



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü



ENDODONTİDE KULLANILAN FARKLI BİYOMATERYALLERİN RADYOOPASİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Doktora Tezi

Dt. Büşra KORKMAZ

Endodonti Anabilim Dalı

İzmir
2022

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**ENDODONTİDE KULLANILAN FARKLI
BİYOMATERYALLERİN RADYOOPASİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Büşra KORKMAZ

Danışman
Doç. Dr. B. Tuğba TÜRK SOMER

Endodonti Anabilim Dalı
Doktora Programı

İzmir
2022

Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

Başkan : Doç.Dr. B. Tuğba TÜRK SOMER

(Danışman)

Üye : Doç.Dr. Ilgın AKÇAY

Üye : Doç.Dr. Betül KARACA

Üye : Doç.Dr. Emrah KARATAŞLIOğLU

Üye : Doç.Dr. Hakan GÖKTÜRK

Üye : Dr. Seniha MİÇOOğULLARI KURT

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

Önsöz

Biyoseramikler endodontik tedaviler sırasında sıklıkla kullanılan ve avantajlarıyla tedavilerde altın standart haline gelmeye başlamış materyallerdir. Doktora eğitimim süresince hocalarımda bilgileri ışığında yaptığım vaka çalışmalarında biyoseramiklerden çokça yararlandığım için, biyoseramikler ilgi alanıma girmişlerdir. Tez konusu seçerken hem bu materyaller hakkında araştırma yaparak daha fazla bilgiye sahip olmayı hem de literature katkı sağlayacak bir çalışma yapmayı istedim. Tedavi basamakları gereği endodontik işlemler sırasında iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüleme sistemleri yoğun şekilde kullanılır. Kullanılan materyallerin dentin, kemik ve yumuşak dokudan ayırt edilebilir bir radyoopasite sergilemesi hekimler için gerekli bir standarttır. Tedavi sırasında kullanılan materyallerin radyoopasitesinin çok önemli olduğu düşüncesi ile yola çıkarak, piyasaya yeni çıkarılan materyallerin sayısının oldukça fazla olması ve bu yeni materyallerin radyoopasitesini inceleyen güncel çalışmaların az olmasını da göz önüne alarak kullanıma yeni giren biyoseramiklerin radyoopasitesini in-vitro olarak incelemeyi amaçladık. Biyoseramikler konusunda çalışmak ve bilgi edinmek isteyen meslektaşlarıma katkı sağlayabilecek bir çalışma yapmış olmak benim için mutluluk kaynağı olacaktır.

İzmir, 5.07.2022

Büşra KORKMAZ

Özet

Endodontide Kullanılan Farklı Biyomateryallerin Radyoopasitelerinin Karşılaştırılması

Amaç: Çalışmamızın amacı farklı firmalar tarafından üretilen endodontik biyoseramiklerin radyoopasitelerinin dijital radyografik görüntüler üzerinde karşılaştırılmasıdır.

Yöntem: Test materyalleri üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlandı. Örnekler arasında çap ve yükseklik standardizasyonunu sağlamak için beyaz derlin plastikten, 5 mm çapında 1 mm yüksekliğinde standart silindirik kalıplar üretilerek materyaller kalıpların içine yerleştirildi. Hidrolik kalsiyum silikat simanlar donma reaksiyonu tamamlanana kadar 37°C de 48 saat inkübe edildi. Radyografik görüntüler fosfor plaklar (Digora Optime, KaVo Dental, Germany) kullanılarak Carestream CS2100 röntgen cihazı (Carestream Dental, Atlanta, GA) ile elde edildi. Obje-ışın kaynağı mesafesi 30 cm olacak şekilde ayarlandı ve fosfor plaklar 60 kVp, 7 mA'da 0.32 sn süre ile ışınıldı. Plaklar daha sonra Digora Optime tarayıcı (Soredex, Helsinki, Finland) ile tarandı ve elde edilen görüntüler Digora for Windows yazılımı ile 8-bitt TIFF dosyası şeklinde kaydedildi. Her test örneğinin, dentinin ve alüminyum step-wedge'in her basamağının ortalama gri değerleri (MGV) bir bilgisayar programının (Adobe Photoshop 23.3.1., Adobe System, San Jose, CA, ABD) histogram özelliği kullanılarak değerlendirildi. Her örneğin ortalama optik yoğunluk birimi (ODU) ile gri değeri (MGV) Excel yazılımı (Microsoft Excel 2019 MSO, New Mexico, USA) kullanılarak penetrometre üzerinden Al mm eşdeğerlerine dönüştürüldü. İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 25,0 (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25,0. Armonk, NY. IBM Corp.) programı kullanılarak gerçekleştirildi.

