiteye sahip olmaları; restorasyon sınırlarının gözlenmesi, sekonder çürüklerin teşhis edilmesi, kavite kenarlarına restorasyonun adaptasyonunun izlenmesi, boşlukların ve rekürrent çürüklerin radyografik olarak tespit edilebilmesi bakımından önemlidir.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışmada 17 adet dental materyal ile mine ve dentinin radyoopasiteleri test edilmiştir. Çalışmada kullanılmak üzere restoratif diş hekimliği klinik uygulamalarında sıklıkla kullanılan materyaller seçilmiştir. Tüm materyaller ve mine, dentin örnekleri 5 mm çapında; 1, 2 ve 4 mm kalınlığında her boyutta 4 örnek olacak şekilde hazırlandı. Mine ve dentin örnekleri elde etmek için yeni çekilmiş 4 adet üçüncü molar diş kullanıldı. Örneklerin dansitesinin alüminyum ile olan ilişkisini değerlendirmek için alüminyum basamak referans olarak kullanıldı. Her materyale ait 4 örnek, diş kesitleri ve alüminyum step-wedge fosfor plak üzerine yerleştirilerek ışınıldı ve görüntü reseptörü olan fosfor plak özel tarayıcı ile tarandıktan sonra

görüntü bilgisayar monitöründe izlendi. Örneklerin radyoopasitelerinin dijital radyograflarla belirlenmesinin ardından bir görüntü işleme pogramına aktarıldı. Program ile her örnekten 3 ölçüm (her materyal için 12 ölçüm) yapılarak değerlerin ortalaması hesaplandı. Bu değerler Al cinsine çevirildi.

Bulgular: Radyoopasite test verilerinin ölçümü, radyoopasitenin materyalin kalınlığından ve materyalin cinsinden önemli ölçüde etkilendiğini göstermiştir (p <0.05). 1mm kalınlıkta en düşük radyoopasite değerine sahip materyaller GCP Glass Fill, 2 ve 4 mm de ise Vita Enamic'dir. En yüksek radyoopasite değerlerini ise amalgamdan sonra 1 ve 2 mm kalınlıkta Adhesor gösterirken, 4 mm'de Master Dent göstermiştir.

Sonuçlar: Farklı kalınlıklardaki restoratif materyallerin radyoopasitelerinde önemli farklıklar ortaya çıkmıştır. Materyal türleri ve kalınlıkları radyoopasite değerlerini değiştirmiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoopasite, Bulk-Fil Kompozit, Cam İyonomer Siman, Hibrit Seramik.

ABSTRACT

Evaluation of Radioopacities of Current Restorative Materials by Digital Radiography System

Aim: The aim of this study is to evaluate the radiopacities of restorative materials such as Zinc phosphate cement, glass ionomeric materials (conventional glass ionomer cement, carbomer, a glass ionomer with high bioactivity, high viscosity glass ionomer cements), direct composites, bulk-fill composites, amalgam, hybrid ceramics used in clinics by using digital radiography and compare them with enamel and dentin.

Significance: The radiopacity of dental materials used in restorations is particularly important for radiographic diagnosis. Dental materials having optimal radiopacity; required for observation of restoration margins, diagnosis of secondary caries, monitoring of adaptation of cavity edges restoration, radiographic detection of cavities and recurrent caries.

Materials and Methods: In this study, 17 dental materials, enamel and dentin radioopacities were tested. Materials that are frequently used in restorative dentistry clinical applications were selected for use in the study.

All materials and enamel, dentin samples are 5 mm in diameter; prepared as 4 samples of each 1 mm, 2 mm and 4 mm thickness. To obtain enamel and dentin samples, 4 newly extracted molar teeth were used. The aluminum step wedge was used as a reference to assess the relationship between the density of samples and aluminum. 4 samples of each material, dental sections and aluminum step-wedge were irradiated by placing on the phosphor plate and the image receptor phosphor plate was screened on

the computer monitor after scanning with a special scanner. Following the determination of the radiopacities of the samples by digital radiographs, they were transferred to an image processing plot. With the program, 3 measurements (12 measurements per material) from each sample were made and the average of the values was calculated. These values have been converted to Al.

Results: The measurement of radiopacity test data showed that radiopacity was significantly affected by the thickness of the material and the type of the material ($p < 0.05$). The materials with the lowest radiopacity value in 1mm thickness are GCP Glass Fill and Vita Enamic in 2 and 4mm. The materials with the highest radiopacity values were Adhesor with 1 and 2 mm thickness and Master Dent in 4 mm after amalgam.

Conclusion: Significant difference was observed in radiopacities of restorative materials with different thicknesses. Radiopacity was affected by material thickness and type.

Key Words: Radiopacity, Bulk-Fill Composite, Glass Ionomer Cement, Hybrid Ceramic.

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	xv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	xvii
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Diş Çürüğü Tanımı ve Etiyolojisi	5
2.2. Çürük Sınıflaması	5
2.2.1.Morfolojik Yapılarına Göre	5
2.2.1.1.Mine Çürüğü	5
2.2.1.1.1. Yüzeysel Tabaka	6
2.2.1.1.2. Lezyonun Gövdesi	7
2.2.1.1.3. Karanlık Tabaka	7
2.2.1.1.4.Saydam Tabaka.....	7
2.2.1.2.Dentin Çürüğü.....	8

2.2.1.2.1.Enfekte dentin.....	8
2.2.1.2.2.Bulanık (turbid) dentin.....	9
2.2.1.2.3.Transparant (saydam) dentin	9
2.2.1.2.4.Subtransparant dentin.....	9
2.2.1.3.Sement Çürüğü.....	9
2.2.2. Klinikte Görüldükleri Lokalizasyona Göre.....	10
2.2.2.1. Pit ve Fissür Çürükleri.....	10
2.2.2.2. Düz Yüzey Çürükleri (Arayüz Çürükleri)	10
2.2.2.3. Kök Yüzeyi Çürükleri	11
2.2.3. Klinik Gelişimlerine Göre.....	11
2.2.3.1. Primer Çürükler.....	11
2.2.3.2. Sekonder Çürükler.....	12
2.2.3.3. Rezidüel Çürükler	13
2.3. Çürük Teşhis Yöntemleri	13
2.3.1. Gözle ve Sondla Muayene	13
2.3.2. Radyografik Muayene.....	14
2.3.2.1. Geleneksel Radyografik Muayene	14
2.3.2.1.1. Açığortay Tekniği.....	14
2.3.2.1.2. Paralel Teknik.....	15
2.3.2.1.3. Bite-wing Tekniği.....	15
2.3.2.2. Dijital Radyografi.....	15

2.3.2.2.1. Dijital Çıkartma (Subtraction) Radyografisi	15
2.3.2.2.2. İndirekt Dijital Radyografi	16
2.3.2.2.3. Direkt Dijital Radyografi	16
2.3.2.3. Fiber Optik Transilüminasyon (Foti)	17
2.3.2.4. Dijital Fiber Optik Transilüminasyon Görüntüleme (Di Foti).....	18
2.3.2.5. Kantitatif Işık Etkili Floresans (QLF)	18
2.3.2.6. Elektriksel İletkenlik Ölçümü (ECM)	19
2.3.2.7. Light- Emitting Diode (LED)	20
2.3.2.8. Lazer Florasans Yöntemi (DIAGNOdent)	20
2.3.2.9. Ultrasonik Görüntüleme Yöntemi.....	21
2.3.2.10. Ayarlı Diyafram Bilgisayarlı Tomografi Yöntemi (Tuned Aperture Computed Tomography -TACT).....	22
2.3.2.11. Mikro Bilgisayarlı Tomografi Yöntemi (M –BT).....	22
2.4. Çürük Tanısına Etki Eden Faktörler	22
2.4.1. Kullanılan Radyografik Yöntem.....	22
2.4.2. Radyografi Kalitesi ve Değerlendirme Koşulları	24
2.4.2.1 Detay, Netlik	24
2.4.2.2 Dansite	24
2.4.2.2.1 Alüminyum Penetrometre	27
2.4.2.2.2. ImageJ Programı	27
2.4.2.2 Kontrast	29

2.4.3. Çürük Lezyon Büyüklüğü ve Lokalizasyonu.....	29
2.4.4. Lezyona Bitişik Materyalin Türü	30
2.5. Çürük Tedavisinde Kullanılan Güncel Restoratif Materyaller.....	31
2.5.1. Kaide Materyalleri.....	31
2.5.1.1. Çinko Fosfat Siman.....	31
2.5.1.2. Cam İyonomer Simanlar (CİS).....	32
2.5.1.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Siman (GCİS).....	33
2.5.1.2.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	35
2.5.1.2.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin	35
2.5.1.2.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman.....	35
2.5.1.2.5. Giomer	36
2.5.1.2.6. Nano-iyonomerler.....	36
2.5.2. Kompozit Rezinler.....	36
2.5.2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı	37
2.5.2.1.1 Organik Polimer Matriks.....	37
2.5.2.1.2 İnorganik Matriks	38
2.5.2.1.3 Arafaz.....	39
2.5.2.2 Direkt Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinlerin Sınıflaması.....	39
2.5.2.2.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler	39
2.5.2.2.1.1 Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler.....	40

2.5.2.2.1.2 Işıkla polimerize olan kompozitler	40
2.5.2.2.1.3.Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler: .41	
2.5.2.2.2 Viskozitelerine Göre Kompozit ezinler	41
2.5.2.2.2.1 Kondanse olabilen kompozitler	41
2.5.2.2.2.2 Akışkan Kompozitler	41
2.5.2.2.3 İnorganik Doldurucu Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinler.....	42
2.5.2.3. Bulk-Fill Kompozitler	42
2.5.3. Dental Seramikler	43
2.5.3.1 Dental Seramiklerin İçerikleri	44
2.5.3.1.1 Feldspar:	44
2.5.3.1.2 Kuartz:.....	44
2.5.3.1.3 Kaolin:	45
2.5.3.1.4 Renklendirici Maddeler:	45
2.5.3.1.5 Opaklaştırıcı Maddeler.....	45
2.5.3.1.6 Ara Oksitler	45
2.5.3.1.7 Cam Modifiye Ediciler.....	46
2.5.3.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	46
2.5.3.2.Rezin Matriks İçeren Cam Seramikler(Hibrit Seramikler).....	47
2.5.3.3. Nano Hibrit Seramikler	48
2.5.4 Dental Amalgam.....	49

2.5.4.1. Amalgam İçerisinde Bulunan Maddeler	49
3.GEREÇ ve YÖNTEM	51
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	51
3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	56
3.3. Örneklerin Hazırlanması	59
3.4. Işınlama ve Dijital Görüntülerin Elde Edilmesi	63
3.5.Örneklerin Radyoopasitelerinin Ölçülmesi	64
3.6. İstatistiksel Analiz.....	68
4. BULGULAR	69
5. TARTIŞMA	83
6. SONUÇLAR	95
KAYNAKÇA	96
EKLER	115
EK 1: AI SERTİFİKASI	115
EK 2: ETİK KURUL ONAYI.....	116
ÖZGEÇMİŞ.....	117

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1: Çinko Fosfat Siman Bileşenleri.....	32
Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	51
Tablo 3.2: Çalışmada Kullan Cihazlar ve Üretici Firmaları.....	56
Tablo 4.1: Test Gruplarına Ait Materyallerin Radyoopasitelerinin Al Eş Değeri Cinsinden Bulguları.....	69
Tablo 4.2: Üç Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) Tablosu.....	70
Tablo 4.3: Kalınlıklara Göre Küçükten Büyüğe Materyallerin Al Eş Değeri Radyoopasiteleri ve Benzer Radyoopasite Değerleri Gösteren Materyaller.....	74

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Şekil 2.1: Dansitometre Cihazı Çalışma Prensibi Şematik Gösterimi.....	26
Resim 2.1: ImageJ Yazılımı Penceresi.....	28
Resim 3.1: Kompozit Rezinler.....	53
Resim 3.2: Bulk Filler.....	53
Resim 3.3: Cam İyonomer İçerikli Materyaller.....	54
Resim 3.4: Hibrit Seramikler.....	54
Resim 3.5: Çinko Fosfat Simanlar.....	55
Resim 3.6: Amalgam.....	55
Resim 3.7: Işık Cihazları.....	57
Resim 3.8: Kapsül Karıştırıcı.....	57
Resim 3.9: Microcut Kesim Cihazı.....	58
Resim 3.10: Etüv.....	58
Resim 3.11: Fosfor Plak Okuyucu.....	59
Resim 3.12: Dijital Kumpas.....	59
Resim 3.13: Alüminyum Kalıplar.....	60
Resim 3.14: Fosfor Plak, Alüminyum Basamak ve Materyaller.....	63

Resim 3.15: RVG.....	64
Şekil 3.1: Regresyon Eğrileri.....	65
Resim 3.16: Fosfor Plak ile Alınan Röntgen Filmler.....	66
Resim 3.17: İmage J Programı ile MG V Belirleme.....	68
Şekil 4.1: Kalınlıklara Göre Materyaller ile Dentin ve Minenin Al Eş Değeri Cinsinden Radyoopasiteleri.....	73



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

ISO: Uluslararası Standartlar Örgütü

CİS: Cam İyonomer Siman

GCİS: Geleneksel Cam İyonomer Siman

YVCİS: Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

pH: Ortamın asiditesi

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

Al: Alüminyum

BIS-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

HEMA: 2- Hidroksietil Metakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

PEGDMA: Polietilen Glikol Dimetakrilat

LED: Light-Emitting Diode

QTH: Quartz Tungsten Halojen

FOTİ: Fiber Optik Transilüminasyon

DİFOTİ: Dijital Fiber Optik Transilüminasyon

mA: Miliamper

kvp: Peak kilovoltaj

MGV: Mean Gray Value, Ortalama Gri Değeri



1.GİRİŞ

Diş hekimliği uygulamaları arasında en yaygın tedavilerden biri diş çürüğü sonucunda oluşan madde kayıplarının çeşitli restoratif materyaller yardımıyla giderilmesi, hastanın estetik beklentisinin karşılanarak dişlerin tekrar fonksiyona getirilmesidir.

Çürüğün tedavi edilmesi, diş dokularının onarımı ve fonksiyonun tekrar kazandırılması için çeşitli restoratif materyaller üretilmiş ve yıllardır kullanılmaktadırlar (Garcia-Contreras ve ark., 2015). En eski restoratif materyal olarak bilinen amalgam dayanıklı olması, kolay uygulanabilmesi ve ekonomik olması gibi avantajlarının yanında kopma ve çekmeye karşı dayanıksızlığı, estetik olmaması, dokularda renklenmeye sebep olması, civa (Hg) içermesi, ısı ve elektriği geçirmesi, diş dokularına mekanik olarak tutunduğu için özel kavite hazırlanmasına ihtiyaç duyması gibi dezavantajlara da sahiptir. Bu dezavantajlar araştırmacıları yeni materyal arayışına yönlendirmiştir (Anderson ve McCoy, 1993; Wakefield ve Kofford, 2001).

Estetiğe verilen önemin artmasıyla amalgama alternatif estetik restoratif materyaller üzerine çalışmalar hız kazanmıştır. 1960' lı yıllarda Bowen tarafından ilk rezin esaslı kompozitler tanıtılmış ve bu tarihten günümüze üretici firmalar bu materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla çalışmaktadırlar (Sarrett ve ark., 2006). Kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı olarak görülen polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Nicoleta Ilie ve Hickel, 2011). Ayrıca günümüzde restorasyonların yapımı sırasında zaman kazandıran uygulamalara ilgi artmıştır. Bu amaçla geliştirilen rezin esaslı bulk-fill kompozit materyallerin özelliği tek seferde 4 veya 5 mm kalınlıklarda polimerize

edilebilmesi ve dolayısıyla zaman alıcı tabakalama işlemi gerektirmemeleridir. Bu materyallerin kompozit rezinlerden daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdikleri bildirilmiştir (Information, 2015).

Estetik diş hekimliğinde en yaygın kullanım alanına sahip materyallerden seramik ve kompozitlerin avantajlarını bir arada bulunduran, doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden, nanoseramikler ve hibrit seramikler geliştirilmiştir (Liebermann ve ark., 2016). Bu materyallerin mekanik özelliklerinin doğal diş dokusu ile benzer özellikler gösterdiği bildirilmiştir (Pop Ciutrla ve ark., 2016). Tesfiye ve polisaj işlemleri daha kolaydır. Fırınlama gerektirmezler. Özellikle tek seansta klinikte restorasyonun üretilmesine dayanan uygulamalar için uygundur (Kingery, 1976).

Özel işleme özelliklerine sahip bir kompozit materyale duyulan ihtiyacı karşılamak için 1996 yılında akışkan kompozitler tanıtılmıştır (Imperiano ve ark., 2007). Formülasyonlarında daha az doldurucu içermesinin bir sonucu olarak bu kompozitler daha kolay uygulanıp, daha iyi adaptasyon ve daha fazla esneklik sağlamaktadırlar (Attar ve ark., 2003).

Klinikte uygulama alanlarının geniş oluşu nedeniyle diş hekimliğinde önemli yeri olan materyallerden biri de dental simanlardır. Bunlar; pulpayı korumak amacıyla, restorasyonlara destek olmak için kaide materyali ve restoratif materyal olarak kullanılmaktadırlar (O'Brien, 2002). Dental restorasyonların altına kaide materyallerinin yerleştirilmesi yıllar boyunca restoratif diş hekimliğinin rutin işlemlerinden biri olmuştur (Leinfelder, 1994).

Kaide materyalleri, restoratif dolgu materyali ile dentin arasına yerleştirilen, pulpayı koruyan ve dentin tübüllerini tıkayan maddelerdir (Pereira ve ark., 1990). Bu

materyaller hem restoratif materyalden gelebilecek zarara (artık monomer, polimerizasyon büzülmesi vb.) hem de mikrosızıntıya karşı pulpayı korumak amacıyla kullanılmaktadırlar. Ayrıca kaide materyalleri restoratif dolgu materyalinin miktarını azaltmak, mine dokusunu desteklemek, ısı ve elektrik iletimini azaltmak için de kullanılabilirlerdir (Hilton, 1996).

Dental materyallerin radyoopasitesi özellikle radyografik tanı için önemlidir. Restoratif materyal, yeterli radyoopasiteye sahip olduğunda radyografide çürüğün restoratif materyalden ve diş dokusundan ayırt edilmesine olanak sağlayarak sekonder çürüklerin teşhisini kolaylaştırır (Bouschlicher ve ark., 1999). Üreticiler, doldurucu ilavesi veya radyoopak bileşikler kullanarak dental materyallerin radyoopasitesinin artırılmasından sorumludurlar (Marouf ve Sidhu., 1998). Baryum, stronsiyum, çinko, itterbium gibi yüksek atom numaralarına sahip elementlerin eklenmesi, dental materyallerin radyoopasitesini artırabilmektedir (Har ve ark., 2001).

Dental materyallerin uygun radyoopasiteye sahip olmaları; restorasyon sınırlarının gözlenebilmesi, restorasyonun adaptasyonunun izlenmesi, kavite ve restorasyon kenarları arasındaki boşlukların ve rekürrent çürüklerin radyografik olarak tespit edilebilmesi ve diş dokusu ile restoratif materyalin ayırt edilebilmesi için önemlidir (Akerboom ve ark., 1993; Curtis Jr ve ark., 1990).

Radyoopasite ile ilgili çalışmalar çoğu zaman mine, dentin ve alüminyum (Al) ile kıyaslanarak yapılmaktadır (Ergücü ve ark., 2010). Bazı yazarlara göre materyalin radyoopasitesinin dentinin radyoopasitesinden büyük ya da eşit olması gerekirken (El-Mowafy ve Benmergui, 1994), bazı yazarlar ise restoratif materyallerin mineden daha yüksek veya eşit radyoopasiteye sahip olması gerektiğini düşünmektedirler

(Bowen ve Cleek, 1969). Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) protokolüne göre ise materyallerin radyoopasitelerinin aynı kalınlıktaki alüminyuma eşit veya büyük olması tavsiye edilmektedir (Williams ve Billington, 1987).

Yapılan çalışmalarda, test edilen farklı restoratif materyaller arasında radyoopasite açısından dikkate değer farklılıklar gözlemlenmiştir (Gu ve ark., 2006; Lachowski ve ark., 2013). Kullandığımız dental materyallerin monomerik rezin formülasyonlarının farklı kimyası ve doldurucu özelliklerinin (tip, hacim, yoğunluk, partikül büyüklüğü ve dağılım) radyografik özelliklerini etkileyeceğini düşünmekteyiz. Bu çalışmada, yaygın olarak kullanılan çinko fosfat siman, cam iyonomer içerikli materyaller (geleneksel cam iyonomer siman, yüksek biyoaktiviteye sahip bir cam iyonomer olan karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer siman), direkt kompozitler, bulk-fil kompozitler, amalgam ve hibrit seramikler gibi restoratif materyallerin farklı kalınlıklardaki radyoopasitelerini dijital radyografi sistemiyle değerlendirerek; bunların mine ve dentin ile kıyaslanması hedeflenmiştir. Elde ettiğimiz sonuçların ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnek teşkil edeceğini ve kliniğimizde kullandığımız materyaller konusunda bizleri aydınlatacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın hipotezleri;

1 - Çalışmada kullanılacak materyallerin kalınlıkları radyoopasiteyi anlamlı olarak etkilemeyecektir.

2 - Çalışmada kullanılacak olan materyallerin cinsi radyoopasiteyi anlamlı olarak etkilemeyecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü Tanımı ve Etiyolojisi

Diş çürüğü, yaygın, kronik, enfeksiyöz bir hastalıktır. Dental plaktaki bakterilerin karbonhidratları fermente etmesi sonucu üretilen asitler tarafından diş dokularının lokalize yıkımıyla oluşur (Margolis ve Moreno, 1994; Marsh, 1999; Touger-Decker ve Van Loveren, 2003). Diş çürüğü, diş ile tükürük arasındaki demineralizasyon - remineralizasyon dengesinin zaman içinde demineralizasyon lehine bozulması ve diş yüzeyinden mineral kaybı ile oluşan dinamik bir süreçtir (Featherstone, 2000).

Diş çürüğünün etiyolojisinde dört temel faktör yer almaktadır. Bunlar biyofilm, diyet, zaman ve konaktır (Evans ve ark., 1993; Werneck ve ark., 2010). Bu temel faktörlerin yanısıra bireyin diş çürüğüne yatkınlığını belirten risk faktörleri de bulunmaktadır (Werneck ve ark., 2010). Tüm faktörler birarada değerlendirildiğinde diş çürüğü çevresel ve genetik faktörlerin etkili olduğu multifaktöriyel bir hastalık olarak tanımlanmaktadır (Zero, 1999).

2.2. Çürük Sınıflaması

2.2.1. Morfolojik Yapılarına Göre

2.2.1.1. Mine Çürüğü

İnsan vücudundaki en sert yapı olan mine yarı saydam, yarı geçirgen, hücre içermeyen bir dokudur (Roberson ve ark., 2011). Dişin anatomik kronunun tümünü kaplayarak dentin ve pulpayı korumaktadır. Yarı geçirgen özellikte olan mine çeşitli

iyonların, sıvıların ve düşük molekül ağırlıklı maddelerin geçişine izin verecek şekilde poröz yapıdadır (Elliott, 1997; Featherstone ve Ten Cate, 1988; Roberson ve ark. , 2006a) .

Oral flora ve tükürük ile sürekli temas halinde olduğundan minede demineralizasyon remineralizasyon döngüsü sürekli devam etmektedir (Bath-Balogh ve Fehrenbach, 2014). Bakterilerin ürettiği organik asitler ve diyetle alınan asitli gıdalar mine dokusunda demineralizasyona neden olmaktadır. Diyetle alınan, oral hijyen için kullanılan ajanlarda ve tükürükte bulunan fosfat (PO_4), flor (F) ve kalsiyum (Ca) gibi iyonlar diş içerisinde difüze olarak remineralizasyonu sağlamaktadırlar (Hicks ve ark., 2014).

Demirelizasyon remineralizasyon dengesinin bozulması, demineralizasyon sürecinin baskın hale geçmesiyle çürük oluşumu başlamaktadır. Diş çürüğünün gözle görülen en erken görüntüsü; sağlam mine yüzeyinde lezyonun kurutulmasıyla ortaya çıkan, opak tebeşirimsi beyaz nokta (white spot) lezyonlarıdır. Bu lezyonlar başlangıç mine çürüğü olarak adlandırılmaktadırlar (Kidd ve Fejerskov, 2016; Robinson ve ark., 2000).

Mine çürüğünün ışık mikroskobu ile incelenmesinde birbirinden değişik görünümde olan 4 tabakadan oluştuğu belirlenmiştir (Robinson ve ark., 2000). Bu farklı alanları açıklayacak olursak;

2.2.1.1.1. Yüzeyel Tabaka

Çürüğün en dış tabakasıdır. Hipermineralize bir yapıdadır ve çürükten nispeten daha az etkilenmiştir (Newburn, 1989). Minenin alt tabakalarından çözünen Ca ve PO_4

iyonlarının çökelmesi sonucu normal mineden daha sert ve çözünmesi zor bir tabaka oluşmuştur. Böylece yüzeyel tabaka korunmakta ve asit ataklarına karşı dirençli hale gelmektedir (Anderson ve Elliott, 1992).

2.2.1.1.2. Lezyonun Gövdesi

Mine çürüğünün en geniş tabakasıdır. En fazla por hacmine sahip alandır. Por hacmi % 5'den merkezde % 25'e kadar genişleyebilmektedir. Bu tabakada bakteriler bulunabilir (Roberson ve ark., 2006a).

2.2.1.1.3. Karanlık Tabak

Çürüğün bu tabakası polarize ışığı geçirmediği için mikroskopik olarak karanlık görülmektedir. Geniş porlar remineralizasyon ile mikroporlara dönüşür ve minenin geçirgenliği azalır. Bu tabaka lezyonda birçok demineralizasyon ve reminealizasyon aşamalarının oluştuğunu gösterir (Fejerskov ve Thylstrup, 1994). Çürüğün hızlı ilerlediği durumlarda bu tabaka daha ince görülürken, yavaş ilerlediği durumlarda daha kalın olarak görülmektedir (Hugoson ve ark., 2005).

2.2.1.1.4. Saydam Tabaka

Mine çürüğünün en derin tabakasıdır. % 1 oranında poröz hacme sahiptir, bu oran normal mineden 10 kat fazladır. Kinolin solüsyonu ile muamele edildiğinde polarize ışık mikroskopunda bu alanda porlar izlenmediği için bu adı almıştır (Roberson ve ark., 2006a).

2.2.1.2.Dentin Çürüğü

Dentin mineye göre çok daha az mineral içermektedir. Asitlerin girişi ve minerallerin çıkışı için mikroskobik kanallara sahiptir. Bu nedenle çürüğün dentinde ilerlemesi mineye göre farklıdır (Roberson ve ark., 2006a). Organik içeriğin mineden fazla olması ve dentin tübülleri sayesinde mikroorganizmalar ve ürünleri dentinde hızlı ilerleyebilmektedir. Dentin çürüğü yıkımın hızlı olduğu akut evre ve devamında dinlenme periyotları şeklinde oluşmaktadır. Bu evreler aktif ve durağan lezyon isimlerini almıştır (Mjör, 2009).

