



T.C. KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TERMAL SİKLUS ile YAŞLANDIRILAN FARKLI GÜNCEL
ÜNİVERSAL KOMPOZİT REZİNLERİN
RADYOOPASİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİLBER ÇÖLKESEN

UZMANLIK TEZİ

KOCAELİ-2024



T.C. KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**TERMAL SİKLUS ile YAŞLANDIRILAN FARKLI GÜNCEL
ÜNİVERSAL KOMPOZİT REZİNLERİN
RADYOOPASİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİLBER ÇÖLKESEN

UZMANLIK TEZİ

Danışman: Prof. Dr. NESLİHAN TEKÇE

KOCAELİ-2024

ÖZET

TERMAL SİKLUS ile YAŞLANDIRILAN FARKLI GÜNCEL ÜNİVERSAL KOMPOZİT REZİNLERİN RADYOOPASİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Termal siklus ile yaşlandırmanın ve materyal kalınlığının “single-shade”, “simplyshade” ve “polyshade” kompozit rezinlerin radyoopasitelerine etkisini araştırmaktır.

Yöntem: Bu çalışmada 7 adet single-shade kompozit rezin, 6 adet polyshade kompozit rezin ve 5 adet simplyshade kompozit rezinin radyoopasitesi test edildi. 18 adet universal kompozit rezinin radyoopasitesini test edeceğimiz çalışmada, 5 mm çapında 1 ve 2 mm kalınlığındaki numunelerimiz, paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak hazırlandı (n=5). Tüm örneklerin radyografik görüntüsü, bir alüminyum step-wedge ve örneklerle aynı kalınlıktaki diş kesiti (mine ve dentin) ile alındı. Örneklerin, alüminyum step-wedge’in her basamağının (15 basamak) ve diş kesitinin (mine ve dentin) ortalama gri değerleri (MGV), elde edilen radyografik görüntüler üzerinde ImageJ programı kullanılarak ölçüldü. Bu değerler Al cinsine çevrildi. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

Bulgular: 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinler, 1 mm kalınlığındaki kompozit rezinlere göre daha yüksek radyoopasite değeri gösterdi ($p=0.00$). En yüksek radyoopasite değerine sahip olan materyal Charisma Diamond olarak bulundu. Termal siklus öncesi 1 mm kalınlığındaki örneklerden en düşük radyoopasite değerine sahip materyal Omnicroma olarak bulundu. Diğer parametrelerde Clearfil Majesty ES-2 en düşük radyoopasite değerini gösterdi.

Sonuç: Test edilen materyallerin, dentine kıyasla daha yüksek radyoopasite değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. Çalışmada incelenen 18 adet kompozit rezin, radyoopasite değerleri açısından Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu'nun (ISO) kriterlerini karşılamıştır. Materyal tipleri ve kalınlıkları, radyoopasite değerlerinde önemli değişikliklere yol açmıştır. Materyaller termal siklus ile yaşlandırma sonrasında farklı radyoopasite değerleri sergilemiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoopasite, Single-shade, Simplyshade, Polyshade, Termal Siklus

ABSTRACT

EVALUATION OF RADIOPACITIES OF DIFFERENT CURRENT UNIVERSAL COMPOSITE RESINS AGED BY THERMAL CYCLUS

Purpose: To investigate the effect of thermal cycling, aging and material thickness on the radiopacities of single-shade, simplyshade and polyshade resin composites.

Methods: In this study, the radiopacity of 7 single-shade resin composites, 6 polyshade resin composites and 5 simply-shade resin composite were tested. In the study, in which we will test the radiopacity of 18 universal resin composites, our 1 and 2 mm thick specimens with a diameter of 5 mm were prepared using stainless steel molds (n=5). Radiographic images of all specimens were taken with an aluminum step-wedge and a tooth section (enamel and dentin) of the same thickness as the specimens. The mean gray values (MGV) of the specimens, each step of the aluminum step-wedge (15 steps) and the tooth section (enamel and dentin) were measured using ImageJ software on the radiographic images obtained. These values were converted to Al. Significance level was accepted as $p < 0.05$.

Results: According to the data obtained, resin composites with a thickness of 2 mm showed higher radiopacity values than resin composites with a thickness of 1 mm ($p=0.000$). The material with the highest radiopacity value was Charisma Diamond. The material with the lowest radiopacity value among the 1 mm thick samples before thermal cycling was Omnicroma. In other parameters, Clearfil Majesty ES-2 showed the lowest radiopacity value.

Conclusion: The tested materials showed higher radiopacity values compared to dentin. The 18 composite resins examined in the study met the International Organization for Standardization (ISO) criteria for radiopacity values. Material types and thicknesses resulted in significant variations in radiopacity values. The materials exhibited different radiopacity values after aging by thermal cycling.

Keywords: Radiopacity, Single-shade, Simplyshade, Polyshade, Thermal Cycle

TEŞEKKÜR

Uzmanlık sürecimde bilgi ve deneyimlerini benimle cömertçe paylaşan, tecrübesiyle mesleki gelişimime büyük katkılar sunan, akademik ve klinik anlamda daha iyi olmamız için bizleri sürekli motive eden ve uzmanlık tez sürecimde özverili desteğiyle her zaman yanımda olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca her daim desteğini esirgemeyen, değerli fikirleriyle bana yol gösteren ve mesleki gelişimime önemli katkılarda bulunan Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL'e,

Tez çalışmam sırasında desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her soruma büyük bir özenle yanıt veren İstanbul Kent Üniversitesi Diş Hekimliği Dr. Öğretim Üyesi Dilan KOPUZ'a,

Tez sürecimde istatistik analizlerin yapılmasında derin tecrübesi ve destekleyici yaklaşımıyla tez çalışmama değerli katkılarda bulunan Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Canan BAYDEMİR'e,

Tez sürecim boyunca her zaman yanımda olan, karşılaştığım her sorunda ve çözümünde desteğini esirgemeyen, her soruma büyük bir özen ve sabırla yanıt veren sevgili arkadaşım Alican KURAN'a,

Berber çok güzel anılar biriktirdiğim, çok eğlendiğim, her zaman yanımda olan ve Kocaeli'nde ailem gibi hissettiren sevgili arkadaşlarım Göktuğ YERSEL, Derman ERDURAN, Ozan SÖZBİR, Betül Sena BAŞ, Ayşe SÖZBİR, Hilal LAÇİN, Aytaç ÜZEL, Şeyma Nilgün BALCI, Çiğdem AKUÇ TAŞAN ve Sevde TOK KURŞUN'a,

Birlikte çalışırken büyük keyif aldığım, çalışma arkadaşlarım Meltem OĞHAN, Engin SAÇU, Vildan TURGUT, Mehmet Can ARARAT, Gaye ÇAKIR, Gülçin ÇIRAK ve tüm Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi arkadaşlarım ile değerli bölüm personellerimize,

Destekleriyle her zaman yanımda olan ve bu günlere gelmemde en büyük emek sahibi canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



ORİJİNALLİK BİLDİRİMİ

Bilim Uzmanlığı olarak hazırlayıp sunduğum “TERMAL SİKLUS ile YAŞLANDIRILAN FARKLI GÜNCEL ÜNİVERSAL KOMPOZİT REZİNLERİN RADYOOPASİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tezimde başka kaynaklardan yararlanılarak kullanılan yazı, bilgi, şekil, tablo ve diğer malzemeler kaynakları gösterilerek verilmiştir. Tezimde yer alan deneysel çalışmalar/araştırmalar bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yapılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususlar bir intihal programı (Turnitin vb.) kullanılarak test edilmiş olup, doğruluğunu beyan ederim.

19/12 /2024

Dilber ÇÖLKESEN

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ORİJİNALLIK BİLDİRİMİ.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER.....	xi
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLOLAR.....	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. KOMPOZİT REZİNLER.....	4
2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	4
2.1.1.1. Organik Polimer Matriks Fazı.....	4
2.1.1.2. İnorganik Faz.....	5
2.1.1.3. Ara Faz.....	6
2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	6
2.1.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre.....	8
2.1.2.2. Kompozit resin sistemlerindeki güncel gelişmeler.....	9
2.1.2.3. Bukalemun etkisi gösteren tek renk kompozitler.....	11
2.2. RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE RADYOGRAFİ.....	11
2.2.1. Radyografik Dansite	12
2.2.2. Alüminyum Penetrometre.....	13
2.2.3. Dijital Radyografi.....	14
2.2.3.1. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri.....	15
2.2.3.1.1. Yarı Direkt Dijital Görüntüleme Sistemler.....	16
2.3. TERMAL SİKLUS İLE YAŞLANDIRMA.....	16
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	18
3.1. Güç Analizi.....	18
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	18
3.3. Örneklerin Hazırlanması.....	23
3.4. Radyografilerin Alınması ve Dijital Görüntülerin Elde Edilmesi.....	25
3.5. Dansitometrik Ölçümler.....	27

3.6. Termal siklus ile yaşlandırma.....	33
3.7. Örneklerden 2. Kez Radyografilerin alınması ve Dansitometrik Ölçümler.....	33
3.8. İstatistiksel Analiz.....	36
4. BULGULAR.....	37
5. TARTIŞMA.....	46
6. SONUÇ.....	55
7. KAYNAKÇA.....	56



KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER

°	Derece
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
=	Eşittir
≥	büyüktür eşittir
“	Tırnak işareti
Ark	Arkadaşları
Vb	Ve benzeri
kVp	Enerji
mA	Miliamper
mm	Milimetre
sn	Saniye
nm	nanometre
µm	mikrometre
Al	Alüminyum
pH	Ortamın asiditesi
p	Anlamlılık düzeyi
ISO	International Organization for Standardization
MGV	ortalama gri değeri (mean gray value)
LED	Light Emitting Diode
RVG	RadioVisioGraphy
CCD	Charged Couple Device
Bis-GMA	bisxxfenol A-glisidil metakrilat
UDMA	üretan dimetakrilat
TEGDMA	trietilen glikol dimetakrilat
Bis-EMA	etoksillenmiş Bis-GMA
HEMA	Hidroksietil metakrilat
PEGDMA	Polietilen Glikol Dimetakrilat
MDPB	12-Metilsililoksidodesil piridinyum bromür
Bis-MEPP	Bisfenol-A etoksilat dimetakrila
BDDMA	Bütandiol dimetakrilat

TiO₂	Titanyum dioksit
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
PPF	ön polimerize dolgu maddeleri
F₃Yb	iterbiyum triflorür
ZiO₂	Zirkonyum oksit
CTO	Charisma Topaz One
OC	Omnichroma
CU	Clearfil Majesty ES-2 Universal
VU	Vittra APS Unique
ZC	ZenChroma
AX	Admira Fusion x-tra Universal (AX)
EU	Essentia Universal
AF	Admira Fusion
DP	Dynamic Plus
CM	Clearfil Majesty ES-2
CD	Charisma Diamond
ESQ	Estelite Sigma Quick
GA	G-aenial A'CHORD
FZ250	3M Filtek Z250
NS	Neo Spektra ST HV
FU	3M Filtek Universal
OS	OptiShade
TSÖ	Termal Siklus Öncesi
TSS	Termal Siklus Sonrası

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Şekil 2.2. Dental kompozitlerin doldurucularının partikül modifikasyonlarına dayalı gelişimi

Şekil 2.3. Dijital görüntü. A. X-ışını gölgesi B. Piksel ızgarası üzerine yerleştirilmiş görüntü C. X-ışını yoğunluklarına karşılık gelen piksel değerlerinin sayısal gösterimi D. Bilgisayar ekranındaki dijital görüntü.

Şekil 3.1. Güç Analizi

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller

Şekil 3.3. Single-shade kompozitler a: Omnichroma, b: Vittra APS Unique, c: Admira Fusion x-tra Universal, d: Zenchroma, e: Essentia Universal, f: Clearfil Majesty ES-2 Universal, g: Charisma Topaz ONE

Şekil 3.4. Simplyshade kompozitler a: G-Aenial A'chord, b: 3M Filtek Universal, c: OptiShade, d: 3m Filtek Z250, e: Neo Spektra ST HV

Şekil 3.5. Polyshade kompozitler a: Admira Fusion, b: Charisma Diamond, c: Zenit, d: Clearfil Majesty ES-2, e: Estelite Sigma Quick, f: Dynamic Plus

Şekil 3.6. Paslanmaz çelik kalıplar, dijital Kumpas

Şekil 3.7. Hassas Kesim Cihazı (Micracut 151, Metkon, Bursa, Türkiye)

Şekil 3.8. Alüminyum penetrometre

Şekil 3.9. a: Fosfor plak, alüminyum basamak, 2 mm kalınlığındaki örnekler ve dış kesiti, b: Fosfor plak, alüminyum basamak, 1 mm kalınlığındaki örnekler ve dış kesiti

Şekil 3.10. Radyografilerin RVG ile alınması

Şekil 3.11. a: Işınlama parametreleri, b: Fosfor Plak tarayıcı Soredex Digora Optime (Soredex, Helsinki, Finland)

Şekil 3.12. 2 mm kalınlığındaki regresyon denklem grafiği a: 2 mm birinci örnek, b: 2 mm ikinci örnek, c: 2 mm üçüncü örnek, d: 2 mm dördüncü örnek, e: 2 mm beşinci örnek

Şekil 3.13. ImajeJ programında set measurements

Şekil 3.13. 1 mm kalınlığındaki örneklerin MGTV ölçümü

Şekil 3.15. 2 mm kalınlığındaki örneklerin MGTV ölçümü

Şekil 3.16. Al step-wedge'in MGTV ölçümü

Şekil 3.17. Dentinin MGTV ölçümü

Şekil 3.18. Minenin MGTV ölçümü

Resim 3.19. Örneklerin termal siklus cihazında yaşlandırılması

Şekil 3.20. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki örneklerin MGTV ölçümü

Şekil 3.21. Termal siklus sonrası 1 mm kalınlığındaki örneklerin MGTV ölçümü

Şekil 3.22. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki örneklerin regresyon denklem grafiği
a: 2 mm birinci örnek, b: 2 mm ikinci örnek, c: 2 mm üçüncü örnek, d: 2 mm dördüncü örnek,
e: 2 mm beşinci örnek

Şekil 4.1. Test edilen 1 mm kalınlığındaki materyallerin Al eş değerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması

Şekil 4.2. Test edilen 2 mm kalınlığındaki materyallerin Al eşdeğerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması

Şekil 4.3. Test edilen 1 mm kalınlığındaki materyallerin termal siklus sonrası Al eşdeğerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması

Şekil 4.4. Test edilen 2 mm kalınlığındaki materyallerin termal siklus sonrası Al eşdeğerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması

Şekil 4. 5. 1 mm ve 2 mm kalınlığında tüm materyaller ile mine ve dentinin termal siklus öncesi (TSÖ) ve termal siklus sonrası (TSS) sonrası Al eşdeğeri cinsinden radyoopasite değerleri

TABLÖLAR

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin bileşimleri

Tablo 4.1. Kompozit rezinlerin Al eşdeğerleri, standart sapmaları ve p*: İki Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) Sonuçları

Tablo 4.2. Termal siklus öncesi 1 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Tablo 4.3. Termal siklus öncesi 2 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Tablo 4.4 Termal siklus sonrası 1 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Tablo 4.5. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde çürüklerin teşhis edilmesinde ve restorasyonların değerlendirilmesinde radyografik inceleme büyük bir öneme sahiptir (Oztas vd., 2012). Bu inceleme sürecinde uygun radyoopasiteye sahip dental materyaller; sekonder arayüz çürüklerinin, hatalı konturların, marjinal boşlukların ve uyumsuz marjinal adaptasyonun daha doğru ve kolay bir şekilde teşhis edilmesine yardımcı olur (Imperiano vd., 2007; Oikarinen vd., 1993).

Restorasyon başarısızlıklarının büyük bir kısmı klinisyenlerin hatalı teşhislerinden kaynaklanmaktadır (Bouschlicher vd., 1999). Radyografik incelemeler, dental restorasyonların başarısını değerlendirmek ve uzun vadeli takibini sağlamak için büyük önem taşır (Braga vd., 2007). Yapılan bir klinik araştırmada, yetersiz restorasyonların yalnızca <15'inin klinik olarak tespit edilebildiği, geri kalanının ise radyografik yöntemlerle teşhis edilebileceği belirtilmiştir (Poorterman vd., 1999). Sekonder çürükler, %80-90 oranında proksimal dişeti bölgesinde görülebilen ve sadece radyografik inceleme ile tespit edilebilen, restorasyon başarısızlıklarının başlıca sebepleri arasında yer almaktadır (Mjör, 1998). Bu nedenle, restorasyon materyalleri, restorasyon-diş arayüzünü diş yapısından ayırt etmeyi kolaylaştıran optimum radyoopasiteye sahip olmalıdır. Uygun radyoopasiteye sahip dental materyaller, diş hekimlerine tedavi sırasında en uygun restoratif materyali seçme konusunda yol gösterici olabilir (Dukic, 2019).

İdeal radyoopasite seviyesi, materyallerin kullanım amacına ve klinik gereksinimlerine göre farklılık göstermektedir. Özellikle posterior bölgelerde veya derin kavitelerde kullanılan materyaller, radyografik değerlendirmede kolayca gözlemlenebilen anterior bölgelere göre daha yüksek radyoopasiteye ihtiyaç duyarlar (Kopuz & Erçin, 2024). Materyallerin radyoopasite seviyesi polimer matriks içeriği, doldurucu partikül boyutu, konsantrasyonu ve dağılımı gibi çeşitli faktörlerden etkilenir. Dental materyallerdeki radyoopasite, yüksek atom numaralı elementlerin inorganik yapıya dahil edilmesiyle artar. Bu elementler arasında baryum, stronsiyum, çinko, itriyum ve iterbiyum yer almaktadır. Ancak, bu elementler renk stabilitesini ve yarı saydamlığı olumsuz olarak etkileyebileceği için bu elementlerin materyale dikkatli bir şekilde eklenmesi gerekir (Babaier vd., 2022; A. T. Hara vd., 2001).

Dental işlemler sırasında, materyaller yutulabilir, aspire edilebilir, yumuşak dokuyu travmatik şekilde yaralayabilir. Radyoopasite, yutulan, aspire edilen restorasyonların yerinin

tespit edilmesinde önemli bir faktördür. Travmatik yaralanmalarda radyoopasite, dental materyallerin yerinin tespit edilmesini sağlayarak önemli bir rol oynar (Stanford vd., 1987; Turgut vd., 2003).

Düşük radyoopasiteye sahip materyaller yanlış teşhise neden olabilir. Yüksek radyoopasite ise materyalin veya restorasyonun çevresindeki çürüğün radyografide görünmesini engelleyebilir. Bundan dolayı, radyografik değerlendirme için orta düzeyde radyoopasite tercih edilir (Kopuz & Erçin, 2024).

Radyoopasite ile ilgili çalışmalarda, dental materyaller çoğunlukla diş kesiti (mine, dentin) ve alüminyum (Al) ile karşılaştırılarak incelenmektedir. Dental restoratif materyallerin radyoopasitesi Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) tarafından standardize edilmiştir. ISO 4049:2019'a göre, restoratif materyallerinin radyoopasitesinin aynı kalınlıktaki saf alüminyumun (≥ 98 saflıkta) radyoopasitesine eşit veya daha büyük olması gerekmektedir (Atala vd., 2019; Motohashi vd., 2010). Aynı kalınlıkta dentinin radyoopasitesinin Al ile neredeyse eşit olduğu ve minenin radyoopasitesinin Al radyoopasitesinin neredeyse iki katı olduğunu bildirilmiştir. Sekonder çürüklerin tespit edilebilmesi için ideal bir restoratif materyalin, mineye eşit veya mineden daha yüksek radyoopasiteye sahip olması gerektiği bildirilmektedir (Turgut vd., 2003; van Dijken vd., 1989).

Diş hekimliğinde nano-teknolojinin kullanılmasıyla birlikte, dişin doğru rengine karar vermek için gereken sürenin azaltılması ve klinik protokollerin kolaylaştırılması amacıyla üreticiler, daha karmaşık renk sistemleri yerine “single-shade” veya “monoshade” kompozit rezinleri piyasaya sürmektedirler (Lucena vd., 2021; Pereira Sanchez vd., 2019). Single-shade kompozitler, 16 VITA klasik renk tonuna uyum sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (Ahmed vd., 2022). Bu kompozit materyaller, restore edilecek dişin renginden bağımsız olarak, çevre diş rengiyle mükemmel uyum sağlayacak şekilde üretilmektedir (Lucena vd., 2021). Bir diğer kompozit rezin sistemi olan “multi-shade” veya “polyshade” kompozitler her 16 VITA klasik renk tonu için bir renk seçeneği sunarken, simplyshade kompozit rezin sistemleri 16 VITA klasik renk tonuna karşılık gelen daha az sayıda renk seçeneği sunmaktadır. Simplyshade kompozit rezin sistemleri, multi-shade kompozitlerde son derece karmaşık olan renk eşleştirme hataları riskini azaltmak amacıyla piyasaya sürülmüştür (Iyer vd., 2021).

Literatürde yapılan araştırmalarda termal siklus ile yaşlandırılan farklı kalınlıklardaki “single-shade”, “simplyshade” ve “multi-shade” kompozit rezinlerin radyoopasite özelliklerini değerlendiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmanın amacı, dijital

radıyografı kullarıarak termal sıklusun ve materyal kalınlığının single-shade, simplyshade ve multi-shade kompozit rezınlerin radyoopasıtelere etkısinı araştırmaktır.

Bu çalışmanın test edilecek boş hipotezleri:

1. Materyal kalınlığı single-shade, simplyshade ve polyshade kompozit rezınlerin radyoopasite değerlerini etkilemez.
2. Kompozit materyallerin tipi radyoopasite değerlerini etkilemez.
3. Termal sıklus ile yaşlandırma materyallerin radyoopasite değerlerini etkilemez.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. KOMPOZİT REZİNLER

Kompozit, reçine matrisi içinde birleştirilmiş sert inorganik partiküllerin karışımı olarak tanımlanabilir. Bu karışım en az iki kimyasal bileşenden oluşur ve bu bileşenler, kompozit materyaline üç boyutlu bir yapı kazandırır (Makvandi vd., 2018; Miletic, 2018).

2.1.1. Kompozit Rezınlerin Yapısı

Kompozitler, genellikle bir organik matris, bu matris içinde dağılmış inorganik doldurucu partiküller ve doldurucuların organik matrise tutunmasını sağlayan silan içerir. Kompozit rezınlerin içırisine, dış rengine benzer estetik özellikler kazandıran pigmentler, kendi kendine polimerizasyonu önleyen inhibitörler ve katalizörler gibi bileşenler de eklenmektedir (Anusavice & Phillips, 2003; Zhou vd., 2019).

Kompozit materyalini oluşturan bileşenler:

1. Organik polimer matriks fazı (Taşıyıcı faz)

a) Monomer ve ko-monomerler

b) Aktivatör

c) İnhibitör

d) UV stabilizatörleri

e) Pigmentler

2. İnorganik faz (Dağılan faz)

3. Ara faz (Bağlayıcı faz) (Roberson vd., 2006a)

2.1.1.1. Organik Polimer Matriks Fazı

Monomerlerin birbirine bağlanarak polimer zincirleri oluşturduğu bir yapıdır. Bu monomer sistemi, kompozit rezin sisteminin temel yapısı olarak kabul edilir (Roberson vd., 2006b). Organik matris içindeki monomerler, kompozit rezinin mekanik özelliklerini,

polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme, viskoziteyi ve su emilimini etkiler. Yüksek molekül ağırlıklı monomer içeren kompozitlerde, viskozite daha yüksek olur ve polimerizasyon büzülmesi daha az gerçekleşir (Moszner & Salz, 2001).