Bulgular: Çalışmamızda Biodentine grubunun radyoopasitesi ortalama 4,10±0,28 mm Al (3,60-4,60 mm Al) olarak belirlendi. MM-MTA grubunun densitesi ortalama 7,12±0,66 mm Al (5,80-8,30 mm Al) şeklinde görüldü. Tehnodent Rootdent grubunun radyoopasite değeri ortalama 6,18±0,45 mm Al (5,30-6,80 mm Al) olarak bulundu. MTA BioRep grubunun radyoopasitesi ortalama 5,11±0,71 mm Al (4,10-6,20 mm Al) olarak belirlendi. MTA Angelus grubunun ortalama olarak 7,71±0,49 mm Al (6,90-

8,40 mm Al) radyoopasiteye sahip olduğu görüldü. ProRoot MTA grubunun densitesi ortalama $8,09 \pm 0,58$ mm Al (6,90-8,90 mm Al) olarak bulundu. Bio MTA+ grubunun radyoopasite değeri $8,02 \pm 0,37$ mm Al (7,30-8,60 mm Al) olarak görüldü. Endoart MTA grubunun radyoopasitesi $7,31 \pm 0,51$ mm Al (6,30-8,00 mm Al) olarak belirlendi. Dentinin ortalama olarak $1,89 \pm 0,24$ mm Al (1,40-2,20 mm Al) radyoopasite değerine sahip olduğu bulundu.

Biodentine materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm test materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olarak görüldü ($p < 0,05$). MM-MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$), diğer materyallerle ise arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p < 0,05$). Tehnodent Rootdent materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm materyallerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı görüldü ($p < 0,05$). MTA BioRep materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm materyallerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p < 0,05$). MTA Angelus materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MM-MTA, ProRoot MTA, Bio MTA+ ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p > 0,05$); Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentin gruplarıyla arasında ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık görüldü ($p < 0,05$). ProRoot MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus, Bio MTA+ ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$); Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentin arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$). Bio MTA+ materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus ve ProRoot MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$); Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Endoart MTA ve dentinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p < 0,05$). Endoart MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MM-MTA, MTA Angelus ve ProRoot MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p > 0,05$); Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Bio MTA+ ve dentin gruplarıyla ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p < 0,05$). Bütün materyallerin

radyoopasite değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde dentin dokusundan daha yüksekti ($p<0,05$).

Sonuç: Çalışmaya dahil edilen tüm materyaller ISO standardına uygun bir radyoopasite sergilerken kendi içlerinde farklı radyoopasite değerleri göstermiştir. Materyaller arasında ProRoot MTA $8,09\pm0,58$ mm Al ile en yüksek radyoopasite değerine sahipken, Biodentine $4,10\pm0,28$ mm Al ile en düşük radyoopasite değerini gösterdi. Tüm materyaller dentin dokusundan daha yüksek radyoopasite gösterdi.

Anahtar Kelimeler; endodontik biyomateryal; dijital radyografi; radyoopasite; stepwedge; MTA; Biodentine.



Abstract

Comparison of Radiopacity of Various Biomaterials Used in Endodontics

Purpose: The aim of our study is to compare the radiopacity of endodontic bioceramics produced by various companies on digital radiographic images.