Mine dentin sınırı çürük ataklarına karşı çok az dirence sahiptir. Bu alanda çürük lateral yayılma eğilimindedir. Çapraz kesitlerde dentin çürüğü, apeksi pulpaya tabanı mineye bakan V şeklinde görülür (Roberson ve ark., 2012).

Dentin çürüğü tabakalarından farklı kaynaklarda farklı isimlerle bahsedilmektedir. Bayırlı ve Şirin'nin yaptıkları sınıflamaya göre dentin çürüğü yumuşama bölgesi, bakteri hücum bölgesi, demineralizasyon bölgesi, saydam dentin bölgesi ve yağ dejenerasyon bölgesinden oluşmaktadır (Bayırlı & Şirin, 1982). Koray ise dentin çürüğünü yumuşama bölgesi, bakterilerden zengin bölge, bakterilerden fakir bölge, saydam bölge ve sklerotik dentin bölgesi şeklinde tabakalandırmaktadır (Koray, 1981). Roberson ve ark. da dentin çürüğünde 5 farklı tabaka tanımlamıştır (Roberson ve ark., 2006a).

2.2.1.2.1.Enfekte dentin

Dentin çürüğünün en dış tabakasıdır. Bol miktarda mikroorganizma içeren bu enfekte tabakada kollajen yapı ve mineraller harap olmuştur (Zheng ve ark., 2003).

Restorasyonun başarılı olabilmesi için bu enfekte tabaka tamamen kaldırılmalıdır (Roberson ve ark., 2006a).

2.2.1.2.2. Bulanık (turbid) dentin

Mikroorganizma invazyonunun olduğu tabakadır. Çok az mineral içeren bu tabakada kollajen yapı yıkıma uğramış, dentin kanalları genişlemiştir. Dentin dokusu geridönüşümsüz hasara uğradığı için bu doku restorasyon öncesi kaldırılmalıdır (Roberson ve ark., 2006a; Zheng ve ark., 2003).

2.2.1.2.3. Transparant (saydam) dentin

Bu tabakada bakteriler bulunmamaktadır. Fakat ürettikleri organik asitler minerallere ve dentinin organik yapısına etki etmektedir. Kollajen çapraz bağları sağlam olduğundan intertübüler dentinin remineralizasyonu gerçekleşebilir. Bu tabakanın kendini tamir etme kapasitesi vardır (Zheng ve ark., 2003).

2.2.1.2.4. Subtransparant dentin

Saydam tabaka gibi bu tabakanın da remineralizasyon kapasitesi vardır. Odontoblast uzantıları yer yer zarar görmüştür. Bu tabaka mikroorganizma içermemektedir (Roberson ve ark., 2006a; Zheng ve ark., 2003).

2.2.1.3. Sement Çürüğü

Açığa çıkan kök yüzeyleri fiziksel ve kimyasal yapısı mine ve dentinden farklı olan sement tabakası ile kaplıdır (James B, 2001). Sementte bulunan Sharpey lifleri bakterilerin ve metabolik ürünlerinin sement matriksine geçmesini kolaylaştırmaktadır. Sharpey liflerinin yıkımı sonucu boşalan lif kanalcıkları yoluyla, çürük dentin ve pulpa

yönünde ilerlemektedir. İnkremental çizgilere gelince yavaşlayan çürük, zamanla bu çizgiler boyunca yayılmaktadır. Çürüğün sekonder sementa gelmesi ile dentindeki saydam bölgeye benzer bir saydamlık oluşmaktadır. Daha sonra oluşan renklenme ve matriksin çözünmesi ile devam eder (James B, 2001).

2.2.2. Klinikte Görüldükleri Lokalizasyona Göre

2.2.2.1. Pit ve Fissür Çürükleri

Dişlerin oklüzal yüzeylerindeki fissürler V tipi (tepede geniş, tabana doğru daralan formda), U tipi (tepede ve tabanda yaklaşık aynı genişlikte), I tipi (dar bir yarık formunda), K tipi (kum saati şeklinde) ve diğer tipler olarak gruplandırılmıştır (Newburn, 1989).

Derin ve dar fissürlerde dişin anatomik yapısı nedeniyle bakterilerin ve besin artıklarının yeterince temizlenememesi, fırçanın bu alanlara ulaşamaması, fissür tabanının mine dentin sınırına yakın olması, tükürüğün temizleyici etkisinin bu bölgelere ulaşamaması oklüzal yüzeylerde çürük oluşma riskini arttırmıştır (Lussi ve ark., 2004).

2.2.2.2. Düz Yüzey Çürükleri (Ara yüz Çürükleri)

Düz mine yüzeyleri plak tutulumunun nispeten zor olduğu alanlardır. Bu bölgelerde plak birikimi daha çok iki dişin kontakt noktaları arasında oluşur. Bu nedenle temizlenemeyen ara yüzler daha fazla çürük riski taşıyan alanlardır (Anderson, 2000). Ara yüz çürüklerinin klinik olarak tespit edilmesi güç olduğundan teşhis edilmelerinde radyografik görüntülemeler önem kazanmıştır (Goaz ve White, 1994).

Radyografda, çürük minede ilerledikçe tepesi mine dentin birleşiminde, tabanı arayüze bakan üçgen formunda görünmektedir (Haring ve Jansen, 2000).

2.2.2.3. Kök Yüzeyi Çürükleri

Diş eti çekilmesiyle birlikte sement ve dentinde görülen lezyonlardır (Baseggio ve ark., 2010). Genellikle serbest diş eti veya serbest diş etinin hemen üzerinde başlayan bu çürükler diş eti sulkusu veya mine tabakasının altına doğru uzanabilirler. Aktif kök çürükleri lateral yayılım göstererek dişi çepeçevre sarabilirler. Mine ile kaplı olmadığından kök yüzeylerinde başlayan çürükler çabuk ilerlemektedirler (James B, 2001).

2.2.3. Klinik Gelişimlerine Göre

2.2.3.1. Primer Çürükler

Restorasyon bulunmayan diş yüzeyinde yeni demineralizasyon ile başlayan çürük lezyonlarıdır (Özcan, 2017). Primer çürük lezyonları diş eti kenarlarının etrafında, dişlerin ara yüzeylerinde, palatinal yüzeylerde ve ileri olgularda kesici kenarlarda da görülebilir (Misra ve ark. , 2007; Sezin ve Şen, 2009).

Dental plaktaki asidojenik bakterilerin karbonhidratları fermente etmesi sonucu demineralizasyon aşamasında ortama H^+ iyonları salınmakta ve bu nedenle pH düşmektedir. Ortam pH'nin düşmesi ile diştten ayrılan OH^- ve PO_4^{-3} iyonları H^+ iyonları ile reaksiyona girerek H_2O ve HPO_4^{-2} bileşiklerini meydana getirmektedir. Ortam pH'nin 5,4'ün altına inmesi ile minenin yüzey altı tabakalarında hidroksiapatit çözünmeye başlar, dış yüzeyde ise florhidroksiapatit birikimi olmaktadır. Bu reaksiyonlar sonucunda mine dış yüzeyinde mineralize mine tabakası korunurken, bu

tabakanın altında porozitesi artmış bir mine tabakası oluşur. Mine dokusunda demineralizasyonun başlaması için kritik pH 5,5 iken dentinde 6,4 olarak bildirilmiştir (Ole Fejerskov ve Kidd, 2009).

Yeni başlamış mine çürüğünün gözle görülen en erken görüntüsü; sağlam mine yüzeyinde lezyonun kurutulmasıyla ortaya çıkan, opak tebeşirimsi beyaz nokta (white spot) lezyonlarıdır. Bu lezyonlar başlangıç mine çürüğü olarak adlandırılmaktadırlar (Kidd ve Fejerskov, 2016; Robinson ve ark., 2000).

2.2.3.2. Sekonder Çürükler

Sekonder çürükler bir restorasyon sınırında gelişirler ve diş hekimliğinde uygulanan restoratif materyal çeşidinden bağımsız olarak restorasyon değiştirme nedenlerinin başında yer almaktadırlar (Kid, 2001). Bir dış lezyon ve bir duvar lezyonu olmak üzere iki çürük bölgesinden oluşurlar (Hals ve Nernaes, 1971; Kidd, 1976). Bu lezyona diş ile restorasyon ara yüzeyleri arasındaki mikro boşluklardan yayılan hidrojen iyonlarının neden olduğuna inanılmaktadır (Totiam ve ark., 2007). Restorasyon materyali ağız içine yerleştirildikten sonra hemen yüzeyi pelikül ile kaplanmaktadır (Ben-Amar ve Cardash, 1991). Ağız ortamındaki mikroorganizmalar pelikül sayesinde düzensiz yüzeylere ve mikro boşluklara yayılmaktadır. Uygun zaman ve koşullar sağlandığında bu mikroorganizmalar kavite duvarları boyunca demineralizasyonu sağlamak ve sekonder çürük oluşmaktadır (Totiam ve ark., 2007).

Sekonder çürüklerin önlenmesinde kilit faktör hastanın oral hijyeninin düzeltilmesi, restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi, adezyonun dayanıklı olması ve marjinal bütünlüğün sağlanmasıdır (Mjör ve Toffenti, 2000).

2.2.3.3. Rezidüel Çürükler

Rezidüel çürük tamamlanmış bir diş preparasyonunda hekim tarafından bilinçli olarak veya kazayla bırakılan çürüktür (Roberson ve ark., 2006c). Kavite preparasyonu sırasında remineralize olamayan enfekte dentin dokusunun kaldırılması, remineralize olabilen etkilenmiş dentin dokusunun ise korunması gerektiği bilinmektedir. Fakat önemli olan kavite preparasyonu sırasında bu iki tabakanın doğru şekilde teşhis edilebilmesidir. Kavitede bırakılan rezidüel çürüğün bakterilerle kontaminasyonunun kesilmesi durumunda ilerlemeyeceği savunulurken, zaman içerisinde diş restorasyon arasında oluşacak boşluklardan mikroorganizmaların difüzyonu ile birlikte tekrar aktif hale geçeceği düşünülmektedir (Borczyk ve ark., 2010).

2.3. Çürük Teşhis Yöntemleri

2.3.1. Gözle ve Sondla Muayene

Klinikte çürük teşhisi ilk olarak ayna ve sondla yapılan muayene ile başlamaktadır (Gürses ve Ünlü, 2017). Muayenenin yapılabilmesi için diş yüzeylerinin temiz, kurutulmuş ve iyi aydınlatılmış olması gerekmektedir. Öncelikli olarak doku bütünlüğü, şeffaflık/opaklık, lokasyon ve renk gibi yüzey özellikleri subjektif olarak yorumlanmaktadır (Ekstrand ve ark., 1997). Remineralize olabilecek, kavitasyon oluşmamış çürük lezyonlarının teşhisinde sond kullanımı, bu dokuları geri dönüşümsüz şekilde travmatize edebilmektedir (Roberson ve ark., 2006a).

Gözle ve sondla yapılan muayene özellikle arka dişlerin okluzal ve approximal yüzeylerinde kavite oluşturmadan dentine kadar ilerlemiş çürüklerin teşhisinde yetersiz kalmaktadır (Lussi, 1993).

2.3.2. Radyografik Muayene

1985 yılında Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilen X ışınları kısa süre sonra diş çürüğünün tespitinde de kullanılmaya başlanmıştır (Wenzel ve ark., 1998).

2.3.2.1. Geleneksel Radyografik Muayene

Radyografik görüntüleme teknikleri filmin hasta ağzının dışında konumlandırıldığı ekstraoral teknik ve hasta ağzının içinde konumlandırıldığı intraoral teknikler olmak üzere iki başlıkta incelenebilir. İntraoral teknikler özellikle dişler ve alveoler kemiğin diagnostik bilgisini elde etmek için kullanılan tekniklerdir (Rasmus ve Williamson, 1996).

2.3.2.1.1. Açıortay Tekniği

Santral ışının, dişlerin uzun eksenine ile film düzlemi arasındaki açının açıortayına dik olarak yönlendirildiği bir tekniktir. Pratik uygulamalarda kullanılması güç bir yöntemdir. Açıortay tekniğinde görüntü elde edilmesinde standardizasyon sağlanamamakta ve görüntüde magnifikasyonlar oluşmaktadır (Duckworth ve ark., 1983).

2.3.2.1.2. Paralel Teknik

Filmin dişlerin uzun eksenine paralel olacak şekilde konumlandırıldığı ve santral ışının hem filme hem de dişe dik olarak yönlendirildiği tekniktir (Hausmann ve ark., 1989). Standardizasyon sağlanması için filmin ağız içine yerleştirilmesinde ve sabit tutulmasında film tutucular kullanılmaktadır (Haring ve Jansen, 2000). Paralel teknikte açığortay tekniğine göre daha az görüntü distorsiyonu gözlenmesi sebebiyle daha fazla tercih edilmektedir (Wuehrmann ve Manson-Hing, 1973).

2.3.2.1.3. Bite-wing Tekniği

Çürüğün radyolojik olarak görüntülenmesinde en sık kullanılan yöntem bitewing radyograflardır. Film tutucu kullanılması kontakt noktaların birbiri üzerine çakışmasını (superpozisyonunu) engellemektedir. Aproximal çürüklerin tespitinde kullanılan bu teknik daha sonra okluzal çürüklerin teşhisinde de kullanılmıştır (Lussi, 1996). Ancak aproximal çürüklerin teşhisinde iyi performans gösterirken, okluzal yüzeylerdeki mine çürüklerinde yeterli olmadığı bildirilmiştir (Poorterman ve ark., 2000).

2.3.2.2. Dijital Radyografi

Diş hekimliğinde kullanılan ilk dijital radyografi sistemi 1987 yılında Dr. Frances Mouyens tarafından icat edilmiştir (Parks ve Williamson, 2002). Sırasıyla dijital çıkartma (subtraction) radyografisi, indirekt ve direkt dijital radyografi olarak sıralanmaktadır (Van der Stelt, 2000).

2.3.2.2.1. Dijital Çıkartma (Subtraction) Radyografisi

Dijital çıkartma radyografisi, periyodik zaman aralıkları ile alınan farklı radyografilerdeki görüntülerin üst üste çakıştırılarak birbirinden çıkartılması

yöntemidir. Görüntü üzerinde gözle ayırt edilemeyen minör dansite değişikliklerin saptanabilmesi ilkesine dayanan bir görüntü analiz yöntemidir (Mol ve Dunn, 2003). Periodontal hastalıklar sonucu ortaya çıkan alveol kemiği kaybının erken dönemde saptanması aşamasında en sık kullanılan görüntü analiz yöntemi dijital çıkartma (dijital subtraction) radyografisidir (Lee ve ark., 2004).

2.3.2.2.2. İndirekt Dijital Radyografi

Geleneksel radyografi ve bilgisayar teknolojisinin birlikte kullanıldığı bir tekniktir. Konvansiyonel yolla elde edilen radyografiler özel kamera ve tarayıcılarla dijitalize edilmekte ve çeşitli görüntü analiz programlarıyla tanısal kapasitesi arttırılabilmektedir (Versteeg ve ark., 1997). Dijitalize görüntünün optik dansite skalasının radyografik filme göre dar olması sebebiyle filmdeki mevcut bilgilerin bir miktar kayba uğraması tekniğin en büyük dezavantajıdır (Brooks ve Miles, 1993).

2.3.2.2.3. Direkt Dijital Radyografi

Dijital radyografi sistemi X ışın kaynağı, intraoral sensör, analog-dijital dönüştürücü, monitörden ve/veya yazıcıdan oluşmaktadır (Haring ve Jansen, 2000). Dijital radyografide intraoral dental filmin yerini sensörler almıştır. Kordonlu ve kordonsuz (fosfor plak sistemi – PSP) sensörler olmak üzere iki sensör tipi mevcuttur. Kordonlu olanlar bilgisayara bir fiber optik kablo ile bağlanan görüntü sensörüne sahiptirler (Haring ve Jansen, 2000). Bu sensörler CCD (charge – coupled device) veya CMOS/APS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor with Active Pixel Sensor) çiplerini içermektedir (Emmot, 2002).

Dijital sensörlerin x ışınlarına karşı daha hassas olması sebebiyle hastaya verilen dozda önemli oranlarda azalma sağlanmaktadır. Elde edilen görüntü üzerinde kontrast ve parlaklık değiştirilebilmekte, görüntü büyütülebilmekte, açı ve uzunluk ölçümleri yapılabilmektedir. Standardizasyon sağlanarak görüntülerin arşivlenmesi sağlanabilirken ve tedavi öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapılabilmektedir. Ayrıca karanlık odaya ihtiyaç duyulmaması ve banyo işlemlerinin ortadan kalkması da avantajları arasındadır. Fakat pahalı olan bu sistemlerin çözünürlüğünün geleneksel filmlerden düşük olması, yazıcıdan alınan görüntülerin baskı kalitesinin ekran görüntüsünden daha az olması gibi dezavantajları da vardır (Yeler ve ark., 2006). Ayrıca kablolu dijital sistemlerde ağız içi sensörlerin dental filmlere göre kalın ve sert olması sonucu görüntü alma esnasında hastaya rahatsızlık verebilmektedir (Yeler ve ark., 2006).

2.3.2.3. Fiber Optik Transilüminasyon (Foti)

Fiber optik transilüminasyon yöntemi, dişi aydınlatmak için dar beyaz ışığın kullanıldığı bir tekniktir. Soğuk ışık kaynağından gelen ışık ince bir fiber uç sayesinde dişin bukkal veya lingual yüzeyinden uygulanır (Mialhe ve ark., 2009). Sağlam mine dokusu neredeyse saydam şekilde izlenirken dentin ise mine altında turuncu, kahverengi veya gri görülebilmektedir (Gomez, 2015). Bu yöntem demineralize diş dokularında bozulmuş mine kristalleri bulunan alanların transillumasyonunun, ışık saçılması ve ışık fotonlarının absorpsiyonundaki değişikliklerden dolayı koyu gölgeler şeklinde gözükmesi prensibiyle çalışmaktadır (Friedman ve Marcus, 1970).

Basit ve ekonomik bir yöntem olmasına rağmen değerlendirmenin subjektif olması, düşük sensitivite değerlerine sahip olması, görüntülerin kaydedilememesi gibi

dezavantajları nedeniyle kullanımı sınırlı kalmıştır (Bin-Shuwaish ve ark., 2008; Özgür ve ark., 2018; Vaarkamp ve ark., 1995).

2.3.2.4. Dijital Fiber Optik Transilüminasyon Görüntüleme (Di Foti)

DIFOTI, FOTI ile aynı çalışma prensibine dayanmaktadır. Bir şarj bağlı cihaz (CCD) kamera ile birlikte dişin transilüminasyonuna bakmak için görünür ışık (450 ve 700 nm arasındaki dalga boyu aralığında) kullanılmaktadır (Abogazalah ve Ando, 2017). Dijital kamera sayesinde görüntüler bilgisayar ekranına aktarılıp kaydedilebilmektedir. Fakat görüntüleri analiz eden bir yazılım olmadığından değerlendirme hekim tarafından yapılmaktadır (Bin-Shuwaish ve ark., 2008).

DIFOTI radyasyon zararlarının elimine edilmesi, konforlu olması (ağız içi filmler veya sensörler gibi hastayı rahatsız eden araçların kullanılmaması nedeniyle), erken çürüklerin tespitinde radyografilerden daha duyarlı olması gibi avantajlara sahiptir (Peers ve ark., 1993; Schneiderman ve ark., 1997; Young ve Featherstone, 2005). Fakat bununla birlikte DIFOTI'nin lezyonun boyutu, derinliği, hacmi ve mineral içeriğini objektif olarak ölçebildiği kanıtlanmamıştır. DIFOTI çürük lezyon ile florozis gibi gelişimsel defektleri ayırt edememektedir. DIFOTI ile çürük aktivitesi belirlenemez ve yüksek hassasiyet değerleri nedeniyle yanlış pozitif cevaplar alınarak gereksiz tedavi yapılmasına neden olabilir (Abogazalah ve Ando, 2017).

2.3.2.5. Kantitatif Işık Etkili Floresans (QLF)

QLF yöntemi görünür ışık sistemi kullanarak erken çürük lezyonlarının tespit edilmesi ve lezyonun takip edilmesini amaçlamaktadır. Dişin oto- floresans özelliğinin değerlendirilmesi prensibiyle çalışır (Heinrich-Weltzien ve ark., 2003). QLF yöntemi

bir ışık kaynağı, diştten yansıyan ışınları toplayan bir CCD kamera, bir bilgisayar ve özel bir yazılım sisteminden oluşmaktadır (Dennison ve Hamilton, 2005). İncelenen diş görünür mavi ışık ile uyarıldığında sağlıklı dokularda yeşil floresans meydana gelirken, demineralizasyon varlığında dişin floresans özelliği azalır ve demineralize alanlar karanlık bölgeler şeklinde görünür (Heinrich-Weltzien ve ark., 2003).

Sistemin en büyük avantajı kolay uygulanabilmesi ve tekrarlanabilir olmasıdır. QLF yönteminde bilgisayara görüntülerin kaydedilmesi sayesinde ölçümler farklı zamanlarda tekrarlanabilmekte ve lezyonun mineral içeriğindeki değişimler ölçülerek, lezyon boyutundaki değişim saptanabilmektedir (Korkut ve ark., 2011).

QLF yöntemi çürük ile hipoplazik alanları ayırt edememektedir. Bu nedenle QLF' nin klinik muayene ile birlikte yapılması, gelişimsel hipoplazik alanların gözle ayırt edilmesi gerekmektedir (Tam ve McComb, 2001).

2.3.2.6. Elektriksel İletkenlik Ölçümü (ECM)

Bu yöntem sağlıklı ve çürük diş dokularındaki elektrik iletkenlik farklılığını esas alarak çalışmaktadır. Bu nedenle çürük teşhisinde elektrik akımı kullanılmaktadır. Sağlam mine inorganik içeriğinin yüksek olması nedeniyle sınırlı iletkenliğe sahipken, demineralizasyonun artmasıyla diş minesinin iletkenliği de artış göstermektedir. Buna karşılık sağlam dentin dentin tübülleri ve içerisindeki sıvı sayesinde iletkenlidir (Huysmans ve ark., 1998). Demineralizasyonun mine dentin birleşimine ulaşması durumunda elektrik iletkenliğindeki değişim kolaylıkla ölçülebilmektedir (Ashley ve ark., 1998). Elektriksel iletkenlik ölçümleri ile çalışan sistemlerden Elektronik Çürük Monitörü (ECM®, ElectronicmCaries Monitor, Lode Diagnostics, Hollanda) dokunun elektriksel iletkenliği esasına dayanarak çalışırken, CarieScan (İskoçya) ise elektrik

direncine (impedans) göre çalışmaktadır (Kühnisch, ve ark., 2006). Bu cihazlar fissüre yerleştirilen bir metalik ölçüm ucu, yüksek iletkenliğe sahip dudak veya deri gibi bir bölgeye bağlanacak bir konnektör yardımıyla ölçüm yapmaktadırlar (Zandoná ve Zero, 2006).

2.3.2.7. Light- Emitting Diode (LED)

LED (light emitting diode) ışığının yansımaları ve kırılması esasına dayanan bir yöntemdir. Cihazın LED ışık yayan bir el aletine sahiptir. Sağlıklı diş dokusu demineralize dişe göre daha translüsent olduğu için optik görüntüleri arasında fark vardır. LED ışık yayan cihaz fiber optik bir uç sayesinde diş dokusunun ışığı yansıtması ve kırması anını yakalayıp elektrik sinyallerine dönüştürür. Bilgisayar destekli algoritma ve mikro işlemci sayesinde çürük tespiti yapılır. Sinyal sesinin artması ve ışığın yeşilden kırmızıya dönmesi çürük varlığını düşündürür (Aktan ve ark., 2012). Kullanımının kolay olması, objektif değerlendirme yapabilme imkânı, elle rahat taşınabilmesi, okluzal ve aproksimal çürüklerin değerlendirilmesinde kullanılması gibi avantajlara sahiptir (Strassler ve Sensi, 2008).

2.3.2.8. Lazer Floresans Yöntemi (DIAGNOdent)

DIADNOdent (Kavo, Biberach, Almanya) 625 nm dalga boyunda kırmızı ışık yayan uç ve geri yansıyan floresanı tespit eden sensörden oluşan ticari bir cihazdır. Çürük lezyonunun gelişmesiyle birlikte floresans ışığın yansımadaki artışı ölçerek sayısal değerlerden demineralizasyon derecesini ölçebilir. Tekrarlanan ölçümler yapılarak zaman içerisinde lezyondaki değişikliklerin kaydedilmesine de olanak sağlar (Lussi ve ark., 1999). Toplanan sinyal 0-99 arasında değişen bir değer olarak cihazın göstergesinde izlenir (Lussi ve ark., 2004).

Genel olarak düz yüzey ve oklüzal çürüklerinin belirlenmesinde, süt dentisyona kıyasla daimi dentisyonda DIAGNOdent kullanımının daha başarılı sonuçlar verdiği söylenebilir (Shi ve ark, 2000). Aproksimal yüzlere ulaşım zor olduğu için düşük okuma değerleri verebilmektedir. Bu yöntemde plak ve diştaşı varlığında, dişte renklenme ve lekelerin bulunması durumunda çürük varmış gibi hatalı ölçümler yapabilmektedir. Restorasyonlu dişlerde ve sekonder çürüklerde sistem başarısızdır (Huth ve ark., 2008).

DIAGNOdent'in geliştirilmesiyle aynı mekanizmayla çalışan "DIAGNOdent Pen" cihazı üretilmiştir. Eskisinden farklı olarak iki adet safir uca sahiptir; konik uç aproksimal yüzeylerde, silindir uç ise oklüzal yüzeylerde kullanıma uygundur. DIAGNOdent'e göre pratik kullanımlı olup, uçlarının kendi etrafında dönebiliyor olması da bir başka avantajdır (Kühnisch ve ark., 2007).

2.3.2.9. Ultrasonik Görüntüleme Yöntemi

Çürük tespitinde yüksek frekanslı ses dalgalarının kullanıldığı bir yöntemdir. Uç tarafından yüksek frekanslı dalgaların (1-20 MHz) oluşturulması, görüntülenecek dokuya veya materyale uygulanması, yansıyan dalgaların uç tarafından emilerek elektriksel impulslara dönüştürülmesi ve eko olarak saptanmasıyla çalışmaktadır (Ng ve ark., 1988). Bu sistemin klinik olarak kullanılabilmesi için ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir (Yanıkoglu ve ark., 2000).

2.3.2.10. Ayarlı Diyafram Bilgisayarlı Tomografi Yöntemi (Tuned Aperture Computed Tomography -TACT)

Dişlerin çeşitli kalınlıklarda radyografik kesitlerinin incelendiği üç boyutlu bir yöntemdir. İki boyutlu radyografik yöntemlerin dezavantajlarını engellemek için tasarlanmıştır. Diş, destek dokular ve patolojilerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Abreu ve ark., 1999). İyonize radyasyona maruziyete yol açan pahalı bir yöntem olduğu için kullanımı yaygınlaşmamıştır (Abreu Jr ve ark., 2001).