Bis-GMA, kompozit rezinlerin üretiminde en sık kullanılan monomerdur. Bisfenol A içeren Bis-GMA'nın stabilite sorunları ve potansiyel toksisite gibi olumsuz özellikleri nedeniyle, UDMA (üretan dimetakrilat) gibi alternatif monomerler eklenmeye başlanmıştır. UDMA'nın renk stabilitesi yüksektir, dişe daha güçlü adezyon sağlamaktadır (Powers & Sakaguchi, 2006a). Bis-GMA, tek başına veya UDMA ile birlikte, kompozit rezin içeriklerinin ortalama olarak %20'sini oluşturmaktadır. Monomer veya monomer karışımının ortalama moleküler ağırlığı ne kadar düşükse, büzülme yüzdesinin o kadar yüksek olduğu kabul edilmektedir. Bu reçine yüksek viskoziteli olduğu için, üretim işlemini ve klinik uygulamayı kolaylaştırmak amacıyla diğer düşük viskoziteli monomerlerle (düşük moleküler ağırlık) seyreltilir (Culbertson vd., 1997; Holter D, Frey H, Mulhaupt R, 1997) . Yüksek viskoziteye sahip olan ve çok sayıda oligomer içeren Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin özelliklerini iyileştirmek amacıyla organik matris fazına TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) monomerleri eklenir (Puckett vd., 2007). TEGDMA, kompozit rezinin viskozitesini düşürmenin yanı sıra, aşınma direncini azaltır ve marjinal dayanıklılık ve esnekliği artırır (Parker & Braden, 1989) . TEGDMA'nın bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, hacim birimi başına düşen yüksek reaktif moleköl miktarı nedeniyle polimerizasyon büzülmesi artar. Bu büzülmeyi azaltmak için düşük moleköl ağırlıklı monomerler azaltılır veya değiştirilir. Örneğin, TEGDMA yerine, Bis-EMA (etoksillenmiş Bis-GMA) gibi daha yüksek moleköl ağırlıklı monomerler kullanılır. Bis-EMA, düşük viskoziteye sahip bir monomerdur; bunun nedeni, hidrojen bağı oluşturabilecek hidroksil gruplarının bulunmamasıdır. Kompozit rezine Bis-EMA eklenmesi, mekanik özelliklerde azalmaya yol açarken polimerizasyon büzülme stresini de azaltır (Boaro vd., 2010; Fróes-Salgado vd., 2015) .

2.1.1.2. *Inorganik Faz*

Kompozit rezin materyali içinde bulunan farklı şekil ve büyüklükteki çeşitli inorganik doldurucu partiküller, rezinlerin belirli özelliklerini geliştirmeye katkı sağlamak amacıyla eklenmiştir. Bunlardan stronsiyum, baryum, çinko, itriyum ve zirkonyum, materyalin daha yüksek radyoopasiteye sahip olmasını sağlamaktadır. Ayrıca, stronsiyum ve baryumun sahip oldukları cam partiküller, kompozit rezinlerin daha pürüzsüz olmasına

katkı sağlar. İnorganik fazda bulunan bir diğer partikül ise silikadır. Bu partikül, karışımın daha güçlü mekanik özelliklere sahip olmasını sağlar. Silika, ışık geçirgenliğine sahip bir partiküldür. Bu nedenle, kompozit rezinlere yarı şeffaf bir özellik kazandırır (Dayangaç, 2000; Moszner & Salz, 2001).

İnorganik doldurucu partiküllerin organik rezin matrise eklenmesi, kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde değişikliklere yol açmaktadır. Bu partiküllerin dağılımları, türleri ve miktarları, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini büyük oranda değiştirebilmektedir (Boaro vd., 2010; Ferracane, 2011; Labella vd., 1999) .

2.1.1.3. Ara Faz

İnorganik fazdaki doldurucu partiküller ile organik matris arasındaki kimyasal bağlantı, ara faz (silan fazı) aracılığıyla sağlanmaktadır (Powers & Sakaguchi, 2006b). Bu kimyasal bağlantı kompozitin fiziksel özelliklerini etkileyebilmektedir (Noort, 2013). Silan ile iyi bir bağlantı sağlanamaz ise kompozit rezin içerisinde mikro çatlaklar ve porozite oluşarak restorasyonun uzun dönem performansı olumsuz etkilenir (Santerre vd., 2001)

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Teknoloji ilerledikçe yeni kompozit materyaller geliştirilmiş ve bu materyaller için yeni sınıflandırmalar ortaya çıkmaya başlamıştır. Doldurucu partikül büyüklüğü ve dağılımına göre sınıflandırma sistemi hala en yaygın kullanılan sınıflandırma sistemidir (Zhou vd., 2019). Kompozit rezinler, farklı içeriklerine ve özelliklerine göre aşağıdaki kategorilere ayrılabilir (Şekil 2.1.).

	Kompozit Rezin Çeşitleri	Partikül Büyükliği	Ağırlık Açısından %
İnorganik Doldurucu Partikül büyüklüğü	megafil	50-100 µm	değişken
	makrofil	10-100 µm	%70-80
	midifil	1-10 µm	%70-80
	minifil	0.1-1 µm	%75-85
	mikrofil	0.01-0.1µm	%35-60
	Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
	nanofil	0.005-0.01µm	%72-87
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre	Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler		
	Işık ile polimerize olan kompozit rezinler		
	Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozit rezinler		
Renk Ayarlama Potansiyeli	Polyshade kompozitler		
	Simplyshade kompozitler		
	Single-shade kompozitler		
Viskozitelerine Göre	Kondanse edilebilen kompozit rezinler		
	Akışkan kompozit rezinler		
Restoratif Prosedür	Direkt kompozitler		
	İndirekt kompozitler		
Rezin Matriks	Metakrilat bazlı kompozit rezinler		
	Ormoser bazlı kompozit rezinler		
	Kompomer bazlı kompozit rezinler		
	Siloran bazlı kompozit rezinler		

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç, 2000; Korkut vd., 2023)

2.1.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre

Okluzal kuvvetlerin yoğun olduğu posterior bölgelerde önerilen megafil kompozitler, günümüzde çok tercih edilmemektedir (Willems vd., 1993). Makrofil kompozitlerde, doldurucu materyaller genellikle kompozitin ağırlığının %70-80'ini, hacminin ise %10-15'ini oluşturur. Bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin boyutları fazla olduğundan, yeterince parlatılamazlar ve ön bölge restorasyonları için yeterli translüsentlikleri yoktur. Aynı zamanda bu kompozitlerin bitirme ve cila işlemleri oldukça zordur (Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002; Stewart vd., 2004).

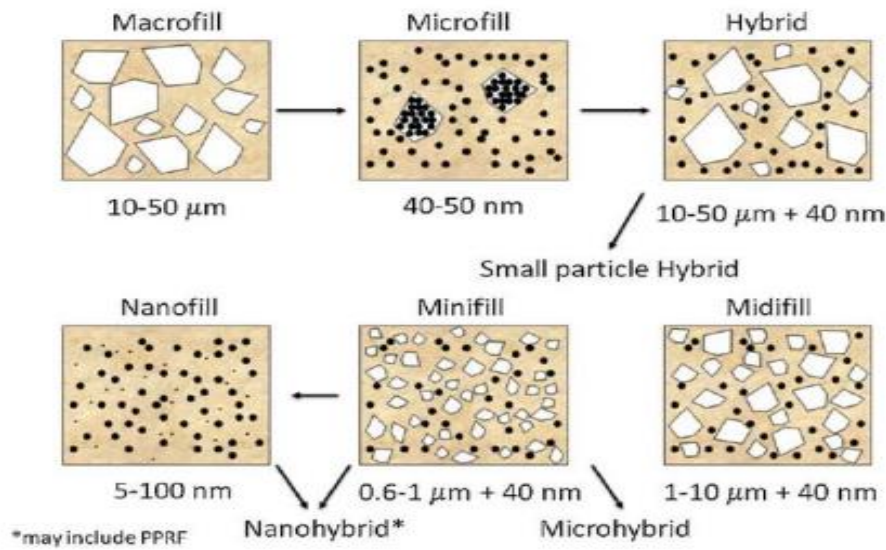
Minifil kompozitler, makrofil kompozitlere oranla daha fazla ve küçük boyutta partikül içermektedir. İçerisinde baryum ve stronsiyum cam yapıdaki partiküller bulunduran minifil kompozitlerin aşınma direnci artmıştır. Bu partiküller, kompozit materyalin sertliğini ve dayanıklılığını artırarak, aşınmaya karşı dirençli olmasını sağlar. Ayrıca, bu partiküller sayesinde daha kolay polisaj yapılabilmiş ve yüzeyin daha pürüzsüz hale gelmesi sağlanmıştır (Burgess vd., 2002; Dayangaç, 2000; O'Brien, 2002) .

Mikrofil kompozitlerin hacmi makrofil kompozitlere göre daha azdır. Partikül oranı ağırlıkça %35-60 arasında değişir. Çok küçük partiküllere sahip olmaları nedeniyle mükemmel bir şekilde cilalanabilirler. Ancak, partikül büyüklüğünün dezavantajı olarak geleneksel kompozitlere göre daha düşük mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptirler. Doldurucu miktarının fazla olmasına bağlı olarak organik matris oranının artması, su absorpsiyonunu artırabilir. Bu sebeple bu restorasyonların ön bölgede kullanımı daha uygundur (Dayangaç, 2000; Stewart vd., 2004).

Gelişen teknoloji sayesinde, makrofil ve mikrofil kompozitlerin avantajlarından faydalanmak amacıyla hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Farklı büyüklükteki doldurucu partikülleri içeren bu kompozitler mekanik özellikler önemli ölçüde iyileştirilmiştir. Hibrit kompozitlerde, partiküllerin oranı değiştikçe kompozitin hibrit türü de değişir ve buna göre farklı isimler alır (*Şekil 2.2.*). Örneğin, mikrofil partiküllerin oranının arttığı hibritler mikrohibrit olarak adlandırılırken, nano partiküllerin ağırlıkta olduğu türler nanohibrit olarak bilinir (Dayangaç, 2000)

Nanofil kompozitler, içerisinde nanopartiküller bulundurur ve bu partiküllerin doldurucu boyutları 5-100 nm arasında değişiklik göstermektedir. Nanofil kompozitlerin

estetik özellikleri ve yüzey pürüzsüzlüğü, mikrofil kompozitlere benzerlik göstermektedir. Nanopartikül içeren nanofil kompozitler, kolay şekil alabilme özelliklerine sahiptir ve aşınma dirençleri oldukça yüksektir. Bu özellikler, bu kompozitlerin hem estetik hem de mekanik açıdan üstün performans göstermelerine olanak tanır (Mitra vd., 2003; Moszner & Klapdohr, 2004; Terry, 2004).



Şekil 2.2. Dental kompozitlerin doldurucularının partikül modifikasyonlarına dayalı gelişimi (Ferracane, 2011)

2.1.2.2. Kompozit rezin sistemlerindeki güncel gelişmeler

Ormoserler, modifiye organik matriksleri ile siloksan ağı içeren inorganik-organik hibrit polimerlerdir (Manhart vd., 2000). Ormoserler, geleneksel kompozitlerden farklı olarak, silisyum oksit (SiO_2) üzerine inşa edilmiş inorganik bir iskelete sahiptir. Bu inorganik iskelete, organik üniteler eklenerek yapı tamamlanmıştır. Ardından, özel cam, seramik ve yüksek oranda silika gibi partiküller bu iki yapı (organik ünite ve inorganik iskelet) ile birleştirilmiştir. Ayrıca, 1-1,5 µm büyüklükte doldurucuya sahip olan bu yapı, ormoserlerin daha yüksek dayanıklılığa, düşük büzülme oranına (%1,97) ve üstün estetik

özelliklere sahip olmasını sağlar (Altun, 2005; Dayangaç B, 2011; Önal B, 2004; Schneider vd., 2011). Ormoser kompozit grubunda, çok fazla kompozit rezin bulunmamaktadır (Admira/Voco) (Craig RG, 2001; Dayangaç B, 2011). Ormoserler, geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında basınca ve aşınmaya karşı daha dirençlidir. Ormoserlere ZiO_2 eklenmiştir ve bu kimyasal bileşik kompozite radyoopasite özelliği kazandırmıştır. Ormoserlerde, monomer olarak metakrilat polisiloksan kullanılmasına bağlı olarak dimetakrilat miktarı azalmıştır. Buna bağlı görülen alerjik reaksiyonlar daha az görülmektedir. Bu özellik, ormoserleri geleneksel kompozitlerden ayıran en önemli farktır (Türkün, 2015).

Bir diğer güncel restoratif materyal olan Giomerler, aynı kompomerler gibi cam iyonomerin avantajlarını kullanırken, yetersiz estetik sonuçları ve nemden etkilenme gibi olumsuzlukları en aza indirmek üzere geliştirilmiştir (Au vd., 2002; Itota vd., 2004). Giomerlerin içerisinde ‘üretan dimetakrilat’ ve ‘hidroksietil metakrilat’ monomerleri de yer almaktadır. Giomerlerin içerisinde cam partiküller bulunmaktadır. Bu cam partiküller, materyale katılmadan önce poliakrilik asitle işleminden geçirilmişlerdir. Ayrıca bu partiküller, cam iyonomer simanlardaki fluorosilikat camlara benzer özellik göstermektedir. Giomerler oldukça radyopak materyallerdir, ışıkla sertleşirler. Giomerler, dişe tutunabilmek için bağlayıcı ajanlara gereksinim duyarlar (Forsten, 1998; Xu & Burgess, 2003).

Kompozit materyallerde kullanılan oblik inkremental tekniğin birçok avantajı vardır. Bu teknikle, materyalin fiziksel özellikleri artar. Ayrıca, rezidüel monomer miktarının çok az olması sebebiyle sitotoksosite de azalmıştır. Bu uygulama tekniği ile restorasyonda daha iyi bir kenar uyumunu sağlar. Bu avantajların yanı sıra fazla miktarda polimerizasyon büzülme stresi oluşturması, uygulama sırasında tabakalar arasında boşluk kalma riski, zaman alıcı olması, kontaminasyon riski, küçük kaviteelerin doldurulmasında yaşanan zorluklar gibi dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla, tek tabaka halinde ve 4-6 mm kalınlıkta yerleştirilebilen ‘Bulk-fill’ kompozitler geliştirilmiştir. Bulk-fill kompozitler, artmış translüsent yapıya sahip olup, içerisinde bulunan büyük boyuttaki inorganik doldurucu partiküller sayesinde polimerizasyonun daha etkili bir şekilde gerçekleşmesini sağlar (Türkün, 2015). Bulk-fill kompozitlerin içerisine iterbiyum triflorid, baryum alüminyum silikat cam ve zirkonyum silika partikülleri eklenmektedir. Bu partiküller, kompozitlerin ışık geçirebilme özelliklerini artırarak translüsentliklerini yükseltir (Ilie vd., 2013).

2.1.2.3. Bukalemun etkisi gösteren tek renk kompozitler

Bir restorasyonun estetik olarak kabul edilebilir olması için, kompozit rezin ve doğal diş yapısının rengi, insan gözünün ikisi arasındaki farkı ayırt edemeyeceği kadar birbirine yakın olmalıdır (Ismail & Paravina, 2022). Kompozit rezin restorasyonlar için tabakala tekniği önerilmektedir (Dietschi & Fahl, 2016). Bu yöntem renk eşleştirmesi açısından yeterli sonuçlar sağladığını kanıtlamış olsa da uygulanması için profesyonel beceri ve daha fazla klinik zaman gerektirmektedir (Fahl, 2012). Diş hekimliğinde nano-teknolojinin yaygınlaşması ile birlikte, dişin doğru rengine karar vermek için gereken sürenin azaltılması ve klinik protokolleri kolaylaştırması için üreticiler daha karmaşık renk sistemleri yerine “single-shade” veya “mono shade” kompozit rezinler piyasaya sunmaktadırlar (Lucena vd., 2021; Pereira Sanchez vd., 2019). Single-shade kompozitler, 16 VITA klasik renk tonuna uyum sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (Ahmed vd., 2022). Bu kompozit materyaller, restore edilecek dişin renginden bağımsız olarak, çevre diş rengiyle mükemmel uyum sağlayacak şekilde üretilmektedir (Lucena vd., 2021). Bu uyum, kompozit rezinler için "bukalemun etkisi" veya "karıştırma etkisi" olarak adlandırılabilir (Altınışik & Özyurt, 2023). Kompozit rezinlerin bukalemun etkisi restorasyon boyutuna bağlı olarak değişebilmektedir. Restorasyon boyutunun küçülmesi ve dolgu materyalinin şeffaflığının artması bukalemun etkisini artırır. Ek olarak, restorasyon ile çevre duvarlar arasındaki renk farkının azalması da bu etkinin artmasını sağlar (Abdelraouf & Habib, 2016).

Single-shade kompozitler sıklıkla pigment ve boya içermezler. Renk nitelikleri, ışığın optik özelliklerine (saçılma, kırılma, kırınma vs.) bağlı olarak değişir. Single-shade kompozitler, renk skalasının belirli bir dalga boyunu yansıtarak veya kırmızı-sarı bölgesi boyunca yayılan ışığı ileterek çalışır. Bu sayede, akıllı kromatik teknoloji sayesinde çevredeki dişlerin rengiyle mükemmel bir uyum sağlarlar (Pereira Sanchez vd., 2019).

2.2. RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE RADYOGRAFI

Diş hekimliğinde çürüklerin teşhis edilmesinde ve restorasyonların değerlendirilmesinde, radyografik inceleme büyük bir öneme sahiptir. Uygun radyoopasite, restoratif materyaller için önemli bir gerekliliktir. Yeterli radyoopasiteye sahip dental materyaller, sekonder arayüz çürüklerinin, hatalı konturların, marjinal boşlukların ve uyumsuz marjinal adaptasyonun daha doğru ve kolay bir şekilde teşhis edilmesine yardımcı olur (Garoushi vd., 2019; Gul vd., 2017; Yaylacı vd., 2021).

2.2.1. Radyografik Dansite

Dansite bir objeye gelen ışık biriminin, filmde geçen ışık birimine oranının $\log_{10}$ tabanına göre ifadesidir. Formül şu şekilde gösterilebilir:

$$\text{Dansite} = \log_{10} I_0 (\text{Gelen ışık miktarı}) / I_t (\text{Geçen ışık miktarı})$$

Dansite ‘‘0’’ olduğunda ışının %100’ü geçer, açık bir görüntü oluşur. Dansite ‘‘2’’ olduğunda ise ışının %1’i geçer, koyu bir görüntü oluşmaktadır. Radyografik dansite, bir radyografin koyuluk derecesidir. Film tarafından absorbe edilen ışın miktarı ne kadar fazla olursa, radyogramdaki koyuluk o kadar artar. Radyogramda bazı alanlar "radyolusent" olarak tanımlanır. Bu bölgeler, X-ışınlarının dokular tarafından az ya da hiç absorbe edilmediği alanlardır (Harorlı vd., 2014).

Radyografik dansiteyi etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Röntgen cihazının kilovolt (kVp) ve miliamper (mA) değerleri, X-ışını demetinin yoğunluğu ve enerjisi ile birlikte dansiteyi doğrudan etkiler. Ayrıca, radyografik görüntüsü alınan objenin kalınlığı ve yapısı da dansiteyi değiştirebilir. Film hızı ve ışınlama süresi arttıkça, dansite de artar. Ayrıca, obje ile film arasındaki mesafenin azalması, X-ışınlarının daha fazla geçişine neden olarak dansitenin artmasına neden olur (Curry vd., 1990; Langland vd., 1984).

Diş hekimliğinde, dansite değeri 0,5-2 arasında olan radyograflar genellikle tanı amaçlı okunabilir. Bu aralık, dental tanı açısından "yararlı dansite aralığı" olarak adlandırılır. Dansite değeri 0,5'in altında olan filmler çok açık (beyaz) görünürken, 2,5'in üzerindeki dansite değerine sahip filmler çok koyu (siyah) olduğu için tanısal olarak pek fayda sağlamazlar (Çağlayan & Harorlı, 2001).

Dijital radyografilerde görüntülerin koyuluk derecesi ortalama gri değeri (MGV) hesaplanarak ölçülür. MGV’leri ölçmek için farklı bilgisayar programları ve yazılımlar kullanılmaktadır. Ölçümlerde radyografik olarak standardı sağlamak, görüntüleri objektif olarak değerlendirebilmek ve numunelerin alüminyum eşdeğer kalınlığını hesaplamak için alüminyum step-wedge tercih edilir. Radyografik görüntülerde; örneklerin, alüminyum step-wedge’in her basamağının ve diş kesitinin (mine ve dentin) üzerinde eşit büyüklükte bir ölçüm alanı belirlenir. Yazılım programının histogram veya measure seçeneği kullanılarak ortalama gri değerler ölçülür. Elde edilen bu MGV’ler, aşağıdaki formül aracılığıyla Al eşdeğerlerine dönüştürülür (Guerreiro-Tanomaru vd., 2009; Tagger & Katz, 2003).

$$\frac{X \times 0,5}{Y} + \text{Materyalin MG}'V\text{'sinin altındaki alüminyum basamağının MG}'V\text{'si}$$

X: Materyalin MG}'V'si – Materyalin MG}'V'sinin hemen altındaki alüminyum basamağının MG}'V'si

Y: Materyalin MG}'V'sinin hemen üzerinde bulunan alüminyum basamağının MG}'V'si – materyalin MG}'V'sinin hemen altında bulunan alüminyum basamağının MG}'V'si

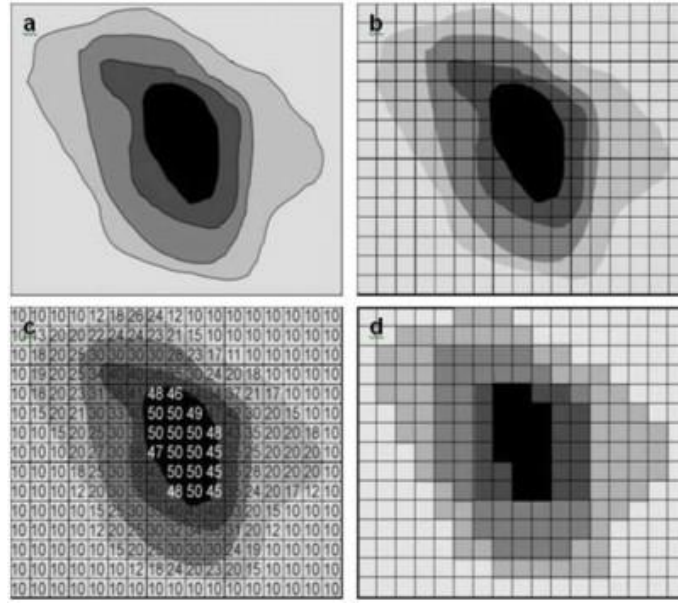
2.2.2. Alüminyum Penetrometre

Radyoopasite karşılaştırmalarında; radyografik olarak standardı sağlamak, görüntüleri objektif olarak değerlendirebilmek ve numunelerin alüminyum eşdeğer kalınlığını hesaplamak için alüminyum step-wedge kullanılmaktadır. Kalınlığı eşit olarak artan basamaklardan oluşan ve homojen bir metalden üretilen alüminyum step-wedge, görüntülenecek nesne ile beraber ışınlanır. Yöntemin bu şekilde uygulanması, nesnenin dansitesinin materyalin kalınlığı cinsinden gösterilmesini sağlar. Atom numaraları benzer olan restoratif materyaller, X-ışınlarını benzer şekilde absorbe eder veya yansıtır. Kemik ve alüminyumun atom numaralarının birbirine yakın olması nedeniyle, kemik dokusunun değerlendirilmesinde alüminyum step-wedge kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu benzerlik, alüminyum step-wedge'in kemik dokusuna benzer şekilde X-ışınlarını etkilemesini sağlayarak, kemik dokusunun radyoopasitesinin daha doğru bir şekilde belirlenmesine yardımcı olur (Bloxom & Manson-Hing, 1986; Curry vd., 1990; Duckworth vd., 1983). Bakır ve demir oranı yüksek olan step-wedge'ler x ışınlarını zayıflatır ve radyoopasite ölçümlerinin kalitesini etkiler (Watts & McCabe, 1999). Bundan dolayı dental materyallerin radyoopasitelerinin değerlerlendirilmesinde kullanılan alüminyum step-wedge'in, en az %98 saflıkta alüminyum içermesi gerekmektedir. Alüminyumun radyoopasitesinin dentine de benzer olduğu bildirilmiştir bu nedenle Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO), diş materyallerinin radyoopasitesinin aynı kalınlıktaki alüminyumun ($\geq$ %98 saflıkta) radyoopasitesine eşit veya daha büyük olması gerektiğini bildirmiştir (*Polymer-Based Filling, Restorative and Luting Materials; ISO 4049-2009*, 2009).

2.2.3. Dijital Radyografi

Konvansiyonel radyografi, tıbbi görüntülemede uzun yıllardır kullanılan bir teşhis yöntemidir. Ancak sınırlamaları nedeniyle 1980'li yıllardan itibaren dijital radyografi geliştirilmiş ve yaygınlaşmaya başlamıştır. Dijital radyografinin kullanımı, konvansiyonel yöntemin eksikliklerini ve olumsuz yönlerini azaltmak için birçok avantaj sunar (Haak vd., 2001). Dijital sistemlerde kaliteli ve hızlı görüntü oluşur, elde edilen görüntüler kolaylıkla saklanabilir ve iletilebilir. Bunun gibi birçok avantajından dolayı günümüzde dijital sistemler konvansiyonel sistemlerin yerini almaktadır (Körner vd., 2007; Kurt & Nalcaci, 2016). Konvansiyonel radyografi sistemlerinde, görüntü doğrudan film üzerinde oluşurken, dijital radyografi sistemlerinde X-ışını sinyalleri sensörler tarafından algılanır, dijital forma dönüştürülür ve bu veriler kullanılarak görüntü oluşturulur. Bu yöntemle elde edilen dijital görüntüler "imaj" olarak adlandırılır.