Method: Test materials were prepared in accordance with the recommendations of the manufacturers. To ensure diameter and height standardization among the samples, standard cylindrical molds of 5 mm diameter and 1 mm height were produced from white derlin plastic, and the materials were placed in the molds. The samples were incubated at 37°C for 48 hours until the freezing reaction was completed. Radiographic images were obtained with the Carestream CS2100 x-ray machine (Carestream Dental, Atlanta, GA) using phosphor plates (Digora Optime, KaVo Dental, Germany). The object beam source distance was adjusted to be 30 cm and the phosphor plates were irradiated at 60 kVp, 7 mA for 0.32 seconds. The plates were then scanned with a Digora Optime scanner (Soredex, Helsinki, Finland) and the resulting images were saved as an 8-bit TIFF file with Digora for Windows software. The mean gray values (MGV) of each step of each test specimen, dentin, and aluminum step-wedge were evaluated using the histogram feature of a computer program (Adobe Photoshop 23.3.1., Adobe System, San Jose, CA, USA). The mean optical density unit (ODU) and gray value (MGV) of each sample were converted to Al mm equivalents via penetrometer using Excel software (Microsoft Excel 2019 MSO, New Mexico, USA). Statistical analyzes were performed using the IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0. Armonk, NY. IBM Corp.) program.

Results: The average radiopacity of the Biodentine group was 4.10 ± 0.28 mm Al (3.60-4.60 mm Al). The average density of the MM-MTA group was 7.12 ± 0.66 mm Al (5.80-8.30 mm Al). The mean radiopacity value of the Tehnodent Rootdent group was 6.18 ± 0.45 mm Al (5.30-6.80 mm Al). The mean radiopacity of the MTA BioRep group was 5.11 ± 0.71 mm Al (4.10-6.20 mm Al). It was observed that the MTA Angelus group had an average of 7.71 ± 0.49 mm Al (6.90-8.40 mm Al) radiopacity. The mean density of the ProRoot MTA group was 8.09 ± 0.58 mm Al (6.90-8.90 mm Al). Radiopacity value of Bio MTA+ group was 8.02 ± 0.37 mm Al (7.30-8.60 mm Al).

Radiopacity of Endoart MTA group was determined as 7.31 ± 0.51 mm Al (6.30-8.00 mm Al). It was found that dentin had a mean radiopacity of 1.89 ± 0.24 mm Al (1.40-2.20 mm Al).

The mean radiopacity value of the biodentine material was found to be statistically significantly lower than all other test materials ($p < 0.05$). No statistically significant difference was found between the mean radiopacity value of the MM-MTA material and MTA Angelus and Endoart MTA materials ($p > 0.05$), it was found to be statistically different from other materials ($p < 0.05$). The mean radiopacity value of the Tehnodent Rootdent material was statistically significantly different from all other materials ($p < 0.05$). The mean radiopacity value of MTA BioRep material was found to be statistically significantly different from all other materials ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the mean radiopacity value of the MTA Angelus material and the MM-MTA, ProRoot MTA, Bio MTA+ and Endoart MTA materials ($p > 0.05$); There was a statistically significant difference between Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep and dentin groups ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the mean radiopacity value of ProRoot MTA material and MTA Angelus, Bio MTA+ and Endoart MTA materials ($p > 0.05$); A statistically significant difference was found between Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep and dentin ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the mean radiopacity value of Bio MTA+ material and MTA Angelus and ProRoot MTA materials ($p > 0.05$); Biodentine was statistically different from MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Endoart MTA and dentin ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the mean radiopacity value of Endoart MTA material and MM-MTA, MTA Angelus and ProRoot MTA materials ($p > 0.05$); There were statistically significant differences between Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Bio MTA+ and dentin groups ($p < 0.05$). Radiopacity values of all materials were statistically significantly higher than dentin tissue ($p < 0.05$).

Conclusion: While all the materials included in the study had a radiopacity in accordance with the ISO standard, they showed significant radiopacity values within themselves. Among the materials, ProRoot MTA had the highest radiopacity value

with 8.09 ± 0.58 mm Al, while Biodentine showed the lowest radiopacity value with 4.10 ± 0.28 mm Al. All materials showed higher radiopacity than dentin tissue.

Keywords; endodontic biomaterial; digital radiography; radiopacity; stepwedge; MTA; Biodentine.