2.3.2.11. Mikro Bilgisayarlı Tomografi Yöntemi (M –BT)

Bilgisayarlı tomografi cihazının çalışma prensipleriyle çalışmaktadır. Taraması yapılan dişin X ışınları kullanılarak kesitsel görüntüleri elde edilir. Bu görüntüler bilgisayar ortamında yazılım programları sayesinde işlenerek dişin üç boyutlu modeli dijital ortamda oluşturulur. Kesitsel görüntülerin elde edilmesi sayesinde radyografide karşılaşılan görüntü çakışması (süperpozisyon) problemi önlenmektedir (Kamburoğlu ve ark., 2011; Schwass ve ark., 2009). Çürük teşhisinde çok sayıda kesitsel görüntü elde edilmesine olanak sağlayan bu yöntemle, çürüğün yeri, genişliği hakkında daha güvenilir sonuçlar elde edildiği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Swain ve Xue, 2009).

2.4. Çürük Tanısına Etki Eden Faktörler

2.4.1. Kullanılan Radyografik Yöntem

Çürük tespiti için en yaygın olarak kullanılan yöntemler görsel ve radyografik muayene yöntemleridir (Shoaib ve ark., 2009). Geleneksel yöntemlerin en önemli dezavantajı subjektif değerlendirmeye dayanmasıdır (Lussi, 1991). Bu nedenle,

geleneksel yöntemlerin daha hassas yöntemlerle birlikte kullanılması çürük teşhisini geliştirebilmekte ve diş hekimlerine operatif olmayan tedavilerin izlenmesinde yardımcı olabilmektedir (Chesters ve ark., 2002).

Sekonder çürük lezyonları renk değişimi, kavitasyon oluşumu ve duvar lezyonları oluşmadığı sürece klinik olarak tespit edilemediklerinden, radyografik inceleme yapılması gerekmektedir. Ancak X ışınının açısına bağlı olarak görüntünün değişmesi sekonder çürük tanısını zorlaştırmaktadır. Amalgam ile yapılan bazı çalışmalarda amalgamın çok küçük bir miktarının bile radyografda sekonder çürük lezyonunu maskeleyebileceği ve bu etkinin vertikal açının artmasıyla artabileceği bildirilmiştir (Kidd, 1990; Kidd ve ark., 1992; Tveit ve Espelid, 1992). Bu nedenle sekonder çürük tanısında en çok tercih edilen yöntemin bite-wing radyografisi olduğu birçok araştırmacı tarafından kabul edilmektedir (Kidd ve ark., 1992; Rudolph ve ark., 1993).

Konvansiyonel radyografik yöntemlerle dijital radyografi tekniğinin primer ve sekonder çürük tanısındaki etkinliğini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır. Alkurt ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada 4 farklı dental röntgen filmi kullanarak konvansiyonel ve dijital yöntemi kıyaslamışlar, arayüz çürük teşhisi açısından fark bulamadıklarını rapor etmişlerdir (Alkurt ve ark., 2007). Ulu ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları çalışmada konvansiyonel yöntemlerle çekilen bite-wing radyografileri ile dijital yöntemleri kıyaslamış ve yöntemler arasında fark görmediklerini rapor etmişlerdir (Ulu ve ark., 2010).

Çürük teşhisinde dental volümetrik tomografi sistemlerinin, fosfor plak ve CCD sensor dijital görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığı çalışmalar yapılmıştır.

DVT'nin küçük arayüz çürük lezyonlarında ve çürüksüz yüzeylerin altında gizli kalmış çürük lezyonların tespitinde etkili olduğu gösterilmiştir. Akdeniz ve arkadaşları yaptıkları bir in vitro çalışmada 3DX Accuitomo (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japonya) cihazının aproksimal lezyon derinliği tespitinde daha etkin olduğunu göstermişlerdir (Akdeniz ve ark.,2006).

2.4.2. Radyografi Kalitesi ve Değerlendirme Koşulları

Dental radyograflar görüntülenmek istenen anatomik ve patolojik yapıların görünebilir ve tanımlanabilir olmasını sağlayarak klinikte hekimlerin teşhislerine yardımcı olmalılardır.

2.4.2.1 Detay, Netlik

Radyogramda objenin sınırlarının belirgin olarak görülmesi netlik olarak tanımlanmaktadır. Detay ise filmin netliğini ifade eder. Radyogramın netliği filmin yapısı fokal spotun büyüklüğü; fokal spot-obje mesafesi; obje-film mesafesi; film, obje veya röntgen başlığının hareket etmesi gibi faktörlere bağlıdır (Çağlayan ve Harorlu, 2001).

2.4.2.2 Dansite

Optik dansite radyografideki koyuluk derecesidir. Filmin opasite ve kararma derecesini belirtir (Özcan İ, 2017).

Radyogramda radyolusent görülen bölgeler x ışınlarının dokular tarafından absorbe edilmediği veya çok az edildiği bölgelerdir. Dansite bir objeye gelen ışık

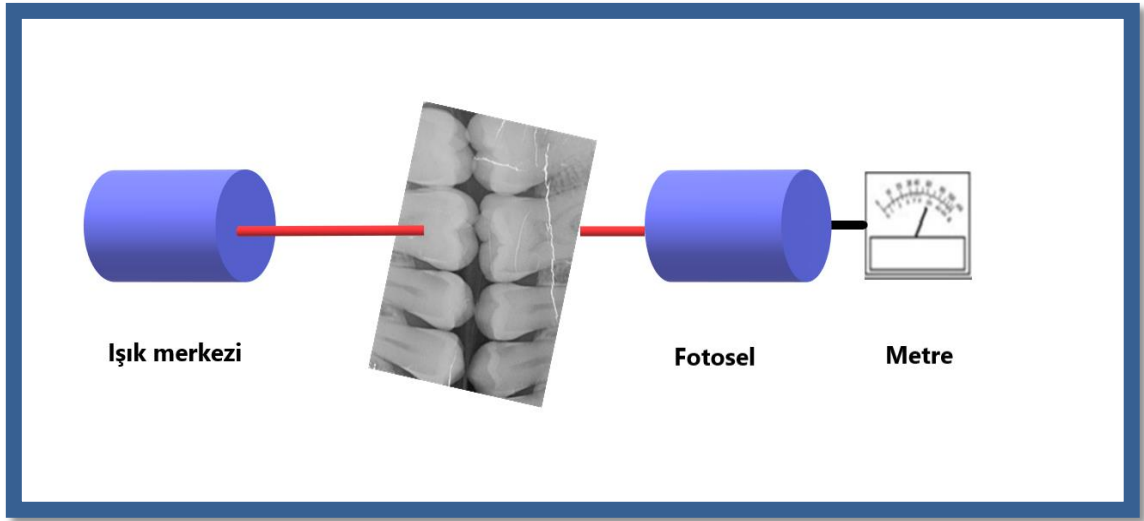
ünitesinin filmde geçen ışık ünitesine oranının on tabanına göre logaritmik ifadesidir (Çağlayan ve Harorlu, 2001).

Optik dansite = $\log_{10} I_0/I_t$ (I_0 = Filme gönderilen ışığın yoğunluğunu, I_t = Filmde geçen ışık miktarını belirtmektedir.) (Özcan İ, 2017).

Radyogramın koyuluk derecesi x-ışın demetinin yoğunluğu ve enerjisi, kullanılan filmin yapısı, radyografik görüntüsü alınan objenin kalınlığı ve dansitesi, ışılama süresi, film banyosunun özellikleri gibi değişik faktörlere bağlıdır. mAs'nin artması ile oluşan X ışını miktarı, kVp'nin artması ile de X ışınlarının gücü artacağı için daha fazla X ışını objeyi aşır filme ulaşır. Filmin dansitesi artar.

Diş hekimliğinde 0,5-2 arasında dansiteye sahip radyogramlar okunur kabul edilmektedir. 0,5 değerinin altındaki değerlerde film çok beyaz (soluk), 2,5 değerinin üstünde ise siyah (çok koyu) olduğu için diagnostik açıdan faydasızdır (Çağlayan ve Harorlu, 2001).

Konvansiyonel radyografilerde dansite, radyografilerin içinden geçen ışık oranını (materyallerin optik dansitesini) kantitatif olarak ölçen dansitometre adı verilen cihazlar ile ölçülmektedir. Dansitometre cihazı temel olarak fotoelektrik bir hücreye doğrutulmuş bir ışık merkezini içerir. Işık merkezinden çıkan ışın, dansitesi ölçülmek istenilen materyalden alınan radyografi üzerinden geçirilerek optik dansitenin derecesi sayısal olarak ölçülür (Bloxom ve Manson-Hing, 1986; Curry ve ark., 1990; Goaz ve White, 1994).



Şekil 2.1.: Dansitometre Cihazı Çalışma Prensibi Şematik Gösterimi

Dijital görüntüleme yöntemlerinin kullanıldığı ya da konvansiyonel radyografilerin tarayıcı ile dijitalize edildiği durumlarda görüntüdeki koyuluk, ortalama gri değerin (mean gray value-MGV) saptanması alüminyum penetrometre kullanılarak değerlendirilir. Bu amaçla çeşitli bilgisayar programlarından ve yazılımlardan faydalanılmaktadır. Elde edilen dijital görüntülerde, alüminyum penetrometrenin ve ölçülmek istenilen materyalin üzerinde bilgisayar faresi kullanılarak oluşturulan standart boyuttaki bir alanın (ilgili alan-region of interest (ROI)) ortalama gri değeri yazılım yardımı ile ölçülür (Guerreiro-Tanomaru ve ark., 2009). Vivan ve arkadaşları aşağıdaki denklemi kullanarak bu değerleri milimetre alüminyuma dönüştürmüşlerdir (Vivan ve ark., 2009; Lachowski ve ark., 2013).

$$(A-B/C-B) \times \text{Örnek Kalınlığı} + \text{Materyalin MGV'sinin altındaki mmAl}$$

Bu denklemde; A materyalin MGV'si, B materyalin MGV'sinin hemen altındaki saf alüminyum basamak artışının MGV'si, C materyalin MGV'sinin hemen üzerindeki saf alüminyum basamak artışının MGV'si olarak hesaplanır.

2.4.2.2.1 Alüminyum Penetrometre

Dansite farklılıklarını ortadan kaldırmak ve radyografik görüntüleri objektif olarak değerlendirebilmek için step-wedge (penetrometre) kullanılmaktadır. Kalınlığı eşit olarak artan basamaklar şeklinde üniform bir metalden üretilen penetrometre, görüntülenecek obje ile birlikte ışınlanır. Bu sayede objenin dansitesi materyalin kalınlığı cinsinden ifade edilebilir. Kemik dokusunun değerlendirilmesinde alüminyum (Al) stap-wedge kullanılması önerilmektedir. Çünkü bu materyalin ışınları abzorbe etme ve yansıtma özellikleri alveoler kemikle benzerlik göstermektedir (Bloxom ve ark., 1986; Curry ve ark., 1990; Goaz ve White, 1994) (**Resim 3.14**).

2.4.2.2.2. ImageJ Programı

Görüntülerin bilgisayara aktarılması ve üzerlerinde ölçüm yapılmasını sağlayan çok sayıda program geliştirilmiştir. ImageJ programı ücretsiz oluşu ve farklı alanlarda analiz çeşitliliği sağladığı için birçok bilim dalında kullanılmaktadır (Schneider ve ark., 2012). Bu program, elde edilen bir görüntü üzerinde morfolojik yapı ve doku özelliklerini belirlemek için tanımlanmış her parametreyi sistemik komut sistemi kullanarak hesaplama imkânı sunmaktadır (Bayırlı, 2013).

ImageJ yazılımını <http://imagej.nih.gov/ij/download.html> web sayfasından ücretsiz olarak indirilebilir.

ImageJ penceresi menü çubuğu (menü bar), araç çubuğu (tool bar), durum çubuğu (status bar) ve ilerleme çubuğu (progres bar) olmak üzere 4 bölümden oluşmaktadır.

Kullanıcı;

1. Menü çubuğunda programın tüm özelliklerine erişebilir ve ayarlar yapılabilir.
2. Araçlar çubuğunda görüntü üzerinde seçim yapma, boyama, yer değiştirme ve yaklaştırma yapmak için farklı araçların bulunduğu kısımdır.
3. Durum çubuğu programın o andaki yaptığı işlem hakkında bilgi verir. Görüntü üzerinde imlecin bulunduğu noktanın piksel olarak değerleri ve koordinatları belirtilmektedir.
4. Kullanıcıya bir saniyeden daha uzun süren işlemlerde işlemin ne kadar ilerlediğini ilerleme çubuğu gösterir.



Resim 2.1.: ImageJ yazılımı penceresi

Analiz yapılacak fotoğrafın ImageJ yazılımından açılması için File aracında Open menü ile fotoğraf seçimi yapılır. Edit aracında Selection sonrasında Specify

menüler ile ölçüm yapılacak alan genişlik ve yüksekliği belirtilir. Son olarak da Analyze aracında Set Measurements menüsü sonrası Mean Gray Value seçilerek ölçüm yapılır.

2.4.2.2 Kontrast

Kontrast, açık ve koyu bölgeler arasındaki dansite farkını ifade etmektedir. Yüksek kontrastlı radyografilerde gri renk tonları az, siyah ve beyaz alanlar daha çoktur.

Objenin yoğunluğu, kalınlığı, atom numarasına göre kontrastı etkilemektedir. Konvansiyonel radyografilerde filmin ışık alması, filmlerin hatalı saklanması, banyo işlemleri de kontrastı düşürebilmektedir. Ayrıca kVp' nin düşük olması kontrastı azaltırken, yüksek olması arttırmaktadır (Özcan, 2017).

2.4.3. Çürük Lezyon Büyüklüğü ve Lokalizasyonu

Dişlerin aproksimal yüzeylerindeki çürüklerin tanısında büyük lezyonların küçük olanlara, gingival tabanın ortası ile bukkale yakın lezyonların ise lingualde lokalize olanlara göre daha kolay tespit edildiği gösterilmiştir (Matteson ve ark.1989; Rudolphy ve ark., 1993).

İnterproksimal çürüklerin ise radyogramlarda görülme olasılıkları klinik görülme olasılıklarından daha fazladır (Çağlayan ve Harorlu, 2001). White ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada posterior dişlerin aproksimal yüzeylerinin radyografik olarak inceleyerek araştırmacıların çürük yüzeylerin ancak 50'sini, sağlıklı yüzeylerin ise 93'ünü doğru olarak tespit ettiklerini ve gözlemci içi ve gözlemci arası uyumların da düşük olduğunu gözlemlemişlerdir (White ve Yoon, 1997).

Okluzal çürüklerin radyografisinde bukkal ve lingual minenin süperpozisyonundan dolayı mine seviyesindeki çürükleri ve erken dentin lezyonlarını tespit etmek zordur.

Kök çürüklerin klinik olarak erken teşhisi sıklıkla renk değişimi gözlenemeyeceği için zordur. Ayrıca radyografik muayenede servikal burn-out ile karışabilmektedir. Dişlerin servikal bölgelerinde dişin mine tabakası ile alveoler kemiğin üst üste binmediği bölgede x-ışınları daha az tutunur. Bu alanlar radyografik görüntüde '*servikal burn-out*' adı verilen koleyi saran bant şeklinde veya distal ya da mezialde üçgen şeklinde radyolüsen görüntü oluşur. Kök çürüklerinin değerlendirilmesinde servikal burn-out dikkate alınmalıdır (Harorlı, 2015).

2.4.4. Lezyona Bitişik Materyalin Türü

Restorasyonların yenilenmesinin en önemli nedenlerinden biri sekonder çürüklerdir (Braga ve ark., 2007; Lachowski ve ark., 2013). Prevost ve ark. dekalsifiye dentinle karıştırılmaması için materyallerin radyoopasitesinin dentinden daha düşük olmaması gerektiğini bildirmişlerdir (Prévost ve ark., 1990). Çalışmaların çoğu, mineye eşit veya biraz daha büyük bir radyopasiteye sahip bir materyalin, radyografilerdeki sekonder çürüklerin tespiti için ideal olacağını düşündürmektedir (Espelid ve ark., 1991; Turgut ve ark., 2003; Yasa ve ark., 2015).

Radyopak restoratif materyaller hem ayrıntı algısını hem de görme keskinliğini bozmaktadır (Ergücü ve ark., 2010; Espelid ve ark., 1991). Amalgam gibi çok yüksek radyoopasiteye sahip materyaller restorasyona komşu radyolüsent alanların tespitini güçleştirebilir. Radyoopasitesi yüksek materyaller süperpozisyon nedeniyle

çürük lezyonlarını maskeleyebilir (Goshima ve Goshima, 1990). Düşük radyopak alanın yanındaki yüksek radyoopasiteli materyal koyu sınırlı alan oluşmasına neden olan görsel illüzyon olarak tanımlanan Match Band etkisine neden olabilmekte ve bu görüntüye hatalı çürük teşhisi konulabilmektedir (Espelid ve ark., 1991).

2.5. Çürük Tedavisinde Kullanılan Güncel Restoratif Materyaller

2.5.1. Kaide Materyalleri

2.5.1.1. Çinko Fosfat Siman

Kullanılan en eski siman türü olan çinko fosfat siman 1879 yılında Pierce tarafından geliştirilmiştir (Craig ve Powers, 2002). Diş hekimliği pratiğinde çok uzun zamandır başarıyla kullanılıyor olduğundan karşılaştırmalı çalışmalarda altın standart olarak kullanılmaktadır (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Çinko fosfat simanlar kullanımdan hemen önce karıştırılması gereken toz ve likitten oluşmaktadır. Çinko fosfat simanın tozu; %90 oranında çinko oksit (ZnO) ile %2–10 oranında magnezyum oksitten (MgO) oluşmaktadır. Bu tozlar $1000^{\circ}C$ 'de sinterlenip, daha sonra ince bir toz halinde öğütülüp ve radyopak tozlarla karıştırılmaktadır. Toz kısmında az miktarda bulunan silikondioksit (SiO_2) inaktif doldurucu olarak, bizmuttrioksit (Bi_2O_3) ise sertleşme zamanının uzaması ve sertleşmiş simanın yüzey düzgünlüğünü sağlaması amacıyla kullanılmaktadır.

Çinko fosfat simanın likit kısmı, %45-60 fosforik asit (H_3PO_4), %30-35 su, alüminyum fosfat ($AlPO_4$) ve bazen çinko fosfat içermektedir. [$Zn_3(PO_4)$]. Likit kısmında bulunan alüminyum (Al) toz ve likitin reaksiyona girmesini sağlamaktadır. Bileşikteki su miktarı, likitin iyonizasyonunu kontrol etmekte ve sertleşme

reaksiyonunun süresini etkilemektedir (Anusavice ve ark., 2012a; Craig ve Powers, 2002; Zaimoğlu, 1993).

Tablo 2.1.: Çinko Fosfat simanın (ZnP) bileşenleri (Fraunhofer)

TOZ		LİKİT	
Çinko oksit (ZnO)	%90	Serbest fosforik asit	%38
Magnezyum oksit	%8	(H ₃ PO ₄)	%16
Silika (SiO ₂)	%1.4	H ₃ PO ₄	
Baryum oksit (BaO)	Çok az	Su	
Baryum sülfat (BaSO ₄)	Çok az		
Kalsiyum oksit (CaO)	Çok az		

Toz ve likitin karışması ekzotermik kimyasal bir reaksiyon oluşturmaktadır (Zaimoğlu, 1993). Çinko fosfat simanın dayanıklılığı doğru toz/likit oranına bağlıdır. Bu oran 2.5g/3.5 ml olarak tavsiye edilmektedir (O'Brien, 2002). Karışım tamamlandıktan sonra viskozite hızla azalmaktadır. Çalışma zamanını uzatmak için soğuk cam üzerinde karıştırılması tavsiye edilmektedir (Nakabayashi, 1998). İlk karıştırıldığında 4,2 olan pH, 1 saat sonra 6 olurken yaklaşık 48 saat sonra nötr duruma gelmektedir (Craig ve Powers, 2002; Zaimoğlu, 1993b). Asidik pH'ın pulpa irritasyonuna neden olabilmesi, dişe mekanik bağlanmaları nedeniyle yaşanan adezyon eksikliği, antibakteriyel özelliklerinin olmaması ve çözünürlüğünün göreceli fazla olması gibi dezavantajlara sahiptir (O'Brien, 2002).

2.5.1.2. Cam İyonomer Simanlar (CIS)

İlk kez 1972 yılında Wilson A.D ve Kent B.E. tarafından yeni translusent dolgu materyali olarak Aluminasilicatepolyacrylic Asit (ASPA) adıyla tanıtılmışlardır. Silikat ve polikarboksilat simanlardan oluşan hibrit materyallerdir (Wilson, 1972). Cam

iyonomer simanlar poliakrilik asit matriksinin diş dokularına kimyasal adezyonu ve silikat simanların florid iyonu salınımı yapabilme özelliğini elde etmişlerdir (Brito ve ark., 2010).

Cam iyonomer simanlar içeriklerine göre;

- 1- Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
- 2- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
- 3- Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
- 4- Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
- 5- Giomerler
- 6- Nano-iyonomer şeklinde sınıflandırılmaktadırlar (Kanık ve Türkün, 2016).

2.5.1.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Siman (GCİS)

GCİS'lar toz-likit sisteminden oluşmaktadırlar. Floroalüminosilika cam tozu ve poliakrilik asitin sulu solüsyonu arasındaki asit baz reaksiyonu sonucu oluşan bir materyaldir (Carel Leon Davidson, 2006).

GCİS tozu 1100-1300 C° sıcaklıkta alümina (Al₂O₃), silika (SiO₂), metal florür, metal oksit, metal fosfatın erimesi ile meydana gelmektedir. Metal iyonları sodyum (Na⁺¹), çinko (Zn⁺²), stronsiyum (Sr⁺²), kalsiyum (Ca⁺²), alüminyum (Al⁺³), lantan (La⁺³) ve potasyum (K⁺¹)'dan oluşmaktadır. Üretim sürecinde, erime ısısını arttırmada fosfat (P⁻³) ve florid (F⁻) iyonları kullanılırken, Na⁺¹ ve Ca⁺² ise, sertleşme reaksiyonunda etkili olmaktadır (Mount, 2001; Saito, 1999). Stronsiyum oksit (SrO),

baryum sülfat ($BaSO_4$) ve lantanyum oksit (La_2O_3) molekülleri CİS'e radyoopasite sağlamak amacı ile eklenmekte, ancak cam bileşimi içine katılmamaktadır (Deb ve Nicholson, 1999).

Cam iyonomer simanlarda kullanılan cam partikülleri karmaşık bir yapıya sahiptir ve birçok bileşen içermektedirler. Cam partikülünün üç temel bileşeni silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve kalsiyum oksittir (CaO). Alüminyum oksit ve silisyum dioksit, camın iskeletini oluşturmaktadır. Yapı, üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir yapıdır. Genellikle stronsiyum oksit (SrO) ve çinko oksit (ZnO) kalsiyum oksitin (CaO) yerini almaktadır. Flor (CaF_2), rezervuar görevi görmek üzere yapıya dâhil olmuştur. Ayrıca, genellikle fosfat (P_2O_5) ve sodyum oksit (Na_2O) içermektedirler (Crisp ve ark., 1980).

Asit difüzyonu evresinde F^- ; NaF molekülünden serbestleşmektedir. Cam iyonomer simanın fiziksel özelliği F^- salınımına rağmen bozulmamaktadır. Araştırmalar CİS'in F^- reşarj edebilme özelliğinin olduğunu ve uzun süre F^- iyonu salabileceğini bildirilmektedir (Vermeersch ve ark., 2001).

Genellikle poliasit olarak cam iyonomer simanın matriksini oluşturmada polikarboksilik asit kullanılırken, polivinil fosforik asit, poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri gibi asitler de yapıda yer alabilmektedir (Carel ve ark., 1999).

2.5.1.2.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Geleneksel cam iyonomerlerdeki sertleşme süresinin uzun olması, teknik hassasiyet, düşük mekanik özellikler gibi dezavantajları gidermek için üretilmişlerdir (Berg, 1998). Fakat flor salınımı, reşarj özelliği ve kimyasal adezyon gibi cam iyonomer siman özelliklerini koruması istenmiştir. Fiziksel ve mekanik özellikleri GCİS ve kompozit rezinler arasındadır. Toz kısmını floroaluminosilikat cam tozları, likit kısmını ise HEMA (2-Hidroksietil metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında su oluşturmaktadır (Torabzadeh ve ark., 2011). RMCİS' ler asit-baz reaksiyonuna ek olarak foto-kimyasal sertleşme de göstermektedirler. HEMA ile reaksiyona girecek bir indikatör varlığında üç aşamalı bir sertleşme görülmektedir (Dayangaç, 2000b).

2.5.1.2.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin

Kompomer olarak adlandırılan poliasit modifiye kompozit rezinler üretici firmalara göre bazı değişiklikler göstermekle birlikte genel olarak 0,2–0,25 µm büyüklüğünde cam tanecikleri (floro-alumina silikat, baryum alüminyum floro silikat, yiterbiyum triflorid), polialkenoik asit ve organik rezin matriks karışımından oluşmaktadır (Dayangaç, 2000b). İçeriğinde %20-30 oranında cam iyonomer, %70-80 oranında kompozit rezin bulunmaktadır. Fiziksel ve mekanik özellikleri kompozitlere daha yakındır. Flor salınımları düşüktür (Kanık ve Türkün, 2016).

2.5.1.2.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

Geleneksel cam iyonomer simanların aşınma direncinin artırılarak, erken dönem su ve neme hassasiyetinin azaltılmasıyla çiğneme kuvvetlerine maruz kalınan bölgelerde kullanılmak amacıyla üretilmişlerdir. Geleneksel cam iyonomer

simanlardaki partikül büyüklüğü ve dağılımı, toz/likit oranı değiştirilmiş ve cam partiküllerin yüzeyindeki fazla kalsiyum uzaklaştırılmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlardaki 3:1 toz – likit oranı yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda 6:1, 7:1 oranındadır (Basting ve ark., 2002).

2.5.1.2.5. Giomer

Önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri (pre-reacted glass ionomer) (PRG) içeren, ışıkla sertleşen ve flor salabilen bir materyaldir. Bu partiküller, floroaluminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşmaktadırlar (Ikemura ve ark., 2008).

2.5.1.2.6. Nano-iyonomerler

Diğer cam iyonomer simanlardan farklı olarak doldurucu içerikleri ağırlıkça % 69 nano dolduruculardan oluşmaktadır. Nano – iyonomer yapısında BisGMA (Bisfenol A-glisidil metakrilat), HEMA (2- Hidroksietil metakrilat), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) ve PEGDMA (Polietilen glikol dimetakrilat) gibi çeşitli rezin monomerler yer almaktadır (Kanık ve Türkün, 2016). Nano teknoloji ile cam iyonomerlerin polisajlanma estetik özelliklerinin geliştirilmesi, abrazyon direnci, optik özellikler ve florid salınımının arttırıldığı bildirilmiştir (Markovic ve ark., 2008).