Dijital görüntü, satır ve sütunlar halinde sıralanmış bir dizi hücreden oluşur. Satırlar ve sütunlar bir tablo oluşturur. Her hücre üç sayı ile tanımlanır: x-koordinatı, y-koordinatı ve gri değeri (Şekil 2.2.). Gri değeri, sensörün pozlaması sırasında o konumdaki x-ışını yoğunluğuna karşılık gelen bir sayıdır. Tek tek hücrelere "resim öğeleri" denir ve bu öğeler "piksel" olarak adlandırılmıştır (van der Stelt, 2005). Piksellerin her birinin kendine özgü renk ve yoğunluk bilgileri vardır ve bu nedenle her biri farklı renk ve parlaklık değerleriyle ifade edilir (Çağlayan & Harorli, 2019). Görüntüdeki piksel sayısı arttıkça, elde edilen görüntünün gerçeğe yakınlığı da artar. Görüntüyü oluşturan her pikselin alabileceği renk tonu aralığı ne kadar genişse, pikselin aldığı renk gerçeğe o kadar benzer olacaktır. Buna renk derinliği denir ve dijital görüntülemede " bit " olarak adlandırılır (DUYAR, t.y.). Diş hekimliğinde kullanılan birçok dijital sistem, görüntülerde 256 gri tonu kullanır. Bu tonlar, 0 ile 255 arasındaki sayılarla ifade edilir, burada 0 tamamen siyahı, 255 ise tamamen beyazı temsil eder. Geri kalan sayılar, farklı gri tonlarını ifade eder ve bu sayede dokuların yoğunlukları arasında daha net farklar gözlemlenebilir. Bu gri tonları, dijital radyografi sistemlerinin görüntüleri daha ayrıntılı ve doğru bir şekilde iletmesine yardımcı olur (van der Stelt, 2005).



Şekil 2.3. Dijital görüntü. A. X-ışını gölgesi, B. Piksel ızgarası üzerine yerleştirilmiş görüntü, C. X-ışını yoğunluklarına karşılık gelen piksel değerlerinin sayısal gösterimi, D. Bilgisayar ekranındaki dijital görüntü. (van der Stelt, 2005)

Dijital radyografiler, birçok avantaj sunmaktadır. Konvansiyonel yöntemlerde karşılaşılan film banyo işlemlerinden kaynaklanan sorunlar, dijital sistemlerin kullanımıyla ortadan kaldırılmıştır. Ayrıca, konvansiyonel sistemlerde banyo hatalarından kaynaklanan tekrarlanan film sayısı, dijital radyografi sayesinde önemli ölçüde azaltılmıştır. Bununla birlikte, dijital sistemlerin kullanımı, çevresel açıdan önemli bir fayda sağlayarak kimyasal atık oluşumunu tamamen engellemektedir. Ayrıca, elde edilen görüntülerin elektronik ortamlarda taşınabilmesini sağlayarak arşivleme sorunlarına çözüm sunan sistemlerdir (Brennan, 2002; Johnson & Thomson, 2007; Petrikowski, 2005). Dijital radyografide, ışınlama süresinin geleneksel radyografiye göre %50-80 daha kısa olması nedeniyle, hastanın ve uygulayıcının absorbe ettiği radyasyon dozu miktarını azalttığı bildirilmiştir (Harorli vd., 2006; Kantor, 2005; Soğur & Akdeniz, 2005). Bunların yanında zaman kazancı, hastanın daha kolay bilgilendirilmesi, görüntülerin transfer edilebilmesi, görüntü üzerinde geliştirici işlemlerin yapılabilmesi ve çeşitli özel yazılımlar yardımıyla uygulanan tekniklerin kullanılabilmesi gibi avantajları da vardır (Kamburoğlu & Paksoy, 2010).

2.2.3.1. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri

Konvansiyonel radyografi, diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılan bir yöntem olmasına rağmen, bilgisayarların yaygınlaşmasıyla birlikte dijital radyografi bu

yöntemin yerini almaya başlamıştır. Dijital yöntemler, üç farklı yapı şeklinde sınıflandırılmaktadır. Direkt görüntüleme sistemlerinde, okuma ve dijitalleştirme işlemleri eş zamanlı olarak gerçekleştirilir. X-ışınları objeden geçerek sensöre ulaşır ve sensörde oluşturulan sinyal, fiber optik bir kablo aracılığıyla bilgisayara aktarılır. Işınlama sonrası saniyeler içinde ekranda görüntü oluşur. İndirekt görüntüleme sistemlerinde, geleneksel yöntemlerle elde edilen radyogramlar, özel kameralar veya tarayıcılar kullanılarak dijitalleştirilir ve çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla bilgisayar ekranında kopyaları oluşturulur. Yarı direkt görüntüleme sistemleri ise fosfor plaka sistemi kullanımını içeren kablosuz sistemlerdir (Çağlayan & Harorli, 2019; Üçok & Demirel, 2016; van der Stelt, 2005) .

2.2.3.1.1.Yarı Direkt Dijital Görüntüleme Sistemleri

Depolama fosfor plakları olarak bilinen bu sistemde, analog görüntü bir tarayıcı aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmaktadır (Kurt & Nalcaci, 2016). Dijital görüntüleme sürecinde kullanılan fosfor plaklar, aktivatör madde olarak Europium (Eu) içermektedir. Fosfor plaklar, radyasyona maruz bırakıldıklarında foton enerjisini absorbe ederek depolar. Depolanan elektronların enerjisinin görünür ışığa dönüşmesi için plaklar bir tarayıcıya yerleştirilir. Bu süreçte analog sinyal dijital sinyale dönüştürülmekte ve radyografik görüntü monitör üzerinden izlenebilmektedir (D. B. G. Akdeniz, t.y.; Benz & Mouyen, 1991; Langlais, 2004; Whaites, 2002). Işınlama işleminin öncesinde, plağı görünür ışık altında tutarak, önceki görüntülemelerden kalan hayalet görüntüler uzaklaştırılmalıdır. Işınlama ve tarama işlemleri arasında geçen süre uzun olmamalıdır. İyi bir görüntü elde edebilmek için, ışınlama sonrası taramanın ilk 10 dakika içinde gerçekleştirilmesi önerilmektedir (B. G. Akdeniz vd., 2005; Akkaya, 2010; Hildebolt vd., 2000).

2.3. TERMAL SIKLUS İLE YAŞLANDIRMA

Ağız içerisinde meydana gelen stresleri taklit etmek amacıyla çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında en yaygın olanı, termal siklus yöntemiyle gerçekleştirilen yaşlandırma işlemidir (El-Araby & Talic, 2007). Materyallerin mikrosızıntı özelliklerini incelemek için, ilk kez, Nelsen tarafından geliştirilmiştir (Nelsen vd., 1952).

Sıcak ve soğuk maddeler, dişler üzerinde stresler oluşmasına neden olur. Bu stresler, diş yapılarında termal, fizyolojik ve biyolojik değişikliklere yol açabilir. Bu değişimlerin etkilerini laboratuvar ortamında değerlendirmek amacıyla termal siklus ile yaşlandırma yöntemi kullanılmaktadır (Gale & Darvell, 1999). Yapay yaşlandırma etkisi, iki farklı şekilde ortaya çıkabilir. İlk etki, sıcak suyun korumasız kolajenlerin hidrolizini hızlandırarak, yeterince polimerize olmamış rezin oligomerlerini serbest bırakmasıdır. Bu durum, materyalin yapısını zayıflatabilir ve dayanıklılığını azaltabilir. İkincisi ise restoratif materyallerin termal genleşme ve büzülme katsayıları diştten büyükse, diş ve materyal arasında sürekli büzülme ve genleşme stresleri meydana gelebilir (Abdalla vd., 2007). Bu stresler diş dokusu ile restorasyon arasında marjinal boşluk oluşumuna yol açar ve oral sıvıların içeri ve dışarı hareketine izin verir, bu durum perkolasyon olarak adlandırılır. Termal siklus yaşlandırma yöntemi ile materyalde su emilimine bağlı kimyasal değişiklik olabileceği de düşünülmektedir (Gale & Darvell, 1999).

Bu yöntemde örnekler belirli bir süre boyunca farklı sıcaklıklardaki su banyolarına tabi tutulur, böylece ağız içerisindeki termal, biyolojik ve fizyolojik durumu taklit eden sıcaklık değişiklikleri uygulanmış olur (Gale & Darvell, 1999). Modellerin suda bekletilme süresi 10, 15, 30, 60 ve 120 saniye olarak değişiklik gösterebilir, daha kısa bekletme süreleri kullanmak daha gerçekçi klinik sonuçlar verir. Termal siklus ile yaşlandırma işleminde, materyaller belirli bir süre sıcak suda ardından soğuk suda bekletilir. Bu işlem tamamlandığında ‘‘devir’’ olarak adlandırılır. Bu işlem, genellikle 500 ile 50.000 arasında değişen aralıklarda uygulanmaktadır. Ağız içi değişikliklerin genellikle 5-55 °C arasında olduğu ve günde 20-50 kez bu değişikliğin gerçekleştiği kabul edilmektedir. Buna göre 10.000 döngünün bir yıllık intraoral değişime karşılık geldiği sonucuna varılmıştır (Gale & Darvell, 1999; Li vd., 2002; Papacchini vd., 2007; Tanaka vd., 1995).

Bu çalışmanın amacı, termal siklus ile yaşlandırmanın ve materyal kalınlığının 18 adet farklı universal kompozit rezinin radyoopasite değerine etkisini değerlendirmektir.

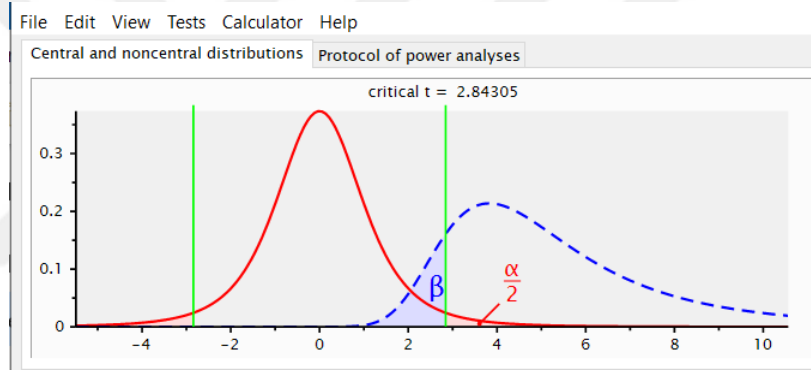
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nda 14.12.2023 tarihinde, GOKAEK-2023/20.16 numaralı karar ile (2023/407 numaralı proje) onaylanmıştır.

Çalışmada kullanılan örnekler standardizasyonun sağlanması amacı ile aynı kişi tarafından hazırlandı.

3.1. Güç Analizi

Araştırmanın örneklem büyüklüğünü belirlemek amacıyla G-Power (version 3.1.9.2) paket programı kullanıldı. %5 hata payı ve %85 güç düzeyinde (etki büyüklüğü=2) yapılan değerlendirme doğrultusunda gruplar için minimum örnek büyüklüğü 5 olarak bulundu (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Güç analizi

3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada yedi adet single-shade, altı adet polyshade ve beş adet simplyshade kompozit rezin ile mine ve dentinin radyoopasiteleri ölçülüp değerlendirildi (Şekil 3.2.). Kullanılan restoratif materyaller ve bileşimleri Tablo 3.1.'de sunulmuştur. Çalışmada test edilen universal kompozit rezinler aşağıdaki gibidir:

Single-shade kompozit rezinler;

- Charisma Topaz One (*Kulzer, Germany*) **(CTO)**
- Omnicroma (*Tokuyama Dental, Japan*) **(OC)**
- Clearfil Majesty ES-2 Universal (*Kuraray Dental, Japan*) **(CU)**
- Vittra APS Unique (*FGM Dental, Brasil*) **(VU)**
- ZenChroma (*President, Germany*) **(ZC)**
- Admira Fusion x-tra Universal (*VOCO, Germany*) **(AX)**
- Essentia Universal (*GC, Japan*) **(EU)**

Polyshade kompozit rezinler;

- Zenit (*President Dental, Germany*)
- Admira Fusion (*VOCO, Germany*) **(AF)**
- Dynamic Plus (*President Dental, Germany*) **(DP)**
- Clearfil Majesty ES-2 (*Kuraray Dental, Japan*) **(CM)**
- Charisma Diamond (*Kulzer, Germany*) **(CD)**
- Estelite Sigma Quick (*Tokuyama Dental, Japan*) **(ESQ)**

Simplyshade kompozit rezinler;

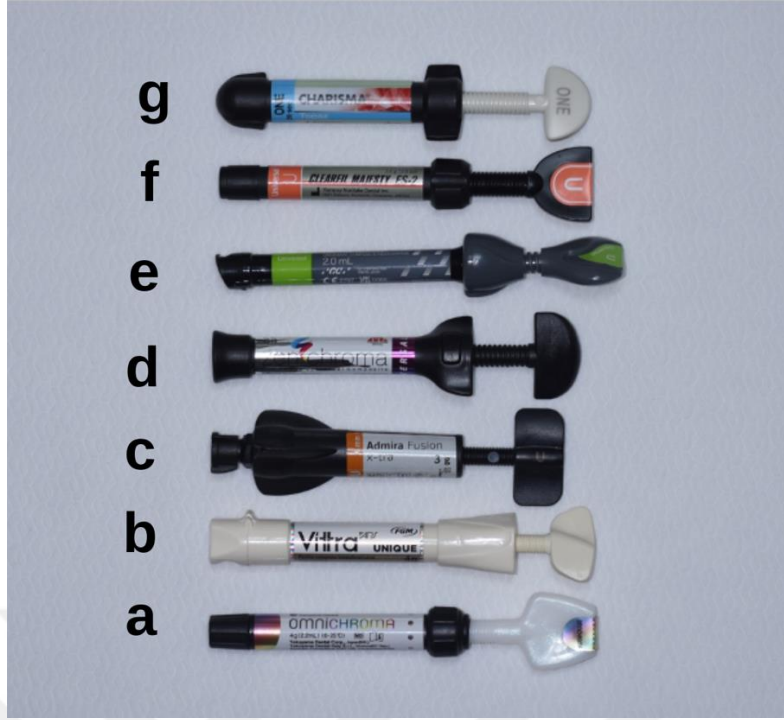
- G-aenial A'CHORD (*GC Europe, Belgium*) **(GA)**
- 3M Filtek Z250 (*3M ESPE, USA*) **(FZ250)**
- Neo Spektra ST HV (*Dentsply, USA*) **(NS)**
- 3 M Filtek Universal (*3 M ESPE, USA*) **(FU)**
- OptiShade (*Kerr Dental, USA*) **(OS)**

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller

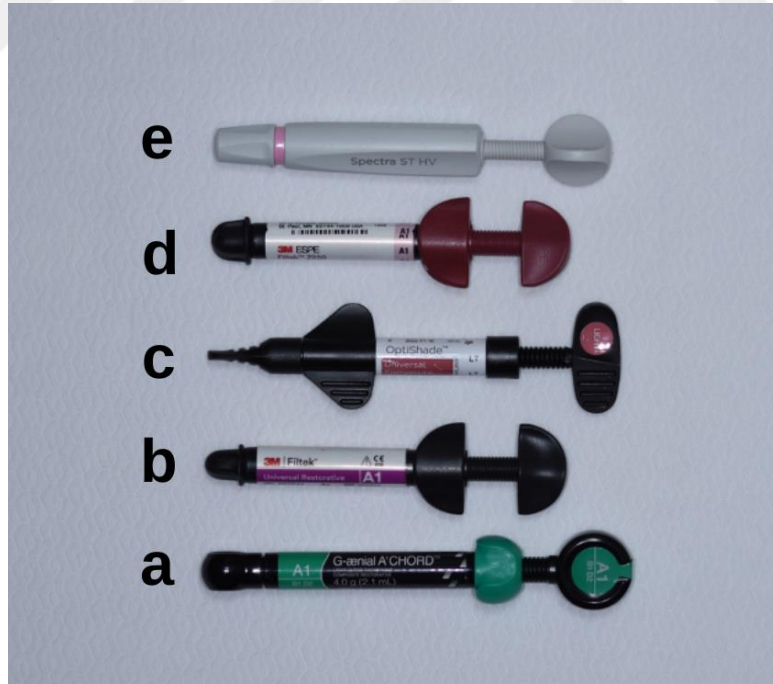
Materyal	Doldurucu Tipi	Monomer	Doldurucular	Doldurucu Oranı ağırlık/hacim %	Üretici	Renk
OptiShade	Nanohibrit	Bis-EMA Bis-GMA TEGDMA	PPF, BaO- Al ₂ O ₃ - SiO ₂ , silika ve F ₃ Yb	81/64.5	Kerr Dental, USA	Simplyshade
Omnichroma	Nanodoldurucu	UDMA TEGDMA	Supra-nanoküresel doldurucu (SiO ₂ - ZrO ₂ , 260 nm), CF	79/68	Tokuyama Dental, Japan	Single-shade
Zenchroma	Mikrohibrit	UDMA Bis-GMA TEMDMA	Cam tozu, silikon dioksit, inorganik dolgu maddesi (0.005-3.0 µm) ve ultra ince radyopak doldurucu	75/53	President Dental, Germany	Single-shade
Vittra APS Unique	Nanohibrit	UDMA TEGDMA	Boron-alüminyum-silikat cam Zirkonya yükü, silika (200 nm)	82/72	FGM Dental, Brasil	Single-shade
Charisma Topaz ONE	Nanohibrit	UDMA TCD-DI-HEA TEGDMA	B ₂ O ₃ -F- Al ₂ O ₃ - SiO ₂ , silika, TiO ₂ , floresan pigmentler, metalik oksit pigmentler, organik pigmentler, 5 nm-20 µ	81/64	Kulzer, Germany	Single-shade
Admira Fusion x-tra Universal	Nanohibrit	Ormoser	Silikon dioksit nano dolgu maddeleri (20-50 nm) ve silikon oksit bazlı hibrit dolgu maddeleri	84/na	VOCO, Germany	Single-shade
Essentia Universal	Mikrohibrit	UDMA Bis-MEPP Bis-EMA Bis-GMA TEGDMA	PPF (17 µm): stronsiyum cam (400 nm), lantanit florür (100 nm), fume silika (16 nm) FAISi cam (850 nm)	81/na	GC, Japan	Single-shade
3M Filtek Universal	Nanofil	AUDMA AFM	Silika, zirkonya F ₃ Yb nanopartikülleri	76.5/58.4	3M ESPE, USA	Simplyshade
Clearfil Majesty ES-2 Universal	Nanohibrit	Bis-GMA Hidrofobik aromatik DMA Hidrofobik alifatik DMA Kamforkinon	Silanlı baryum cam (partikül boyutu 0.37-1,5 µm) ve prepolimerize doldurucu	78/66	Kuraray Dental, Japan	Single-shade

Zenit	Nanoseramik	UDMA, Bütandiol dimetakrilat İzopropilid-bis [2(3)-hidroksi- 3(2) (4-fenoksi) propil] bismetakrilat	Cam doldurucular, Pirojenik silika, Aglomere edilmiş seramik nanopartiküller	83/70	President Dental, Germany	Polyshade
Admira Fusion	Nanohibrit	Aromatik ve alifatik dimetakrilatlar, Metakrilat fonksiyonlu polisiloksan	Baryum-alüminyum-cam, pirojenik silikon dioksit, Ormoser içerikli mikropartiküller	84/69	VOCO, Germany	Polyshade
Dynamic Plus	Mikrohibrit	Bis-GMA TEGDMA	Baryum aluminosilikat, Fumed silika	84/60	President Dental, Germany	Polyshade
Clearfil Majesty ES-2	Nanohibrit	Bis-GMA dimetakrilat	Sılanlanmış baryum camı, prepolimerize organik doldurucu	78/40	Kuraray Dental, Japan	Polyshade
Neo Spektra ST HV	Nanohibrit	Metakrilat modifiye polisiloksan, Dimetakrilat reçineler, Etil-4(dimetilamino) benzoat Bis-(4-metil-fenil)-iyodonyum hekzaflorofosfat	Küresel ön polimerize dolgu maddeleri, aglomere olmayan baryum cam ve iterbiyum florür	%78-80 / %60-62	Dentsply, USA	Simplyshade
Charisma Diamond	Nanohibrit	TCD-DI-HEA, UDMA, Bis-GMA, UDMA	Baryum alüminyum florür cam nanopartiküller, silika	81/64	Kulzer, Germany	Polyshade
3M Filtek Z250	Mikrohibrit	TEGDMA, Bis-GMA, Bis-EMA UDMA	Silika -zirkonya	82/60	3M ESPE, USA	Simplyshade
Estelite Sigma Quick	Supra nanofilled	Bis-GMA TEGDMA	Sılanlanmış silika-zirkonya dolgu maddesi, prepolimerize doldurucu	82/71	Tokuyama Dental, Japan	Polyshade
G-Aenial A'chord	Nanohibrit	UDMA Bis MEPP TEGDMA	Silikon dioksit, stronsiyum cam, baryum cam, silika	82/na	GC Europe, Belgium	Simplyshade

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin bileşimleri



Şekil 3.3. Single-shade kompozitler a: Omnicroma, b: Vittra APS Unique, c: Admira Fusion x-tra Universal, d: Zenchroma, e: Essentia Universal, f: Clearfil Majesty ES-2 Universal, g: Charisma Topaz ONE



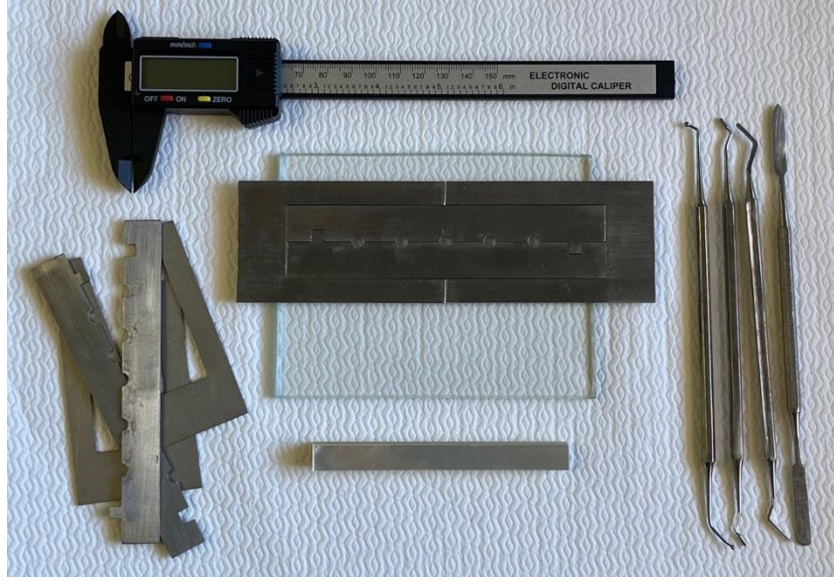
Şekil 3.4. Simplyshade kompozitler a: G-Aenial A'chord, b: 3M Filtek Universal, c: OptiShade, d: 3m Filtek Z250, e: Neo Spektra ST HV



Şekil 3.5. Polyshade kompozitler a: Admira Fusion, b: Charisma Diamond, c: Zenit, d: Clearfil Majesty ES-2, e: Estelite Sigma Quick, f: Dynamic Plus

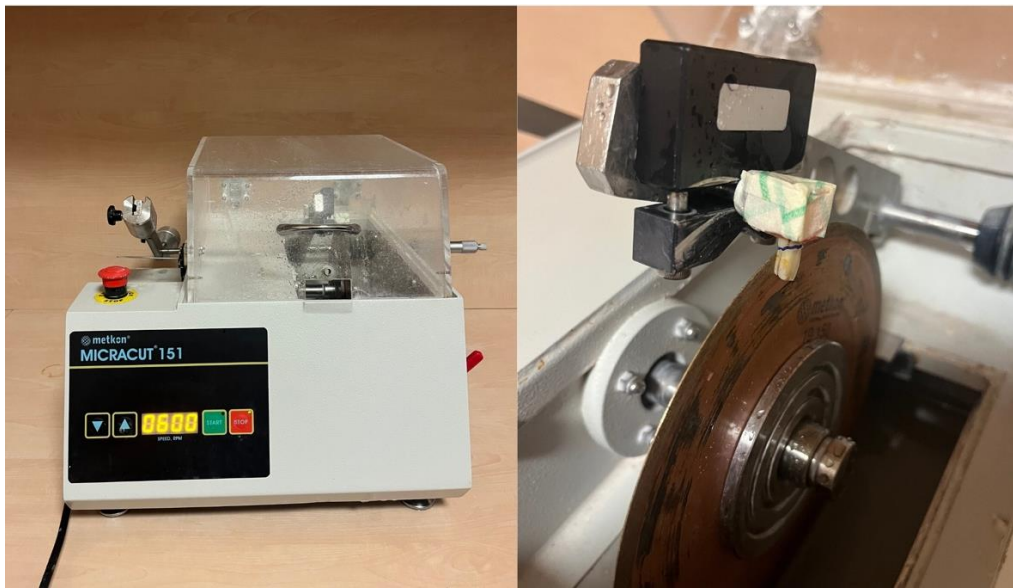
3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan 18 adet kompozit rezinin her birinden 1 ve 2 mm kalınlığında, 5 mm çapında disk şeklinde örnekler hazırlandı (n=5). Resin kompozitleri yerleştirmek için paslanmaz çelik kalıplar kullanıldı (Şekil 3.6.). Materyaller cam levha üzerinde hazırlanan paslanmaz çelik kalıplara yerleştirildi. Oksijen inhibisyon tabakası oluşumunu önlemek ve düz bir yüzey elde etmek için, materyallerin her iki tarafı mylar şeritlerle kaplandı ve ardından bir LED kütleme cihazı (Elipar™ DeepCure-S, 3M ESPE, St. Paul, USA) ile 20 saniye süreyle dik şekilde polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Hazırlanan numuneler kalıptan çıkarıldı. Daha sonra, kompozit disklerin her iki yüzeyi de 20 saniye boyunca polimerize edildi. Hazırlanan örnekler 600, 800 ve 1000 gritlik su zımparaları ile sırasıyla cilalandı ve kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edildi. Standardı sağlamak için boşluk, çatlak gibi makroskobik kusur içeren örnekler kullanılmadı ve yeni örnekler hazırlandı. Daha sonra, tüm örnekler 24 saat boyunca 37 °C'de distile suda bekletildi.