İçindekiler

Önsöz	II
Özet.....	III
Abstract.....	VII
İçindekiler	IX
Tablolar Dizini	XI
Şekiller Dizini	XII
Grafikler Dizini	XIII
Kısaltma Listesi	XIV
1. Giriş	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Biyoseramikler	3
2.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)	4
2.1.2. ProRoot MTA	5
2.1.3. MTA Angelus	6
2.1.4. Biodentine	6
2.1.5. Bio MTA+	7
2.1.6. MM-MTA	8
2.1.7. MTA Biorep	8
2.1.8. Tehnodent Rootdent	9
2.1.9. Endoart MTA	9
2.2. Diş Hekimliği ve Endodontide Radyografi	10
2.2.1. Radyografik Densite	10
2.2.2. Alüminyum Step-Wedge	11
2.2.3. Densitometrik Analiz-Ortalama Gri Değer Hesaplanması	12
2.2.4. Dijital Radyografi Yöntemleri	12
2.2.4.1. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri	15
2.2.4.1.1. Yarı Direkt Dijital Görüntüleme Sistemleri (Kablosuz Sistem-Fosfor Plaklar)	15
3. Gereç ve Yöntem	18
3.1. Araştırmanın Tipi, Yeri ve Zamanı	18
3.2. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	18
3.2.1. Güç Analizi	18

3.3. Bağımlı ve Bağımsız Değişkenler	19
3.4. Veri Toplama Yöntemleri ve Kullanılan Gereçler	20
3.4.1. Örnek Halkalarının Hazırlanması	21
3.4.2. Materyallerin Hazırlanması	22
3.4.3. Röntgen Düzenekinin Hazırlanması	26
3.4.4. Radyografilerin Alınması	27
3.4.5. Densitometrik Ölçümler	32
3.5. Verilerin Analizi ve Değerlendirme Teknikleri	34
3.6. Etik Kurul Onayı ve Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü Desteği	35
4. Bulgular	36
5. Tartışma	45
6. Sonuç ve Öneriler	65
7. Kaynaklar	66
Ekler	83
Teşekkür	85
Özgeçmiş	87

Tablolar Dizini

Tablo 1: Tez çalışmasında kullanılan biyoseramikler ve kimyasal içerikleri.....	19
Tablo 2: Her materyalin Al mm minimum, maximum, ortalama eşdeğerleri ve standart sapmaları.....	36
Tablo 3: Varyans homojenliği testi.....	38
Tablo 4: Radyoopasite ölçüm ortalamaları arasındaki farkın istatistiksel olarak tekrar değerlendirilmesi.....	39
Tablo 5: Radyoopasite ölçüm ortalamalarına ait farklılığın Tamhane testi ile değerlendirmesi.....	40
Tablo 6: Radyoopasite ölçüm ortalamalarının çoklu karşılaştırmasında Tamhane testi sonuçlarına ait p değerleri.....	42

Şekiller Dizini

Şekil 1: Alüminyum step-wedge	12
Şekil 2: Dijital görüntünün piksellerle şematik görünümü. A. X-ışını gölgesi. B. Dijital sensörün algıladığı görüntü; her kare bir pikseli gösterir. C. Bilgisayara iletilen piksel değerlerinin sayısal ifadesi. D. Bilgisayar ekranında oluşan görüntü	14
Şekil 3: Fosfor plak görüntüleme sisteminin mekanizması	16
Şekil 4: Standart plastik halkaların üretildiği FocusCNC FCL-300 cihazı	21
Şekil 5: Standart plastik halkalar	22
Şekil 6: Materyallerin hazırlanışı	23
Şekil 7: Biodentine karıştırma cihazı	23
Şekil 8: Hazırlanan örnekler	24
Şekil 9: Etüve yerleştirilen numunelerden bazıları	25
Şekil 10: Nüve EN400 etüv cihazı	25
Şekil 11: A. Radyografi Düzeneği	26
Şekil 11: B. Fosfor plağa yerleştirilen örnekler, dentin ve Al step-wedge	27
Şekil 12: Radyografilerin alınması	28
Şekil 13: Işınlama parametreleri	29
Şekil 14: Digora Optime UV fosfor plak tarayıcı (Soredex, Helsinki, Finland)	30
Şekil 15: Radyografilerin okunduğu Digora for Windows yazılımı	31
Şekil 16: Dijital Radyografi ile elde edilen görüntü	31
Şekil 17: A. Al step-wedge MGv ölçümü B. Numunelerin MGv ölçümü	32
Şekil 17: C. Dentin MGv ölçümü	33

Grafikler Dizini

Grafik 1: Güç Analizi	19
Grafik 2: MGV değerlerini Al mm eşdeğere dönüştürme denklemi örneği	34
Grafik 3: Radyoopasite değerleri ve standart sapma	37