2.5.2. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermişlerdir. Kompozit kimyasal olarak farklılık gösteren ve birbiri içinde çözünmeyen iki maddenin fiziksel karışımı olarak tanımlanmaktadır (Dayangaç, 2000a).

2.5.2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozitler üç ayrı bileşenden oluşmaktadırlar:

Organik Polimer Matriks (Taşıyıcı Faz)

İnorganik Matriks (Dağılan Faz)

Ara Faz (Bağlayıcı Faz) (Roberson ve ark., 2006c).

Kompozit rezin materyallerin özellikleri bu komponentlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Ayrıca kompozit rezinlerin içerisine materyalin fiziksel, mekanik ve optik özelliklerini değiştirecek aktivatörler, ultraviyole stabilizatörleri, pigmentler, inhibitörler de eklenmektedir (Anusavice ve ark., 2003).

2.5.2.1.1 Organik Polimer Matriks

Kompozit rezinlerin organik matriks yapısı, genel olarak Bis-GMA ile iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan Üretan Dimetakrilat (UDMA) monomerlerinden oluşmaktadır. Molekül ağırlığı düşük olan ve yüksek viskoziteye sahip Bis-GMA molekülü polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Bis-GMA'ya alternatif olarak düşük viskoziteye sahip Bisfenol A Dimetakrilat (Bis-DMA), Etilen Glikol Dimetakrilat (EGDMA), TEGDMA, Metil Metakrilat (MMA) veya UDMA gibi monomerler kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Kompozitin TEGDMA ile seyreltilmesi sonucunda su emilimi ve polimerizasyon büzülmesinin arttığı gözlenmektedir (Kalachandra ve Kusy, 1991) .

2.5.2.1.2 İnorganik Matriks

Kompozit rezinlerin inorganik yapısı, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium kompozit rezinlere radyoopozite kazandırmaktadır. Silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirmektedir. Işığı geçirerek kompozit rezine, yarı şeffaf bir görüntü vermektedir. Saf silika kristalin ve non kristalin formlarında bulunmaktadır. Sert yapıdaki kristalin formları kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedirler (Dayangaç, 2000b).

İnorganik doldurucu partiküllerin organik rezin matrikse ilave edilmesiyle kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri yükseltilmektedir. Bu partiküllerin elde edilme yöntemi ve ilave edilme oranları kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir (Boaro ve ark., 2010; Ferracane, 2011; Labella ve ark., 1999).

Kompozit rezinlerin yapısına ilave edilen inorganik doldurucu partiküller büyüklüklerine göre;

Makro doldurucular; 10-100 μm ,

Midi doldurucular; 1-10 μm ,

Mini doldurucular; 0,1-1 μm ,

Mikro doldurucular 0,01-0,1 μm ,

Nano doldurucular 0,005-0,01 μm boyutundaki partiküller şeklinde sınıflandırılmaktadır (Ferracane, 2011).

2.5.2.1.3 Arafaz

Kompozit rezinlerde inorganik matriks fazı ile organik polimer fazı arasındaki bağlantı ara faz ile sağlanmaktadır. Bu bağlantıyı sağlayan yapı 'silan' adı verilen silisyum hidrojenli bileşiklerdir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilmektedirler (Craig ve ark., 2000).

2.5.2.2 Direkt Restorasyon Materyali Olarak Kullanılan Kompozit Rezinlerin Sınıflaması

Kompozitleri genel olarak

1. Polimerizasyon yöntemlerine göre,
2. Viskozitelerine göre,
3. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılmaktadırlar (Arıkan, 2005).

2.5.2.2.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

Polimerizasyon monomer olarak tanımlanan birden fazla sayıdaki moleküllerin bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek polimere dönüşmesi olarak tanımlanmaktadır (Zaimoğlu ve ark.,1993a).

2.5.2.2.1.1 Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler

Bu kompozitler genel olarak iki pat halinde bulunurlar. Birinci pat benzoil peroksit serbest radikalleri, ikinci pat ise tersiyer amin içermektedir. Polimerizasyon işlemi aminin benzol peroksit ile reaksiyona girmesiyle kimyasal olarak başlamaktadır. Bu grupta yer alan rezinler kompozitlerde aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması nedeniyle amin renklemesi görülmektedir. Karıştırma işlemi esnasında hava kabarcığı kalması sebebiyle aşınmaya karşı direncin düşmesi, karışımın homojen yapılamaması sonucu polimerizasyonun tüm kompozit kütleinde düzgün gerçekleşmemesi uygulama esnasında hava ile temas sonucu polimerizasyonda bozulma ve kısıtlı kullanım süreleri nedeniyle başarısızlıklar oluşabilmektedir (Arıkan, 2005; Baum ve ark., 1985).

2.5.2.2.1.2 Işıkla polimerize olan kompozitler

Ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozitler fototoksik etkiler sebebiyle güvenli bulunmadıkları için günümüzde kullanılmamaktadırlar (Baum ve ark., 1985).

Dental kompozit materyallerinin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla ışıkla sertleşen kompozit rezinler ortaya çıkmıştır. Polimerizasyon reaksiyonları ışık ile başladığı için ışık ile aktive olan rezinler (light-cured, lightactivated resins) olarak da adlandırılırlar (Dayangaç, 2000a). Işıkla sertleşen kompozitler görünür mavi ışık ile aktive olan kamforokinon maddesi içermektedirler. Kamforokinon yaklaşık olarak 470 nm dalga boyunda ışıkla karşılaştığında cevap olarak, monomer substratların polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikallerin oluşmasını sağlayan iki keton reaksiyonu başlatmaktadır. Günümüzde bu görünür ışık genel olarak quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve (ışık yayan diyotlar) LED ışık kaynaklarından elde

edilmektedir (Bennett ve Watts, 2004). 488 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler ile 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spekturumunda polimerize olan kompozit rezinlerin polimerize olabildiği gösterilmiştir (Burtscher, 1991). Görünür ışıkla polimerizasyonda 2 mm kalınlığında kompozit uygulanırken, Argon lazer ile 3-4 mm kalınlığında kompozit polimerize olabilmektedir (Kelsey III ve ark., 1991).

2.5.2.2.1.3. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler:

Bu grupta yer alan kompozitler, hem kimyasal katalizör hem de ışık aktivatörlerine sahiptirler. Polimerizasyon reaksiyonları ışık ile başlayıp yapısındaki kimyasal reaksiyon ile tamamlanır (Sakagushi ve Powers, 2012).

2.5.2.2.2 Viskozitelerine Göre Kompozit ezinler

2.5.2.2.2.1 Kondanse olabilen kompozitler

Kondanse olabilen kompozitler, inorganik doldurucu partikül miktarı arttırılarak daha visköz hale getirilmiş, posteriora amalgama alternatif olarak kullanılan kompozitlerdir (Dayangaç, 2000a).

2.5.2.2.2.2 Akışkan Kompozitler

Düşük viskoziteye sahip hibrit rezinlerdir. Doldurucu parikül miktarları az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri azalmıştır. Yüksek doldurucu içeren kompozitlere göre bu kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonları göre daha iyidir (Dayangaç, 2002)

2.5.2.2.3 İnorganik Doldurucu Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Kompozit

Rezinler

Kompozit rezinler içerisinde yer alan inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne göre;

- Geleneksel (makrofil ve midifil) kompozitler
- Küçük partiküllü makro dolduruculu kompozitler
- Mikro dolduruculu kompozitler
- Hibrit kompozitler
- Nano dolduruculu kompozitler şeklinde sınıflandırılmaktadır (Bayne ve Thompson, 2006).

Makrofil ve midifil kompozitler; geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Bu tür kompozit rezinlere, içerdikleri doldurucularda herhangi bir modifikasyon yapılmadığından homojen kompozitler adı da verilmektedir (Dayangaç, 2000a). Önceden polimerize edilen mikrofil kompozit kitlesinin öğütülmesi ve monomer matrisine 1-20µm büyüklüğünde doldurucu partikül şeklinde eklenmesi ile elde edilen kompozitlere ise “heterojen kompozitler” adı verilmektedir (Roberson ve ark., 2006a).

2.5.2.3. Bulk-Fill Kompozitler

Işık ile polimerize olan kompozitler polimerizasyon derinlikleri sınırlı olduğu için tabakalı olarak uygulanmaktadırlar. Bu kalınlık, ışığın penetrasyon derinliğine göre en fazla 2mm olarak belirlenmiştir (Sakaguchi ve ark., 1992). İşlem süresinin uzaması ve kompozit tabakaları arasında oluşabilecek hava kabarcığı riski gibi dezavantajları

gidermek amacıyla bulk fill olarak adlandırılan kompozitler üretilmiştir (Ilie ve ark., 2013). Bulk fill kompozit rezinler, 4 mm derinliğe kadar tek tabaka halinde uygulanarak (bulk tekniği) polimerize edilebilmektedirler (Manhart ve ark., 2010).

Üretici firmalara göre değişiklik gösterse de genel olarak bulk-fill kompozitler; yiterbiyum triflorid, baryum cam, proakrilat, karmaoksit, zirkonyum/silika partikülleri içerirler. Bu partiküllersayesinde radyoopasite artırılarak ışık cihazının etkisinin derinlere ulaşabilmesi sağlanmaktadır (El-Safty ve ark., 2012; Lazarchik ve ark., 2007).

Bulk fill kompozit rezinler düşük ve yüksek viskoziteli olarak ikiye ayrılırlar. Düşük viskoziteli yani akışkan bulk fill kompozit rezinler ulaşımı zor olan kavitelere klinik uygulamaları kolaylaştırmak amacıyla üretilen, inorganik doldurucu miktarı azaltılmış rezinlerdir. Düşük vizkoziteli kompozitlerin kullanıldığı restorasyonların son tabakasının kondanse edilebilen bir geleneksel kompozit ile bitirilmesi önerilmektedir. Fakat günümüzde kullanılan yüksek viskoziteli bulk fillkompozit rezinlerin son tabakalarının konvansiyonel kompozit rezinlerle restore edilmesine gerek yoktur (Ilie ve ark., 2013).

2.5.3. Dental Seramikler

Estetik amaçla kullanılan tüm materyaller içerisinde dental seramikler, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyallerdir (Shillingburg Jr ve ark., 1997). Kimyasal olarak stabil olan seramiklerin mekanik ve optik özelliklerinin iyi olması yanı sıra, biyoyumlulukları da mükemmeldir (Nguyen ve ark., 2014). Yüksek bükülme kuvvetine ve elastik modülüne sahip olan seramikler, bu özellikleri sonucu gelen yükü absorbe edemezler. Daha az esnek ve daha kırılıgandırılar (Awada ve Nathanson, 2015).

Kompozitlerle kıyaslandığında aşınma direnci ve biyouyumluluğu daha iyi olan dental seramiklerin çalışılması ve tamiri daha zordur (Nguyen ve ark., 2014).

2.5.3.1 Dental Seramiklerin İçerikleri

Seramikler, büyük bir kısmı metal olmayan inorganik materyallerden oluşan katı bileşiklerdir. Katı bileşenlerin ısı uygulaması ile kaynaştırılarak kristal yapılar oluşturması sonucu meydana gelmektedirler (Barsoum ve Barsoum, 2002).

Silisyum atomu etrafında oksijen atomlarının oluşturduğu tetrahedral (SiO_4)⁻⁴ yapı seramiğin temel bileşenini oluşturmaktadır (Pilathadka ve Vahalová, 2007). Silisyum tetrahedra dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde de bulunmaktadır (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.1 Feldspar:

Seramiklerin ana yapısını %75-85 oranında bulunan feldspar oluşturur (O'Brien). Potasyum alümina silikat (ortoklas) ve sodium alumina silikilatın (albit) karışımıdır. Seramiğe şeffaflık, camsı özellik verir. Diğer porselen bileşikleri için matriks görevi görür ve kütlenin bütünlüğünü sağlar (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.2 Kuartz:

SiO_2 'den oluşan kuartz, seramiğin içerisinde %10–30 oranında bulunur. Doldurucu görevi görerek büzölmeleri engeller, ısıl genleşmeyi kontrol eder ve stabiliteyi sağlayarak seramiğin direncini artırır (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.3 Kaolin:

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), dehidrate alüminyum silikattır. Seramik yapısında %1-10 oranında bulunur. Opak görünümdeki kaolin seramiğe şekillendirme kolaylığı sağlar ve bağlayıcı gibi davranır. Fırınlanmamış seramik taneciklerini bir arada tutar (Anusavice ve ark., 2012b).

Ayrıca seramiğin yapısında bu maddelerin dışında opaklaştırıcı maddeler, renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunabilmektedir (Oktay, 2003).

2.5.3.1.4 Renklendirici Maddeler:

Seramiğe renk vermek için Ti, Mn, Fe, Co, ve Cu gibi elementlerin metal oksitleri kullanılmaktadır. Demir fosfat, manganez, platin gri; kobalt alüminat mavi; demir kahverengi; titanyum oksit sarı; krom ya da bakır oksit mavi- yeşil rengi vermektedirler (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.5 Opaklaştırıcı Maddeler

Şeffaf olan seramiğe çok ince öğütülmüş metal oksitleri opaklaştırıcı olarak eklemek estetik bir görünüm elde edebilmek için gereklidir. Bu oksitlerin bazıları titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksittir (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.6 Ara Oksitler

Alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi ara oksitleyiciler cam seramiğin sertliği ve viskozitesini arttırmak için kullanılmaktadırlar (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1.7 Cam Modifiye Ediciler

Potasyum, baryum, magnezyum, sodyum, kalsiyum ve kalsiyum oksit cam modifiye edicidirler. Silisyum gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantıyı zayıflatırlar ve camın erime derecesini düşürüp viskozitesini de azaltmaktadırlar (Anusavice ve ark., 2012b).

2.5.3.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

İdeal bir sınıflandırma sistemi iletişim ve eğitim gibi birçok alanda fayda sağlamalı, materyalin nerede kullanılacağı, hangi tip restorasyonlarda tercih edilebileceği ve simantasyonu gibi konularda klinik açıdan önemli bilgiler sunmalıdır. Klinik endikasyon, içerik, üretim tekniği, asitlenebilirlik, sinterleme ısısı, translusentlik, kırılma direnci ve karşıt ark aşındırma miktarı gibi özelliklere dayanan farklı sınıflandırma sistemleri mevcuttur (Anusavice ve ark., 2012b; Helvey, 2014; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Seramikleri sınıflandırmak için Kelly ve Benetti cam içeriklerini göz önüne alarak sıkça kullanılan bir gruplandırma yapmışlardır. Bu sınıflandırma ağırlıklı olarak cam içeren, partikül dolduruculu camlar ve cam içermeyen polikristalin seramikler başlıklarıyla seramikleri gruplandırmıştır (Kelly ve Benetti, 2011). Fakat bu sınıflama rezin matris seramikleri içermemektedir. Gracis ve arkadaşları 2015 yılında yayınladıkları bir makalede yeni çıkan materyalleri de dahil eden daha güncel bir sınıflandırma önermektedirler. Bu sınıflandırma;

1) Cam matris seramikler: Metalik olmayan, cam faz içeren, inorganik seramik materyallerdir.

2) Polikristalin seramikler: Metalik olmayan, cam faz içermeyen, inorganik seramik materyallerdir.

3) Rezin matris seramikler: Ağırlıklı olarak, porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi inorganik ısıya dayanıklı komponentler içeren polimer matrisler şeklindedir (Gracis ve ark., 2015).

2.5.3.2. Rezin Matris İçeren Cam Seramikler(Hibrit Seramikler)

Kompozit ve seramiklerin olumlu özelliklerinin bir arada bulunduran seramik materyalleridir. İlk olarak 2013 yılında piyasaya sürülen Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany) bu seramiklere örnektir.

Ağırlıkça %86 oranında seramik ve %14 oranında da polimerden oluşmaktadır (Sannino ve ark., 2014). Seramik ve polimer ağlarının birbiri içerisine geçmesiyle meydana gelen bu hibrit yapı dentine benzer esnekliğe, abrazyona ve yüksek esneme direncine sahiptir (Dirxen ve ark., 2013). Seramik içeriğinin büyük kısmı lösit esaslı feldspar, geri kalan kısmı ise zirkonyadan oluşmaktadır. UDMA ve TEGDMA ise polimer yapıyı oluşturmaktadır (Della Bona ve ark., 2014; Spitznagel ve ark., 2014). Vickers sertlik değeri mine ile dentin arasında olduğu için karşıt dişte daha az aşınmaya yol açmaktadırlar. Herhangi bir nedenle yapıda oluşan çatlak içeriğinde bulunan polimer sayesinde ilerlemeden durdurulmaktadır (Dirxen ve ark., 2013). Bu özellikler sayesinde diş dokusunun korunması gereken veya yeterli okluzal mesafenin olmadığı durumlarda 0,2 mm ye kadar ince restorasyonlar üretilebilir. Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde seramik ve kompozit rezinlerin arasında yer aldığı bildirilmiştir (Awada ve Nathanson, 2015). Hibrit seramiklerin klinik uygulamalarda inley, onley, veneer, diş ve implant üstü tek kron restorasyon endikasyonları bulunmaktadır (Arnetzla

ve Arnetzlb, 2015). Çok üyeli sabit bölümlü protezlerin yapımında ve brüksizm durumlarında kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir (Aboushelib ve Elsafi, 2016).

2.5.3.3. Nano Hibrit Seramikler

Diş hekimliğinde nanoteknoloji 1997 yılında materyallerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılmaya başlanmıştır (Atabek ve ark., 2010). Nanoseramik materyallerin elastiklik modülü dentine yakın değerler göstermektedir. Cam seramiklere oranla strei daha fazla absorbe ettikleri belirtilmiştir. Kırılma dirençleri ise; feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara ise yakın bulunmuştur. Karşt dişte meydana getirdikleri aşınma miktarının cam seramiklere kıyasla çok daha az olduğu bildirilmiştir (Magne ve ark., 2011; Poticny ve Klim, 2010).

Rezin nanoseramik materyal grubundaki ticari örnekler, Lava Ultimate (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) ve GC Cerasmart (GC America, Alsip, IL, USA)'tır.

Üretici firma tarafından nanoseramik olarak adlandırılan Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), inley, onley, kron, implant üstü kron, laminate veneer yapımında kullanılan, nanoseramik dağılımı eşit, esnek bir nanoseramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan meydana gelen, önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardır (Lauvahutanon ve ark., 2014). Ağırlığı %71 doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Doldurucu partiküller silika ve baryum, rezin matriks ise 2,2-Bis (p-metakriloksi (etoksi) 1-2 fenil) propan, UDMA ve dimetakrilat içermektedir (Stawarczyk ve ark., 2016).

2.5.4 Dental Amalgam

Civanın çeşitli metallerle karıştırılması sonucu elde edilen alaşım olan amalgam ilk defa 7. yüzyılda Çinliler tarafından kullanılmıştır (Bharti ve ark., 2010; Roberson ve ark., 2006a). Fiyatının düşük olması, dayanıklılığı, kolay manüplasyonu, sızdırmazlığı ve uzun dönem güvenilir performansı gibi avantajlara sahip olan dental amalgamlar; kopma ve gerilmeye karşı dayanıksızlık, estetik olmaması, galvanik akımlara neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, korozyona uğrayarak dişlerde renklenmelere neden olması ve civa içermesi gibi dezavantajlara sahiptir (Bharti ve ark., 2010; Douglas ve ark., 1989; Gwinnett ve ark., 1994).

2.5.4.1. Amalgam İçerisinde Bulunan Maddeler

Amalgam civanın gümüş ve kalay ile karışmasından oluşmaktadır. Dental amalgamlarda; gümüş, kalay ve civa birleşimine farklı oranlarda bakır ve çinko ilave edilmiştir.

Gümüş: Amalgam içerisindeki gümüş korozyonu önler ve amalgama sertlik vermektedir. Sertleşme süresini kısaltarak amalgamın daha kısa sürede donmasını sağlar. Gümüş oranının artması ile ilk büzülme azalır ve genişleme artar. Amalgamın diş dokusuna yapışması desteklenerek mikrosızıntı önlenir (Roberson ve ark., 2006a).

Bakır: Bakır içeriklerine göre yüksek bakır içerikli ve düşük bakır içerikli olarak sınıflandırılabilirler (Roberson ve ark., 2006b). Düşük bakır içerikli amalgamlar % 65 gümüş, % 29 kalay, % 6 bakır (en çok) , % 2 çinko ve amalgamasyondan önce % 3 civa içerirler (Ata, 1966). Yüksek bakır içerikli amalgamlar ise % 40 – 60 arasında gümüş, % 27 kalay, %13 ile % 30 arasında bakır içermektedirler (Ferracane, 2001).

Bakır amalgamın dayanıklılığını ve sertliğini arttırarak sağlamlık kazandırır. Genleşmeyi arttırır.

Kalay: Genleşmeyi arttırır. Sertleşme zamanını uzatarak amalgamın kondansasyonu ve modelajı için gereken zamanı sağlar.

Civa: Akıcılığı arttırır ve genleşmeye sebep olur. Poroziteyi ve çabuk renklenmeyi önler.

Çinko: Çinko amalgam alaşımını oluşturan elementlerin oksidasyonunu engellemek amacıyla içeriğe katılmıştır. Çinko, alaşımın yüzeyini kaplayan bir çinko oksit tabakası oluşturarak okside olmaya yatkındır ve diğer elementlerin oksidasyonunu engeller.

İndiyum: Civanın içerisine % 10-15 oranında indiyum ilave edilmesi gerekli olan civa miktarını azaltır, sertleşme sırasında ve sonrasındaki civa buharını azaltır ve ıslanmayı arttırır (Roberson ve ark., 2006a).

3.GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada 17 adet dental materyal ile mine ve dentinin radyoopasiteleri test edildi. Çalışmada kullanılmak üzere restoratif diş hekimliği klinik uygulamalarında sıklıkla kullanılan materyaller seçildi. Kullanılan materyaller Tablo 3.1.' de gösterilmiştir.

Materyaller	Materyal Tipi	Radyopak Doldurucu İçeriği – Doldurucu (%ağırlık/ hacim) (wt/Vol%)	Üretici Firma	Seri No
Filtek Z250	Mikrohibrit Kompozit	Zirconia/silika (Hacimce %60)	3M ESPE, Seefeld, Almanya	NA49030
G-aenial Posterior	Mikrohibrit Kompozit	Fumed silika Pre-polimerize edilmiş doldurucular silika, stronsiyum ve lanthanoid fluoride	GC Corporation, Tokyo, Japonya	81011A
Beautiful Bulk	Bulk Fill	Floro Silikat Cam (72,5/51)	Shofu, Kyoto, Japonya	031832
Filtek Bulk Fill Flowable	Akışkan Bulk Fill	İterbyum triflorid, zirkonia/silika (64.5/42.5)	3M ESPE, Seefeld, Almanya	NA38730
Filtek Bulk One Bulk Fill	Bulk-Fill (Non Cap)	İterbiyum trifluoride, zirconia/silika 76,5/58.5	3M ESPE, Seefeld, Almanya	NA44194
Estelite Bulk Fill Flowable	Akışkan Bulk- Fill (Non Cap)	Küresel silika ve zirkonia (70/56)	Tokuyama, Tokyo, Japonya	060E29
Photac Fil Quic Aplicap	Rezin Modifiye CİS	Sodyum-kalsiyum-aluminyumfloro- silikat camı	3M ESPE, Seefeld, Almanya	5015644

Fuji II LC Fil	Rezin Modifiye CİS	Floroaluminasilika cam	GC Corporation, Tokyo, Japonya	190204A
EQUIA Forte	YVCİS	Floroaluminosilikat cam, demir oksit	GC Corporation, Tokyo, Japonya	1903161
GCP Gass Fill	Karbomer	Floroaluminosilikat cam, flüorapatit/hidroksiapatit	GCP Dental, Vianem, Hollanda	71704318
Ketac Cem	Geleneksel CİS	Kalsiyum Aluminofloro Silikat Cam	3M ESPE, Seefeld, Almanya	4898088
Fuji IX	YVCİS	Aluminosilikat cam	GC Corporation, Tokyo, Japonya	181127A
Master Dent	Çinko Fosfat Siman		Dentonics, North Caroline, ABD	3080045
Adhesor	Çinko Fosfat Siman	Çinko oksit, magnezyum oksit, ortofosforik asit	Spofa Dental, Hoffman Manufactor,	6768123
Nogama	Amalgam	Ağırlıkça %69.5 Ag, %19,5 Sn, %10.5 Cu, 0.5% Zn	Sılmet, İsrail	310007068
Cerasmart	Hibrit Seramik	Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanaopartiküller, %29 rezin matriks	GC Corporation, Tokyo, Japonya	1809193
Vita Enamic	Hibrit Searmik	Ceramic part (86 wt% / 75 vol%): Ağırlıkça %86 feldspatik bazlı seramik ağ, %14 akrilat polimer ağ SiO2: 58-63%, Al2O3: 20-23%, Na2O: 9-11% , K2O: 4-6% B2O3: 0,5-2%, ZrO2 <1% CaO >1%	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	78540

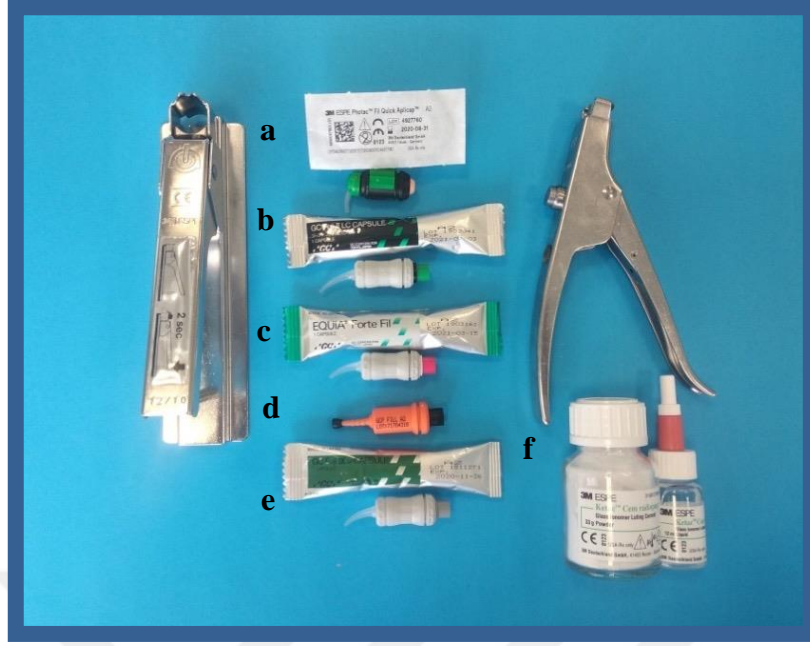
Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller