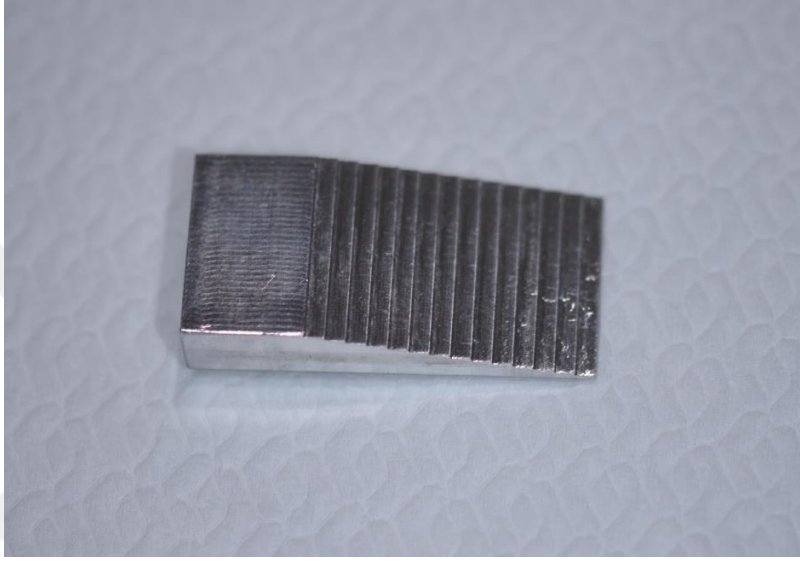
Şekil 3.6. Paslanmaz çelik kalıplar, dijital Kumpas

Diş kesiti (mine ve dentin) elde etmek amacıyla yeni çekilmiş üçüncü molar dişler kullanıldı. Diş üzerinde çürük, çatlak ya da restorasyon olmamasına dikkat edildi. Dişler üzerindeki yumuşak doku debrisleri, kemik parçacıkları ve diş taşları periodontal alet ile uzaklaştırıldı, iyice temizlenip distile suda yıkandıktan sonra 10 dakika boyunca sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletildi. Kronlar uzunlamasına (longitudinal yönde) mikrocut cihazı (Micracut 151, Metkon, Bursa, Türkiye) ile kesilerek, 1 mm ve 2 mm kalınlığında kesitler alındı (Şekil 3.7.). Örnekler, radyografik işlemler gerçekleştirilinceye kadar 37°C'de nemli koşullarda saklandı.



Şekil 3.7. Hassas kesim cihazı (Micracut 151, Metkon, Bursa, Türkiye)

Çalışmamızda, dental materyallerin eşdeğer Al kalınlığını hesaplamak için, ISO 4049:2019 standartlarına uygun olarak, %99,5 saf alüminyumdan üretilmiş, 40 mm uzunluğunda, 20 mm genişliğinde ve 2 mm eşit aralıklı bir basamak kullanılmıştır (Şekil 3.8.). Alüminyum basamak 0,5 mm kalınlıkla başlayıp her adımda 0,5 mm artarak ilerlemektedir.



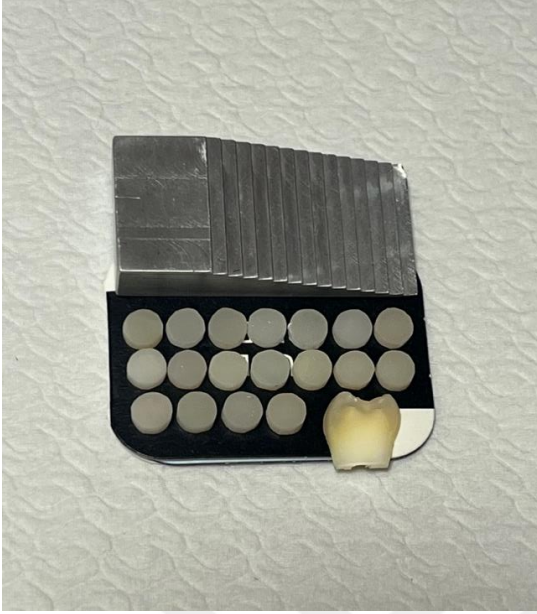
Şekil 3.8. Alüminyum penetrometre

3.4. Radyografilerin Alınması ve Dijital Görüntülerin Elde Edilmesi

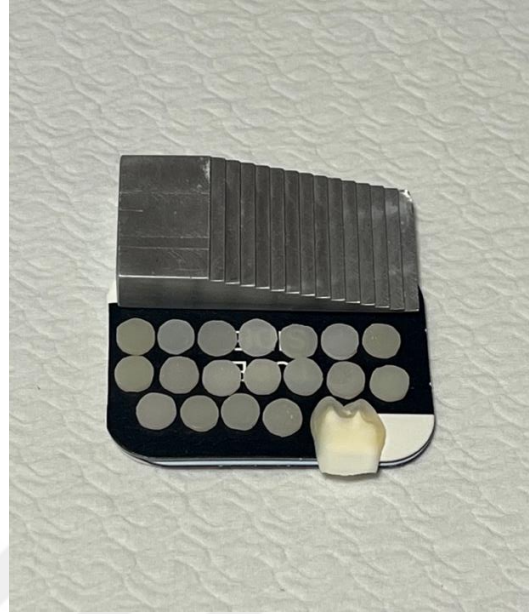
Hazırlanan örnekler, diş kesiti ve %99,5 saf alüminyum step-wedge, aralarında boşluk kalacak şekilde ayarlandı ve 2 numaralı fosfor plak üzerine yerleştirildi (Şekil 3.9.). Nesne-ışın kaynağı uzaklığı 30 cm olacak şekilde ayarlandı ve sabitlendi (Şekil 3.10.). Işınlama parametleri, 60 kVp ve 7 mA olarak belirlendi. Kavo GDX (Soredex, Tuusula, Finland) fosfor plağı, BELMONT PHOT-X II (Osaka, Japonya) röntgen cihazı kullanıldı. Sistem hazır hale getirildikten sonra, fosfor plak 0.20 saniye süreyle ışınlandı (Şekil 3.10.).

Alınan radyografiler Soredex Digora Optime (Soredex, Helsinki, Finland) tarayıcı ile tarandı (Şekil 3.11.). Bu yöntemler kullanılarak, 1 mm kalınlığındaki örneklerden beş ve 2 mm kalınlığındaki örneklerden beş olmak üzere toplam on adet radyografi alındı.

a:



b:



Şekil 3.9. a: Fosfor plak, alüminyum basamak, 2 mm kalınlığındaki örnekler ve diş kesiti,
b: Fosfor plak, alüminyum basamak, 1 mm kalınlığındaki örnekler ve diş kesiti



Şekil 3.10. Radyograflerin RVG ile alınması

a:



b:



Şekil 3.11. a: Işınlama parametreleri, b: Fosfor Plak tarayıcı Soredex Digora Optime (Soredex, Helsinki, Finland)

3.5. Dansitometrik Ölçümler

Alüminyum step-wedge'in her basamağının (15 basamak), disk şeklindeki rezin kompozitlerin ve diş kesitinin (mine ve dentin) ortalama gri değerleri (MGV) (Mean Gray Value) dijital radyografiler üzerinde bir yazılım programı (ImageJ, Ulusal Sağlık Enstitüleri, Maryland, ABD) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3.14.). Her örnek için üç farklı homojen bir bölgeden 10×10 piksellik radyoopasite ölçümleri yapıldı (Şekil 3.13.). Materyallerin ölçümünde hava kabarcığı, boşluk olmayan homojen bir bölge seçildi. Programdaki Yoğunluk Ölçümü aracı ile 0 ile 255 arasındaki MGV değerleri ölçüldü. Ölçümler standardizasyonun sağlanması amacıyla aynı operatör tarafından yapıldı. Materyallerin ve diş kesitlerinin her birinin MGV'leri, aşağıdaki formül aracılığıyla milimetrelük alüminyuma (mm Al) çevrildi (Lachowski vd., 2013).

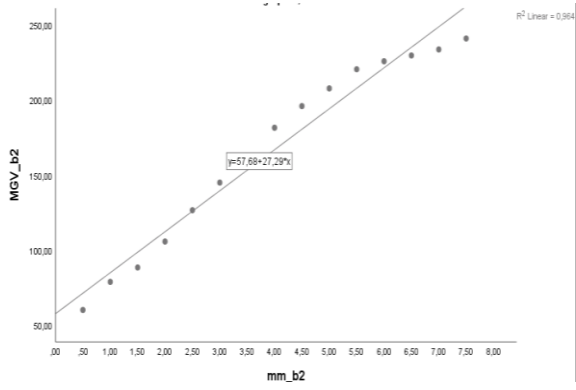
$$\frac{X \times 0,5}{Y} + \text{Materyalin MG}'V\text{'sinin altındaki Al değeri}$$

X: Materyalin MG'V'si – Materyalin MG'V'sinin hemen altındaki alüminyuma basamağının MG'V'si

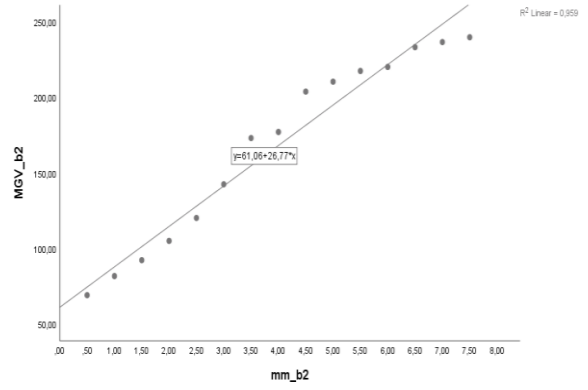
Y: Materyalin MG'V'sinin hemen üzerinde bulunan alüminyum basamağının MG'V'si – materyalin MG'V'sinin hemen altında bulunan alüminyum basamağının MG'V'si

Materyallerin MG'V'lerinin, alüminyum step wedge'in son basamağının (15. Basamak) MG'V'sini aştığı durumlarda başka bir şekilde ifade etmek gerekirse, materyallerin radyoopasite değeri 7,5 mm Al'dan daha yüksek olduğu durumlarda, regresyon denklem grafikleri kullanılarak ilerleyen basamakların (16 basamak, 17. basamak gibi) MG'V'leri hesaplandı (Şekil 3.12.).

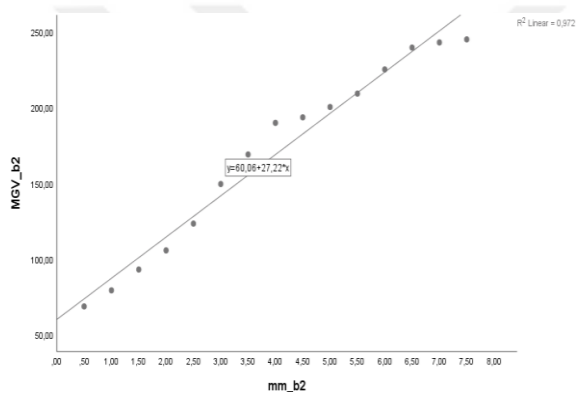
a.



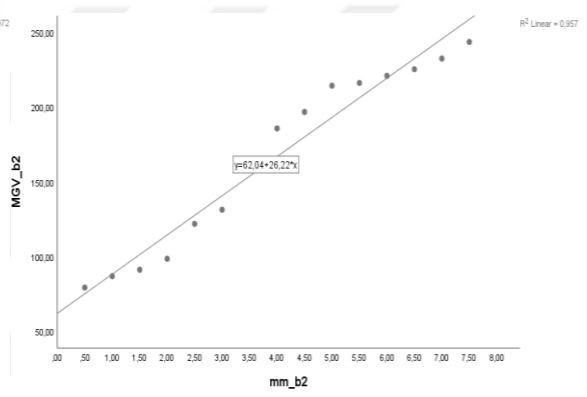
b.



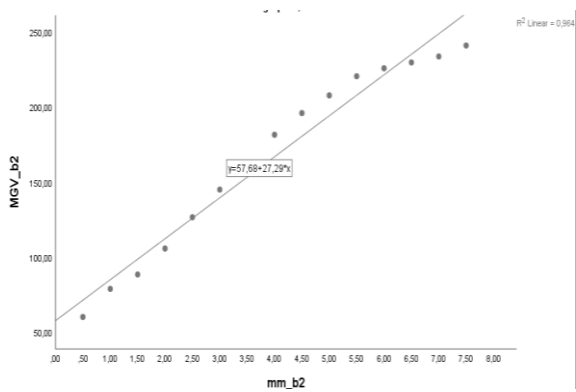
c.



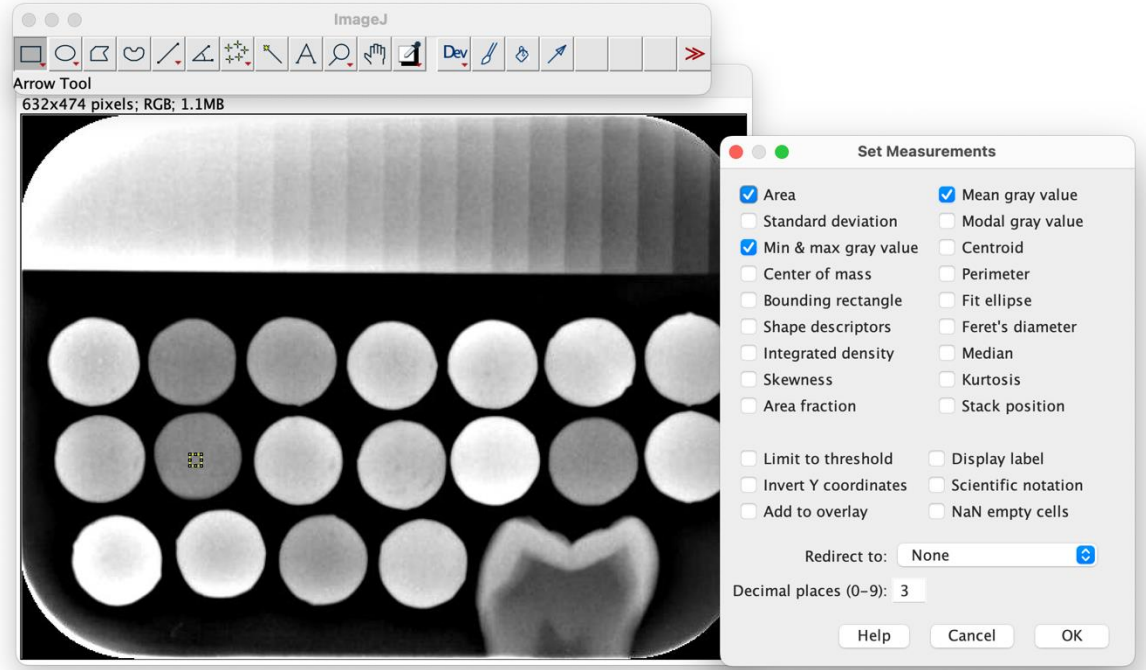
d.



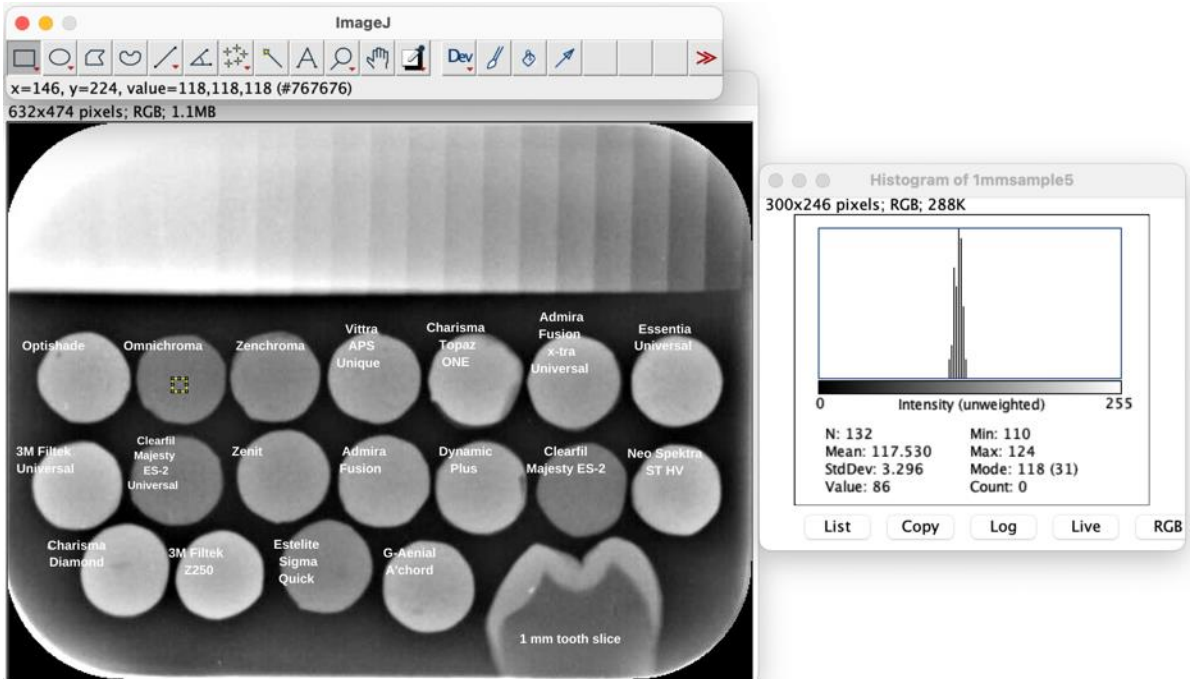
e.



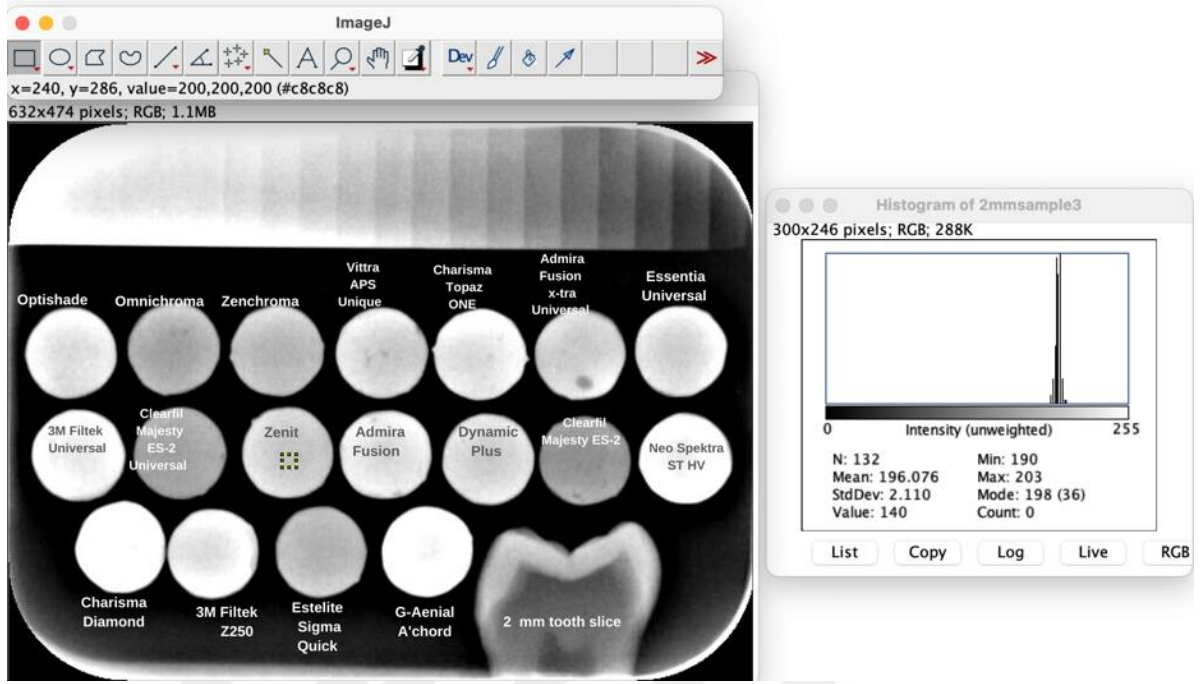
Şekil 3.12. 2 mm kalınlığındaki örneklerin regresyon denklem grafiği a:2 mm birinci örnek, b: 2 mm ikinci örnek, c: 2 mm üçüncü örnek, d:2 mm dördüncü örnek, e: 2 mm beşinci örnek



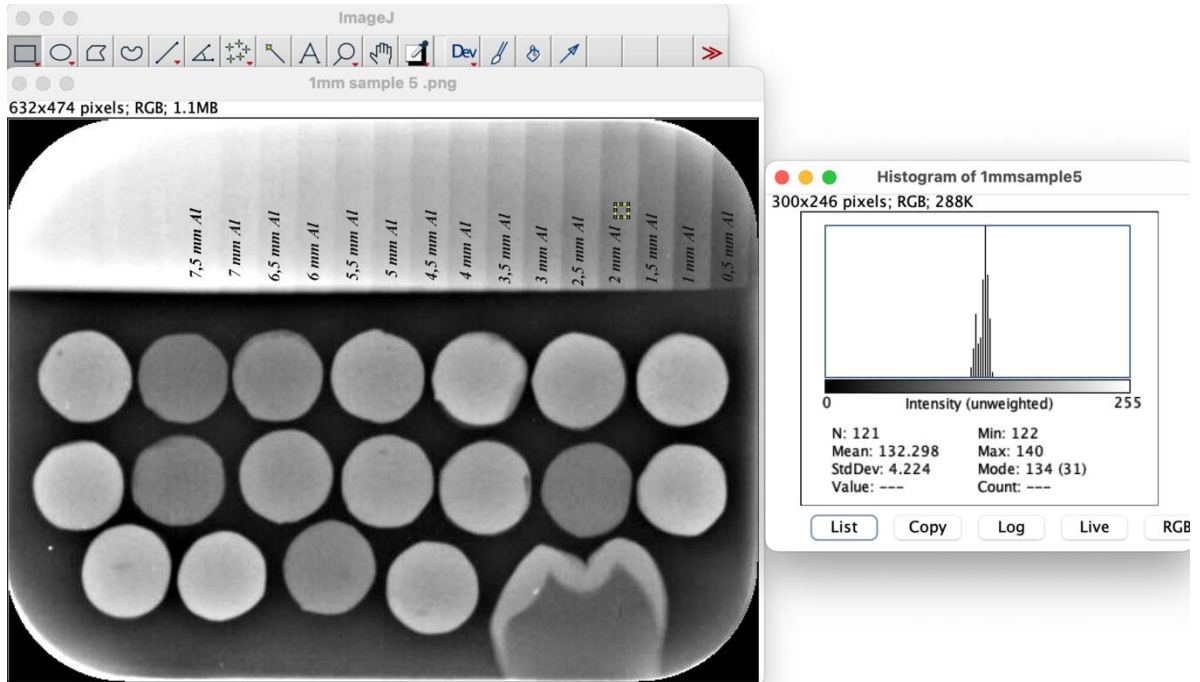
Şekil 3.13. ImageJ programında set measurements