Kısaltma Listesi

Uluslararası : ISO
Standardizasyon
Teşkilatı

Amerikan Ulusal : ANSI/ADA
Standartlar
Enstitüsü/Amerikan
Dişhekimleri Birliği

Mineral Trioksit : MTA
Agregat

White Mineral Trioxide : WMTA
Aggregate

Gray Mineral Trioxide : GMTA
Aggregate

Kilovolt : kVp

Miliamper : mA

RadioVisioGraphy : RVG

Mean Gray Value : MGV

Charged Couple Device : CCD

Hank's Balanced Salt : HBBS
Solution

Immediate Restorative : IRM
Material

:

Giriş

Endodonti bilim dalı, yeni tekniklerin ve teknolojik gelişmelerin ortaya çıkması nedeniyle sürekli değişim ve gelişim içindedir (Shenoy & Shenoy, 2010). Endodontide önemli bir oyun değiştirici olan biyoseramikler bu değişimin en hızlı yaşandığı endodontik materyallerdir (Koch, 2009). Biyoseramikler, biyolojik hidroksiapatit ile benzerliklerinden dolayı mükemmel biyouyumluluk özellikleri sergilerler (Jitaru, Hodisan, Timis, Lucian & Bud, 2016). Diş hekimliğinde kullanılan biyoseramik malzemeler, biyoinert, biyoaktif ve biyolojik olarak parçalanabilir olarak kategorize edilen seramik malzemelerdir (Ana, Satria, Dewi & Ardhani, 2018). Biyoseramikler endodonti pratiğinde kök kanal doldurulması, perforasyonların tamiri, retrograd cerrahi tıkamalarda, pulpotomi, rezorpsiyon tamiri, apeksifikasyon ve rejeneratif girişimler gibi birçok durumda kullanılmaktadır (Zafar, Jamal & Ghafoor, 2020).

Endodontik tedavilerin değerlendirilmesinde radyografilerin çok önemli bir yeri vardır. Bu sebeple tedavilerde kullanılan materyallerin komşu anatomik yapılardan ayırt edilebilir detaylı bir radyopasite göstermesi istenir. Radyoopasite, ışın geçirmezlik anlamına gelir yani bir nevi vücudumuzdaki dokuların radyasyonu emme kapasitesidir (Harorlı ve ark., 2014). Günümüzde konvansiyonel ve dijital radyografiler sıklıkla kullanılan radyografi türleridir. Radyoopasitenin ölçümünde en çok kullanılan yöntem alüminyum penetrometrenin referans olarak kullanılmasıdır (Duckworth, Judy, Goodson & Socransky, 1983). Hem Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı ("ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials," n.d.) hem de Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerikan Dişhekimleri Birliği ("ANSI/ADA 57-2000 (R2012) - Endodontic Sealing Materials," n.d.) dental materyallerin radyopasitesinin ölçülmesi için standardize ettikleri uygulamalarda referans olarak %98 saflıkta alüminyum penetrometrenin kullanılmasını önermişlerdir. Elde edilen filmi ölçmek ve malzemenin opaklığını alüminyum stepwedge ile karşılaştırmak için bir optik dansitometre kullanılır (Rasimick, Shah, Musikant & Deutsch, 2007).

1967'de Higginbotham (Higginbotham, 1967) kanal patları, güta ve gümüş konlar gibi çeşitli endodontik dolgu malzemelerinin radyoopasitesini araştırmış; sonuçları bir film aracılığıyla ışık geçirgenliğini yorumlanması zor olarak ifade etmiştir. Eliasson ve

Haasken çalışmalarında, ışık geçirgenliği okumalarının eşdeğer alüminyum kalınlıklarına dönüştürölmesini sağlamak için bir alüminyum basamaklı kama görüntüsünü kullanmışlardır (Eliasson & Haasken, 1979). Beyer-Olsen ve Orstavik (Beyer-Olsen & Ørstavik, 1981) ise, çeşitli kök kanal tedavisi materyallerinin radyoopasitesinin değerlendirilmesi için alüminyum basamaklı kama modelini 2 mm'lik artışlarla kullanmıştır. alışmaları, kullanılan çoğu dolgu materyalinin dentinden daha yüksek radyoopasiteye sahip olduğunu göstermiştir. Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı (ISO) tarafından kök kanal tedavisi materyallerinin radyoopasitesinin 3 mm alüminyuma eşit veya büyük olması gerektiği bildirilmiştir. (Baksı, şen & Eyüboğlu, 2008; “ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials,” n.d.).