Resim 3.1: Kompozit Rezinler a: G-aenial Posterior, b: Filtek Z 250



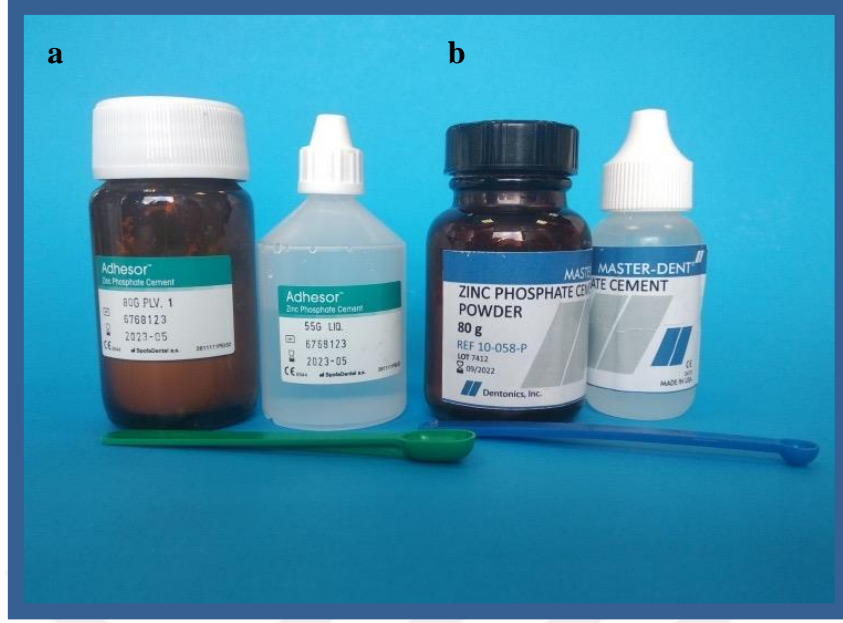
Resim 3.2: Bulk Filler a: Beautifil Bulk, b: Filtek Bulk Fill Flowable, c: Estelite Bulk Fill Flowable, d: Filtek Bulk One



Resim 3.3: Cam İyonomer İçerikli Materyaller a: Photac Fil Quick Aplicap, b: Fuji II LC, c: Equia Forte Fil, d: GCP Glass Fill, e: Fuji IX, f: Ketac Cem



Resim 3.4: Hibrit Seramikler a: Vita Enamic, b: Cerasmart



Resim 3.5: Çinko Fosfat Simanlar a: Adhesor, b: Master-Dent



Resim 3. 6: Amalgam: Nogama

3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Üretici Firmaları

GCP CarboLED CL- 02	CarboLED, 1400mw/cm ² ; GCP Dental, Hollanda
Woodpecker Led.D Işık Cihazı	Woodpecker Dental Led.D. Curing Light, Çin
Kapsül Karıştırıcı	Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ Yeni Taipei Şehri 24158, Tayvan
Mikrocut Kesim cihazı	Micracut 201, Metkon, Bursa, Türkiye
Etüv	Nüve İncubator, EN 055, Ankara, Türkiye
Röntgen Cihazı	Kodak 2100 intraorak X-ray, Eastman Kodac Co., Rochester, NY, Amerika Birleşik Devletleri
Fosfor Plak Tarayıcı	Vistescan, Dürr Dental, Almanya
Fosfor Plak	Vistescan, Dürr Dental, Almanya Seri No: 2019-03
Dijital Kumpas	Stainless Hardened, Shanghai, Çin



Resim 3.7: Işık Cihazları a: Woodpecker Led.D Işık Cihazı (Woodpecker Dental LED.D Curing Light, Çin), b: GCP CarboLED CL- 02(GCP Dental, Hollanda)



Resim 3.8: Kapsül Karıştırıcı (Functional Capsule Mixer, Monitex Industrial/ Yeni Taipei 24158, Tayvan)



Resim 3.9: Hassas Kesim Cihazı (Micracut 201, Metkon, Bursa, Turkey)



Resim 3.10: Etüv (Nüve İncubator, EN 055, Ankara, Türkiye)



Resim 3.11: Fosfor Plak Okuyucu (Vistescan, Dürr Dental, Almanya)

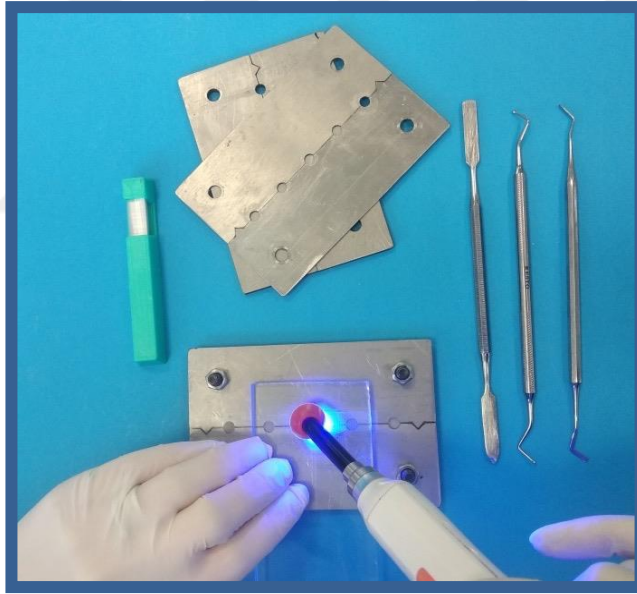


Resim 3.12: Dijital Kumpas

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tüm materyallerden 5 mm çapında; 1, 2 ve 4 mm kalınlığında silindirik örnekler hazırlandı (n=4). Hibrit seramikler dışındaki örneklerin hazırlanmasında alüminyum kalıplardan yararlanıldı. Cam levha üzerine yerleştirilen kalıpların içine materyaller yerleştirildi. Düz bir yüzey elde etmek için materyallerin

üzerine şeffaf bant ve cam levha ile bastırıldıktan sonra üretici firma talimatlarına göre sertleşmeleri tamamlandı. Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra 400, 600 ve 1000 gritlik zımparalarla cilalandı ve kalınlıkların $1 \pm 0.01\text{mm}$, $2 \pm 0.01\text{mm}$, $4 \pm 0.01\text{mm}$ olan kritik toleransta kaldığını doğrulamak için dijital kumpas ile ölçüldü. Boşluk veya çatlaklara sahip olan kusurlu örnekler çalışmadan çıkarıldı ve daha önce tarif edildiği gibi yeni örnekler hazırlandı. Hazırlanan örnekler etüvde (INB200, Memmert GmbH, Almanya) 24 saat boyunca 37°C 'de distile su içinde bekletildi.



Resim 3.13: Alüminyum Kalıplar

Geleneksel kompozit rezinler; Filtek Z250 (3M ESPE, ABD), Estelite Sigma Quick Kompozit Refil (Tokuyama Dental Co., Tokyo, Japonya), Tokuyama Palfique (Tokuyama, Tokyo, Japonya) ve G-aenial Posterior Kompozit (GC Corporation, Tokyo, Japonya) iki tabaka (2+2mm) halinde uygulandı. Tüm kompozit rezin materyaller 1000

mW/cm² ışık yoğunluğunda bir polimerizasyon cihazı ile 20 sn sertleştirildi (Woodpecker Led.D Işık Cihazı (Woodpecker Dental LED.D Curing Light, Çin). Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca %100 nemli bir ortamda bekletildi.

Bulk-Fill Kompozitler; Filtek Bulk Fill Flowable Refill (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif Refill (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Estelite Bulk Fill (Tokuyama, Tokyo, Japonya) üretici firmanın önerisi doğrultusunda tek tabaka olarak kalıplara yerleştirildi ve 20sn süre ile 1000 mW/cm² ışık yoğunluğunda bir polimerizasyon cihazı uygulanarak sertleştirildi (Woodpecker Led.D Işık Cihazı (Woodpecker Dental LED.D Curing Light, Çin).

Cam karbomer (GCP Glass Fill); dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 15 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takıldıktan sonra uygulandı. Ürünün kendi ışık cihazı (GCP Carboled Lamp, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands) ile 60 saniye ışık uygulanarak polimerizasyon hızlandırıldı.

Equia Forte (GC Corporation, Tokyo, Japan) dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edildikten sonra kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takılarak uygulandı.

Photac Fil (3M, ESPE, USA) ve Fuji II LC (GC Corporation, Tokyo, Japonya) dolgu materyali üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı yardımıyla aktive edildikten sonra kapsül tabancasına takılarak ikişer mm'lik tabakalar halinde uygulandı. Her bir tabakaya 20 sn süre ile Led ışık kaynağı uygulanarak polimerize edildi.

Ketac Cem (3M ESPE, Seefeld, Almanya) geleneksel cam iyonomer siman üretici firma talimatlarına göre 1:1 oranında toz ve likidi karıştırılarak hazırlandı. Çalışmada kullandığımız diğer geleneksel cam iyonomer siman *Fuji IX* (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ise üretici firma talimatlarına göre 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına takıldıktan sonra uygulandı.

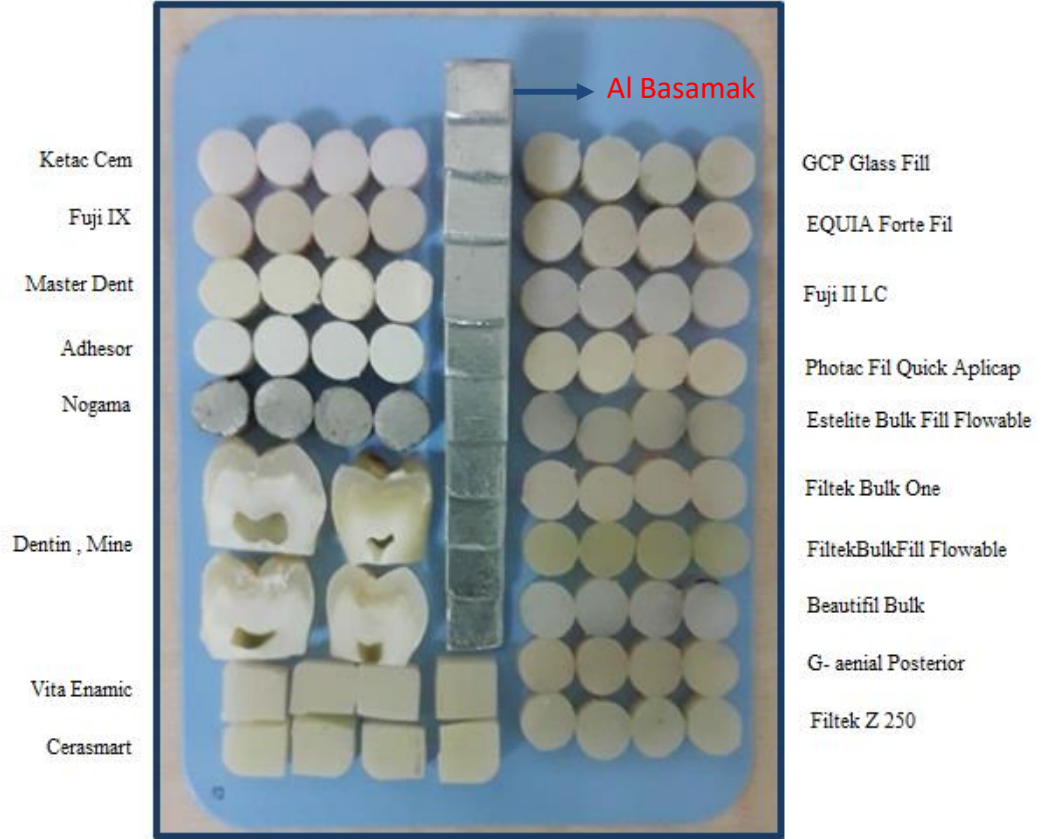
Çinko fosfat simanlar 2:3 toz/likit oranında karıştırılarak hazırlandı ve el aleti yardımıyla kalıplara yerleştirildi. Sertleşmesi tamamlandıktan sonra (7 dakika) ve kalıplardan çıkarıldı.

Çalışmada kullanılan *dental amlgam* *Nogama* (Ruby Dent, İnci Dental, Inc., İstanbul, TÜRKİYE) üretici firma talimatına göre 10 sn kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip el aletleri yardımıyla kalıplara yerleştirildi ve sertleştirildi.

Hibrit Seramik blok materyalleri ise 150 devir/dk hızda dönen elmas disk yardımı ile kesme cihazında (Micracut 125, Metkon, Bursa, Turkey) 6mm x 6mm x 1mm, 6mm x 6mm x 2mm, 6mm x 6mm x 4mm ebatlarında herbir kalınlıktan 4'er örnek su soğutması altında kesildi.

Çalışmada, mine ve dentin örnekleri elde etmek için yeni çekilmiş üçüncü molar dişler kullanıldı. Dişler periodontal aletlerle yumuşak doku debrislerinden iyice temizlenip distile suda yıkandıktan sonra 10 dakika boyunca sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletildi. Kronlar transversal yönde mikrocut cihazı ile kesilerek, 1 mm kalınlığında, 2mm kalınlığında ve 4 mm kalınlığında 4'er örnek olacak şekilde mine ve dentin fragmanları oluşturuldu. Radyografik prosedürler uygulanana kadar hazırlanan

örnekler 37°C’de nemli koşullarda saklandı. Her biri %99,5 saflıkta, 1mm kalınlığında 10 alüminyum levhanın üst üste konulmasıyla elde edilen basamak, örneklerin dansitesinin alüminyum ile olan ilişkisini değerlendirmek için referans olarak kullanıldı (**Resim 3.14**).



Resim 3.14: Fosfor Plak, Alüminyum Basamak ve Materyaller

3.4. Işınlama ve Dijital Görüntülerin Elde Edilmesi

Dental X ışını cihazı (Kodak 2100 intraorak X-ray, Eastman Kodac Co., Rochester, NY, Amerika Birleşik Devletleri) fokal spot- film mesafesi 30 cm olacak şekilde 0,20 sn ekspoz süresine 60 kVp, 7 mA’ya 90° açıyla ayarlandı (Resim 3.15). Her materyale ait 4 örnek, diş kesitleri ve alüminyum step-wedge fosfor plak üzerine yerleştirildi. Işınlama sonrası görüntü reseptörü olan fosfor plak özel tarayıcı (DBSWIN

Imaging Software, Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Almanya) ile tarandı ve görüntü bilgisayar monitöründe izlendi.



Resim 3.15: RVG

3.5.Örneklerin Radyoopasitelerinin Ölçülmesi

Örneklerin radyoopasitelerinin dijital radyograflarla belirlenmesinin ardından görüntüler ImageJ (National Institutes of Health, Maryland, ABD) yazılımına aktarıldı. Bu program ile görüntünün merkezinde belirli bir alan imleç ile sınırlandırılarak MGV'ler elde edildi. Ayrıca örneklerin en yüksek, en düşük ve ortalama radyoopasite (MGV) değerleri de belirlendi. Program ile her örnekten 3 ölçüm yapılarak değerlerin ortalaması hesaplandı. Materyallerin ve diş dilimlerinin her birinin MGV'leri,

Lachkowski ve arkadaşları tarafından bildirilen, aşağıdaki denklem kullanılarak milimetrelük alüminyuma (mm Al) dönüştürüldü.

$$\underline{A \times 0,5} + \text{Materyalin MG}'V\text{'sinin altındaki Al değeri}$$

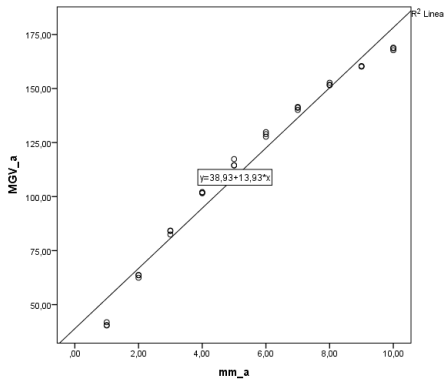
B

A: Materyalin MG'V'si – materyalin MG'V'sinin hemen altındaki alüminyum kademeli kama artışının MG'V'si.

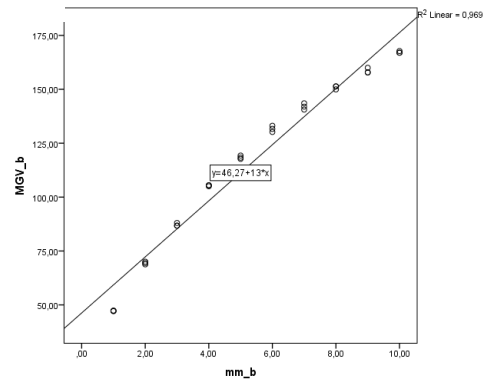
B: Materyalin MG'V'sinin hemen üzerinde bulunan alüminyum basamak-kama artışının MG'V'si - materyalin MG'V'sinin hemen altında bulunan alüminyum adımlı kama artışının MG'V'si.

Materyallerin radyoopasitesi 10 mm Al'ü aştığı durumlarda her film için kendi regresyon denklemleri ile artan basamakların radyoopasite değerleri bulundu.

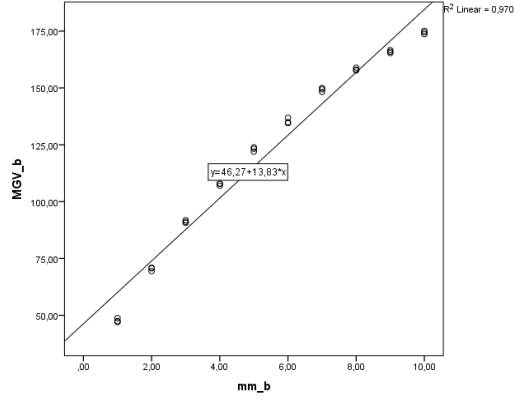
a.



b.

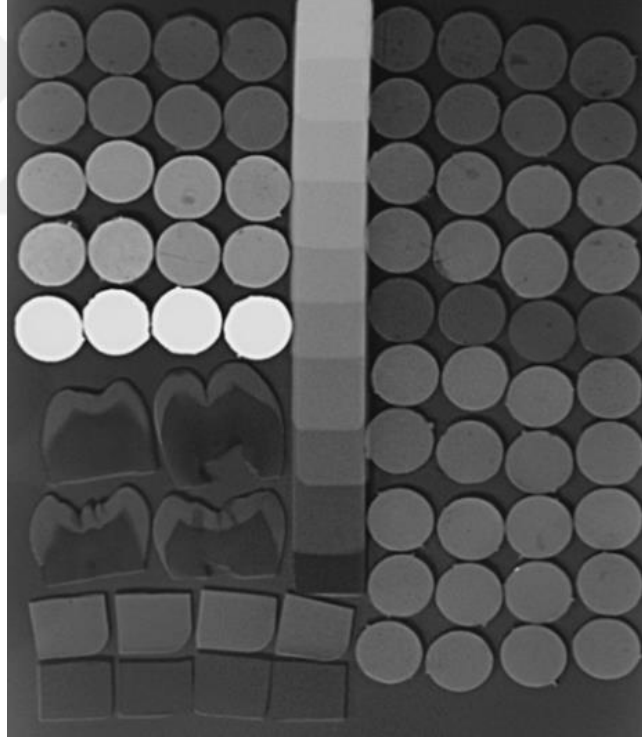


C.

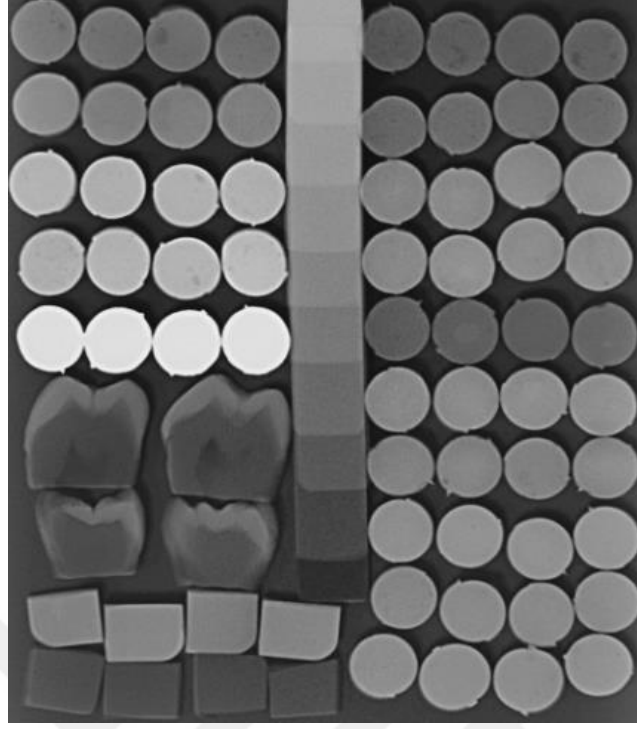


Şekil 3.1: Regresyon Eğrileri a: 1mm, b: 2mm, c: 4 mm kalınlığındaki örneklerin görüntüleri üzerinde regresyon eğrisi denklemi kullanılarak Al basamağın adımları için MGVL'lerin hesaplanması örneği

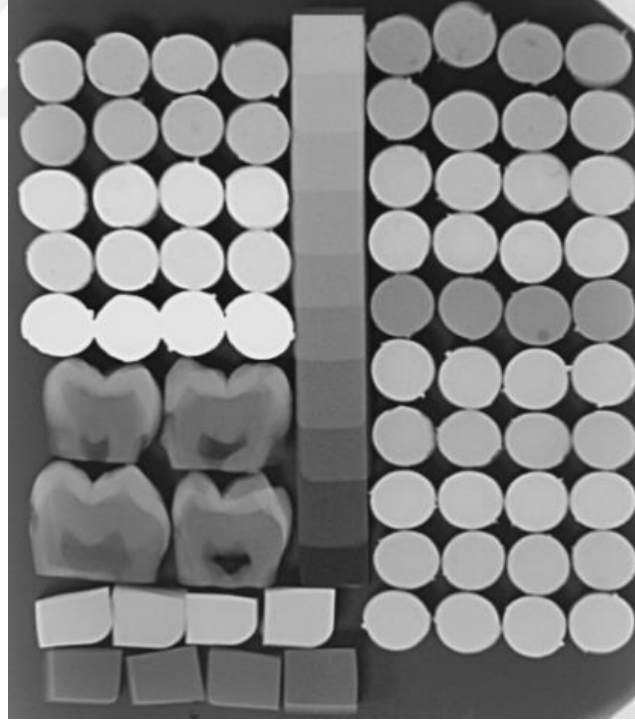
a.



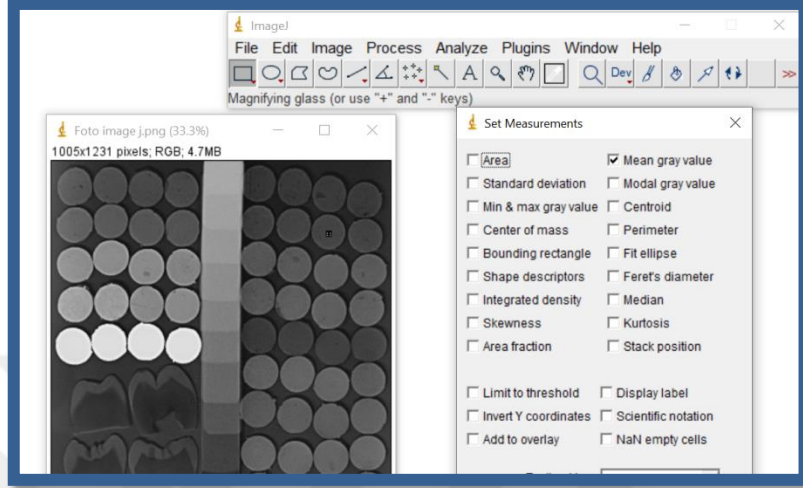
b.



c.



Resim 3.16: Fosfor Plak ile Alınan Röntgen Filmler; a: 1mm kalınlığında örnekler, b: 2 mm kalınlığında örnekler, c: 4 mm kalınlığında örnekler



Resim 3.17: İmage J Programı ile MGJV değerin belirlenmesi

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizi bilgisayar programı kullanılarak (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers NY) yapıldı. Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapıldı. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama \pm standart sapma şeklinde; kategorik değişkenlere ilişkin veriler ise n (%) şeklinde verildi. Al eş değeri kalınlığı üzerinde üç faktörün etkisini belirlemek için Üç Yönlü Varyans analizinden yararlanıldı. Çoklu karşılaştırma için Bonferroni düzeltmesi uygulandı. P değerleri 0,05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Yapılan radyopasite deneyinde 57 alt grup için her birinde 12 adet olmak üzere 684 örnekte mine, dentin, cam iyonomer simanlar, çinko fosfat simanlar, geleneksel kompozitler, bulk-filller, hibrit seramikler ve amalgam gruplarına ait ortalama grilik değerleri (MGV) Al cinsinden incelendi. Test edilen gruplara ait ortalama Al eş değerleri standart sapmaları ve istatistiksel sonuçlar **Tablo 4.1.**' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Test gruplarına ait materyallerin radyopasitelerinin Al eş değeri cinsinden bulguları

Gruplar	Marka	1mm	2mm	4mm
		(ort±ss)	(ort±ss)	(ort±ss)
Mine		2.19±0.22 (ax)	4.43±0.28 (ay)	6.92±0.24 (az)
Dentin		1.27±0.19 (ax)	2.27±0.25 (ay)	4.28±0.53 (az)
Cam İyonomer Simanlar	Ketac Cam	2.49±0.11 (ax)	4.47±0.36 (ay)	9.89±0.19 (az)
	GCP GlassFill	1.66±0.12 (bx)	3.27±0.16 (by)	6.62±0.21 (bz)
	EQUIA Forte Fil	2.10±0.16 (ax)	4.02±0.22 (cy)	8.50±0.50 (cz)
	Fuji IX	3.38±0.35 (cx)	5.80±0.42 (dy)	9.91±0.28 (az)
	Fuji II LC	3.31±0.19 (cx)	6.46±0.40 (ey)	10.40±0.09 (dz)
	Photac Fil Quick Aplicap	3.48±0.21 (cx)	6.84±0.35 (ey)	10.66±0.08 (dz)
Çinko Fosfat Siman	Adhesor	7.12±0.69 (ax)	10.54±0.27 (ay)	11.74±0.20 (az)
	Master Dent	6.53±0.37 (bx)	10.41±0.08 (ay)	12.15±0.08 (az)
Kompozitler	G-aenial Posterior	3.80±0.08 (ax)	6.47±0.13 (ay)	10.16±0.07 (az)
	Filtek Z 250	3.72±0.09 (ax)	6.90±0.16 (ay)	10.43±0.07 (az)

Bulk Fil Kompozitler	Estelite Bulk Fill Flowable	1.93±0.11 (ax)	3.41±0.24 (ay)	6.18±0.30 (az)
	Filtek One Bulk Fill	3.77±0.17 (bcx)	6.69±0.16 (by)	10.41±0.07 (bz)
	Filtek Bulk Fill Flowable	3.40±0.15 (bx)	6.07±0.41 (cy)	9.94±0.16 (cz)
	Beautifil Bulk	3.96±0.10 (cx)	7.04±1.18 (by)	10.54±0.09 (bz)
Hibrit Seramikler	Cerasmart	3.23±0.13 (ax)	5.83±0.22 (ay)	10.21±0.06 (az)
	Vita Enamic	2.01±0.10 (bx)	2.31±0.12 (by)	3.56±0.20 (bz)
Amalgam	Nogama	13.14±0.04 (ax)	13.57±0.06 (ay)	12.94±0.30 (ax)

(a,b,c): Materyal için grup içi karşılaştırma(dikey). (x,y,z): Materyal için farklı kalınlıkta karşılaştırma (yatay). Aynı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p<0.05$, Üç Yönlü Varyans Analizi).