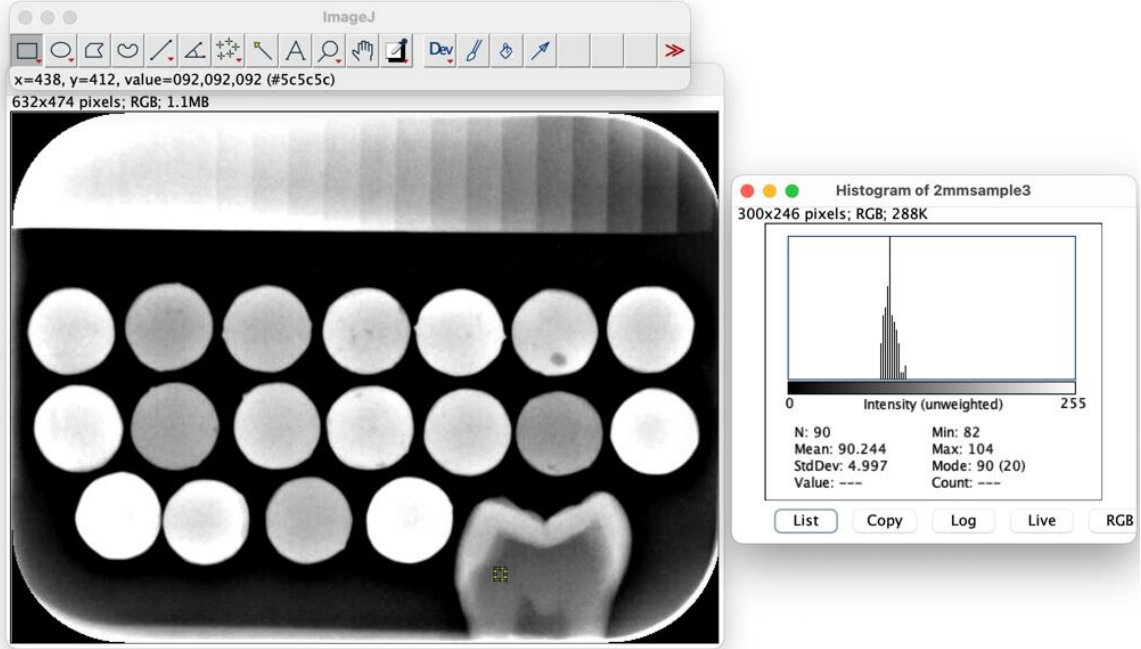
Şekil 3.14. 1 mm kalınlığındaki örneklerin MGV ölçümü



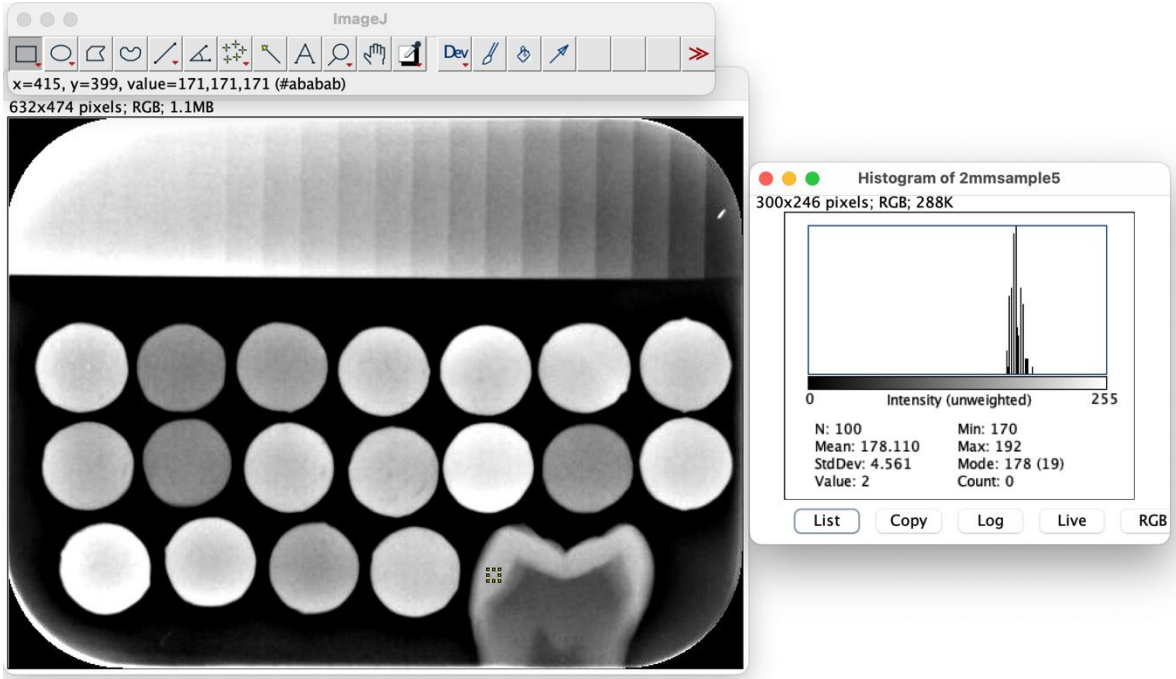
Şekil 3.15. 2 mm kalınlığındaki örneklerin MGv ölçümü



Şekil 3.16. Al step-wedge'in MGv ölçümü



Şekil 3.17. Dentinin MGV ölçümü



Şekil 3.18. Minenin MGV ölçümü

3.6. Termal siklus ile yaşlandırma

Hazırlanan örnekler, ağız içerisinde 6 aylık kullanıma denk 5000 devire ayarlanan termal siklus cihazında (SALIBRUS TECHNICA, Türkiye) yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (şekil 3.19.). Termal siklus cihazında, banyo sıcaklıkları 5°C ve 55°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) olarak ayarlandı. Örnekler cihaza yerleştirildi. Suda bekletilme süresi 30 sn ve transfer süresi 10 sn olarak ayarlandı. Örnekler, soğuk suda 30 saniye ardından sıcak suda 30 saniye bekletildi. Bu işlem 5000 kez tekrar edildi. İşlemler aynı operatör tarafından yapıldı.



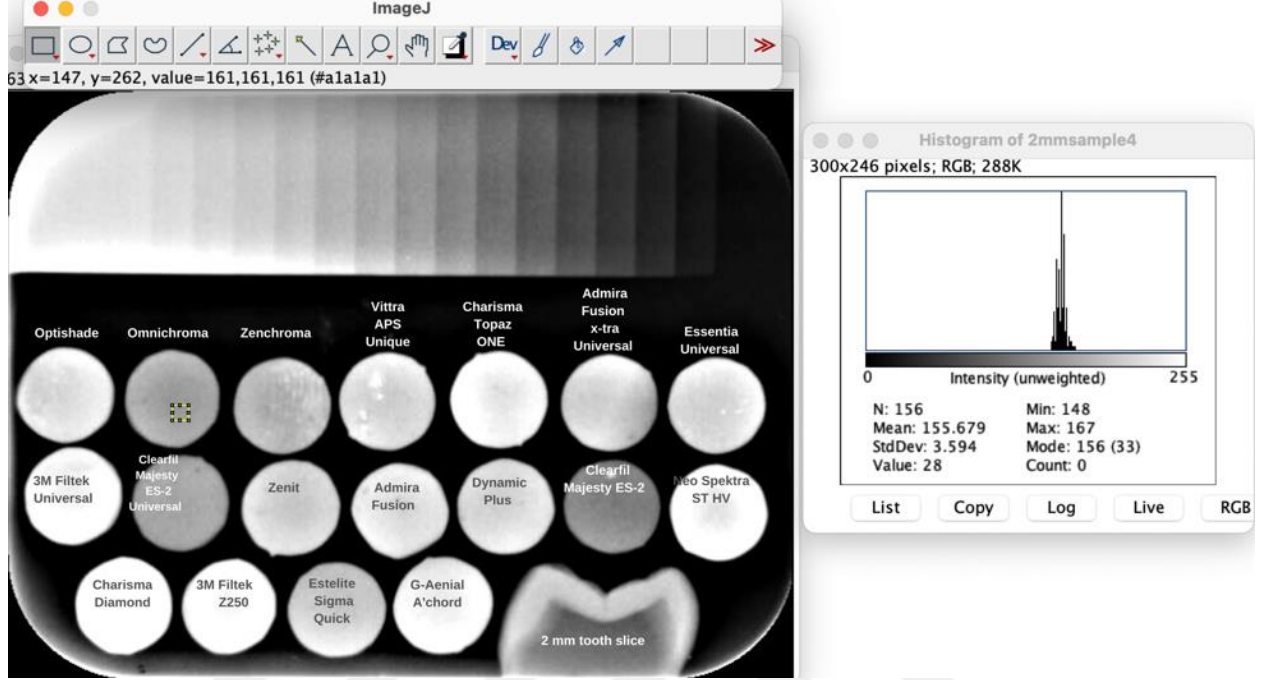
şekil 3.19. Örneklerin termal siklus cihazında yaşlandırılması

3.7. Örneklerden 2. Kez Radyografilerin alınması ve Dansitometrik Ölçümler

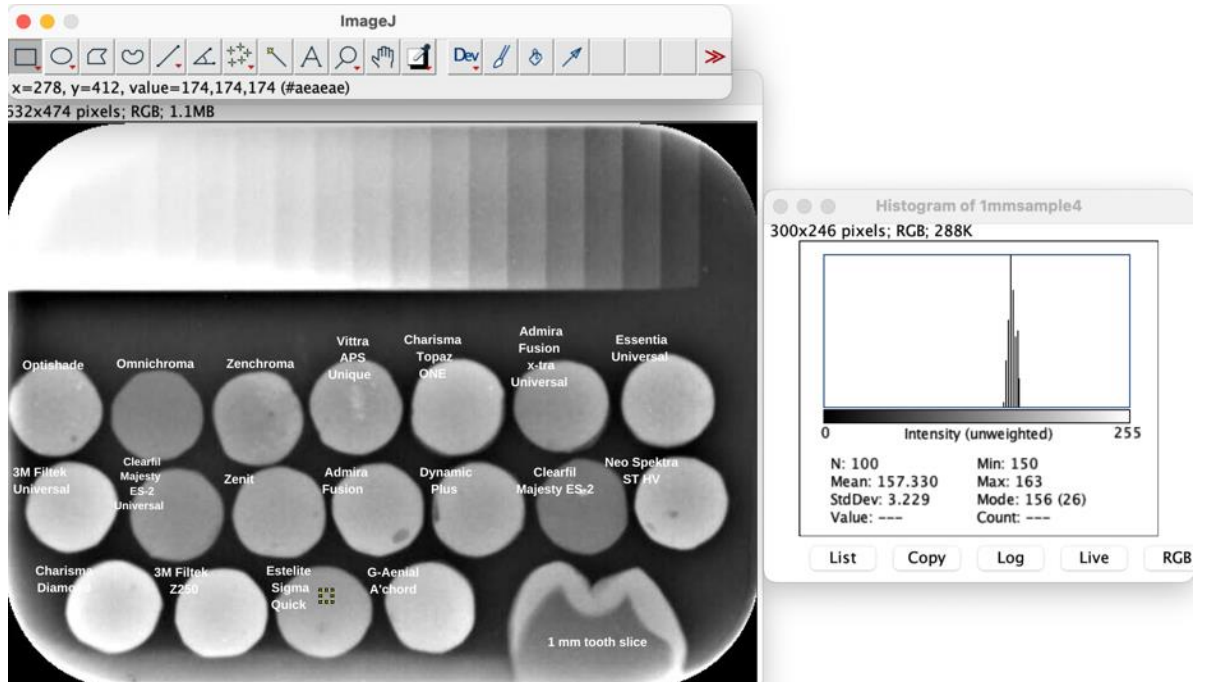
Yaşlandırmaya tabi tutulan örneklerden, aynı cihaz ve parametreler kullanılarak radyografiler alındı. Elde edilen radyografik görüntülerden İmajeJ programı kullanılarak MGv ölçümleri yapıldı (şekil 3.20.) (şekil 3.21.). Başlangıçtaki formül ile materyallerin ve diş kesitlerinin (mine ve dentin) MGv'leri, milimetrelilik alüminyuma (mm Al) dönüştürüldü.

Örneklerin radyografik görüntüleri, ilk olarak numunelerin hazırlanmasından 24 saat sonra ve 5000 termal siklus işlemine tabi tutulmalarının ardından alınmıştır. İlk alınan radyografik görüntülerde yapılan MGv ölçümlerinde olduğu gibi, materyallerin MGv'lerinin, alüminyum step wedge'in son basamağının (15. basamak) MGv'sini aştığı

durumlarda, regresyon denklem grafikleri kullanılarak ilerleyen basamakların (16 basamak, 17. basamak gibi) MGv'leri hesaplandı (Şekil 3.22.).

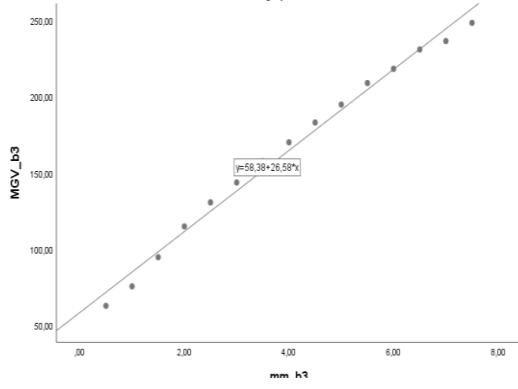


Şekil 3.20. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki örneklerin MGv ölçüm

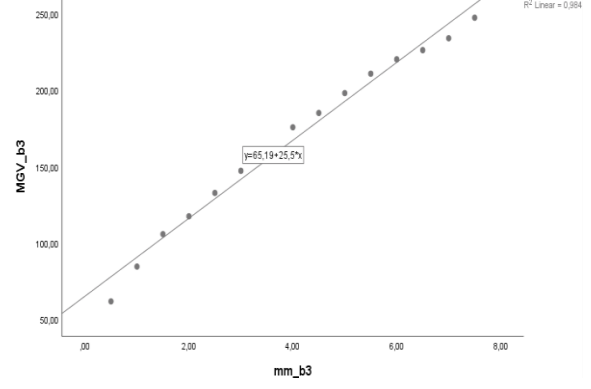


Şekil 3.21. Termal siklus sonrası 1 mm kalınlığındaki örneklerin MGv ölçümü

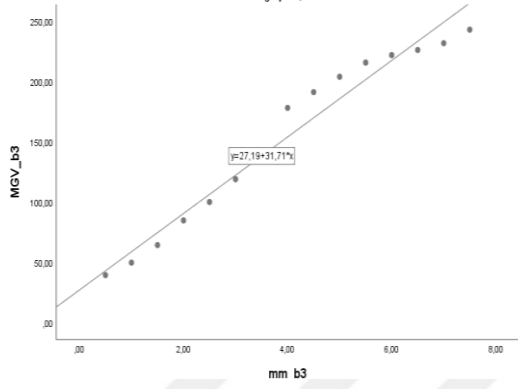
a:



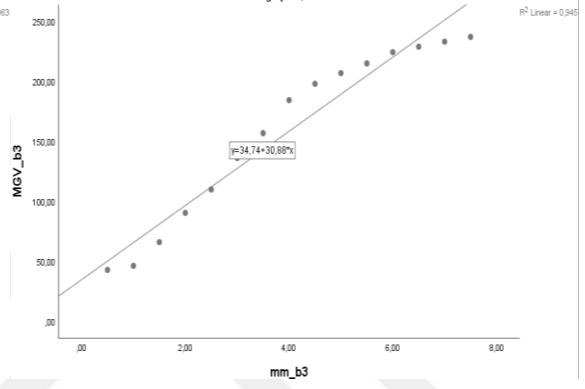
b:



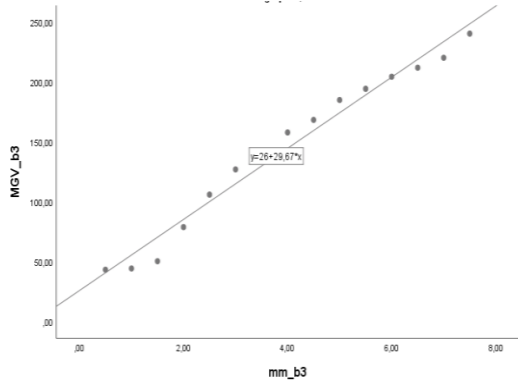
c:



d:



e:



Şekil 3.22. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki örneklerin regresyon denklem grafiği
a: 2 mm birinci örnek, b: 2 mm ikinci örnek, c: 2 mm üçüncü örnek, d: 2 mm dördüncü örnek, e: 2 mm beşinci örnek

3.8. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen verilen karşılaştırılması amacıyla IBM SPSS 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) programı, çalışmanın örneklem büyüklüğünü belirlenmesi için G*Power 3.1.9.2 (Kiel University, Kiel, Germany) programı kullanıldı. %5 hata payı ve %85 güç düzeyinde (etki büyüklüğü=2) yapılan değerlendirme doğrultusunda gruplar için minimum örnek büyüklüğü 5 olarak bulundu. Verilerin normal dağılımını değerlendirmek amacıyla Shapiro Wilk Testi kullanıldı. Radyoopasite değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Tek yönlü varyans analizi ve 2 yönlü varyans analizi kullanıldı. Varyans analizlerinin post-hoc olarak değerlendirilmesi amacıyla ise Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Çalışmada yapılan bütün istatistiksel değerlendirmeler için anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada 7 adet single-shade, 6 adet polyshade ve 5 adet simplyshade olmak üzere toplam 18 adet kompozit rezin ile mine ve dentinin ortalama grilik değerleri (MGV) Al eşdeğeri olarak değerlendirildi. İncelenen restoratif materyallerin, numunelerin hazırlandıktan 24 saat sonra ve 5000 termal siklus işlemine tabi tutulduktan sonraki radyoopasite değerleri (ortalama Al eşdeğerleri) Tablo 4.1.' de sunulmuştur. Ayrıca incelenen restoratif materyallerin, standart sapmaları ve istatistiksel sonuçları da detaylı olarak tabloda sunulmuştur.

Tablo 4.1. Kompozit rezinlerin Al eşdeğerleri, standart sapmaları ve p: İki Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) Sonuçları*

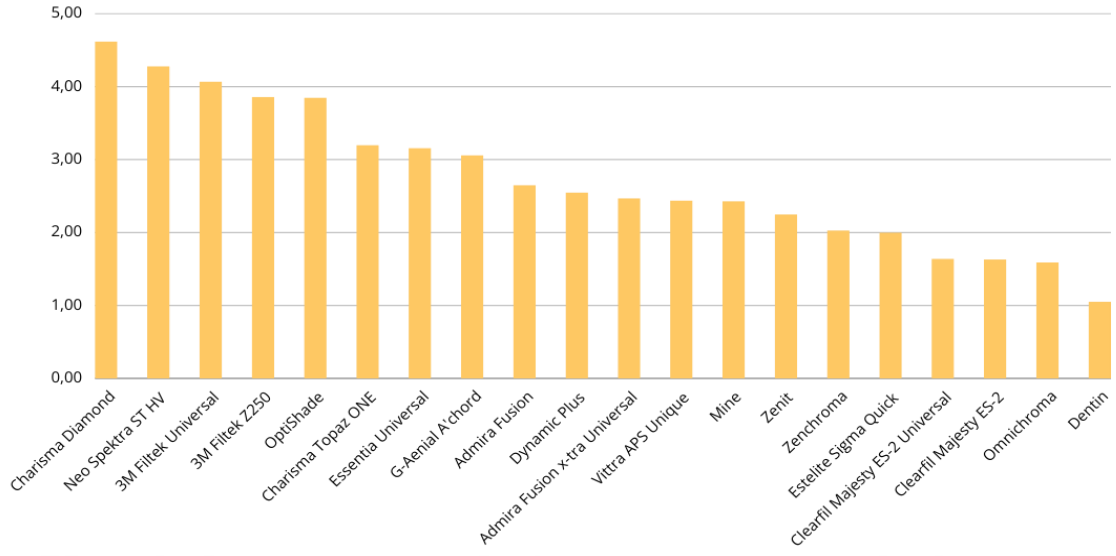
Materyal	Termal siklus öncesi (TSÖ)		Termal siklus sonrası (TSS)		p* değeri	
	1 mm(ort±ss)	2 mm(ort±ss)	1 mm(ort±ss)	2 mm(ort±ss)	Kalınlık	Termal siklus
OptiShade	3,85±0,16	6,11±0,14	3,55±0,36	6,32±0,29	0,000*	0,850
Omnichroma	1,59±0,13	3,39±0,24	2,20±0,10	3,77±0,19	0,000*	0,302
Zenchroma	2,03±0,17	4,02±0,21	2,61±0,12	4,17±0,44	0,000*	0,137
Vittra APS Unique	2,44±0,21	5,23±0,30	2,87±0,04	5,19±0,24	0,000*	0,027*
Charisma Topaz ONE	3,20±0,27	6,28±0,34	3,21±0,07	6,46±0,45	0,000*	0,517
Admira Fusion x-tra	2,47±0,19	5,40±0,37	2,60±0,19	5,47±0,48	0,000*	0,771
Universal						
Essentia Universal	3,16±0,32	5,78±0,40	3,10±0,20	5,82±0,32	0,000*	0,738
3M Filtek Universal	4,07±0,24	7,04±0,22	4,09±0,23	7,33±0,23	0,000*	0,121
Clearfil Majesty ES-2	1,64±0,18	3,41±0,23	2,28±0,46	3,82±0,27	0,000*	0,430
Universal						
Zenit	2,25±0,18	4,83±0,21	2,85±0,12	5,04±0,46	0,000*	0,084
Admira Fusion	2,65±0,28	5,51±0,18	3,01±0,11	5,48±0,42	0,000*	0,172
Dynamic Plus	2,55±0,24	5,18±0,52	2,72±0,28	5,10±0,26	0,000*	0,420

Clearfil Majesty ES-2	1,63±0,16	3,18±0,11	1,76±0,23	3,07±0, 16	0,000*	0,224
Neo Spektra ST HV	4,28±0,30	7,17±0,24	3,40±0,11	7,11±0, 28	0,000*	0,003*
Charisma Diamond	4,62±0,42	7,67±0,07	4,86±0,19	7,69±0, 06	0,000*	0,333
3M Filtek Z250	3,86±0,17	6,86±0,34	4,41±0,28	7,20±0, 18	0,000*	0,355
Estelite Sigma Quick	2,00 ±0,06	3,78±0,25	2,79±0,17	4,32±0, 23	0,000*	0,227
G-Aenial A'chord	3,06±0,24	6,55±0,12	3,64±0,16	6,61±0, 25	0,000*	0,005*
Mine	2,43±0,03	4,19±0, 19	2,43±0,03	4,19±0, 19	-	-
Dentin	1,05±0,06	2,05±0, 18	1,05±0,06	2,05±0, 18	-	-

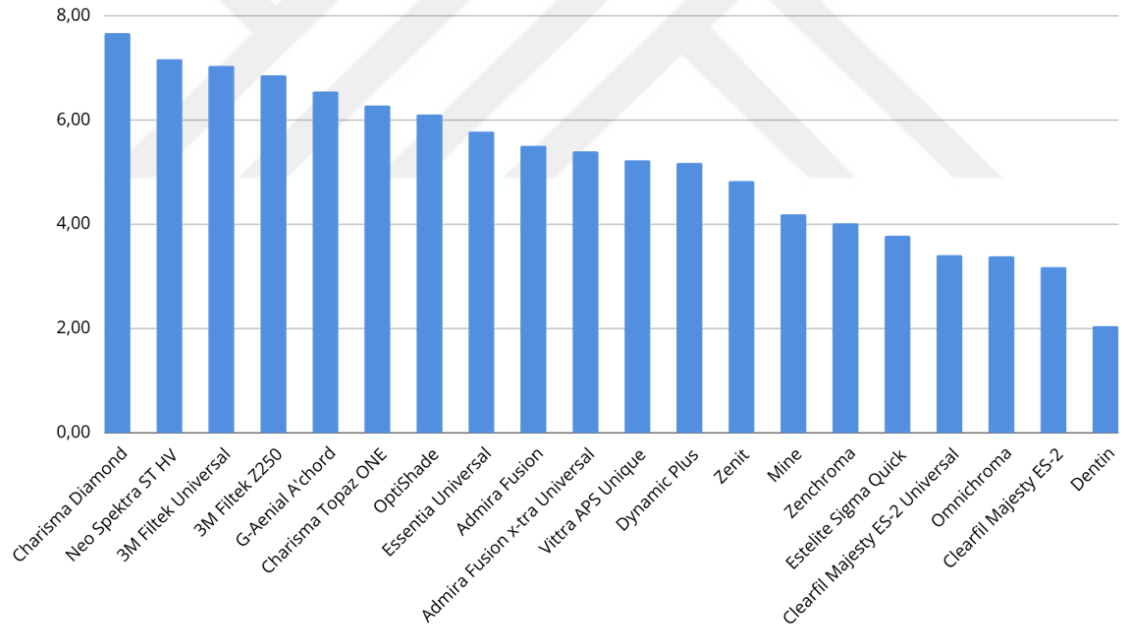
Ortalama mine radyoopasite değerleri, 1 ve 2 mm için sırasıyla 2,43±0,03 mm Al ve 4,19±0,19 mm Al; dentin radyoopasite değerleri ise, 1,05±0,06 ve 2,05±0,18 mm Al olarak bulundu. Tüm örnekler dentinden daha yüksek radyoopasite gösterdi (p <0.05). İki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre, 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinler, 1 mm kalınlığındaki kompozit rezinlere göre daha yüksek radyoopasite değeri gösterdi (p=000).