Çalışmamızın amacı endodontik tedavilerde kullanılmak üzere farklı firmaların üretmiş olduğu hidrolik kalsiyum silikat simanların radyoopasite değerlerini karşılaştırarak, ISO spesifikasyonu 6876'ya göre uygunluğunu değerlendirmektir. Çalışmamızın sıfır hipotezi, piyasadaki biyomateriyallerin ISO standartlarına uygun bir radyoopasite gösterirken içeriklerinin farklılık göstermesinden dolayı, radyoopasite değerlerinin farklılık göstereceğidir.

Genel Bilgiler

2.1. Biyoseramikler

Biyoseramik terimi, biyomedikal veya dental kullanım için geçerli olan biyoyoumlu seramik malzemeleri ifade eder. Biyomedikal uygulamalarda kullanılmak üzere seramiklerin sistematik araştırması 1970'lerin başında başlamış ve son 40 yılda biyotıpta çeşitli seramiklerin uygulanması büyük ölçüde genişlemiştir (Kokubo, 2008). Biyoyoumluluğu ve sızdırmazlığı artırılmış, antibakteriyel ve antifungal özelliğe sahip materyallerdir. İnsan dokuları olarak işlev görme veya doğal dokuların yenilenmesini teşvik etme yeteneğine sahiptirler (Jain & Ranjan, 2015). Öne çıkan bu özellikleri endodonti alanına da yeni bir soluk getirmiştir.

Biyoseramikleri şöyle sınıflandırmak mümkündür (Best, Porter, Thian & Huang, 2008; Hench & Wilson, 1993):

Biyoinert: biyolojik sistemlerle etkileşimsiz (Alümina, zirkonya)

Biyoaktif: çevreleyen doku ile ara yüzey etkileşimlerine maruz kalabilen dayanıklı dokular (biyoaktif camlar, biyoaktif cam seramikler, hidroksiapatit, kalsiyum silikatlar)

Biyolojik olarak parçalanabilir: çözünür emilebilir, doku (trikalsiyum fosfat, biyoaktif camlar) ile değiştirilir veya birleştirilir.

Biyoinert, biyoaktif ve biyolojik olarak parçalanabilir (Best ve ark., 2008) olarak kategorize edilen ve diş hekimliğinde uygulanan biyoseramik malzemeler, işlevlerini yerine getirmek için özel olarak tasarlanmış olma gibi ortak bir özelliği paylaşan seramik malzemelerdir. Kök kanal dolgu materyali, siman, kök ucu onarım materyali veya dolgu malzemesi olarak işlev görebilirler (Jain & Ranjan, 2015).

Vital pulpa tedavisinde uygulanan biyoseramik materyaller, travma, çürük veya diğer mekanik nedenlerle pulpanın açığa çıkması durumlarında direkt pulpa örtüleyici olarak kullanılabilir (Aguilar & Linsuwanont, 2011). Yaygın olarak kullanılan endodontik materyaller (örn. çinko oksit, kalsiyum hidroksit ve resin siman içerenler), bilimsel araştırma ve endodontide klinik kullanımda uzun bir geçmişe sahiptir. Kök rezorpsiyonları, perforasyonlar, apeksifikasyon ve retrograd dolgular gibi spesifik

durumlar için, klinik sonucu iyileştirmek adına yeni biyouyumlu materyaller geliştirilmiştir (Jitaru ve ark., 2016).