Tablo 4.2: Üç Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) Tablosu

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Kalınlık	2472,110	2	1236,055	14817,472	,000
Materyal	779,204	11	70,837	849,170	,000
Kalınlık * Materyal	154,138	22	7,006	83,989	,000
Error	52,220	626	,083		
Total	36221,973	683			
Corrected Total	8228,524	682			

a. R Kare = ,994 (Düzeltilmiş R Kare = ,993)

Radyoopasite test verilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesine göre, materyal değişkenliği radyoopasite değerlendirmesini anlamlı olarak etkilemiştir ($p=000$), aynı şekilde materyallerin kalınlık değişkenliği de radyoopasite üzerinde anlamlı derecede farklılık oluşturmuştur ($p=000$). Materyal değişkenliği ve kalınlık farklılığı arasındaki etkileşim de anlamlı bulunmuştur ($p=000$) (**Tablo 4. 2.**).

Çeşitli dental restoratif materyaller ile mine ve dentin radyoopasiteleri MGTV (ortalama grilik değeri) cinsinden ölçülmüştür. Elde edilen bu değerler eş değer Al kalınlığına çevrilmiştir. Yaptığımız çalışmada gözlemlenen ortalama mine radyoopasite değerleri 1, 2 ve 4mm için sırasıyla 2.19, 4.43, 6.92 mm Al; dentin radyoopasite değerleri ise; 1.27, 2.27, 4.28 mm Al olarak bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan materyallerin radyoopasiteleri 1mm'de 1,66 ile 13,14 mm Al, 2mm'de 2,31 ile 13,57, 4mm'de 3,56 ile 12,94 arasında değişen geniş varyasyon göstermiştir. Test edilen materyaller arasında 1mm kalınlıkta en düşük radyoopasite değerini GCP Glass Fill verirken, 2mm ve 4 mm kalınlıklarda en düşük değerleri Vita Enamic göstermiştir. Amalgam tüm parametrelerde en yüksek radyoopasiteye sahip bulunmuştur (**Tablo 4.1**).

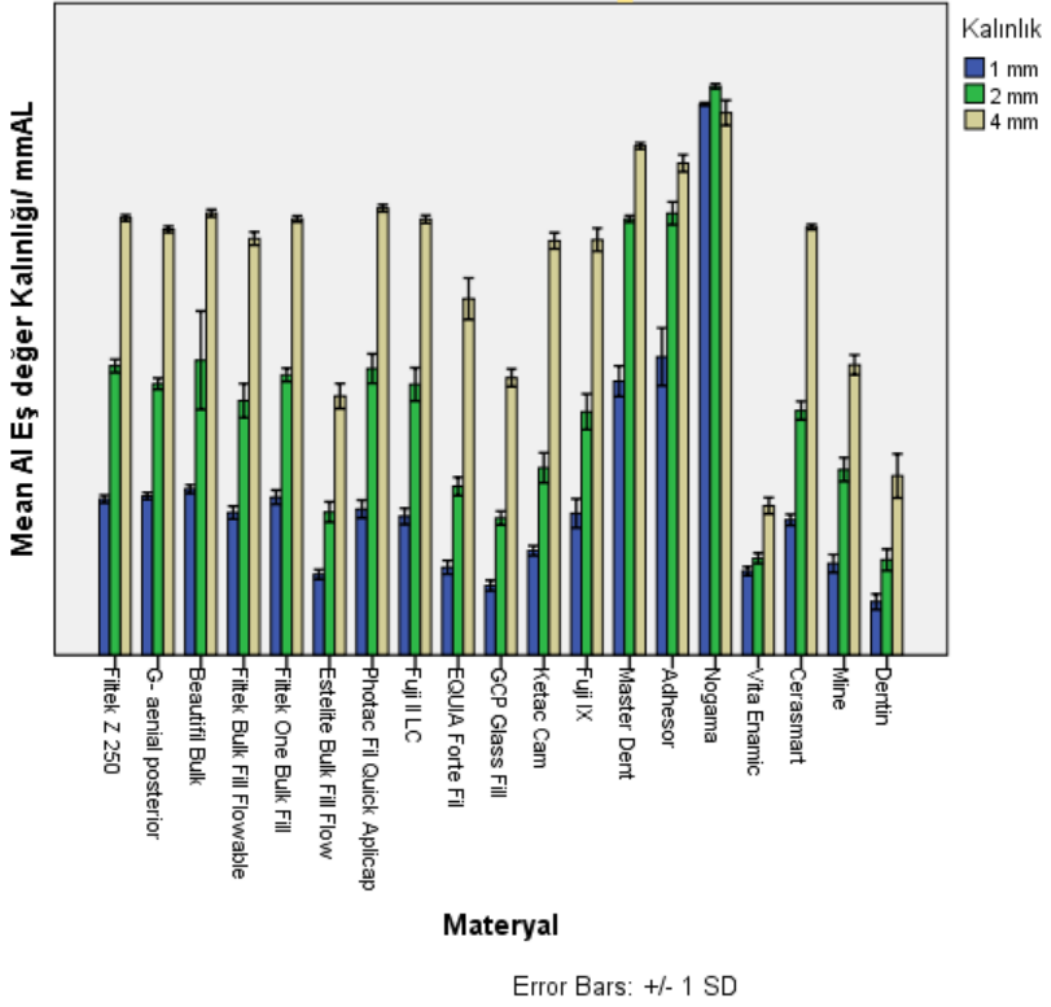
Cam iyonomer grubunda tüm kalınlıklarda en düşük radyoopasite değerlerini GCP Glass Fill göstermiştir (1, 2 ve 4 mm'de sırasıyla 1.66, 3.27, 6.62 mm Al) ($p<0.05$). En yüksek değerleri ise Photac Fil Quick Aplicap (1, 2 ve 4 mm'de sırasıyla 6.48, 10.66, 6.99 mm Al) göstermiştir.

Çinko fosfat grubunda 1mm' de Adhesor (7.12 mm Al) yüksek radyoopasite göstermiştir. Adhesor ve Master Dent'in 2 ve 4 mm'lik örneklerinin radyoopasiteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (2mm Adhesor 10.54 mm Al, Master Dent 10.41 mm Al; 4mm Adhesor 11.74 mm Al, Master Dent 12.15 mm Al), ($p>0.05$).

Kompozit gruplarında tüm parametrelerde G-aenial Posterior ve Filtek Z 250 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (G-aenial Posterior 1, 2, 4 mm'de sırasıyla 3.80, 6.47, 10.16; Filtek Z250 3.72, 6.90, 10.43 mm Al), (**p>0.05**).

Bulk fil kompozitlerde tüm kalınlıklarda Estelite Bulk Fill Flowable en düşük değerleri göstermiştir (1, 2, 4 mm'de sırasıyla 1.93, 3.41, 6.18 mm Al), (**p<0.05**). En yüksek radyoopasite değerini ise Beautifil Bulk göstermiştir (1, 2, 4 mm'de sırasıyla 3.96, 7.04, 10.54 mm Al).

Hibrit seramik grubunda Vita Enamic en düşük radyoopasite değerlerini göstermiş (**p<0.05**) ve kalınlığın artmasıyla radyoopasitedeki artış Cerasmart'dan daha düşük ivmeye sahip bulunmuştur (1, 2, 4 mm'de sırasıyla Vita Enamic 2,01, 2,31, 3,56 mm Al; Cerasmart 3,23, 5,83, 10,21 mm Al) (**Tablo 4. 1.**).



Şekil 4.1.: Kalınlıklara Göre Materyaller ile Mine ve Dentinin Al Eş Değeri Cinsinden Radyoopasiteleri

Çalışmamızdaki materyaller arası karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermeyen materyaller **Tablo 4.3.**'de gösterilmiş ($p>0.05$) ve her kalınlık için materyallerin radyoopasiteleri küçükten büyüğe doğru sıralanmıştır.

Tablo 4.3: Kalınlıklara Göre Küçükten Büyüğe Materyallerin Al Eş Değeri
Radyoopasitesi ve Benzer Radyoopasite Değerleri Gösteren Materyaller

Kalınlık	Materyal	Al Eş Değeri	Anlamlı Fark Olmayan Materyaller	Sig $p>0,05$
1	Dentin	1.273	GCP Glass Fill	0,185
	GCP Glass Fill	1.66	Dentin	0,186
			Estelite Bulk Fill Flow	1,000
			Vita Enamic	0,583
	Estelite Bulk Fill Flow	1.928	EQUIA Forte Fil	1,000
			GCP Glass Fill	1,000
	Vita Enamic	2.007	EQUIA Forte Fil	1,000
			Estelite Bulk Fill Flow	1,000
			GCP Glass Fill	0,583
			Mine	1,000
	EQUIA Forte Fil	2.095	Estelite Bulk Fill Flow	1,000
			Mine	1,000
			Ketac Cam	0,137
			Vita Enamic	1,000
	Mine	2.185	EQUIA Forte Fil	1,000
			Estelite Bulk Fill Flow	1,000

			Vita Enamic	1,000
			Ketac Cam	1,000
	Ketac Cam	2.492	EQUIA Forte Fil	0,137
			Mine	1,000
	Cerasmart	3.226	Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Fuji II LC	1,000
			Fuji IX	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Fuji II LC	3.312	Cerasmart	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Filtek Z 250	0,89
			Fuji IX	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Filtek Bulk Fill Flowable	3.4	Cerasmart	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Filtek One Bulk Fill	0,329
			Fuji II LC	1,000
			Fuji IX	1,000
			G- aenial posterior	0,138
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
Photac Fil Quick Aplicap	3.484	Cerasmart	1,000	
		Fuji II LC	1,000	

			Fuji IX	1,000
			G- aenial posterior	1,000
	Fuji IX	3.382	Cerasmart	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
	Filtek Z 250	3.723	Beautifil Bulk	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Fuji II LC	0,089
			Fuji IX	0,682
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Filtek One Bulk Fill	3.767	Beautifil Bulk	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	0,329
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji IX	0,198
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	G- aenial posterior	3.797	Beautifil Bulk	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	0,138
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Fuji IX	0,08
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000

			Filtek Z 250	1,000
	Beautiful Bulk	3.962	Filtek Z250	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			G- aenial posterior	1,000
	Master Dent	6.535	-	
	Adhesor	7.117	-	
	Nogama	13.142	-	
2	Dentin	2.271	Vita Enamic	1,000
	Vita Enamic	2.310	Dentin	1,000
	GCP Glass Fill	3.270	Estelite Bulk Fill Flow	1,000
	Estelite Bulk Fill Flow	3.414	GCP Glass Fill	1,000
	EQUIA Forte Fil	4.025	Mine	0,113
	Mine	4.429	EQUIA Forte Fil	0,113
			Ketac Cam	1,000
	Ketac Cam	4.467	Mine	1,000
	Fuji IX	5.805	Cerasmart	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
	Cerasmart	5.833	Fuji IX	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
	Filtek Bulk Fill Flowable	6.071	Cerasmart	1,000
			Fuji II LC	0,172
FujiIX			1,000	

			G- aenial posterior	0,118
Fuji II LC	6.461		Filtek Bulk Fill Flowable	0,172
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	0,259
G- aenial posterior	6.473		Filtek Bulk Fill Flowable	0.118
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	0,053
			Fuji II LC	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	0,370
Filtek One Bulk Fill	6.686		Beautifil Bulk	0,543
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
Photac Fil Quick Aplicap	6.836		Beautifil Bulk	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	0,259
			G- aenial posterior	0,300
Filtek Z 250	6.901		Beautifil Bulk	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000

			G- aenial posterior	0,053
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Beautifil Bulk	7.035	Filtek One Bulk Fill	0,543
			Filtek Z 250	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Master Dent	10.407	Adhesor	1,000
	Adhesor	10.542	Masterdent	1,000
	Nogama	13.574	-	
4	Vita Enamic	3.565	-	
	Dentin	4.275	-	
	Estelite Bulk Fill Flow	6.182	-	
	GCP Glass Fill	6.618	Mine	1,000
	Mine	6.925	GCP Glass Fill	1,000
	EQUIA Forte Fil	8.501	-	
	Fuji IX	9.911	Cerasmart	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Ketac Cam	1,000
	Ketac Cam	9.887	Cerasmart	0,967
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Fuji IX	1,000

			G- aenial posterior	1,000
	Fitek Bulk Fill Flowable	9.939	Cerasmart	1,000
			Fuji IX	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Ketac Cam	1,000
	G- aenial posterior	10.159	Beautiful Bulk	0,196
			Cerasmart	1,000
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
			Fuji IX	1,000
			Ketac Cam	1,000
	Cerasmart	10.214	Beautiful Bulk	0,910
			Filtek Bulk Fill Flowable	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
			Fuji IX	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Ketac Cam	0,967
	Fuji II LC	10.399	Cerasmart	1,000

			Filtek One Bulk Fill	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Filtek One Bulk Fill	10.409	Beautifil Bulk	1,000
			Cerasmart	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
			Fuji IX	1,000
			G- aenial posterior	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
	Filtek Z 250	10.431	Beautifil Bulk	1,000
			Cerasmart	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Fuji II LC	1,000
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000
			G- aenial posterior	1,000
	Beautifil Bulk	10.544	Cerasmart	0,910
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
			G- aenial posterior	0,196
			Photac Fil Quick Aplicap	1,000

	Photac Fil Quick Aplicap	10.663	Beautiful Bulk	1,000
			Filtek One Bulk Fill	1,000
			Filtek Z 250	1,000
			Fuji II LC	1,000
	Adhesor	11.735	Master Dent	0,085
	Master Dent	12.148	Adhesor	0,085
	Nogama	12.939	-	-



5. TARTIŞMA

Çalışmamızda restoratif diş hekimliği klinik uygulamalarında sıklıkla kullanılan 17 adet dental materyal ile dentin ve mine örneklerinin 1mm, 2mm ve 4mm kalınlıklarda radyoopasiteleri değerlendirilmiştir. Radyoopasite test verilerinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi sonucunda, materyal değişkenliğinin radyoopasite değerlendirmesini anlamlı olarak etkilediği belirlenmiştir ($p=000$), aynı şekilde materyallerin kalınlık değişkenliği de radyoopasite üzerinde anlamlı derecede farklılık oluşturmuştur ($p=000$). Çalışmamızın bulgularına dayanarak “Çalışmada kullanılacak materyallerin kalınlıkları radyoopasiteyi anlamlı olarak etkilemeyecektir” ve “Çalışmada kullanılacak olan materyallerin cinsi radyoopasiteyi anlamlı olarak etkilemeyecektir” şeklinde kurulan sıfır hipotezleri reddedilmiştir.

Dental restorasyonların başarılarının değerlendirilmesinde ve uzun dönem takiplerinde radyolojik incelemeler önemlidir. Yeterli radyoopasiteye sahip bir materyal, hatalı proksimal kontürlerin, boşlukların, yetersiz marjinal adaptasyonun ve arayüzey açıklıklarının tanınmasına yardımcı olarak sekonder çürükleri tespit etmeyi ve bunları restoratif materyallerden ayırt etmeyi mümkün kılmaktadır (Dukic ve ark., 2012).

Radyoopasite yutulan restorasyonların yerinin tespit edilmesinde de önemli rol oynamaktadır (Turgut ve ark., 2003). Travmatik kazalarda radyoopasite, yumuşak dokulardaki dental materyallerin lokalizasyonu ve hareketinin takibini mümkün kılarak hayat kurtarıcı rol oynar (Stanford ve ark., 1987). Dental materyallerin yutulmaları, solunum yollarına kaçmaları, travmatik yaralanmalarla dokuların içerisine ilerlemeleri durumunda radyopak olmaları, yerlerinin belirlenmesi ve uzaklaştırılmalarını kolaylaştıracaktır (Price, 1986).

Radyoopasite, ürün açıklaması ve pazarlamasıyla ilgili kabul edilen bir bilimsel özelliktir ve bu özelliğin basit sayısal ölçümlere indirgenmesi ve ifade edilmesi gerekmektedir. Radyoopasite sadece materyallerin doğal X ışınını emme özelliklerine değil aynı zamanda film niteliklerine, pozlama parametrelerine ve işlem koşullarına da bağlıdır (Watts ve McCabe, 1999). Bu değişkenlerin hepsinin bir muayenehanede veya laboratuvarında zaman içerisinde sabit tutulması mümkün olmadığı için, sadece nicel optik yoğunluklar kullanarak çalışmalar arası verilerin karşılaştırmaları yapılamaz (Argiris-Achis ve ark., 1986). Bu sebeple, yapılan çalışmalarda test örneklerinin yanında radyografiye tabi tutulmuş metal basamaklar yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha sonra, ölçülen optik yoğunlukların eşdeğer bir metal standardı kalınlığına transpozisyonunu sağlamak amacıyla her film için kalibrasyon eğrileri çizilmektedir (Watts ve McCabe, 1999). Eliasson ve Hasken, dental materyaller için standart bir radyoopasite ölçüm yöntemini ilk kuran kişilerdir. İlk defa alüminyum step-wedge'i referans olarak kullanmışlardır. Test edilen materyalin dansitesini ölçmüş ve benzer bir radyoopasite üretmek için gerekli Al eşdeğer kalınlığını hesaplamışlardır (Eliasson ve Haasken, 1979). Radyoopasite çalışmalarında Al, kolay ve doğru bir şekilde işlenebilmesi ve radyoopaklığının dentine benzer olması nedeniyle tercih edilen referanstır (Hitij ve Fidler, 2013; Yasa ve ark., 2015). Rezin bazlı dolgu materyalleri için ISO standartlarına göre en az % 99,5 saflıkta Al kullanılması gerektiği belirtilmiştir (ISO., 1991). Bu sebeple çalışmamızda da % 99,5 saflıkta 10 basamaklı Al kullanılmıştır ve her filmde Al basamak için ayrı kalibrasyon eğrileri çizilmiştir.

Radyoopasite genellikle mine, dentin veya alüminyum ile karşılaştırılarak belirlenmektedir (Lachowski ve ark., 2013). Bizim çalışmamızda da Vivan ve arkadaşları tarafından önerilen denklemden yararlanılarak MG (Mean Grey Value)

değerleri mm Al' a çevrilmiştir (Vivan ve ark., 2009). Film sayısının en az seviyede tutulması amacıyla her kalınlık için sadece 1 adet film çekilmiş ve örneklerin tümü Al basamak ile oklüzal fosfor plak üzerine yerleştirilmiştir. Materyallerin radyoopasitesi 10 mm Al'u aştığı durumlarda her film için kendi regresyon denklemleri ile artan basamakların radyoopasite değerleri bulunmuştur. Materyallerin, minenin ve dentinin radyoopasiteleri milimetre cinsinden alüminyum eş değeri olarak ifade edilmektedir. Fakat mine ve dentinin radyoopasite değerleri için çalışmalar arasında farklılıklar vardır ve kabul edilmiş tek bir değer yoktur (Curtis Jr ve ark., 1990). Williams ve Billington yaptıkları bir çalışmada yeni çekilmiş dişlerden (çekimi takiben ilk 1 saat içinde) ve birkaç ay %1'lik formaldehit/salin solüsyonunda bekletilmiş dişlerden horizontal (yatay) ve longitudinal (dikey) yönde 1mm'lik kesitler almışlardır. Dişlerin radyoopasitelerine baktıklarında uzun süre bekletilen dişlerin radyoopasite değerlerinde azalma olduğunu ve bunun minenin dekalsifikasyonuna bağlı olabileceğini bildirmişlerdir. Kesit yönünün ise radyoopasiteye bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Radyoopasite değerlerinin; ortalama 2.1 mm Al/1 mm mine; dentin için ortalama 1.0 mm Al/1mm dentin olduğunu belirtmişlerdir (Williams ve Billington, 1987).

Yaşa ve arkadaşları da yaptıkları bir çalışmada 1, 2 ve 4 mm'de sırasıyla dentin radyoopasitesini ortalama 1.10, 2.01, 4.33; minenin radyoopasitesini ise 1.96, 3.65, 7.16 mm Al'a eşdeğer bulmuşlardır (Yasa ve ark., 2015).

Çalışmamızda, mine ve dentin örnekleri elde etmek için yeni çekilmiş çürüksüz, restorasyonsuz, çatlak veya defekti olmayan, 18 – 40 yaş aralığındaki hastalardan ortodontik tedavi veya periodontal hastalık nedeniyle çekilmiş sağlam 4 adet insan üçüncü molar diş kullanılmıştır. Kronlar uzunlamasına (longitudinal yönde) düşük

hızdaki elmas testere ile kesilerek, 1 mm kalınlığında, 2mm kalınlığında ve 4 mm kalınlığında 4'er örnek olacak şekilde mine ve dentin fragmanları oluşturulmuştur. Yaptığımız çalışmada gözlemlenen ortalama mine radyopasite değerleri 1, 2 ve 4mm için sırasıyla 2.19, 4.43, 6.92 mm Al; dentin radyoopasite değerleri 1.27, 2.27, 4.28 mm Al olarak bulunmuştur. Bu değerler literatürde bildirilen aralık içinde olmasına rağmen değerler arasındaki farklar çalışmada kullanılan dişer, saklanma koşulları, x ışınının voltajı, kullanılan Al'nin saflığı ve test materyalinin kalınlığı gibi birçok faktörden kaynaklanabilir. Yaptığımız çalışmada 1 mm dentin radyopasitesi 1 mm Al değerine neredeyse eşit bulunmuştur ve bu herhangi bir alüminyum standardı için gerekli olan değerdir. Bizim çalışmamızla uyumlu olarak yapılan çalışmalarda dentinin radyopaklığının, aynı kalınlıktaki alüminyuma (Al) yaklaşık olarak eşdeğer olduğu ve minenin aynı kalınlıkta Al' nin yaklaşık iki katına sahip olduğu gösterilmiştir (Ergücü ve ark., 2010; van Dijken ve ark.,1989).

Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) dental materyallerin radyoopasitesi için standartlar geliştirmiştir. ISO 4049 ve ISO 9917 sayılı maddeler gereğince, bir üreticinin ürününün radyopak olduğunu iddia edebilmesi için bir örneğin radyoopasitesinin aynı kalınlıkta Al ile eşit veya daha büyük olması gerekmektedir (ISO., 1991; ISO: DP 9917. Glass ionomer cements materials. Geneva & 2009., 2009).

Bir restoratif materyalin radyoopasitesinin optimal tanı için nasıl olması gerektiği önemli bir sorudur. Dentinden büyük olması gereken radyoopasite değeri mineden de büyük olmalıdır mıdır ve ne kadar büyük olmalıdır? Radyoopasitenin yeterli olmaması hekimin teşhisini güçleştirerek şu sorularla karşı karşıya

birakmaktadır: (1) Bu radyolüsent alan tekrarlayan bir çürük mü? (2) bir boşluk mu? (3) veya sadece radyolüsent bir astar ya da kaide materyali mi? (Prévost ve ark., 1990).

Restoratif materyallerin radyoopasitesinin nasıl olması gerektiği konusunda pek çok araştırmacı tarafından farklı görüşler belirtilmiştir. Restorasyonların yenilenmesinin en önemli nedenlerinden biri sekonder çürüklerdir (Braga ve ark., 2007; Lachowski ve ark., 2013). Dental kompozitlerin radyoopasitelerinin sekonder çürüklerin teşhisi üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada dentin ile benzer radyoopasite değerleri veren kompozit materyalin sekonder çürük tespitinde daha fazla doğruluk gösterdiği bildirilmiştir. Materyallerin radyoopasitesindeki artışın sekonder çürüklerin teşhisi üzerinde subjektif olarak olumsuz bir etkiye sahip olabileceği belirtilmiştir (Cruz AD, 2014). Fakat yapılan başka çalışmalarda ise radyoopasitesi mineye yakın restoratif materyallerin sekonder çürük teşhisinde hekimlerin daha doğru kararlar vermesini desteklediği gösterilmiştir (Haak ve ark., 2002; Pedrosa ve ark., 2011).

Prevost ve ark. dekalsifiye dentinle karıştırılmaması için materyallerin radyoopasitesinin dentinden daha düşük olmaması gerektiğini bildirmişlerdir (Prévost ve ark., 1990). Çalışmaların çoğu, mineye eşit veya biraz daha büyük bir radyoopasiteye sahip bir materyalin, radyografilerdeki sekonder çürüklerin tespiti için ideal olacağını düşündürmektedir (Espelid ve ark., 1991; Turgut ve ark., 2003; Yasa ve ark., 2015). Mineden daha düşük radyoopasiteye sahip materyaller, ilk tabaka olarak kullanım için uygun değildir. İlk tabakanın diş restorasyon marjininin açıkça görülebilmesi için yeterince radyopak olması gerekmektedir (Bouschlicher ve ark., 1999; Yasa ve ark., 2015). Fakat amalgam gibi çok yüksek radyoopasiteye sahip materyaller ise restorasyona komşu radyolüsent alanların tespitini güçleştirebilir. Radyoopasitesi

yüksek materyaller süperpozisyon nedeniyle çürük lezyonlarını maskeleyebilir (Goshima ve Goshima, 1990). Daha az radyopak bir bölgeye yakın yüksek radyopasite, Mach Band etkisine neden olabilir. Match Band etkisi, karanlık ve aydınlık alan arasındaki kontrastı arttırarak karanlık sınır çizgisi alanını daha karanlık yapan görsel bir yanılsama ile çürük olarak yanlış yorumlara neden olabilir (Pedrosa ve ark., 2011; Yasa ve ark., 2015).

Bir materyalin radyoopasitesini etkileyen en önemli faktörün materyalin bileşimi olduğu düşünülmektedir (Hara, Serra, & AL, 2001; Lachowski ve ark., 2013). Üreticiler radyoopasiteyi arttırmak için dental materyallere baryum, çinko, stronsiyum, silikon, itriyum, itterbiyum ve lantan gibi kimyasal elementle eklemektedirler (Lachowski ve ark., 2013; Prévost ve ark., 1990; Williams ve Billington, 1990). Eklenen bu elementin atom numarası ne kadar yüksek olursa materyalin radyoopasitesi de o kadar yüksek olmaktadır (Kj, 2003). Bu nedenle atom numarası (Z) 70 olan itterbiyum en yüksek radyopaklığı sağlayan elementtir. Bunu baryum (Z = 56), itriyum (Z = 39), stronsiyum (Z = 38), çinko (Z = 30), silikon (Z = 14) ve alüminyum (Z = 13) takip eder (Lachowski ve ark., 2013).