Test edilen materyallerin başlangıçtaki ve termal siklus sonrası radyoopasite değerleri arasındaki fark değerlendirildiğinde, Neo Spektra ST HV materyalinin termal siklus sonrası anlamlı derecede daha düşük radyoopasite değerleri gösterdiği görüldü (p <0.05). G-Aenial A'chord'un termal siklus işlemi sonrasında anlamlı derecede daha yüksek radyoopasite değerleri sergilediği tespit edildi (p <0.05). Vittra APS Unique materyali incelendiğinde ise 1 mm kalınlığındaki örneklerin termal siklus sonrası radyoopasite değerlerinde anlamlı bir artış gözlemlenirken, 2 mm kalınlığındaki örneklerin ise anlamlı bir azalma gösterdiği görüldü (p <0.05).

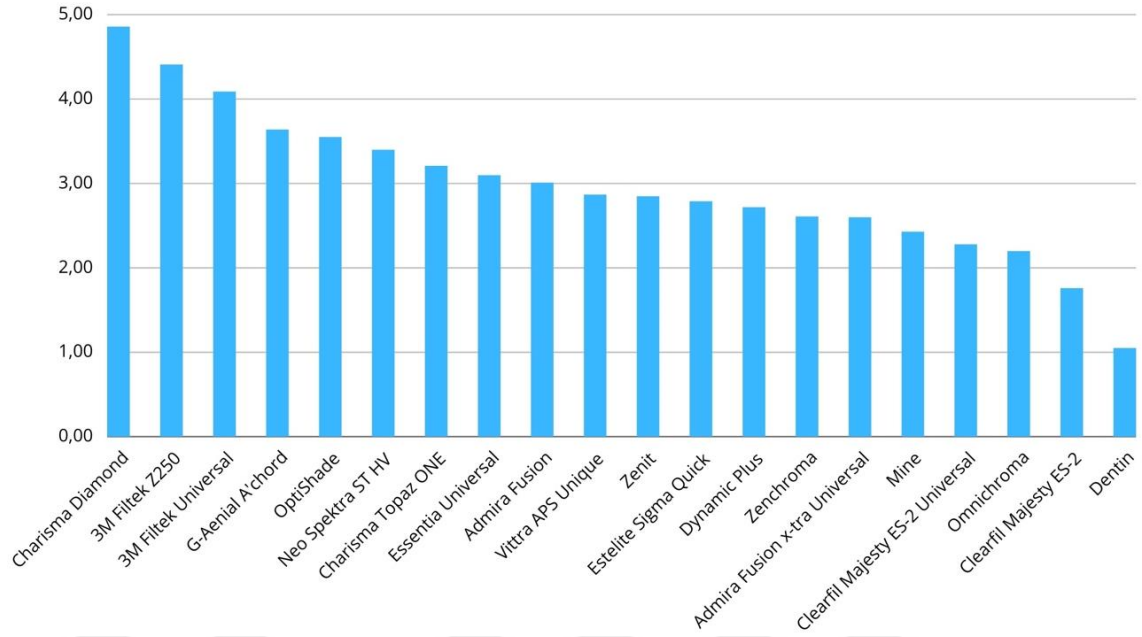
En yüksek radyoopasite değerine sahip olan materyal Charisma Diamond olarak bulundu. Termal siklus öncesi test edilen 1 mm kalınlığındaki örneklerden en düşük radyoopasite değerine sahip materyal Omnichroma (1,59±0,13 mm Al) olarak bulundu (Şekil 4.1.). Diğer parametrelerde Clearfil Majesty ES-2 en düşük radyoopasite değerini gösterdi (Şekil 4.2.) (Şekil 4.3.) (Şekil 4.4.). Test edilen 1 mm ve 2 mm kalınlığında tüm materyaller ile mine ve dentinin termal siklus öncesi (TSÖ) ve termal siklus sonrası (TSS) sonrası Al eşdeğeri cinsinden radyoopasiteleri ise şekil 4.5.'te ayrıntılı olarak sunulmuştur.



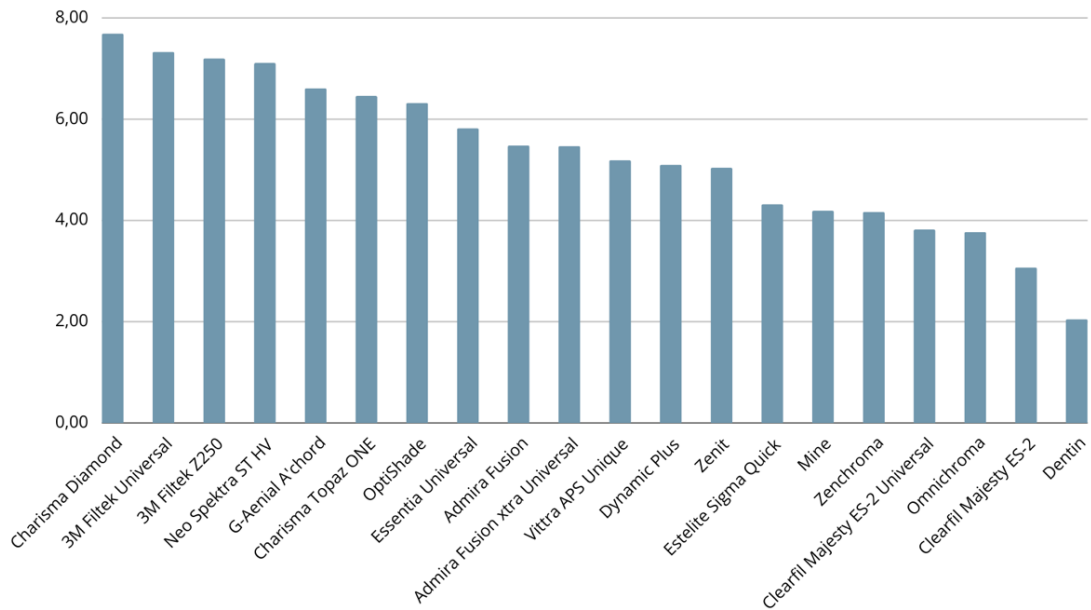
Şekil 4.1. Test edilen 1 mm kalınlığındaki materyallerin Al eş değerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması



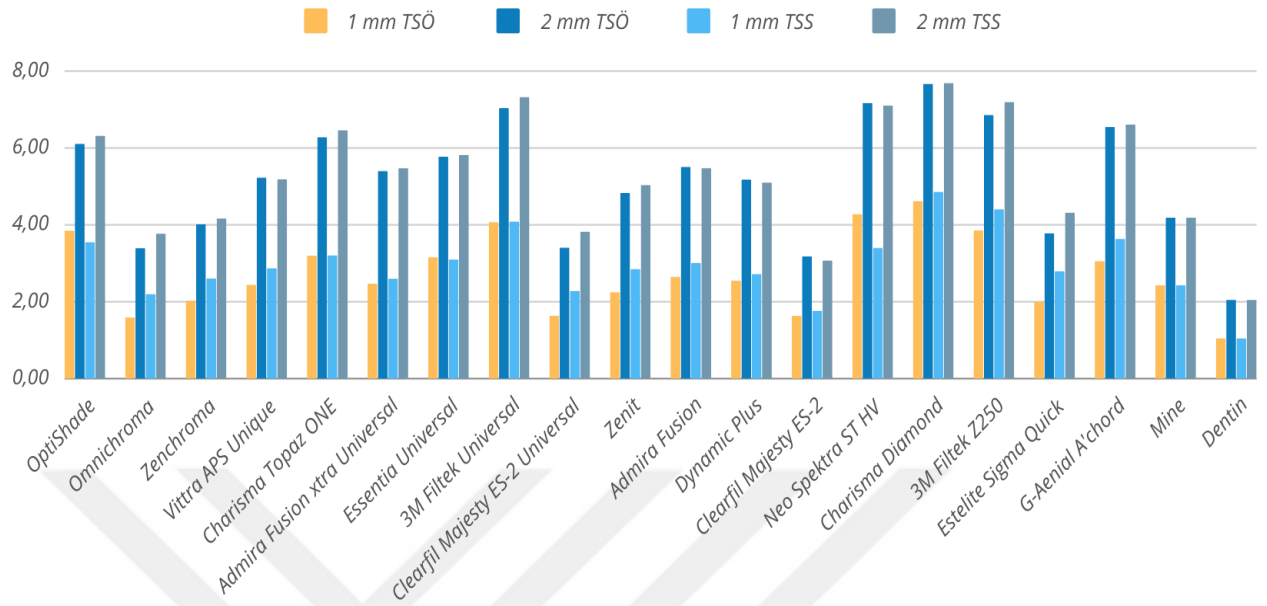
Şekil 4.2. Test edilen 2 mm kalınlığındaki materyallerin Al eş değerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması



Şekil 4.3. Test edilen 1 mm kalınlığındaki materyallerin Al eşdeğerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması



Şekil 4.4. Test edilen 2 mm kalınlığındaki materyallerin Al eşdeğerlerinin en yüksek radyoopasite değerinden en düşük radyoopasite değerine doğru sıralaması



Şekil 4. 5. 1 mm ve 2 mm kalınlığında tüm materyaller ile mine ve dentinin termal siklus öncesi (TSÖ) ve termal siklus sonrası (TSS) sonrası Al eşdeğeri cinsinden radyoapasite değerleri

Tek yönlü ANOVA analizi sonuçları, materyallerin radyoapasitesinin kompozit tipinden anlamlı derecede etkilendiğini göstermiştir ($p < 0.05$). Materyallere ilişkin tek yönlü ANOVA analizinin ayrıntılı sonuçları ayrıntılı olarak gösterilmiştir (Tablo 4.2.) (Tablo 4.3.) (Tablo 4.4.) (Tablo 4.5.).

Tablo 4.2. Termal siklus öncesi 1 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Materyal	Mine	Dentin	OS	OC	ZC	VU	CTO	AX	EU	FU	CU	Zenit	AF	DP	CM	NS	CD	FZ250	ESQ	GA
Mine		0,000	0,000	0,000	0,406	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,986	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,268	0,004
Dentin	0,000		0,000	0,034	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,009	0,000	0,000	0,000	0,014	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
OS	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,003	0,000	0,001	0,993	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,261	0,000	1,000	0,000	0,000
OC	0,000	0,034	0,000		0,188	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,002	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,300	0,000
ZC	0,406	0,000	0,000	0,188		0,342	0,000	0,212	0,000	0,000	0,415	0,991	0,006	0,054	0,342	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000
VU	1,000	0,000	0,000	0,000	0,342		0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,999	0,993	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,219	0,005
CTO	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000		0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,029	0,003	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	1,000
AX	1,000	0,000	0,000	0,000	0,212	1,000	0,000		0,001	0,000	0,000	0,991	0,999	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,126	0,011
EU	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	1,000	0,001		0,000	0,000	0,000	0,068	0,007	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	1,000
FU	0,000	0,000	0,993	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,994	0,024	0,994	0,000	0,000
CU	0,000	0,009	0,000	1,000	0,415	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,007	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,576	0,000
Zenit	1,000	0,000	0,000	0,002	0,991	0,999	0,000	0,991	0,000	0,000	0,007		0,369	0,850	0,005	0,000	0,000	0,000	0,962	0,000
AF	0,986	0,000	0,000	0,000	0,006	0,993	0,029	0,999	0,068	0,000	0,000	0,369		1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	0,325
DP	1,000	0,000	0,000	0,000	0,054	1,000	0,003	1,000	0,007	0,000	0,000	0,850	1,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,028	0,060
CM	0,000	0,014	0,000	1,000	0,342	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,005	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,494	0,000
NS	0,000	0,000	0,261	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,994	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,647	0,276	0,000	0,000
CD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,024	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,647		0,000	0,000	0,000
FZ250	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,001	0,994	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,276	0,000		0,000	0,000
ESQ	0,268	0,000	0,000	0,300	1,000	0,219	0,000	0,126	0,000	0,000	0,576	0,962	0,003	0,028	0,494	0,000	0,000	0,000		0,000
GA	0,004	0,000	0,000	0,000	0,000	0,005	1,000	0,011	1,000	0,000	0,000	0,000	0,325	0,060	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	

Tablo 4.3. Termal siklus öncesi 2 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Materyal	Mine	Dentin	OS	OC	ZC	VU	CTO	AX	EU	FU	CU	Zenit	AF	DP	CM	NS	CD	FZ250	ESQ	GA
Mine		0,000	0,000	0,002	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	0,039	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,682	0,000
Dentin	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
OS	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	1,000	0,011	0,913	0,000	0,000	0,000	0,071	0,000	0,000	0,000	0,000	0,005	0,000	0,538
OC	0,002	0,000	0,000		0,042	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,999	0,000	0,000	0,000	0,722	0,000
ZC	1,000	0,000	0,000	0,042		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,062	0,002	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,997	0,000
VU	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	1,000	0,157	0,000	0,000	0,673	0,983	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
CTO	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,295	0,004	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,102	0,000	0,988
AX	0,000	0,000	0,011	0,000	0,000	1,000	0,000		0,782	0,000	0,000	0,105	1,000	0,999	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
EU	0,000	0,000	0,913	0,000	0,000	0,157	0,295	0,782		0,000	0,000	0,000	0,987	0,075	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003
FU	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,048	1,000	0,000	0,322
CU	0,003	0,000	0,000	1,000	0,062	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,997	0,000	0,000	0,000	0,809	0,000
Zenit	0,039	0,000	0,000	0,000	0,002	0,673	0,000	0,105	0,000	0,000	0,000		0,018	0,853	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
AF	0,000	0,000	0,071	0,000	0,000	0,983	0,003	1,000	0,987	0,000	0,000	0,018		0,921	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
DP	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,999	0,075	0,000	0,000	0,853	0,921		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
CM	0,000	0,000	0,000	0,999	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,997	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,068	0,000
NS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,282	0,957	0,000	0,058
CD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,048	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,282		0,001	0,000	0,000
FZ250	0,000	0,000	0,005	0,000	0,000	0,000	0,102	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,957	0,001		0,000	0,952
ESQ	0,682	0,000	0,000	0,722	0,997	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,809	0,000	0,000	0,000	0,068	0,000	0,000	0,000		0,000
GA	0,000	0,000	0,538	0,000	0,000	0,000	0,988	0,000	0,003	0,322	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,058	0,000	0,952	0,000	

Tablo 4.4. Termal siklus sonrası 1 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Materyal	Mine	Dentin	OS	OC	ZC	VU	CTO	AX	EU	FU	CU	Zenit	AF	DP	CM	NS	CD	FZ250	ESQ	GA
Mine		0,000	0,000	0,971	0,996	0,111	0,000	0,999	0,000	0,000	1,000	0,172	0,004	0,789	0,000	0,000	0,000	0,000	0,430	0,000
Dentin	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
OS	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,571	0,000	0,103	0,014	0,000	0,000	0,017	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	1,000
OC	0,971	0,000	0,000		0,191	0,000	0,000	0,239	0,000	0,000	1,000	0,001	0,000	0,023	0,129	0,000	0,000	0,000	0,004	0,000
ZC	0,996	0,000	0,000	0,191		0,913	0,003	1,000	0,054	0,000	0,593	0,963	0,247	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,999	0,000
VU	0,111	0,000	0,000	0,000	0,913		0,538	0,869	0,976	0,000	0,004	1,000	1,000	1,000	0,000	0,020	0,000	0,000	1,000	0,000
CTO	0,000	0,000	0,571	0,000	0,003	0,538		0,002	1,000	0,000	0,000	0,410	0,994	0,041	0,000	0,997	0,000	0,000	0,160	0,144
AX	0,999	0,000	0,000	0,239	1,000	0,869	0,002		0,040	0,000	0,669	0,937	0,197	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,997	0,000
EU	0,000	0,000	0,103	0,000	0,054	0,976	1,000	0,040		0,000	0,000	0,937	1,000	0,341	0,000	0,741	0,000	0,000	0,701	0,012
FU	0,000	0,000	0,014	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,659	0,000	0,115
CU	1,000	0,000	0,000	1,000	0,593	0,004	0,000	0,669	0,000	0,000		0,008	0,000	0,139	0,021	0,000	0,000	0,000	0,035	0,000
Zenit	0,172	0,000	0,000	0,001	0,963	1,000	0,410	0,937	0,937	0,000	0,008		0,999	1,000	0,000	0,011	0,000	0,000	1,000	0,000
AF	0,004	0,000	0,017	0,000	0,247	1,000	0,994	0,197	1,000	0,000	0,000	0,999		0,770	0,000	0,314	0,000	0,000	0,971	0,001
DP	0,789	0,000	0,000	0,023	1,000	1,000	0,041	1,000	0,341	0,000	0,139	1,000	0,770		0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000
CM	0,000	0,000	0,000	0,129	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,021	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
NS	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,020	0,997	0,000	0,741	0,000	0,000	0,011	0,314	0,000	0,000		0,000	0,000	0,002	0,941
CD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,092	0,000	0,000
FZ250	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,659	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,092		0,000	0,000
ESQ	0,430	0,000	0,000	0,004	0,999	1,000	0,160	0,997	0,701	0,000	0,035	1,000	0,971	0,001	0,000	0,002	0,000	0,000		0,000
GA	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,144	0,000	0,012	0,115	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,941	0,000	0,000	0,000	

Tablo 4. 5. Termal siklus sonrası 2 mm kalınlığındaki materyallerin radyoopasite değerlerinin tek yönlü anova analizinin p değerleri

Materyal	Mine	Dentin	OS	OC	ZC	VU	CTO	AX	EU	FU	CU	Zenit	AF	DP	CM	NS	CD	FZ250	ESQ	GA
Mine		0,000	0,000	0,831	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,928	0,004	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000
Dentin	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
OS	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	1,000	0,006	0,555	0,000	0,000	0,000	0,006	0,000	0,000	0,013	0,000	0,003	0,000	0,991
OC	0,831	0,000	0,000		0,867	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,057	0,000	0,000	0,000	0,374	0,000
ZC	1,000	0,000	0,000	0,867		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,949	0,003	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000
VU	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,994	0,132	0,000	0,000	1,000	0,993	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	0,000
CTO	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,129	0,004	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,116	0,000	0,033	0,000	1,000
AX	0,000	0,000	0,006	0,000	0,000	0,994	0,000		0,954	0,000	0,000	0,771	1,000	0,921	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
EU	0,000	0,000	0,555	0,000	0,000	0,132	0,129	0,954		0,000	0,000	0,016	0,956	0,041	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,014
FU	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,938	1,000	0,000	0,046
CU	0,928	0,000	0,000	1,000	0,949	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,029	0,000	0,000	0,000	0,533	0,000
Zenit	0,004	0,000	0,000	0,000	0,003	1,000	0,000	0,771	0,016	0,000	0,000		0,765	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,039	0,000
AF	0,000	0,000	0,006	0,000	0,000	0,993	0,000	1,000	0,956	0,000	0,000	0,765		0,918	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
DP	0,001	0,000	0,000	0,000	0,001	1,000	0,000	0,921	0,041	0,000	0,000	1,000	0,918		0,000	0,000	0,000	0,000	0,015	0,000
CM	0,000	0,000	0,000	0,057	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,029	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
NS	0,000	0,000	0,013	0,000	0,000	0,000	0,116	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,264	1,000	0,000	0,533
CD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,938	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,264		0,563	0,000	0,000
FZ250	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,033	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,563		0,000	0,242
ESQ	1,000	0,000	0,000	0,374	1,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,533	0,039	0,000	0,015	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000
GA	0,000	0,000	0,991	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,014	0,046	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,533	0,000	0,242	0,000	

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, 7 adet single-shade, 6 adet polyshade ve 5 adet simplyshade olmak üzere toplam 18 adet kompozit rezin ile mine ve dentinin 1 mm ve 2 mm kalınlıklarda termal siklus öncesi ve sonrası radyoopasiteleri incelenmiştir. Çalışmaya dahil edilen kompozit rezin materyallerin radyoopasite değerleri arasında anlamlı bir fark bulunurken, kompozit rezin kalınlığının da radyoopasite değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu görülmüştür. Bu doğrultuda “Materyal kalınlığı single-shade, simplyshade ve polyshade kompozit rezinlerin radyoopasite değerlerini etkilemez” ve “Kompozit materyallerin tipi radyoopasite değerlerini etkilemez” şeklinde kurulan boş hipotezlerimiz reddedilmiştir. Termal siklus ile yaşlandırma sonrasında Neo Spektra ST HV, G-Aenial A'chord ve Vittra APS Unique materyallerinde anlamlı değişiklik olurken, diğer materyallerde anlamlı farklılık olmamıştır. Çalışmamızın bu bulgusuna dayanarak diğer hipotezimiz ‘Termal siklus ile yaşlandırma materyallerin radyoopasite değerlerini etkilemez’ kısmen reddedilmiştir.

Radyografik inceleme diş hekimliğinde hem çürüklerin hem de restorasyonların doğru tespiti için büyük önem taşımaktadır (Oztas vd., 2012). Uygun radyoopasiteye sahip dental materyaller, özellikle proksimal bölgedeki sekonder çürüklerin, hatalı proksimal konturların ve kontakların, marjinal boşlukların ve uyumsuz marjinal adaptasyonun doğru ve kolay bir şekilde teşhis edilmesini sağlar (Imperiano vd., 2007; Oikarinen vd., 1993). Radyolojik değerlendirmenin ideal bir şekilde olması için restoratif materyallerin radyoopasitelerinin nasıl olması gerektiğine dair birçok araştırma yapılmış ve farklı görüşler ortaya konulmuştur. Düşük radyoopasiteye sahip materyallerin yanlış teşhise neden olabileceği, yüksek radyoopasite değerine sahip materyallerin ise sekonder çürüklerin veya defektlerin radyografide görünmesini engelleyebileceği söylenmiştir. Bundan dolayı, ideal bir radyografik değerlendirme için orta düzeyde radyoopasitenin önemli olduğunu bildirmişlerdir (Espelid vd., 1991; A. T. Hara vd., 2001; Kuter & Eden, 2010). Dental restoratif materyallerin radyoopasitesi Uluslararası Standartlar Örgütü (ISO) tarafından standardize edilmiştir. ISO 4049:2019'a göre, restoratif materyallerinin radyoopasitesinin aynı kalınlıktaki saf alüminyumun (≥ 98 saflıkta) radyoopasitesine eşit veya daha büyük olması gerekmektedir (Atala vd., 2019; Motohashi vd., 2010). Aynı kalınlıkta dentinin radyoopasitesinin Al ile neredeyse eşit olduğu ve minenin radyoopasitesinin Al'un radyoopasitesinin neredeyse iki katı olduğunu bildirilmiştir. Buna göre materyal en az aynı kalınlıktaki dentin dokusunun benzer veya daha yüksek radyoopasite değerine sahip olmalıdır (Turgut vd., 2003; van Dijken vd., 1989).