Yaptığımız çalışmada kompozit grubunda yer alan Filtek Z 250 ve G-aenial posterior kompozit materyaller tüm kalınlıklarda benzer radyoopasite değerleri gösterirken, radyoopasiteleri tüm kalınlıklarda mineden daha yüksek bulunmuştur. Üretici firmalarının radyopak olarak belirttiği radyopak inorganik doldurucu olarak zirkonia ve silika içeren Filtek Z250 ve silika, stronsiyum ve lanthanoid florid içeren G-aenial posterior ile yapılan başka çalışmalarda da materyallerin radyoopasitesinin

mineden yüksek olduğu doğrulanmıştır (Attar ve ark., 2003; Hitij ve Fidler, 2013; Oztas ve ark., 2012).

Bulk Fill grubunda, Estelite Bulk Fill'in radyoopasitesinin diğerlerinden anlamlı oranda düşük olduğu belirlenmiştir. Estelite Bulk Fill'in radyoopasitesi tüm kalınlıklarda mine ve dentin arasında yer alırken, diğer bulk filler mineden yüksek radyoopasite değerleri göstermişlerdir. Estelite Bulk Fill'in içeriğine baktığımızda doldurucu ağırlıkça %70, hacimce % 56 oranındadır. Küresel silika ve zirkonya içermektedir. Beautifil Bulk (ağırlıkça %72,5, hacimce %51 doldurucu) floro silikat cam; Filtek Bulk Fill Flowable (ağırlıkça %64,5, hacimce %42,4 doldurucu) silanla işlenmiş seramik, iterbiyum, florid doldurucu; Filtek Bulk One (ağırlıkça %76,5, hacimce % 58,5 doldurucu) iterbiyum trifluorid, zirkonya/ silika içermektedir.

Geleneksel cam iyonomerler yeterli radyoopasiteye sahip olmadıkları için bu eksikliği gidermek amacıyla radyoopak ikincil dolgu materyalleri eklenmiştir (Tsuge, 2009; Yasa ve ark., 2015). Geleneksel cam iyonomer simanlar floroalüminosilika cam tozu ve poliakrilik asitin sulu solüsyonu arasındaki asit baz reaksiyonu sonucu oluşan materyallerdir (Davidson, 2006). Stronsiyum, baryum ve lantan gibi elementlerin eklenmesi, gümüşün camla kaynaştırılması, hatta çinko oksit ve zirkonyum oksidin cam iyonomer materyallere karıştırılması radyoopasiteyi arttırabilir (Hara ve ark., 2001). Bu elementlerin varlığı veya yokluğu incelediğimiz materyallerin radyoopasitesinden sorumlu gibi gözükmemektedir. Çalışmamızdaki cam iyonomer esaslı materyallere baktığımızda Cam Karbomer olan GCP Glass Fill'in radyoopasitesinin 1mm'de (1,66 mm Al) dentine yakın, 2mm'de (3,27 mm Al) dentin ve mine arasında 4mm'de (6,62 mm Al) ise mineye yakın değerler vererek bu grup içerisinde en düşük radyoopasite

değerlerine sahip olduğunu görmekteyiz. Bizim çalışmamızla uyumlu olarak Yaşa ve arkadaşlarının yaptığı rezin bazlı ve cam iyonomer bazlı bulk fill materyallerin radyoopasitesinin karşılaştırıldığı bir çalışmada da GCP Glass Fill çalışmadaki materyaller içerisinde en düşük radyoopasite değerlerini veren materyal olmuştur (Yasa ve ark., 2015). Çalışmamızda geleneksel cam iyonomerlerden olan Ketac Cam' in radyoopasitesinin ve yüksek viskoziteli cam iyonomer grubundaki EQUIA Forte'un radyoopasitesi 1mm ve 2 mm'de mine ile benzerken; 4 mm'de mineden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. EQUIA Forte Floroaluminosilikat cam ve apatit içerirken Ketac Cam Kalsiyum Aluminofloro Silikat cam içermektedir. Çalışmamızdaki diğer YVCİS Fuji IX'un radyoopasitesi ise Dubois ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya (DuBois ve ark., 2000) benzer olarak mineden anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki RMCİS'lar Photac Fil Quick Aplicap ve Fuji II LC ise tüm kalınlıklarda birbirleriyle benzer ve mineden yüksek radyoopasite değerleri göstermişlerdir. Photac Fill cam iyonomer grubunda en yüksek radyoopasite değerlerine sahiptir. Aynı radyoopak dolgu içeriğine sahip olmasına rağmen radyoopasitelerde anlamlı derecede farklılık olması üreticiler tarafından açıkça belirtilmeyen dolgu hacmindeki farklılıklardan kaynaklanabilir.

Çalışmamızdaki hibrit seramiklerden Vita Enamic 1 mm'de dentinden yüksek (2 mm Al), 2 mm kalınlıkta (2,3 mm Al) dentine benzer radyoopasite değerleri gösterirken, 4 mm kalınlıkta ise dentinden daha düşük radyoopasite değerleri vermiştir. Kalınlığın artmasıyla Vita Enamic'in radyoopasitesi çalışmamızdaki diğer materyallere kıyasla daha az artış göstermiştir. Varvara ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada da Vita Enamic dentin, mine ve diğer tüm CAD-CAM materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük radyoopasite değerlerine sahip çıkmıştır (Varvara ve ark.,

2019). Bu materyalden hazırlanan inley, onley, laminate veya tam kron gibi restorasyonların altında oluşacak sekonder çürüğün tespitinde, marjinal uyumun değerlendirilmesinde zorluklar yaşanabilecektir. El-Mowafy ve arkadaşları, bu restorasyonlarla radyopak yapıştırma simanlarının kullanılmasının sekonder çürüklerin teşhisini kolaylaştırabilmesine rağmen marjinal aralıkların değerlendirilmesinin güç olacağını belirtmişlerdir (El-Mowafy ve ark., 1991). Çalışmamızdaki diğer hibrit seramik Cerasmart'ın radyoopasitesi mineden yüksek bulunmuştur. Çalışmamızla uyumlu olarak güncel restoratif CAD/CAM blokların radyoopasitelerinin değerlendirildiği bir çalışmada, değerlendirilen materyallerin önemli ölçüde farklı radyoopasite değerlerine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Cerasmart inley, onley ve kron restorasyonlar için yeterli radyoopasiteye sahipken; Vita Enamic düşük radyoopasiteye sahip bulunmuştur. Vita Enamic gibi düşük radyoopasiteye sahip blokların sekonder çürüklerin tespiti için yüksek radyoopasiteye sahip yapıştırıcı simanlarala kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Atala ve ark., 2019).

Çalışmamızdaki çinko fosfat simanlar Adhesor ve Master Dent radyoopasiteleri amalgamdan sonra en yüksek değerleri veren materyallerdir. Prevost ve arkadaşları çinko fosfat simanın radyoopasitesinin mineden çok daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Prévost ve ark., 1990). Aşırı radyoopasitenin restorasyona bitişik çürüğü gizleyebileceği ve görme keskinliğine zarar vererek detay algısında azalmaya neden olacağı bilinmektedir (Espelid ve ark., 1991; Hara ve ark., 2001; Lachowski ve ark., 2013). Bu materyallerin çürük lezyonları gizleyebileceği ve Mach Band etkisi ile görsel bir yanılsamaya neden olarak diş hekimlerinin sağlam dokuyu çürük olarak algılamasına neden olabilecekleri unutulmamalıdır. Geleneksel simanlar karşılaştırıldığında çinko polikarboksilat ve çinko fosfat simanların cam iyonomer

simanlardan daha radyopak olması magnezyum oksit, floroalüminasilikat cam ve baryum dodurucu partikülleri ile açıklanabilir (Pekkan ve Oezcan, 2012).

Bir maddenin atomik bileşimi kompozisyonu yanı sıra, madde içerisindeki her bir atomun yoğunluğu, fiziksel yapısı ve kalınlığı da radyoopasiteyi etkileyebilir (Fonseca ve ark., 2006; Fonseca ve ark., 2004). Bu çalışmada kalınlığın artmasıyla materyallerin radyoopasitesi diğer çalışmaların bulgularıyla tutarlı olarak anlamlı bir şekilde artmıştır (Lachowski ve ark., 2013; Stona ve ark., 2012; Yasa ve ark., 2015) ama bu artış materyalden materyale farklılık göstermiştir. Atom numarası yüksek olan elementler (baryum, çinko, alüminyum, stronsiyum, zirkonyum itriyum, itterbiyum ve lantan gibi) dolgu maddeleri içerisinde eklendiği zaman X ışınlarını emme kapasitesini arttırdığı için radyoopasiteyi de arttırlar (Lachowski ve ark., 2013; Yasa ve ark., 2015). Amalgamlar hem ağırlık hem hacim olarak yüksek oranda radyopak materyaller içermektedirler. Bu sebeple bu çalışmada da en yüksek radyoopasite değerlerini gösteren materyal amalgam olmuştur.

Bu çalışma ile laboratuvar ortamında dentinden ve mineden kolayca ayırt edilebilen restoratif materyalleri tespit edebilmemize rağmen, klinik bir durumda hekimin teşhisini kolaylaştıracak minimal bir radyoopasite değeri önerememekteyiz. Radyoopasitede istatistiksel olarak anlamlı olan farkların bir diş hekimi tarafından gözlemlenemeyebileceğini de düşünmemiz gerekmektedir.

Radyoopasite ile ilgili çalışmalardaki farklılıklar birçok faktöre bağlı olabilmektedir. Sabbagh ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada radyoopasiteyi etkileyen primer faktörleri miliamper, kilovoltaj, ışınlama süresi ve x ışın kaynağı olarak; sekonder faktörleri ise banyo koşulları ve filmin cinsi olarak belirtmişlerdir (Sabbagh ve

ark., 2004). Farklı restoratif materyallerle yapılan çalışmalarda test edilen materyaller arasında radyoopasitede anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir (Gu ve ark., 2006; Williams ve Billington, 1987). Yaptığımız bu çalışma ile önceki çalışmalarda bildirilen aynı materyallerin radyoopasite değerleri arasında da bazı farklılıklar gözlenmiştir. Bu farklılıklar; test koşullarında kullanılan radyografik yöntem, pozlama süresi, voltaj, kullanılan dişler, Al' un saflığı gibi değişikliklere bağlanabilir.

Bizim çalışmamızda dijital bir radyografik sistem kullanılmıştır. Bu radyografik dijital sistemin temel avantajı, tab etme prosedürlerine ihtiyaç duyulmamasıdır. Geleneksel filmin tab edilmesi sırasında dikkatli olunmaz ise final radyografide önemli farklılıklar ortaya çıkabilmektedir. Buna karşılık, dijital yöntemler daha tutarlı sonuçlar sağlamaktadır (Rasimick ve ark., 2007). T. Yıldırım ve arkadaşlarının (Yıldırım ve ark., 2017) yaptıkları çalışmaya benzer şekilde çalışmamızda 60 kV ve 7 mA'de çalışan bir röntgen cihazı kullanılıp, nesne-odak mesafesi 30 cm olacak şekilde ayarlandı. Fosfor plak ve örneklere X- ışını makinesinin kafası 90° açıda olacak şekilde 0.20 sn ışınlama yapılarak görüntüler elde edildi. Fosfor plakların en büyük avantajları ince, esnek ve kablosuz olmalarıdır. Fakat görüntünün plaklar tarandıktan sonra elde edilmesi ve tekrarlayan kullanımlar sonucunda görüntü kalitesinin azalması gibi dezavantajları vardır (White ve Pharoah, 2004). Tekrarlayan kullanımlar sonucu plaklarda mekanik hasara bağlı olarak çizikler oluşmaktadır. Bu çizikler görüntünün diagnostik kalitesini azaltmaktadır (Akçiçek ve ark., 2015). Bu nedenle çalışmamızda daha önce kullanılmamış yeni bir fosfor plak kullanılmıştır. Fosfor plakların görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörler arasında plağın taramadan önce çevresel ışığa maruz kalması ve ekspoz-tarama arasındaki süre yer almaktadır (Akdeniz ve ark., 2005; White ve Pharoah, 2004). Akdeniz ve

arkadaşları yaptıkları bir çalışmada plakların çekimi takiben 10 dakika içerisinde taranması gerektiğini bildirmişlerdir. Sürenin artması ile koyu alanlarda görüntü kaybı olduğu ve kontrastda azalma olduğu belirtilmiştir (Akdeniz ve ark., 2005). Bu nedenle sırasında da bu artefaktlar oluştuğu için filmin tekrarlanması gerekti. çalışmamızda fosfor plaklar ışınlama sonrasında hemen tarandı. Ayrıca fosfor plak sistemlerinde tarayıcıya bağlı olarak, görüntüde fazladan horizontal beyaz çizgi oluşumu, tarama parametrelerinin ideal olmasına rağmen görüntünün çok parlak olması, ekranda görüntünün sadece bir kısmının oluşması, görüntü boyutunun küçülmesi ve iki farklı görüntünün süperpoze olması gibi artefaktlar oluşabilmektedir.

Çalışmamızda oral ortamın simüle edilememiş olması bu çalışma ile ilgili kısıtlamalardan biridir. Ağız ortamında oral sıvılar, yumuşak dokular ve çevresindeki diş yapıları gibi faktörler restoratif materyallerin radyoopasitelerini etkileyebilir. Ayrıca silikon, baryum, stronsiyum gibi doldurucu partiküllerden sulu ortama iyon sızması radyoopasitede azalmaya neden olabilir. Gelecek çalışmaların ağız ortamını taklit eden koşullarda ve yaşlandırma işlemleri sonrası araştırılması gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

- Klinik uygulamalarda retorasyonların değerlendirilebilmesi için yeterli radyoopasiteye sahip olmaları önemli bir ihtiyaçtır. 1 ve 2 mm kalınlıklarda dentin radyoopasitesini geçerken; 4 mm'de aynı kalınlıktaki dentinden daha az radyoopasite değerleri gösteren Vita Enamic dışında, çalışmada kullandığımız tüm materyaller ISO standartlarını karşılayarak yeterli radyoopasite değerlerini göstermişlerdir.

- Radyoopasitenin değerlendirilmesi açısından bu çalışma gibi materyal radyoopasitesinin Al basamak gibi referans bir materyal ile karşılaştırıldığı objektif çalışmalar yanı sıra, belirli bir tanıda gözlemcilerin performansını karşılaştıran ağız içi ortamın taklit edildiği çalışmalara da ihtiyaç vardır. Çalışmamızda dentinden istatistiksel olarak farklı bulduğumuz bir materyalin radyoopasitesi, klinik ortamda ağız içi koşullarında sekonder çürüğü tespit etmeye çalışan bir diş hekimi tarafından gözlemlenemeyebilir.

- Restoratif materyallerin radyoopasite değerlendirmeleri düzenli olarak yapılmalı ve üretici firmalar daha iyi özellikler elde edebilmek için materyallerin formülasyonlarını yenilemelidirler.

- Fosfor plaklar hekim ve hasta açısından konforlu ve kolay uygulanabilir olmalarına rağmen; tarayıcıya bağlı artefaktlar ve sensör ömrü gibi dezavantajlarının giderilmesi gerekmektedir.

KAYNAKÇA

- Abogazalah, N., & Ando, M. (2017). Alternative methods to visual and radiographic examinations for approximal caries detection. *Journal of oral science*, 59(3), 315-322.
- Aboushelib, M. N., & Elsafi, M. H. (2016). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*, 32(4), 529-534.
- Abreu Jr, M., Tyndall, D. A., & Ludlow, J. B. (2001). Generation of TACT image slices using different reconstruction algorithms: Effects on natural caries detection. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 92(5), 576-581.
- Abreu, M., Tyndall, D., Platin, E., Ludlow, J., & Phillips, C. (1999). Two and three-dimensional imaging modalities for the detection of caries. A comparison between film, digital radiography and tuned aperture computed tomography (TACT [TM]). *Dentomaxillofacial Radiology*, 28(3), 152-157.
- Akçiçek G., Çağırankaya L. B., & Avcı N. (2015) Fosfor Plak Sistemlerinde Karşılaşılan Temel Sorunlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4).
- Akdeniz, B. G., Gröndahl, H.-G., & Kose, T. (2005). Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 99(5), 603-607.
- Akdeniz, B. G., Gröndahl, H.-G., & Magnusson, B. (2006). Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries research*, 40(3), 202-207.
- Akerboom, H., Kreulen, C., Van Amerongen, W., & Mol, A. (1993). Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 70(4), 351-355.
- Aktan, A. M., Cebe, M. A., Çiftçi, M. E., & Karaarslan, E. Ş. (2012). A novel LED-based device for occlusal caries detection. *Lasers in medical science*, 27(6), 1157-1163.
- Alkurt, M. T., Peker, I., Bala, O., & Altunkaynak, B. (2007). In vitro comparison of four different dental X-ray films and direct digital radiography for proximal caries detection. *Operative dentistry*, 32(5), 504-509.
- Anderson, J. (2000). Academy of operative dentistry. Award of Excellence. Dr Bruce Brownfield Smith. *Operative dentistry*, 25(3), 244-244.
- Anderson, M., & McCoy, R. (1993). Dental amalgam. The state of the art and science. *Dental clinics of north America*, 37(3), 419-431.

- Anderson, P., & Elliott, J. (1992). Subsurface demineralization in dental enamel and other permeable solids during acid dissolution. *Journal of dental research*, 71(8), 1473-1481.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2003). Phillips' Science of Dental Materials, Saunders. *St Louis, Mo.*
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012a). Phillips' science of dental materials. In (pp. 316-317): Elsevier Health Sciences.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012b). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
- Argiris-Achis, G., Crhysafiis, C., Karakalos, C., & Vougiouklakis, G. (1986). Radiopacity of composite restorative materials. *Odontostomatologike proodos*, 40(1), 27-32.
- Arikan, S. (2005). Posterior kompozit restorasyonlar. *Cumhuriyet Dent J*, 8(1), 63-70.
- Arnetzla, G., & Arnetzlb, G. (2015). Hybrid materials offer new perspectives Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 177-186.
- Ashley, P., Blinkhorn, A., & Davies, R. (1998). Occlusal caries diagnosis: an in vitro histological validation of the Electronic Caries Monitor (ECM) and other methods. *Journal of dentistry*, 26(2), 83-88.
- Ata, P. (1966). Konservatif Diş Tedavisi. *Yenilik Basımevi. İstanbul.*
- Atabek, D., Sillelioglu, H., & Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative dentistry*, 35(3), 362-369.
- Atala, M. H., Atala, N., Yeğın, E., & Bayrak, S. (2019). Comparison of radiopacity of current restorative CAD/CAM blocks with digital radiography. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), 88-92.
- Attar, N., Tam, L. E., & McComb, D. (2003). Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal-Canadian Dental Association*, 69(8), 516-521.
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- Barsoum, M., & Barsoum, M. (2002). *Fundamentals of ceramics*: CRC press.
- Baseggio, W., Scarparo Naufel, F., de Oliveira Davidoff, D. C., Salata Nahsan, F. P., Flury, S., & Almeida Rodrigues, J. (2010). Caries-preventive efficacy and retention of a

resin-modified glass ionomer cement and a resin-based fissure sealant: a 3-year split-mouth randomised clinical trial. *Oral health & preventive dentistry*, 8(3), 261.

Basting, R., Serra, M. C., & Rodrigues, A. (2002). In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1187-1195.

Bath-Balogh, M., & Fehrenbach, M. J. (2014). *Illustrated Dental Embryology, Histology, and Anatomy-E-Book*: Elsevier Health Sciences.

Baum, L., Phillips, R. W., & Lund, M. R. (1985). *Textbook of operative dentistry*: Saunders.

Bayırlı, G. S., & Şirin, Ş. (1982). *Konservatif diş tedavisi*: Yayl y.

Bayırlı, M. (2013). 'ImageJ' yazılımı kullanılarak morfolojik görüntülerin tanımlanması

Bayne, S., & Thompson, J. (2006). Biomaterials in Sturdevant S, Heymann HO, Edward J, Swift JR. *Art & science operative dentistry*, 182-186.

Ben-Amar, A., & Cardash, H. (1991). The fluid-filled gap under amalgam and resin composite restorations. *American journal of dentistry*, 4(5), 226-230.

Bennett, A. W., & Watts, D. C. (2004). Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental Materials*, 20(1), 72-79.

Berg, J. H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatric Dentistry*, 20, 93-100.

Bharti, R., Wadhvani, K. K., Tikku, A. P., & Chandra, A. (2010). Dental amalgam: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 204.

Bin-Shuwaish, M., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2008). The correlation of DIFOTI to clinical and radiographic images in Class II carious lesions. *The Journal of the American dental association*, 139(10), 1374-1381.

Bloxom, R., & Manson-Hing, L. (1986). The accuracy of an x-ray film quality-assurance step-wedge test. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 62(4), 449-458.

Boaro, L. C. C., Gonçalves, F., Guimarães, T. C., Ferracane, J. L., Versluis, A., & Braga, R. R. (2010). Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26(12), 1144-1150.

Borczyk, D., Piątowska, D., & Krzemiński, Z. (2006). An in vitro study of affected dentin as a risk factor for the development of secondary caries. *Caries research*, 40(1), 47-51.

- Bouschlicher, M., Cobb, D., & Boyer, D. (1999). Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Operative dentistry*, 24(1), 20-25.
- Bowen, R., & Cleek, G. (1969). X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *Journal of dental research*, 48(1), 79-82.
- Braga, S. R. M., Vasconcelos, B. T., de Paula Macedo, M. R., Martins, V. R. G., & Sobral, M. A. P. (2007). Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil. *Quintessence International*, 38(4).
- Brito, C. R., Velasco, L. G., Bonini, G. A., Imparato, J. C. P., & Raggio, D. P. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 93(1), 243-246.
- Brooks, S., & Miles, D. (1993). Advances in diagnostic imaging in dentistry. *Dental clinics of north America*, 37(1), 91-111.
- Burtscher, P. (1991). Curing of composites with an Argon laser. *J Dent Res*, 70(Spec Iss).
- Chesters, R., Pitts, N., Matuliene, G., Kvedariene, A., Huntington, E., Bendinskaite, R., . . . Gendvilyte, A. (2002). An abbreviated caries clinical trial design validated over 24 months. *Journal of dental research*, 81(9), 637-640.
- Craig, R. G., & Powers, J. (2002). Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby, 480, 552-553.
- Craig, R. G., Powers, J., & Wataha, J. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Restorative dental materials*, 9, 248-282.
- Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980). Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*, 59(6), 1055-1063.
- Cruz AD, E. R., Poiate IA, Portero PP, Almeida SM. (2014). Influence of radiopacity of dental composites on the diagnosis of secondary caries: the correlation between objective and subjective analyses. *Operative dentistry*(39-1), 90 - 97. doi: 10.2341/12-377-L
- Curry, T. S., Dowdey, J. E., & Murry, R. C. (1990). *Christensen's physics of diagnostic radiology*: Lippincott Williams & Wilkins.

Curtis Jr, P. M., von Fraunhofer, J. A., & Farman, A. G. (1990). The radiographic density of composite restorative resins. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 70(2), 226-230.

Çağlayan F. & Harorlu A. (2001). Ağız , Diş ve Çene Radyolojisi, 438

Davidson, C. L. (2006). Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science*, 14(SPE), 3-9.

Davidson, C. L., & Mjör, I. A. (1999). *Advances in glass-ionomer cements*: Quintessence Publishing Company.

Dayangaç, B. (2000a). *Kompozit rezin restorasyonlar*: Güneş Kitabevi.

Dayangaç, B. (2000b). *Kompozit rezin restorasyonlar*: Güneş Kitabevi.

Dayangaç, G. (2002). Direkt Posterior Kompozitler. *Türk Dişhekimleri Birliği Derneği Dergisi*(71), 24-27.

Deb, S., & Nicholson, J. (1999). The effect of strontium oxide in glass-ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 10(8), 471-474.

Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.

Dennison, J. B., & Hamilton, J. C. (2005). Treatment decisions and conservation of tooth structure. *Dental Clinics*, 49(4), 825-845.

Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(2), 135-141.

Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7, 118.

Douglas, W., Fields, R., & Fundingsland, J. (1989). A comparison between the microleakage of direct and indirect composite restorative systems. *Journal of dentistry*, 17(4), 184-188.

DuBois, D. J., Reichl, R. B., & Hondrum, S. O. (2000). The comparative radiopacity of Fuji IX-GP, an intermediate restorative material. *Military medicine*, 165(4), 278-282.

Duckworth, J., Judy, P., Goodson, J., & Socransky, S. (1983). A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs. *Journal of periodontology*, 54(7), 435-440.

Dukic, W., Delija, B., Derossi, D., & Dadic, I. (2012). Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dental materials journal*, 31, 47-53.

- Ekstrand, K., Ricketts, D., & Kidd, E. (1997). Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth on the occlusal surface: an in vitro examination. *Caries research*, 31(3), 224-231.
- El-Mowafy, O., & Benmergui, C. (1994). Radiopacity of resin-based inlay luting cements. *Operative dentistry*, 19(1), 11-15.
- El-Mowafy, O., Brown, J., & McComb, D. (1991). Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. *Journal of dentistry*, 19(6), 366-368.
- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-935.
- Eliasson, S. T., & Haasken, B. (1979). Radiopacity of impression materials. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 47(5), 485-491.
- Elliott, J. (1997). *Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites*. Paper presented at the Ciba Foundation Symposium.
- Emmot, L. (2002). Making sense of sensors a guide to choosing digital radiography sensors. *Dent Prod Rep*, 36-38.
- Ergücü, Z., Türkün, L., Önem, E., & Güneri, P. (2010). Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Operative dentistry*, 35(4), 436-440.
- Espelid, I., Tveit, A., Erickson, R., Keck, S., & Glasspoole, E. (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials*, 7(2), 114-117.
- Evans, R. W., Lo, E. C., & Darvell, B. W. (1993). Determinants of variation in dental caries experience in primary teeth of Hong Kong children aged 6–8 years. *Community dentistry and oral epidemiology*, 21(1), 1-3.
- Featherstone, J. (1994). Fluoride, remineralization and root caries. *American journal of dentistry*, 7(5), 271-274.
- Featherstone, J., & Ten Cate, J. (1988). Physicochemical aspects of fluoride-enamel interactions. *Fluoride in dentistry*, 1, 125-149.
- Featherstone, J. D. (2000). The science and practice of caries prevention. *The Journal of the American dental association*, 131(7), 887-899.
- Fejerskov, O., & Kidd, E. (2009). *Dental caries: the disease and its clinical management*: John Wiley & Sons.
- Fejerskov, O., & Thylstrup, A. (1994). Clinical and pathological features of dental caries. *Textbook Of Clinical Cariology (2 bs., s. 111-157)*. Copenhagen: Munksgaard.

- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
- Fonseca, R. B., Branco, C. A., Soares, P. V., Correr-Sobrinho, L., Haiter-Neto, F., Fernandes-Neto, A. J., & Soares, C. J. (2006). Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clinical oral investigations*, 10(2), 114-118.
- Fonseca, R. B., Haiter-Neto, F., Fernandes-Neto, A. J., Barbosa, G. A. S., & Soares, C. J. (2004). Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Archives of oral biology*, 49(11), 919-922.
- Fraunhofer, B. J. A. v. (D. N. Ö. Cebeci, Trans.). In *Diş Hekimliğinde maddeler bilgisi* (2 ed., pp. 60).
- Friedman, J., & Marcus, M. I. (1970). Transillumination of the oral cavity with use of fiber optics. *The Journal of the American dental association*, 80(4), 801-809.
- Garcia-Contreras, R., Scougall-Vilchis, R. J., Contreras-Bulnes, R., Sakagami, H., Morales-Luckie, R. A., & Nakajima, H. (2015). Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *Journal of Applied Oral Science*, 23(3), 321-328.
- Goaz, P. W., & White, S. C. (1994). *Oral radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Mosby Company
- Mosby Louis.
- Gomez, J. (2015). *Detection and diagnosis of the early caries lesion*. Paper presented at the BMC Oral Health.
- Goshima, T., & Goshima, Y. (1990). Radiographic detection of recurrent carious lesions associated with composite restorations. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 70(2), 236-239.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
- Gu, S., Rasimick, B. J., Deutsch, A. S., & Musikant, B. L. (2006). Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dental Materials*, 22(8), 765-770.
- Guerreiro-Tanomaru, J. M., Duarte, M. A. H., Gonçalves, M., & Tanomaru-Filho, M. (2009). Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Brazilian oral research*, 23(2), 119-123.

Gürses, M., & Ünlü, N. (2017). Okluzal çürük teşhis yöntemlerine güncel bakış. *Selcuk Dental Journal*, 4(3), 153-161.

Gwinnett, A. J., Baratieri, L. N., Monteiro Jr, S., & Ritter, A. V. (1994). Adhesive restorations with amalgam: Guidelines for the clinician. *Quintessence International*, 25(10).

Haak, R., Wicht, M. J., Hellmich, M., & Noack, M. J. (2002). Detection of marginal defects of composite restorations with conventional and digital radiographs. *European journal of oral sciences*, 110(4), 282-286.

Hals, E., & Nernaes, Å. (1971). Histopathology of in vitro caries developing around silver amalgam fillings. *Caries research*, 5(1), 58-77.

Hara, A. T., Serra, M. C., & AL, R. J. (2001). Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Brazilian dental journal*.

Hara, A. T., Serra, M. C., Haiter-Neto, F., & Rodrigues, J. A. (2001). Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *American journal of dentistry*, 14(6), 383-386.

Haring, J. I., & Jansen, L. (2000). *Dental radiography: principles and techniques*: WB Saunders.

Harorlı, A. (2015). Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. (4), 120-123.

Hausmann, E., Allen, K., Christersson, L., & Genco, R. (1989). Effect of x-ray beam vertical angulation on radiographic alveolar crest level measurement. *Journal of periodontal research*, 24(1), 8-19.

Heinrich-Weltzien, R., Kühnisch, J., van der Veen, M., de Josselin de Jong, E., & Stöber, L. (2003). Quantitative light-induced fluorescence (QLF)-A potential method for the dental practitioner. *Quintessence International*, 34(3).

Helvey, G. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 35(1), 38-43.

Hicks, J., Garcia-Godoy, F., & Flaitz, C. (2005). Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). *Journal of clinical pediatric dentistry*, 28(2), 119-124.

Hilton, T. (1996). Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Operative dentistry*, 21(4), 134-146.

Hitij, T., & Fidler, A. (2013). Radiopacity of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*, 17(4), 1167-1177.

- Hugoson, A., Koch, G., Göthberg, C., Helkimo, A. N., Lundin, S.-A., Norderyd, O., . . . Sondell, K. (2005). Oral health of individuals aged 3-80 years in Jönköping, Sweden during 30 years (1973-2003). II. Review of clinical and radiographic findings. *Swedish dental journal*, 29(4), 139-155.
- Huth, K., Neuhaus, K., Gygax, M., Bücher, K., Crispin, A., Paschos, E., . . . Lussi, A. (2008). Clinical performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions in permanent molars. *Journal of dentistry*, 36(12), 1033-1040.
- Huysmans, M.-C. D., Longbottom, C., & Pitts, N. (1998). Electrical methods in occlusal caries diagnosis: An in vitro comparison with visual inspection and bite-wing radiography. *Caries research*, 32(5), 324-329.
- Özcan İ . (2017). *Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları* (Vol. 43).
- Ikemura, K., Tay, F. R., Endo, T., & Pashley, D. H. (2008). A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental materials journal*, 27(3), 315-339.
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 38(6), 618-625.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 27(4), 348-355.
- Imperiano, M. T., Khoury, H. J., Pontual, M. L. A., Montes, M. A. J. R., & Silveira, M. M. F. (2007). Comparative radiopacity of four low viscosity composites. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 6(20), 1278-1282.
- İnformation., V. b. f. T. (2015). Venus® bulk fill Technical İnformation.
- ISO. (1991). Dental resin-based restorative materials. ISO 4049, İlause 6.10.
- ISO: DP 9917. Glass ionomer cements materials. Geneva, S., & 2009., I. S. O. (2009). ISO: DP 9917.
- James B, S. J., William R, Richards SS. (2001). *Fundamentals of Operative Dentistry Second Edition, A Contemporary Approach.*: Quintessence Publishing Co.
- Kalachandra, S., & Kusy, R. (1991). Comparison of water sorption by methacrylate and dimethacrylate monomers and their corresponding polymers. *Polymer*, 32(13), 2428-2434.
- Kamburoğlu, K., Kurt, H., Kolsuz, E., Öztaş, B., Tatar, I., & Çelik, H. H. (2011). Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. *Journal of digital imaging*, 24(5), 804-813.

KANIK, Ö., & TÜRKÜN, L. Ş. (2016) Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 37(2), 54-65.

Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.

Kelsey III, W. P., Blankenau, R. J., & Powell, G. L. (1991). Application of the argon laser to dentistry. *Lasers in surgery and medicine*, 11(6), 495-498.

Kidd, E. (1976). Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *British dental journal*, 141(10), 305-310.

Kidd, E. (1990). Caries diagnosis within restored teeth. *Advances in dental research*, 4(1), 10-13.

Kidd, E. (2001). Diagnosis of secondary caries. *Journal of dental education*, 65(10), 997-1000.

Kidd, E., Toffenetti, F., & Mjör, I. (1992). Secondary caries. *International dental journal*, 42(3), 127-138.

Kidd, E. A., & Fejerskov, O. (2016). *Essentials of dental caries*: Oxford University Press.

Kingery, W. D. (1976). Introduction to ceramics.

Kj, A. (2003). Phillips' science of dental materials. *St. Louis: WB Saunders*, 596.

Koray F. Diş Çürükleri. İstanbul; Dünya Tıp Kitapevi: 1981. p. 41-43.

Korkut, B., Tagtekin, D. A., & Yanıkoglu, F. Ç. (2011). Early diagnosis of dental caries and new diagnostic methods: QLF, Diagnodent, Electrical Conductance and Ultrasonic System. *EUDFD*, 32, 55-67.

Kühnisch, J., Bücher, K., Henschel, V., & Hickel, R. (2007). Reproducibility of DIAGNOdent 2095 and DIAGNOdent Pen measurements: results from an in vitro study on occlusal sites. *European journal of oral sciences*, 115(3), 206-211.

Kühnisch, J., Heinrich-Weltzien, R., Tabatabaie, M., Stösser, L., & Huysmans, M. (2006). An in vitro comparison between two methods of electrical resistance measurement for occlusal caries detection. *Caries research*, 40(2), 104-111.

Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-137.

- Lachowski, K. M., Botta, S. B., Lascala, C. A., Matos, A. B., & Sobral, M. A. P. (2013). Study of the radio-opacity of base and liner dental materials using a digital radiography system. *Dentomaxillofacial Radiology*, *42*(2), 20120153.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., ASAKAWA, Y., Oki, M., . . . Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, *33*(5), 705-710.
- Özcan İ . (2017). *Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları* (Vol. 43).
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, *98*(2), 129-140.
- Lee, S.-S., Huh, Y.-J., Kim, K.-Y., Heo, M.-S., Choi, S.-C., Koak, J.-Y., . . . Yi, W.-J. (2004). Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *98*(4), 471-475.
- Leinfelder, K. F. (1994). Changing restorative traditions: the use of bases and liners. *The Journal of the American dental association*, *125*(1), 65-67.
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(3), 321-328. e322.
- Lussi, A. (1991). Validity of diagnostic and treatment decisions of fissure caries. *Caries research*, *25*(4), 296-303.
- Lussi, A. (1993). Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries research*, *27*(5), 409-416.
- Lussi, A. (1996). Impact of including or excluding cavitated lesions when evaluating methods for the diagnosis of occlusal caries. *Caries research*, *30*(6), 389-393.
- Lussi, A., Francescut, P., & Schaffner, M. (2004). Fissür çürüklerinde yeni ve geleneksel tanı yöntemleri. *Quintessence Turk*, *4*, 13-21.
- Lussi, A., Hibst, R., & Paulus, R. (2004). DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *Journal of dental research*, *83*(1_suppl), 80-83.
- Lussi, A., Imwinkelried, S., Pitts, N., Longbottom, C., & Reich, E. (1999). Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries research*, *33*(4), 261-266.

- Magne, P., Paranhos, M. P. G., Burnett Jr, L. H., Magne, M., & Belser, U. C. (2011). Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical oral implants research*, 22(2), 195-200.
- Manhart, J., Chen, H.-Y., & Hickel, R. (2010). Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(3).
- Margolis, H., & Moreno, E. (1994). Composition and cariogenic potential of dental plaque fluid. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 5(1), 1-25.
- Markovic, D. L., Petrovic, B. B., & Peric, T. O. (2008). Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BMC Oral Health*, 8(1), 21.
- Marouf, N., & Sidhu, S. (1998). A study on the radiopacity of different shades of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Operative dentistry*, 23, 10-14.
- Marsh, P. D. (1999). Microbiologic aspects of dental plaque and dental caries. *Dental clinics of north America*, 43(4), 599-614, v-vi.
- Matteson, S. R., Phillips, C., Kantor, M. L., & Leinedecker, T. (1989). The effect of lesion size, restorative material, and film speed on the detection of recurrent caries. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 68(2), 232-237.
- Mialhe, F. L., Pereira, A. C., de Castro Meneghim, M., Ambrosano, G. M. B., & Pardi, V. (2009). The relative diagnostic yields of clinical, FOTI and radiographic examinations for the detection of approximal caries in youngsters. *Indian Journal of Dental Research*, 20(2), 136.
- Misra, S., Tahmassebi, J., & Brosnan, M. (2007). Early childhood caries—a review. *Dental update*, 34(9), 556-564.
- Mjör, I. A. (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian dental journal*, 20(1), 3-16.
- Mjör, I. A., & Toffenti, F. (2000). Secondary caries: A literature review with case reports. *Quintessence International*, 31(3).
- Mol, A., & Dunn, S. M. (2003). The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 96(3), 373-382.
- Mount, G. J. (2001). *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: CRC Press.
- Nakabayashi, N. (1998). Hybridization of dental hard tissues. *The quality of hybridized dentin*, 97.

- Newburn, E. (1989). *Cariology* Quintessence Publishing. In: Chicago.
- Ng, S., Ferguson, M., Payne, P., & Slater, P. (1988). Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth: a new method for detecting early caries. *Journal of dentistry*, 16(5), 201-209.
- Nguyen, J., Ruse, D., Phan, A., & Sadoun, M. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62-67.
- O'Brien, W. J. Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*, 132, 135-143,146.
- O'Brien, W. J. Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection.
- Oktay, H. (2003). Tüm seramik sistemler. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 24, 11-16.
- Oztas, B., Kursun, S., Dinc, G., & Kamburoglu, K. (2012). Radiopacity evaluation of composite restorative resins and bonding agents using digital and film x-ray systems. *European journal of dentistry*, 6(02), 115-122.
- Özcan İ. (2017). Projeksiyon Kuralları ve Radyolojide Görüntü Kalitesi In Özcan İ (Ed.), *Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları*. (pp. 55-58). İstanbul: İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık Hiz. Tic. Ltd. Şti.
- Özgür, B., Ünverdi, G. E., & Çehreli, Z. C. (2018). Diş Çürüğünün Tespitinde Geleneksel ve Güncel Yaklaşımlar. *Türkiye Klinikleri Pediatric Dentistry-Special Topics*, 4(1), 1-9.
- Parks, E. T., & Williamson, G. F. (2002). Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract*, 3(4), 23-39.
- Pedrosa, R., Brasileiro, I., dos Anjos Pontual, M., dos Anjos Pontual, A., & da Silveira, M. (2011). Influence of materials radiopacity in the radiographic diagnosis of secondary caries: evaluation in film and two digital systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(6), 344-350.
- Peers, A., Hill, F., Mitropoulos, C., & Holloway, P. (1993). Validity and reproducibility of clinical examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions: an in vitro study. *Caries research*, 27(4), 307-311.
- Pekkan, G., & Oezcan, M. (2012). Radiopacity of different resin-based and conventional luting cements compared to human and bovine teeth. *Dental materials journal*, 1201190225-1201190225.

Pereira, J., Manfio, A., Franco, E., & Lopes, E. (1990). Clinical evaluation of Dycal under amalgam restorations. *American journal of dentistry*, 3(2), 67-70.

Pilathadka, S., & Vahalová, D. (2007). Contemporary All-ceramic Materials-Part 1. *ACTA MEDICA-HRADEC KRALOVE-*, 50(2), 101.

Poorterman, J. H., Weerheijm, K. L., Groen, H. J., & Kalsbeek, H. (2000). Clinical and radiographic judgement of occlusal caries in adolescents. *European journal of oral sciences*, 108(2), 93-98.

Pop-Ciutrita, I. S., Dudea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., & Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, S46-S55.

Poticny, D. J., & Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American dental association*, 141, 5S-9S.

Prévost, A., Forest, D., Tanguay, R., & DeGrandmont, P. (1990). Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 70(2), 231-235.

Price, C. (1986). A method of determining the radiopacity of dental materials and foreign bodies. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 62(6), 710-718.

Rasimick, B. J., Gu, S., Deutsch, A. S., & Musikant, B. L. (2007). Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 16(5), 357-364.

Razmus, T. F., & Williamson, G. F. (1996). *Current oral and maxillofacial imaging*: WB Saunders Company.

Roberson TM, Heymann OH, Swift EJ (2011). *Sturdevant's and science of operative dentistry*. Ankara: Güneş Tıp Kitapevi.

Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006a). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences.

Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006b). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (Vol. 4): Elsevier Health Sciences.

Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006c). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. In (pp. 307-344): Elsevier Health Sciences.

- Roberson TM, Heymann OH, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Gürgeç S, Yalcin Cakir F. 3. Bölüm: Karyoloji: Lezyon, Etiyoloji, Önleme ve Kontrol (Cariology: The Lesion, Etiology, Prevention and Control), Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2012.p.67-134.
- Robinson, C., Shore, R. C., Brookes, S. J., Strafford, S., Wood, S., & Kirkham, J. (2000). The chemistry of enamel caries. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(4), 481-495.
- Rudolph, M., Van Amerongen, J., Penning, C., & Ten Cate, J. (1993). Validity of bite-wings for diagnosis of secondary caries in teeth with occlusal amalgam restorations in vitro. *Caries research*, 27(4), 312-316.
- Sabbagh, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2004). Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent*, 29(6), 677-684.
- Saito, S. (1999). Characteristic of glass-ionomer cements. *Advances in glass-ionomer cements*.
- Sakaguchi, R., Douglas, W., & Peters, M. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of dentistry*, 20(3), 183-188.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book* (13th ed.): Elsevier Health Sciences.
- Sakaguchi, R., & Powers, J. (2012). *Craig's restorative dental materials*. London: Mosby, 160-200.
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *ORAL & implantology*, 7(3), 57.
- Sarrett, D. C., Brooks, C. N., & Rose, J. T. (2006). Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *The Journal of the American dental association*, 137(1), 71-80.
- Schneider C.A., Rasband W.S. ve Eliceiri K.W. (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Focus on Bioimage Informatics Historical Commentary, Nature America*, 617-6175
- Schneiderman, A., Elbaum, M., Shultz, T., Keem, S., Greenebaum, M., & Driller, J. (1997). Assessment of dental caries with digital imaging fiber-optic transillumination (DIFOTITM): in vitro Study. *Caries research*, 31(2), 103-110.
- Schüpbach, P., Osterwalder, V., & Guggenheim, B. (1996). Human root caries: microbiota of a limited number of root caries lesions. *Caries research*, 30(1), 52-64.

- Schwass, D., Swain, M., Purton, D., & Leichter, J. (2009). A system of calibrating microtomography for use in caries research. *Caries research*, 43(4), 314-321.
- Sezin, Ö., & Şen E., ERKEN ÇOCUKLUK ÇAĞI ÇÜRÜKLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(2), 115-123.
- Shi, X.-Q., Welander, U., & Angmar-Månsson, B. (2000). Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries research*, 34(2), 151-158.
- Shillingburg Jr, H., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., & Brackett, S. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd edn Passi. In: India.
- Shoaib, L., Deery, C., Ricketts, D., & Nugent, Z. (2009). Validity and reproducibility of ICDAS II in primary teeth. *Caries research*, 43(6), 442-448.
- Songsiripraduboon, S., Hamba, H., Trairatvorakul, C., & Tagami, J. (2014). Sodium fluoride mouthrinse used twice daily increased incipient caries lesion remineralization in an in situ model. *Journal of dentistry*, 42(3), 271-278.
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382-393.
- Stanford, C. M., Fan, P., Schoenfeld, C. M., Knoepfel, R., & Stanford, J. W. (1987). Radiopacity of light-cured posterior composite resins. *The Journal of the American dental association*, 115(5), 722-724.
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J.-F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, 55, 1-11.
- Stona, P., Bertella, S. M., Rockenbach, M. I. B., Holderbaum, R. M., & Weber, J. B. B. (2012). Radiopacities of glass ionomer cements measured with direct digital radiographic system. *Journal of dentistry for children*, 79(2), 59-62.
- Strassler, H. E., & Sensi, L. G. (2008). Technology-enhanced caries detection and diagnosis. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 29(8), 464-465, 468, 470 passim.
- Swain, M. V., & Xue, J. (2009). State of the art of micro-CT applications in dental research. *International journal of oral science*, 1(4), 177.
- Tam, L. E., & McComb, D. (2001). Diagnosis of occlusal caries: Part II. Recent diagnostic technologies. *Journal of the Canadian Dental Association*, 67(8), 459-464.

- Torabzadeh, H., Ghasemi, A., Shakeri, S., Baghban, A. A., & Razmavar, S. (2011). Effect of powder/liquid ratio of glass ionomer cements on flexural and shear bond strengths to dentin. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, *10*(3), 204-207.
- Totiam, P., Gonzalez-Cabezas, C., Fontana, M., & Zero, D. (2007). A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries. *Caries research*, *41*(6), 467-473.
- Touger-Decker, R., & Van Loveren, C. (2003). Sugars and dental caries. *The American journal of clinical nutrition*, *78*(4), 881S-892S.
- Tsuge, T. (2009). Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *Journal of oral science*, *51*(2), 223-230.
- Turgut, M., Attar, N., & Onen, A. (2003). Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, *28*(5), 508-514.
- Tveit, A., & Espelid, I. (1992). Class II amalgams: Interobserver variations in replacement decisions and diagnosis of caries and crevices. *International dental journal*, *42*(1), 12-18.
- Ulusu, T., Bodur, H., & Odabaş, M. (2010). In vitro comparison of digital and conventional bitewing radiographs for the detection of approximal caries in primary teeth exposed and viewed by a new wireless handheld unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, *39*(2), 91-94.
- Unlu, N., Ermis, R. B., Sener, S., Kucukyilmaz, E., & Cetin, A. R. (2010). An in vitro comparison of different diagnostic methods in detection of residual dentinal caries. *International journal of dentistry*, 2010.
- Vaarkamp, J., Ten Bosch, J., & Verdonschot, E. (1995). Light propagation through teeth containing simulated caries lesions. *Physics in medicine & biology*, *40*(8), 1375.
- Van der Stelt, P. (2000). Principles of digital imaging. *Dental clinics of north America*, *44*(2), 237.
- Van Dijken, J. W., Wing, K. R., & Ruyter, I. E. (1989). An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontologica Scandinavica*, *47*(6), 401-407.
- Varvara, A. M., Gasparik, C., Culic, B., Bondor, C. I., Varvara, E. B., Furtos, G., . . . Dudea, D. (2019). Radiopacity Analysis Of Some Chairside Computer-Aided Design-Computer-Aided Manufacturing Milling Materials. *Studia Universitatis Babes-Bolyai, Chemia*, *64*(1).

- Vermeersch, G., Leloup, G., & Vreven, J. (2001). Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(1), 26-32.
- Versteeg, C., Sanderink, G., & Van Der Stelt, P. (1997). Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *Journal of dentistry*, 25(3-4), 215-224.
- Vivan, R. R., Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Duarte, M. A. H., & de Moraes, I. G. (2009). Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(6), e35-e38.
- Wakefield, C. W., & Kofford, K. R. (2001). Advances in restorative materials. *Dental clinics of north America*, 45(1), 7-29.
- Watts, D., & McCabe, J. (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *Journal of dentistry*, 27(1), 73-78.
- Wenzel, A., Hintze, H., & Hørsted-Bindslev, P. (1998). Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. *The Journal of forensic odonto-stomatology*, 16(1), 8-13.
- Werneck, R., Mira, M., & Trevilatto, P. (2010). A critical review: an overview of genetic influence on dental caries. *Oral diseases*, 16(7), 613-623.
- White, S., & Pharoah, M. (2004). Oral radiography principles and interpretation. *St. Louis: Mosby*, 225-244.
- White, S., & Yoon, D. (1997). Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. *Dentomaxillofacial Radiology*, 26(1), 32-38.
- Williams, J., & Billington, R. (1987). A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14(3), 267-269.
- Williams, J., & Billington, R. (1990). The radiopacity of glass ionomer dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 17(3), 245-248.
- Wilson, A. D. (1972). A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J*, 132, 133-135.
- Wuehrmann, A., & MANSON-HING, L. (1973). Dental radiology 3rd ed. *St. Louis: CV Mosby Co*, 222-260.

Yanikođlu, F. ., ztürk, F., Hayran, O., Analoui, M., & Stookey, G. (2000). Detection of natural white spot caries lesions by an ultrasonic system. *Caries research*, 34(3), 225-232.

Yasa, B., Kucukyilmaz, E., Yasa, E., & Ertas, E. T. (2015). Comparative study of radiopacity of resin-based and glass ionomer-based bulk-fill restoratives using digital radiography. *Journal of oral science*, 57(2), 79-85.

Yeler, D. Y., Taşveren, S. K., & Kaynar, O. (2006). Dişhekimliğinde dijital görüntüleme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(Supplement 1).

Yildirim, T., Ayar, M., Akdag, M., & Yesilyurt, C. (2017). Radiopacity of bulk fill flowable resin composite materials. *Nigerian journal of clinical practice*, 20(2), 200-204.

Young, D. A., & FEATHERSTONE, J. D. (2005). Digital imaging fiber-optic trans-illumination, F-speed radiographic film and depth of approximal lesions. *The Journal of the American dental association*, 136(12), 1682-1687.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993a). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515, 305-344.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993b). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy'a., Aksu, L. . (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. In *Simanlar* (pp. 305-348). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

Zandoná, A. F., & Zero, D. T. (2006). Diagnostic tools for early caries detection. *The Journal of the American dental association*, 137(12), 1675-1684.

Zero, D. T. (1999). Dental caries process. *Dental clinics of north America*, 43(4), 635-664.

Zheng, L., Hilton, J. F., Habelitz, S., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *European journal of oral sciences*, 111(3), 243-252.

EKLER

EK 1: Al SERTİFİKASI


TEST SERTİFİKASI
INSPECTION CERTIFICATE

Tarih / Date

15.11.2012

(EN 10204-3.1.b'e göre düzenlenmiştir.)
 (Prepared according to EN 10204-3.1.b)

Sipariş No / Order Number: 7710608
 Kafale No / Heat Number: T771060326/2
 Paket No / Package Number: T11.109

Müşteri Sipariş No / Customer Order Number:

Alaşım - Kondüsyon / Alloy - Temper: 1050 H14

Ölçüler / Dimensions: 1,20x1250 x 2500 mm

Kimyasal Bileşim / Chemical Composition

	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Cr	Ni	Zn	Ti	Ga	V	Zr	Al
min													99,500
max	0,250	0,400	0,050	0,050	0,050	0,070	0,050	0,030	
Sonuçlar/ Test Result	0,079	0,304	0,000	0,001	0,001	0,002	0,002	0,014	0,020	0,021	0,010	0,000	99,546

Mekanik Özellikler / Mechanical Properties

	Çekme Muk. Tensile Strength (MPa)	Akma Muk. Yield Strength (MPa)	Uzama Elongation (%)	Sertlik / Hardness (HB)
min	105,00	85,00	4,00	
max	145,00			
Test Sonucu / Test Results	128,11	117,76	6,13	

Yüzey Özellikleri / Surface Properties

Düz / Plain

Çetalı / Tread Plates;

5 Bar Diamond

Gofrajlı / Embossed Products;

Stucco Diamond Yağsız / Degreased Az Yağlı / Slightly Oil Yağlı / Mill Finish

Notlar ve Özel Talepler / Notes and Special Demands:

.....

.....

Kalite Sağlama ve Geliştirme Şefliği

SEYKOÇ
 ALÜMİNYUM Paz. ve San. Tic. Ltd. Şti.
 ve Sanayi Tesisleri Limited Şirketi
 Yurtdışı Dudullu Mahallesi Sanayi Sitesi E Blok
 No:35 Ümraniye - İSTANBUL

EK 2: ETİK KURUL ONAYI

**T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

Sayı : 83116987 - 358
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 14.04.2019
Toplantı No : 2019/09
Proje No : 19-KAEK-135

15.05.2019

Sayın, Doç.Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

Etik Kurulumuzun 14.04.2019 tarihli toplantısında görüşülen 19-KAEK-135 kayıt numaralı **“Güncel Restoratif Materyallerin Dijital Radyografi Sistemiyle Radyoopasitelerinin Değerlendirilmesi** başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmeliğin 14-4. maddesi ve yönergemizin 18-3. maddesine göre çalışmanız tamamlandıktan sonra sonuç raporunun tarafımıza en geç 90 gün içerisinde bildirilmesi gerekmektedir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Faruk KUTLUTÜRK
Başkan

ÖZGEÇMİŞ

20 Haziran 1984 yılında Ankara'da doğdum. Lise öğrenimimi 2002 yılında Ankara Atatürk Anadolu Lisesi'nde tamamladım.

2003 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2008 yılında mezun oldum. 2008 – 2010 yıllarında Özel Buse Çolpan Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, 2011 – 2013 yıllarında Özel Coşkun Kuru Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği'nde, 2015 Bingöl Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde diş hekimi olarak görev yaptım. 2015 yılında Karaman Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde görev yaparken sağlık bakanlığı kadrosu ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. 2018 yılında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na geçiş yaptım ve araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: ozbek_ayla@hotmail.com

Telefon numarası: 0(506) 381 82 86