Radyoopasitesi yüksek materyaller, süperpozisyon nedeniyle çürük lezyonlarını teşhis edilmesini engelleyebilir (G. T & Y, 1990). Aşırı radyoopasite Mach Band etkisi olarak adlandırılan bir yanılsamaya neden olabilir. Bu fenomen, aydınlık ve karanlık bir alan arasındaki sınırın daha karanlık olarak algılanması ile ilgili optik bir yanılsamadır. Bu nedenle, materyaller mine dokusundan biraz daha büyük, optimum bir radyopasiteye sahip olmalıdır (Yeung, 2022).

Dental materyallerin kazara yutulması, solunum yollarına kaçmaları, travmatik yaralanmalarda dokuların içerisine ilerlemeleri ciddi ve bazen ölümcül yaralanmalara neden olabilir (Guelfguat vd., 2016; Price, 1986; Turgut vd., 2003). Travmatik yaralanmalarda, radyoopasite, dental materyallerin yerinin tespit edilmesini sağlayarak önemli bir rol oynar (Stanford vd., 1987).

Radyografiler, diş hekimliğinde restorasyonların kontrolü ve uzun dönem takibi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle, restoratif tedavilerde radyopak materyaller tercih edilmektedir (Haak vd., 2002). Dental materyallerin radyoopasitesi, temel olarak konvansiyonel ve dijital radyografilerle değerlendirilmektedir. Konvansiyonel filmlerde radyoopasite optik yoğunluk olarak ölçülürken, dijital sistemlerde piksel ve gri tonlar üzerinden ifade edilmektedir (Tagger & Katz, 2003). Konvansiyonel radyografi, diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılan bir yöntem olmasına rağmen, bilgisayarların yaygınlaşmasıyla birlikte dijital radyografi bu yöntemin yerini almaya başlamıştır. Dijital radyografiler, hastaya verilen radyasyon dozunun azaltılmış olması, hızlı görüntüleme sağlanması ve non-invaziv çürük teşhisi gibi avantajlar sunmaktadır (Yoshida vd., 2018). Restoratif materyallerin radyoopasitesinin ölçümü konusunda literatür konvansiyonel ve dijital radyografi teknikleri arasında çelişkili veriler sunmaktadır. Bazı kaynaklar, fosfor plak dijital sensörlerde restoratif materyallerin, geleneksel filmlere kıyasla %10-13 oranında daha radyopak görüldüğünü ileri sürmektedir (Rasimick vd., 2007). Buna karşın, bazı çalışmalar, dijital görüntüleme sistemlerinin birçok avantajına rağmen, geleneksel radyografinin mine ve rezin kompozitler arasında en net radyografik ayrımı sağladığını öne sürmektedir (Hitij & Fidler, 2013; Rv vd., 2013).

Hem tıp hem de diş hekimliği alanında, konvansiyonel radyografiden dijital radyografiye geçiş sürecinde iki yöntemi karşılaştıran birçok çalışma yapılmıştır. Syriopoulos ve arkadaşları, arayüz çürüklerini tespit edebilmek amacıyla altı farklı görüntüleme yöntemini karşılaştırmışlardır. Teşhis doğruluğu bağlamında, ikisi

konvansiyonel dördü dijital olan bu görüntüleme sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir (Syriopoulos vd., 2000). Sabbagh ve arkadaşları, konvansiyonel ve dijital yöntemi karşılaştırdığı araştırmalarında, restoratif materyallerin radyoopasite değerlerini incelemişlerdir. Araştırma sonuçlarına göre, dijital sistemlerin sunduğu tüm avantaj ve kolaylıklara rağmen, konvansiyonel sistemlerin radyoopasite değerlendirilmesinde daha üstün olduğunu ifade etmişlerdir (Sabbagh vd., 2004). Bu çalışmada, literatürdeki bulgular doğrultusunda, konvansiyonel yöntemin banyo sürecinin uzun ve zahmetli olması, görüntü detayının yetersizliği gibi olumsuzlukları göz önünde bulundurulmuş; dijital sistemlerin ise hızlı ve kaliteli görüntü elde etme imkânı sunması, ayrıca bu görüntülerin kolaylıkla saklanabilmesi gibi avantajları nedeniyle dijital sistem tercih edilmiştir. İlaveten, CCD sensörlerinin boyut sınırlamaları olması sebebiyle fosfor plak kullanımı tercih edildi. Kitagawa ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, bu yöntem ile daha ayrıntılı radyografik bilgi elde edildiği belirtilmiştir (Kitagawa vd., 2000). Bu çalışmada, fakültemizde bulunan Digora Optime tarayıcı kullanılarak görüntüler dijital ortama aktarıldı. Test edilen numunelerin radyoopasitesinin kantitatif ölçümleri için ImageJ yazılımının histogram özelliği ile numunelerin ortalama gri değeri (MGV) analiz edildi (Schindelin vd., 2015). Fosfor plaklar ince, esnek ve kablosuz sistemlerdir. Bu avantajlarının yanında, sürekli kullanıma bağlı olarak fosfor plaklarda kırılmalar oluşabilir (White & Pharoah, 2004). Bu çizikler ve kırılmalar görüntünün tanısallık kalitesini düşürür (Akçiçek vd., 2016). Araştırmamızda yeni bir fosfor plak kullanımı tercih edildi. Fosfor plakların görüntü kalitesini etkileyen birçok faktör vardır. Ekspoz-tarama arasındaki geçen zamanın uzun olması, plağın taranma işleminden önce ışığa maruz kalması bu faktörler arasında yer almaktadır. (B. G. Akdeniz vd., 2005; White & Pharoah, 2004). Yapılan bir çalışmada fosfor plakların, çekim sonrasında 10 dakika içerisinde taranması gerektiği belirtilmiştir. Film çekimi ve plakların taranması arasındaki süre arttıkça, filmlerin bazı alanlarında net olmayan görüntülerin oluştuğu veya görüntünün tamamen kaybolduğu, ayrıca kontrastın ve filmin kalitesinin düştüğü bildirilmiştir (B. G. Akdeniz vd., 2005). Çalışmamızda fosfor plaklar ışınlama sonrasında bekletilmeden hemen tarandı.

Birçok faktör radyoopasiteyi etkileyebilir, ancak dental materyallerin içeriği en önemli faktörlerden biridir (A. Hara vd., 2001; Lachowski vd., 2013). Düşük atom numarasına sahip doldurucular içeren restoratif materyaller radyolüsent olarak görünür. Silikon (silikon dioksit), kuvars, lityum ($Z=3$) ve alüminyum ($Z=13$) gibi doldurucular materyale eklendiğinde, bu durum daha düşük radyoopasite değerlerine yol açar. Üreticiler

radyoopasiteyi arttırmak için dental materyallere zirkonyum (Zr, Z=40), baryum (Ba, Z=56), çinko (Zn, Z=30), alüminyum (Al, Z=13), stronsiyum (Sr, Z=38), itriyum (Y, Z=39), iterbiyum (Yb, Z=70), iterbiyum triflorid ve lantan (La, Z= 57), silikon gibi yüksek atom numarasına sahip kimyasal elementler eklemektedirler (Jandt vd., 2002; T. T, 2009; van Aken, 1969). Kompozit rezin matriksine yüksek atom numarasına sahip kimyasal elementlerin eklenmesi, artan x-ışını emilimi ile daha yüksek radyoopasite ile sonuçlanır (Balci vd., 2023; Xu vd., 2023). En yüksek radyoopasite, atom numarası (Z) 70 olan iterbiyum ile sağlanmaktadır (Lachowski vd., 2013). Tüm bunlara ek olarak radyoopak partiküllerin termal genleşmeyi arttırdığı, silan bağlayıcı ajanı hidrolize ettiği, opasiteye neden olduğu ve kompozit malzemelerin boyutsal stabilitesinin bozulmasına yol açtığı unutulmamalıdır (Watts, 1987). Dental materyallerin bileşiminin yanında kompozitlerin rezinlerin doldurucu tipi ve yüzdesi de radyoopasiteyi etkilemektedir. Resin kompozitlerin tam kimyasal bileşimi, ticari kaygılar nedeniyle üreticiler tarafından açıkça bildirilmemekte ve gizli veri olarak tutulmaktadır. Bu nedenle, ticari resin kompozit ürünlerin tam bileşimi hakkında mevcut verilerin sınırlı olması nedeniyle dolgu maddesi içeriği ile radyoopasite sonuçları arasında ilişki kurmak tam olarak mümkün değildir (Dukic vd., 2012).

Bu tez çalışmasında Charisma Diamond tüm parametrelerde en yüksek radyoopasite değerini gösterirken, bu kompozit materyali Neo Spektra ST HV, 3M Filtek Universal ve 3M Filtek Z250 takip etmektedir. Charisma Diamond'ın ağırlıkça %81 hacimce %64 oranında doldurucu içermektedir. İlâveten, baryum, alüminyum florür cam nanopartiküller ve silika içermektedir. Neo Spektra ST HV (ağırlıkça %78–80 hacimce, %60-62 doldurucu) baryum-alüminyum-borosilikat cam ve iterbiyum florür; 3M Filtek Universal (ağırlıkça %76,5 ve hacimce %58,4 doldurucu) silika, zirkonya, iterbiyum florid nanopartikülleri; 3M Filtek Z250 (ağırlıkça %82, hacimce %60 doldurucu) silika, zirkonya partikülleri içermektedir. 3M Filtek Universal ve 3M Filtek Z250 ile yapılan başka bir çalışmada, bu materyallerin yüksek radyoopasite değeri gösterdiği ve radyoopasite değerlerinin dentin ve mine radyoopasitesinden yüksek olduğu bildirilmiştir. (Kopuz & Erçin, 2024).

Çalışmamızda kullanılan diğer materyallerden G-Aenial A'chord, OptiShade, Charisma Topaz ONE, Essentia Universal de yüksek radyoopasite değeri göstermişlerdir. G-Aenial A'chord, (ağırlıkça %82 doldurucu) silikon dioksit, stronsiyum cam; OptiShade (ağırlıkça %81, hacimce %64,5 doldurucu) silika, iterbiyum florid; Charisma Topaz ONE, (ağırlıkça %81, hacimce %64 doldurucu) silika, silisyum dioksit, Ba-Al-F Borosilikat cam;

Essentia Universal (ağırlıkça %81 doldurucu) silika, zirkonya, YbF_3 nanopartikülleri içermektedir. Bu kompozitler, ağırlıkça 3M Filtek Universal' den daha yüksek olmasına rağmen daha düşük radyoopasite değeri göstermişlerdir. Yüksek radyoopasitenin OptiShade ve Essentia Universal için iterbiyum triflorürün (YbF_3) yüksek atom numarası ve farklı YbF_3 oranları nedeniyle farklı radyoopasitelere neden olduğu düşünülmektedir (Kopuz & Erçin, 2024). Charisma Topaz ONE için Ba-Al-F Borosilikat cam; G-Aenial A'chord için ise baryum cam gibi içeriklerinden dolayı daha yüksek radyoopasite gösterdiği düşünülmektedir. Kompozit rezinlerin doldurucu tipi ve yüzdesinin radyoopasite değerleri üzerinde etkisi vardır, ancak dental materyallerin bileşimi bu değerleri etkileyen en önemli faktörlerden birisidir (A. Hara vd., 2001; Lachowski vd., 2013). Kopuz ve Erçin yaptığı çalışmada G-Aenial A'chord, Charisma Topaz ONE, Essentia Universal ve OptiShade materyallerinin çalışmamızda kullanılan kompozitler ile benzer şekilde yüksek radyoopasite değerleri gösterdiğini ve yine benzer şekilde mineden de anlamlı oranda yüksek değerler sergilediğini bildirmişlerdir (Kopuz & Erçin, 2024). Çalışmamızda kullanılan OptiShade ve G-Aenial A'chord materyallerinin radyoopasite değerleri Ağaccioğlu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer olarak mineden anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024).

Çalışmamızda kullanılan materyallerin tamamı dentinden anlamlı oranda yüksek radyoopasite değerleri göstermiştir. Clearfil Majesty ES-2 Universal, Omnichroma, Clearfil Majesty ES-2 tüm parametrelerde en düşük radyoopasite değerlerini sergilemiştir. Ancak, yine de dentinden yüksek değer göstermişlerdir. Kopuz ve Erçin, Omnichroma ve Clearfil Majesty ES-2 Universal materyallerinin radyoopasite değerlerinin dentinden daha yüksek mineden ise daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Kopuz & Erçin, 2024). Bunun yanında Clearfil Majesty ES-2 ve Clearfil Majesty ES-2 niversal kompozit rezinlerinin içeriğinin birbirine benzer olduğu (silanlanmış baryum) ve buna paralel olarak yakın radyoopasite değerleri gösterdikleri sonucuna varılabilir. Ağaccioğlu ve arkadaşları Omnichroma'nın radyoopasite değerinin dentinden yüksek mineden düşük olduğunu belirtmişlerdir (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024).

Bu çalışmada kullanılan diğer single-shade kompozit rezinler: Zenchroma (ağırlıkça %75, hacimce %53 doldurucu), Vittra APS Unique (ağırlıkça %82, hacimce %72 doldurucu), Admira Fusion x-tra Universal (ağırlıkça %84 doldurucu); polychrome kompozitler: Admira Fusion (ağırlıkça %84, hacimce %69 doldurucu), Zenit (ağırlıkça %83,

hacimce %70 doldurucu), Dynamic Plus (ağırlıkça %84, hacimce %60 doldurucu); simplyshade kompozitler: Neo Spektra ST HV (ağırlıkça %78-80, hacimce %60-62 doldurucu), Estelite Sigma Quick (ağırlıkça %82, hacimce %71 doldurucu) radyoopasite değerleri dentinden anlamlı oranda yüksek bulunmuştur. Kopuz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Zenchroma ve Vittra APS Unique materyallerinin çalışmamızla paralel olarak dentinden yüksek radyoopasite değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir (Kopuz & Erçin, 2024). Ağaccioğlu ve arkadaşlarının çalışmasında Vittra APS Unique'nin Al eş değerinin çalışmamızla benzer (5.2) olduğu görülmüştür ve radyoopasite değerlerinin mineden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024). Gündoğdu ve Akgül yaptığı çalışmada Estelite Sigma Quick materyalinin radyoopasite değerinin dentinden yüksek mineden düşük olduğunu bildirmişlerdir (Gündoğdu & Akgül, 2023).

Sarıdağ ve arkadaşları (Sarıdağ vd., 2015) direkt ve indirekt rezin kompozitlerin radyoopasite değerlerinin materyal kalınlığına, markasına ve tipine göre değiştiğini; 2 mm kalınlığındaki rezin kompozitlerin 1 mm kalınlığındaki rezin kompozitlere göre daha yüksek radyoopasite değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamız, malzemelerin kalınlığı arttıkça radyoopasite değerlerinin de arttığını desteklemektedir.

Radyoopasite ile ilgili çalışmalarda, dental materyaller çoğunlukla diş kesiti (mine, dentin) ve alüminyum (Al) ile karşılaştırılarak incelenmektedir (Lachowski vd., 2013). Bu araştırmada, MGv (Mean Grey Value) değerleri, Vivan ve arkadaşları tarafından önerilen denklemin uyarlanması kullanılarak milimetre alüminyuma (mm Al) dönüştürülmüştür (Vivan vd., 2009). Çok sayıda materyalin radyoopasitesini karşılaştırmayı hedefleyen çalışmalarda araştırmacılar numuneleri tek bir radyografiye sığdırabilmek için hazırladıkları kalıpların çaplarını küçültmüşlerdir. Tuncer ve arkadaşları, numunelerini hazırlamak için 4 mm çapında ve 2 mm derinliğinde teflon kalıplar kullanmışlardır (Tuncer vd., 2017). Ağaccioğlu ve arkadaşları 5 mm çapında 2 mm derinliğinde kalıpları kullanarak örneklerini hazırlamışlardır (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024). Bu bilgiler doğrultusunda 18 adet kompozit rezini karşılaştıracığımız çalışmamızda, 5 mm çapında 1 ve 2 mm kalınlığındaki numunelerimiz, paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak hazırlandı. Hata payını en aza indirmek amacıyla film sayısını en az seviyede tutmak amaçlanmıştır. Tüm örneklerden birer adet ve diş kesiti, tek bir fosfor plak üzerine yerleştirilmiştir. 1 mm kalınlığındaki örneklerden beş ve 2 mm kalınlığındaki örneklerden beş olmak üzere toplam on adet radyografi alındı.

Radyografik pozlama süresi ve obje-ışın mesafesindeki değişiklikler, restoratif materyallerin radyoopasitesini etkileyen faktörler arasındadır. ISO standartları, obje-ışın

kaynağı mesafesini 300 mm (± 10 mm) olarak tavsiye etmektedir. Ayrıca, literatürde incelenen radyoopasite çalışmalarında, obje-ışın kaynağı mesafesini sıklıkla 30 cm olarak tercih ettikleri görülmüştür (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024; Grech vd., 2013; I vd., 2015; ISO 6876, t.y.; Sarıdag vd., 2015). Kopuz ve Erçin değişen hedef mesafesinin, ölçülen on bir farklı kompozit materyalin radyopasitelerini etkilemediğini belirtmiştir (Kopuz & Erçin, 2024). Gu ve arkadaşları yaptığı çalışmada da farklı pozlama süreleri ve obje-ışın mesafesindeki değişikliklerin üç farklı materyalin radyopasitesini değerini etkilemediğini ifade etmiştir (Gu vd., 2006). Babaier ve Aldeeb çalışmalarında 40 cm obje-ışın kaynağı mesafesini tercih ederken, Tanomaru ve arkadaşları 33,5 cm'lik obje-ışın kaynağı mesafesi kullanmışlardır (Babaier vd., 2022; Guerreiro-Tanomaru vd., 2009). Literatürdeki bilgiler doğrultusunda en iyi sonuçların en az 30 cm'lik bir obje-ışın kaynağı mesafesi ve uzun kon paralel tekniği ile elde edildiği sonucundan yola çıkarak bu çalışmamızda fokal spot- film mesafesini 30 cm olarak kullandık (van Aken, 1969).

Radyografinin görüntü kalitesini ve radyoopasiteyi etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Kullanılan filmin yapısı ve hızı, tercih edilen dijital sistem, X ışınının voltajı ve miliamperi bu faktörlerden bazılarıdır. Bununla birlikte, en önemli faktörlerden biri kilovoltajdır. (Manson-Hing, 1961). Kilovoltajın görüntü kalitesine etkisini inceleyen çok sayıda çalışma yapılmıştır. Fitzgerald, yaptığı çalışmada yüksek kilovoltajda kontrastın azalmasına bağlı olarak dokulardaki görüntülerin daha detaylı ve kaliteli olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle, yüksek kilovoltaj kullanımını önermiştir (Fitzgerald, 1950). Literatürdeki radyoopasite çalışmalarında çeşitli kilovoltaj ve miliamper değerleri kullanılmıştır. Ancak, 60-75 kVp ve 7-10 mA değerleri, sıkça tercih edilen radyografi aralığı olarak öne çıkmıştır (Ağaccioğlu & Yılmaz, 2024; Kopuz & Erçin, 2024; Lachowski vd., 2013; Yaylacı vd., 2021). Işınlama süreleri kVp değerlerine göre değişmiştir. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirdiğimiz çalışmada Digora fosfor plağı, BELMONT PHOT-X II (Osaka, Japonya) röntgen cihazı kullanılarak 60 kVp, 7 mA'da 0.20 sn süre ile ışınlama ile radyografik prosedür gerçekleştirildi.

Kompozit rezinler ağız ortamında tam anlamıyla stabil değildir. Ağız içindeki değişikliklere bağlı olarak, kompozit rezinlerde su emilimi gerçekleşebilir veya materyalin çözünmesi meydana gelebilir. Su emilimi ve çözünürlük üzerinde birçok faktör etkili olmaktadır. Bu faktörler arasında doldurucunun yapısı ve miktarı, kullanılan monomerin tipi ile sıvının kimyasal özellikleri yer almaktadır (Ferracane, 2006). Hidrofilik içeriği yüksek olan rezinlerde, su emilim oranının arttığı belirtilmiştir (Fontes vd., 2009; Rahim vd., 2012). TEGDMA, Bis-GMA ve UDMA, suya afinitesi bulunan ve yapılarında polar gruplar

bulunduran monomerlerdir. Bu polar gruplar, materyalin hidrofilitesini artırmaktadır. Bu monomerler arasında TEGDMA, diğer iki monomere kıyasla daha hidrofilik bir yapıya sahiptir (Ayatollahi vd., 2015; da Silva vd., 2008; Rahim vd., 2012). Doldurucu miktarının yüksek olduğu kompozit rezinlerin su emilim oranının düşük olduğu bildirilmiştir (Ferracane, 2006). Monomerlerin su emilimi ve çözünürlüğünün, materyallerin kimyasal özelliklerini etkilediği gibi radyoopasite gibi fiziksel özellikler üzerinde de etkili olabileceği düşünülmektedir (Junqueira vd., 2018). Çalışmamızda kullanılan materyaller farklı oranlarda doldurucu ve monomer içermektedir. Bu durum, termal siklus ile yaşlandırılan materyallerin radyoopasitesinde meydana gelen değişimlerin farklılık göstermesini açıklayabilir. Tuncer ve arkadaşları, 22 restoratif materyalin radyoopasitesini inceledikleri çalışmada, materyallerin 6 aylık distile suda bekletilmesi sonucunda 13 materyalin radyoopasite değerlerinde artış, 9 materyalin ise radyoopasite değerlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir (Tuncer vd., 2017). Junquera ve arkadaşları, farklı yaşlandırma prosedürlerine tabi tutulan yapıştırıcı simanların radyoopasitesini inceledikleri çalışmada, hem termal siklusa maruz bırakılan grupta hem de 1 yıl boyunca suda bekletilen gruptaki materyallerin radyoopasite değerlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir (Junqueira vd., 2018). Yumuşak dokular, ağız sıvıları, ısı ve diğer dental yapılar gibi birçok faktör, kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirdiği gibi, materyallerin radyoopasitelerini de etkilemektedir. Söderholm ve arkadaşları rezin kompozitlerin suda saklanması durumunda, cam partiküllerin korozyonuyla rezin bazlı kompozit doldurucularından iyon sızıntısının olabileceğini öne sürmüş ve bu durumu "stres-korozyon" teorisiyle açıklamışlardır (Söderholm, 1983). Dolayısıyla, silikon, baryum, stronsiyum ve sodyum iyonlarının suyla temas ettiği durumda bu iyonların materyaldan sızması, materyalin radyoopasitesinde değişikliğe yol açabileceği düşünülebilir.

. Bu çalışmamızda 1 mm ve 2 mm kalınlığındaki 18 adet kompozit rezinin termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası radyoopasiteleri test edilmiştir. Neo Spektra ST HV materyalinin termal siklus sonrası istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük radyoopasite değerleri gösterdiği görülmüştür. G-Aenial A'chord kompozit rezininin termal siklus işlemi sonrasında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek radyoopasite değerleri sergilediği tespit edilmiştir. Vittra APS Unique materyali incelendiğinde ise 1 mm kalınlığındaki örneklerin termal siklus sonrası radyoopasite değerlerinde anlamlı bir artış gözlemlenirken, 2 mm kalınlığındaki örneklerin ise anlamlı bir azalma gösterdiği görülmüştür. Estelite Sigma Quick, Zenit, Charisma Diamond, Omnichroma, Zenchroma, Charisma Topaz ONE, Admira Fusion x-tra Universal, 3M Filtek Universal ve Clearfil

Majesty ES-2 Universal materyallerinin ise yaşlandırma sonrası daha yüksek radyoopasite değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. 3M Filtek Z250 materyali hem başlangıçta hem de yaşlandırma sonrası, mineden daha yüksek radyoopasite değerleri göstermiştir. Tuncer ve arkadaşları, 3M Filtek Z250 materyalinin hem başlangıçta hem de altı aylık yaşlandırma sonrasında süt minesinden yüksek radyoopasite değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (Tuncer vd., 2017). Materyallerin bileşenleri çözünebilir veya materyal suyu emebilir. Üreticiler, çoğu materyalin çözünmez olduğunu savunsa da, yapılan pek çok araştırma materyalin genellikle çözünür olduğunu göstermiştir (da Silva vd., 2024; Rahim vd., 2012; Toledano vd., 2003). Ancak yaşlandırmayla ilgili fazla çalışma yapılmadığı görölmüştür ve bu durum materyallerin yaşlandırılmadan önce ve sonrasındaki bileşenleriyle ilgili daha fazla çalışma yapılmasını gerekli kılmaktadır.



6. SONUÇ

Bu araştırma kapsamında elde ettiğimiz sonuçlar şu şekildedir:

1. Restoratif materyallerin radyoopasite değerleri materyallerin yapısal özelliklerinden, bileşimlerinden ve türünden etkilenir.
2. Bu çalışmada test edilen numunelerin dentinden daha radyoopak olduğu bulunmuştur, ilaveten kullanılan tüm kompozit rezinler ISO standartlarını karşılamıştır.
3. Materyal kalınlığı restoratif materyallerin radyoopasite değerlerini etkilemiştir. 2 mm kalınlığındaki kompozitler daha fazla radyoopasite değeri göstermiştir.
4. Charisma Diamond çalışmadaki en yüksek radyoopasite değerine sahip materyal olarak tespit edilmiştir.
5. Termal siklus ile yaşlandırma sonrasında numunelerin radyoopasite değerlerinde değişiklik görülmüştür. Termal siklus sonrası test edilen tüm materyaller radyoopasite eşik seviyesi ile ilgili ISO gerekliliklerini karşılamıştır.

7.KAYNAKÇA

- Abdalla, A. I., El Zohairy, A. A., Aboushelib, M. M. N., & Feilzer, A. J. (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*, 20(4), 250-254.
- Abdelraouf, R. M., & Habib, N. A. (2016). Color-Matching and Blending-Effect of Universal Shade Bulk-Fill-Resin-Composite in Resin-Composite-Models and Natural Teeth. *BioMed Research International*, 2016, 4183432. <https://doi.org/10.1155/2016/4183432>
- Ağaccioğlu, M., & Yılmaz, M. N. (2024). The radiopacity of single-shade composite resins: A comparative evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(3), 527-533. <https://doi.org/10.1111/jerd.13195>
- Ahmed, M. A., Jouhar, R., & Khurshid, Z. (2022). Smart Monochromatic Composite: A Literature Review. *International Journal of Dentistry*, 2022, 2445394. <https://doi.org/10.1155/2022/2445394>
- Akçiçek, G., Çağırankaya, L. B., & Avcu, N. (2016). FOSFOR PLAK SİSTEMLERİNDE KARŞILAŞILAN TEMEL SORUNLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4), Article 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 Endodontics*, 99(5), 603-607. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.10.021>
- Akdeniz, D. B. G. (t.y.). *MODERN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ (II)*.
- Akkaya, N. (2010). Dijital Görüntüleme Teknikleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 1(2), 14-25.
- Altınışık, H., & Özyurt, E. (2023). Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of different single-shade resin composites to human teeth of various shades. *Clinical Oral Investigations*, 27(2), 889-896. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04737-x>
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), Article 1.
- Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. Saunders.
- Atala, M. H., Atala, N., Yeğin, E., & Bayrak, S. (2019). Comparison of radiopacity of current restorative CAD/CAM blocks with digital radiography. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 31(1), 88-92. <https://doi.org/10.1111/jerd.12429>
- Au, Y., Sy, T., Ly, Z., & Hk, L. (2002). Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27(3). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12022457/>
- Ayatollahi, M. R., Yahya, M. Y., Karimzadeh, A., Nikkhooyifar, M., & Ayob, A. (2015). Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 54, 69-75. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.05.004>
- Babaier, R. S., Aldeeb, M. S., Silikas, N., & Watts, D. C. (2022). Is the radiopacity of CAD/CAM aesthetic materials sufficient? *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 38(6), 1072-1081. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.04.025>
- Balci, M., Turkun, L. S., Boyacıoğlu, H., Guneri, P., & Ergucu, Z. (2023). Radiopacity of Posterior Restorative Materials: A Comparative In Vitro Study. *Operative Dentistry*, 48(3), 337-346.

<https://doi.org/10.2341/22-042-L>

Benz, C., & Mouyen, F. (1991). Evaluation of the new RadioVisioGraphy system image quality. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 72(5), 627-631. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(91\)90505-7](https://doi.org/10.1016/0030-4220(91)90505-7)

Bloxom, R. M., & Manson-Hing, L. R. (1986). The accuracy of an x-ray film quality-assurance step-wedge test. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 62(4), 449-458. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(86\)90296-3](https://doi.org/10.1016/0030-4220(86)90296-3)

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: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(12), 1144-1150. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.08.003>

Bouschlicher, M. R., Cobb, D. S., & Boyer, D. B. (1999). Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Operative Dentistry*, 24(1), 20-25.

Braga, S. R. M., Vasconcelos, B. T., Macedo, M. R. de P., Martins, V. R. G., & Sobral, M. A. P. (2007). Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 38(4), e189-194.

Brennan, J. (2002). An introduction to digital radiography in dentistry. *Journal of Orthodontics*, 29(1), 66-69. <https://doi.org/10.1093/ortho/29.1.66>

Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-479.

Craig RG. (2001). *Restorative Dental Materials* (ed 11). Mosby Elsevier.

Culbertson, B. M., Wan, Q., & Tong, Y. (1997). Preparation and Evaluation of Visible Light-Cured Multi-Methacrylates for Dental Composites. *Journal of Macromolecular Science, Part A*, 34(12), 2405-2421. <https://doi.org/10.1080/10601329708010056>

Curry, T. S., Dowdey, J. E., & Murry, R. C. (1990). *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Lippincott Williams & Wilkins.

Çağlayan, F., & Harorlı, A. (2001). *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi* (1-pp :438).

Çağlayan, F., & Harorlı, A. (2019). DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.428209>

da Silva, E. M., Almeida, G. S., Poskus, L. T., & Guimarães, J. G. A. (2008). Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 16(2), 161-166. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572008000200015>

da Silva, E. M., Amaral, C. M., Jardim, R. N., Barbosa, M. P., & Rabello, T. B. (2024). Influence of Specimen Dimension, Water Immersion Protocol, and Surface Roughness on Water Sorption and Solubility of Resin-Based Restorative Materials. *Materials (Basel, Switzerland)*, 17(5), 984. <https://doi.org/10.3390/ma17050984>

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

Dayangaç B. (2011). *Kompozit restorasyonlar*. Quintessence yayıncılık.

Dentistry. Polymer-based filling, restorative and luting materials: (2009). BSI British Standards. <https://doi.org/10.3403/02101306>

Dietschi, D., & Fahl, N. (2016). Shading concepts and layering techniques to master direct anterior composite restorations: An update. *British Dental Journal*, 221(12), 765-771. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2016.944>

- Duckworth, J. E., Judy, P., Goodson, J., & Socransky, S. (1983). *Method for the Geometric and Densitometric Standardization of Intraoral Radiographs*. *Journal of Periodontology* (1-pp:435–440).
- Dukic, W. (2019). Radiopacity of Composite Luting Cements Using a Digital Technique. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 28(2), e450-e459. <https://doi.org/10.1111/jopr.12578>
- Dukic, W., Delija, B., Derossi, D., & Dadic, I. (2012). Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dental Materials Journal*, 31(1), 47-53. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-119>
- DUYAR, U. (t.y.). *DİJİTAL GÖRÜNTÜ TEKNOLOJİLERİ*.
- El-Araby, A. M., & Talic, Y. F. (2007). The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(2), 17-24.
- Espelid, I., Tveit, A. B., Erickson, R. L., Keck, S. C., & Glasspoole, E. A. (1991). Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 7(2), 114-117. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(91\)90056-5](https://doi.org/10.1016/0109-5641(91)90056-5)
- Fahl, N. (2012). Single-shaded direct anterior composite restorations: A simplified technique for enhanced results. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 33(2), 150-154.
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(3), 211-222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.005>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Fitzgerald, G. M. (1950). Dental Roentgenography IV. The Voltage Factor (kv. P.). *The Journal of the American Dental Association*, 41(1), 19-28. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1950.0137>
- Fontes, S. T., Fernández, M. R., de Moura, C. M., & Meireles, S. S. (2009). Color stability of a nanofill composite: Effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 17(5), 388-391. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572009000500007>
- Forsten, L. (1998). Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*, 19(6), 503-508. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00130-0](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00130-0)
- Frócs-Salgado, N. R. de G., Gajewski, V., Ornaghi, B. P., Pfeifer, C. S. C., Meier, M. M., Xavier, T. A., & Braga, R. R. (2015). Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*, 103(2), 160-168. <https://doi.org/10.1007/s10266-014-0153-6>
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00037-2)
- Garoushi, S., Vallittu, P., & Lassila, L. (2019). Mechanical properties and radiopacity of flowable fiber-reinforced composite. *Dental Materials Journal*, 38(2), 196-202. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-102>
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 29(2), e20-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.007>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.004>
- Guelfguat, M., Dipoce, J., & Dipoce, J. (2016). A dental nightmare, resolved: What a radiologist needs to know when consulted about ingestion of dental foreign body material. *BJR Case Reports*, 2(2), 20150166. <https://doi.org/10.1259/bjrcr.20150166>

- 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. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242009000200005>
- Gul, P., Çağlayan, F., Akgul, N., & Akgul, H. M. (2017). Comparison of radiopacity of different composite resins. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 20(1), 17-20. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.209071>
- Gündoğdu, C., & Akgül, S. (2023). Radiopacity evaluation of different types of resin restorative materials using a digital radiography system. *Oral Radiology*, 39(4), 646-653. <https://doi.org/10.1007/s11282-023-00679-6>
- 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. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2002.21271.x>
- Haak, R., Wicht, M. J., & Noack, M. J. (2001). Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions. *Caries Research*, 35(3), 193-199. <https://doi.org/10.1159/000047455>
- Hara, A., Serra, M., & Rodrigues-Júnior, A. (2001). Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Brazilian dental journal*, 12, 85-89.
- Hara, A. T., Serra, M. C., Haite-Neto, F., & Rodrigues, A. L. (2001). Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *American Journal of Dentistry*, 14(6), 383-386.
- Harorlı, A., akgül, murat, & dağistan, saadettin. (2014). *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Harorli, A., akgül, murat, & dağistan, saadettin. (2006). *Dişhekimliği Radyolojisi* (1. baskı). ESER OFSET.
- Hildebolt, C. F., Couture, R. A., & Whiting, B. R. (2000). Dental photostimulable phosphor radiography. *Dental Clinics of North America*, 44(2), 273-297, vi.
- Hitij, T., & Fidler, A. (2013). Radiopacity of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, 17(4), 1167-1177. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0797-y>
- Holter D, Frey H, Mulhaupt R. (1997). *Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. a systematic route to low shrinkage composites* (1-pp:84-85). Polymer Preprints.
- I, K., A, N., & J, C. (2015). Investigation of a novel mechanically mixed mineral trioxide aggregate (MM-MTATM). *International Endodontic Journal*, 48(8). <https://doi.org/10.1111/iej.12373>
- 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. <https://doi.org/10.2341/12-395-L>
- Imperiano, M. T., Khoury, H. J., Pontual, M. L. A., Montes, M. A. J. R., & Silveira, M. M. F. (2007). Comparative radiopacity of four lowviscosity composites. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 6(20), Article 20. <https://doi.org/10.20396/bjos.v6i20.8642965>
- Ismail, E. H., & Paravina, R. D. (2022). Color adjustment potential of resin composites: Optical illusion or physical reality, a comprehensive overview. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 42-54. <https://doi.org/10.1111/jerd.12843>
- ISO 6876:2012. (T.y.). ISO. Geliş tarihi 13 Ekim 2024, gönderen <https://www.iso.org/standard/45117.html>
- Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 20(9), 789-795. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.11.009>
- Iyer, R. S., Babani, V. R., Yaman, P., & Dennison, J. (2021). Color match using instrumental and visual methods for single, group, and multi-shade composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 33(2), 394-400. <https://doi.org/10.1111/jerd.12621>

- Jandt, K. D., Al-Jasser, A. M. O., Al-Ateeq, K., Vowles, R. W., & Allen, G. C. (2002). Mechanical properties and radiopacity of experimental glass-silica-metal hybrid composites. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(6), 429-435. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00064-1](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00064-1)
- Johnson, O. N., & Thomson, E. M. (2007). *Essentials of Dental Radiography for Dental Assistants and Hygienists*. Pearson Prentice Hall.
- Junqueira, R. B., Carvalho, R. F., Yamamoto, F. A. G. F., Almeida, S. M., & Verner, F. S. (2018). Evaluation of Radiopacity of Luting Cements Submitted to Different Aging Procedures. *Journal of Prosthodontics*, 27(9), 853-859. <https://doi.org/10.1111/jopr.12989>
- Kamburoğlu, K., & Paksoy, C. S. (2010). Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 16(2), 164-173.
- Kantor, M. L. (2005). Dental digital radiography: More than a fad, less than a revolution. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 136(10), 1358, 1360, 1362. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2005.0040>
- Kitagawa, H., Farman, A. G., Scheetz, J. P., Brown, W. P., Lewis, J., Benefiel, M., & Kuroyanagi, K. (2000). Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 29(5), 272-276. <https://doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600532>
- Kopuz, D., & Erçin, Ö. (2024). The radiographic evaluation of 11 different resin composites. *Odontology*, 112(2), 428-434. <https://doi.org/10.1007/s10266-023-00854-5>
- Korkut, B., Tarçın, B., Atalı, P. Y., & Özcan, M. (2023). Introduction of a New Classification for Resin Composites with Enhanced Color Adjustment Potential. *Current Oral Health Reports*, 10(4), 223-232. <https://doi.org/10.1007/s40496-023-00351-2>
- Körner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K.-J., Reiser, M. F., & Treitl, M. (2007). Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 27(3), 675-686. <https://doi.org/10.1148/rg.273065075>
- Kurt, H., & Nalcaci, R. (2016). İntraoral Dijital Görüntüleme Sistemleri: Direkt Sistemler, CCD, CMOS, Düz Panel Dedektörler, İndirekt Sistemler, Yarı Direkt Dijital Görüntüleme, Fosfor Plak Taramaları. *Türkiye Klinikleri Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Özel Dergisi*, 2, 4-9.
- Kuter, D. B., & Eden, P. D. E. (2010). RESTORATİF CAM İYONOMER SİMANLARIN RAYOOPASİTELERİNİN İKİ FARKLI TEKNİKLE KARŞILAŞTIRILMASI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(1), Article 1.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 15(2), 128-137. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00022-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00022-6)
- Lachowski, K., Botta, S., Lascala, C., Matos, A., & Sobral, M. (2013). Study of the radio-opacity of base and liner dental materials using a digital radiography system. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(2), 20120153. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20120153>
- Langlais, R. P. (2004). *Exercises in Oral Radiology and Interpretation* (1-pp:67-71). Saunders.
- Langland, O. E., Sippy, F. H., & Langlais, R. P. (1984). *Textbook of Dental Radiology*. Thomas.
- Li, H., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 18(3), 189-196. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00081-1](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00081-1)
- Lucena, C., Ruiz-López, J., Pulgar, R., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2021). Optical behavior of one-

shaded resin-based composites. *Dental Materials*, 37(5), 840-848.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.02.011>

Makvandi, P., Jamaledin, R., Jabbari, M., Nikfarjam, N., & Borzacchiello, A. (2018). Antibacterial quaternary ammonium compounds in dental materials: A systematic review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 34(6), 851-867. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.014>

Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 353-361.
[https://doi.org/10.1002/1097-4636\(2000\)53:4<353::aid-jbm9>3.0.co;2-b](https://doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<353::aid-jbm9>3.0.co;2-b)

Manson-Hing, L. R. (1961). An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminum. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 14(12), 1456-1472. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(61\)90248-1](https://doi.org/10.1016/0030-4220(61)90248-1)

Miletic, V. (2018). *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Springer International Publishing.

Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 134(10), 1382-1390.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0054>

Mjör, I. A. (1998). The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 29(5), 313-317.

Moszner, N., & Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *Int. J. of Nanotechnology*, 1, 130-156. <https://doi.org/10.1504/IJNT.2004.003723>

Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 26(4), 535-576. [https://doi.org/10.1016/S0079-6700\(01\)00005-3](https://doi.org/10.1016/S0079-6700(01)00005-3)

Motohashi, J., Furukawa, S., Shimoda, S., & Tsurumoto, A. (2010). Transition of Fluoride into Tooth Substance from Sustained Fluoride-Releasing Sealant—In vitro Evaluation-. *Journal of Hard Tissue Biology*, 19(3), 195-202. <https://doi.org/10.2485/jhtb.19.195>

Nelsen, R. J., Wolcott, R. B., & Paffenbarger, G. C. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 44(3), 288-295.
[https://doi.org/10.1016/s0002-8177\(52\)43006-8](https://doi.org/10.1016/s0002-8177(52)43006-8)

Noort, R. van. (2013). *Introduction to Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.

O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection* (3rd ed). Quintessence Pub. Co.

Oikarinen, K. S., Nieminen, T. M., Mäkäraäinen, H., & Pyhtinen, J. (1993). Visibility of foreign bodies in soft tissue in plain radiographs, computed tomography, magnetic resonance imaging, and ultrasound. An in vitro study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 22(2), 119-124.
[https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(05\)80818-5](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(05)80818-5)

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(2), 115-122.

Önal B. (2004). *Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları* (1. Baskı). Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F., & Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417-424. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00475.x>

Parker, S., & Braden, M. (1989). Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials*, 10(2), 91-95. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(89\)90037-9](https://doi.org/10.1016/0142-9612(89)90037-9)

- Pereira Sanchez, N., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2019). Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 31(5), 465-470. <https://doi.org/10.1111/jerd.12488>
- Petrikowski, C. G. (2005). Introducing digital radiography in the dental office: An overview. *Journal (Canadian Dental Association)*, 71(9), 651.
- Poorterman, J. H., Aartman, I. H., & Kalsbeek, H. (1999). Underestimation of the prevalence of approximal caries and inadequate restorations in a clinical epidemiological study. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 27(5), 331-337. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0528.1999.tb02029.x>
- Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2006a). *Craig's Restorative Dental Materials* (1-pp:236-240). Mosby Elsevier.
- Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2006b). *Craig's Restorative Dental Materials: C. pp:248-282*. Mosby Elsevier.
- 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. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(86\)90269-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(86)90269-0)
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., & Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-675, vii. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.003>
- Rahim, T. N. A. T., Mohamad, D., Md. Akil, H., & Ab Rahman, I. (2012). Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(6), e63-70. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.03.011>
- Rasimick, B., Shah, R., Musikant, B., & Deutsch, A. (2007). Radiopacity of Endodontic Materials on Film and a Digital Sensor. *Journal of Endodontics*, 33(9), 1098-1101. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.05.005>
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Jr, E. J. S. (2006a). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (1-pp:307-344). Elsevier Health Sciences.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Jr, E. J. S. (2006b). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (1-pp:67-134). Elsevier Health Sciences.
- Rv, D., Hr, S., Rm, D., Ss, M. M. R., Ak, de A., & Ml, D. A.-P. (2013). Radiopacity of restorative composites by conventional radiograph and digital images with different resolutions. *Imaging Science in Dentistry*, 43(3). <https://doi.org/10.5624/isd.2013.43.3.145>
- Sabbagh, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2004). Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Operative Dentistry*, 29(6), 677-684.
- Santerre, J. P., Shajii, L., & Leung, B. W. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 12(2), 136-151. <https://doi.org/10.1177/10454411010120020401>
- Saridag, S., Helvacioğlu-Yigit, D., Alniacik, G., & Özcan, M. (2015). Radiopacity measurements of direct and indirect resin composites at different thicknesses using digital image analysis. *Dental Materials Journal*, 34(1), 13-18. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-181>
- Schindelin, J., Rueden, C. T., Hiner, M. C., & Eliceiri, K. W. (2015). The ImageJ ecosystem: An open platform for biomedical image analysis. *Molecular Reproduction and Development*, 82(7-8), 518-529. <https://doi.org/10.1002/mrd.22489>
- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., Silikas, N., & Watts, D. C. (2011). Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of Oral Science*, 53(4), 413-419. <https://doi.org/10.2334/josnusd.53.413>

Soğur, E., & Akdeniz, B. G. (2005). DİŞHEKİMLERİ VE DİŞHEKİMLİĞİ ÖĞRENCİLERİNİN DİJİTAL RADYOGRAFI HAKKINDAKİ BİLGİ, TUTUM VE DAVRANIŞLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ. *European Annals of Dental Sciences*, 32(3), Article 3.

Söderholm, K. J. (1983). Leaking of fillers in dental composites. *Journal of Dental Research*, 62(2), 126-130. <https://doi.org/10.1177/00220345830620020801>

Stanford, C. M., Fan, P. L., Schoenfeld, C. M., Knoeppel, R., & Stanford, J. W. (1987). Radiopacity of light-cured posterior composite resins. *Journal of the American Dental Association* (1939), 115(5), 722-724. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1987.0308>

Stewart, M. A., Gladwin, M. A., & Bagby, M. D. (2004). *Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice, and Cases*. Lippincott Williams & Wilkins.

Syriopoulos, K., Sanderink, G. C., Velders, X. L., & van der Stelt, P. F. (2000). Radiographic detection of approximal caries: A comparison of dental films and digital imaging systems. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 29(5), 312-318. <https://doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600553>

T, G., & Y, G. (1990). Radiographic detection of recurrent carious lesions associated with composite restorations. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 70(2). [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(90\)90126-d](https://doi.org/10.1016/0030-4220(90)90126-d)

T, T. (2009). Radiopacity of conventional, resin-modified glass ionomer, and resin-based luting materials. *Journal of Oral Science*, 51(2). <https://doi.org/10.2334/josnusd.51.223>

Tagger, M., & Katz, A. (2003). Radiopacity of Endodontic Sealers: Development of a New Method for Direct Measurement. *Journal of Endodontics*, 29(11), 751-755. <https://doi.org/10.1097/00004770-200311000-00016>

Tanaka, T., Kamada, K., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1995). A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(4), 345-349. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80372-5](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80372-5)

Terry, D. A. (2004). Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, 16(6), 417-422.

Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Fuentes, V., Prati, C., & Garcia-Godoy, F. (2003). Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *Journal of Dentistry*, 31(1), 43-50. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00083-0](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00083-0)

Tuncer, D., Gülşahi, A., Çehreli, S. B., & Arhun, N. (2017). *Does radiopacity of restorative materials change with aging?*

Turgut, M. D., Attar, N., & Onen, A. (2003). Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 28(5), 508-514.

Türkün, L. (2015). Kompozit Resinlerde güncel yaklaşımlar. *G-magazin*, 1, 8-13.

Üçok, C. Ö., & Demirel, O. (2016). Dijital Görüntü Tanımı ve Dijital Görüntü Oluşumunda Temel Prensipler. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology- Special Topics*, 2(2), 1-3.

van Aken, J. (1969). Optimum conditions for intraoral roentgenograms. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 27(4), 475-491. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(69\)90073-5](https://doi.org/10.1016/0030-4220(69)90073-5)

van der Stelt, P. F. (2005). Filmless imaging: The uses of digital radiography in dental practice. *Journal of the American Dental Association* (1939), 136(10), 1379-1387. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2005.0051>

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. <https://doi.org/10.3109/00016358909004809>
- Vivan, R. R., Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Hungaro Duarte, M. A., & 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 Endodontics*, 108(6), e35-38. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.07.037>
- Watts, D. C. (1987). Radiopacity vs. Composition of some barium and strontium glass composites. *Journal of Dentistry*, 15(1), 38-43. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(87\)90096-0](https://doi.org/10.1016/0300-5712(87)90096-0)
- Watts, D. C., & McCabe, J. F. (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: An international survey. *Journal of Dentistry*, 27(1), 73-78. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00025-6](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00025-6)
- Whaites, E. (2002). *Essentials of Dental Radiography and Radiology* (1-pp:191-208). Churchill Livingstone.
- White, S. C., & Pharoah, M. J. (2004). *Oral Radiology: Principles and Interpretation* (1-225-244). Mosby.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 24(9), 641-658.
- Xu, X., & Burgess, J. O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14), 2451-2461. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00638-5](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00638-5)
- Xu, X., Qiu, P., Sun, M., Luo, J., Yu, P., He, L., & Li, J. (2023). Multifunctional epoxy resin-based composites with excellent flexural strength and X-ray imaging capacity using micro/nano structured QF-Bi₂SiO₅ fillers. *Journal of Materials Chemistry. B*, 11(3), 640-647. <https://doi.org/10.1039/d2tb02377f>
- Yaylacı, A., Karaarslan, E. S., & Hatırlı, H. (2021). Evaluation of the radiopacity of restorative materials with different structures and thicknesses using a digital radiography system. *Imaging Science in Dentistry*, 51(3), 261-269. <https://doi.org/10.5624/isd.20200334>
- Yeung, A. W. K. (2022). The Diagnostic Relevance and Interfaces Covered by Mach Band Effect in Dentistry: An Analysis of the Literature. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 10(4), 632. <https://doi.org/10.3390/healthcare10040632>
- Yoshida, M., Yoshihara, H., & Honda, E. (2018). History of Digital Detectors in Intraoral Radiography. *Dental Health: Current Research*, 2018. <https://doi.org/10.4172/2470-0886.1000135>
- Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180. <https://doi.org/10.1002/app.48180>