2.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Endodontide başarılı bir şekilde kullanılan ilk hidrolik kalsiyum silikat materyal, 90'lı yılların başında Loma Linda Üniversitesi – Kaliforniya'da Portland çimentosu temelinde geliştirilen Mineral Trioksit Agregat (MTA)'dır. Retrograd dolgu malzemesi olarak ve ayrıca perforasyon tamiri için geliştirilmiştir (Jitaru ve ark., 2016). Aynı zamanda vital pulpa tedavileri, açık apeksli dişlerde apikal bariyer oluşturulması ve rejeneratif endodontik tedavi uygulamalarında sıklıkla tercih edilen bir biyomateryaldir (Parirokh, Torabinejad & Dummer, 2018). MTA, ince hidrofilik trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, trikalsiyum oksit ve silikat oksit partiküllerinden oluşan bir tozudur. Aynı zamanda, kimyasal ve fiziksel özelliklerini değiştiren küçük miktarlarda diğer mineral oksitler içerir. Tozun hidrasyonu, yaklaşık üç saat içinde katılaşan bir koloidal jel ile sonuçlanır. Agregat'ı radyopak yapmak için içeriğe bizmut oksit tozu eklenmiştir. MTA tozunun elektron probu mikro analizi, kalsiyum ve fosforun mevcut ana iyonlar olduğunu göstermiştir. Bu iyonlar aynı zamanda dental sert dokuların temel bileşenleri olduğundan, MTA, hücreler ve dokularla temas halinde kullanıldığında biyolojik olarak uyumlu olabilmektedir (Torabinejad, Hong, McDonald & Pitt Ford, 1995) ve sert doku oluşumunu teşvik edebilir (Eid ve ark., 2013; Torabinejad & Parirokh, 2010).

MTA düşük çözünürlüğe (Torabinejad, Hong, ve ark., 1995) ve dentinden daha fazla bir radyopasite değerine sahiptir (Shah, Chong, Sidhu & Pitt Ford, 1996). MTA, hazırlandıktan sonra kalsiyum hidroksite benzer şekilde pH'ı 12,5'tir (Torabinejad, Hong, McDonald, ve ark., 1995). Bu durum materyale bazı antimikrobiyal özellikler kazandırmaktadır (Torabinejad, Hong, Ford & Kettering, 1995) ancak basınç dayanımı düşüktür (Torabinejad ve ark., 1995).

Piyasada beyaz MTA (White Mineral Trioxide Aggregate, WMTA) ve gri MTA (Gray Mineral Trioxide Aggregate, GMTA) olarak iki farklı formu mevcuttur (Ioannidis, Mistakidis, Beltes & Karagiannis, 2013). İlk üretilen MTA gri bir formda tanıtılmıştır. Ancak yapılan çalışmalarda MTA uygulamasından sonra diş kronlarında renk

değişikliği gözlemlendiğini bildirilmiştir; bu nedenle estetik bölgelerde kullanımı konusu biraz tartışmalı olmuştur (Bortoluzzi, Araújo, Guerreiro-Tanomaru & Tanomaru-Filho, 2007; Bekir, David, Jung & Iqbal, 2005; Glickman & Koch, 2000). Bu dezavantajın önüne geçmek için beyaz renkli yeni bir MTA formülü geliştirilmiştir (Glickman & Koch, 2000). WMTA ve GMTA arasındaki kimyasal bileşimdeki en büyük fark Al_2O_3 , MgO ve FeO (Asgary, Parirokh, Jafar & Brink, 2005) gibi metal oksitlerin konsantrasyonudur, bu bileşimlerin renk değişiminin ana nedenleri olduğu varsayılmıştır (Jang ve ark., 2013).

Ekstra radyoopasite veren bileşenler barındırmadan trikalsiyum silikat simanlar, yaklaşık 0.86 – 2.02 mm Al değerinde radyoopasite değerine sahiptir (Islam, Chng & Yap, 2006) fakat dental kök kanalı materyalleri söz konusu olduğunda bu oranın uluslararası ISO değeri 3mm alüminyuma eşit veya büyük olması gerekmektedir (Baksi ve ark., 2008; “ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials,” n.d.). MTA, esasen radyoopasiteyi artırmak amacıyla içeriğine 4:1 (Pc:Bo) oranında bizmut oksit eklenmiş bir Portland çimentosudur (Torabinejad & White, 1993). MTA birçok klinik avantaja sahip olmasına rağmen dişlerde renklenmeye yol açması, donma süresinin uzun olması ve donarken nemli bir ortama ihtiyaç duyması, manipülasyonu zor olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu sebeple simanın temel içeriği korunarak özellikleri iyileştirilmiş çeşitli versiyonları piyasaya sunulmuştur.

2.1.2. ProRoot MTA

ProRoot MTA (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Konstanz, Almanya), 1998'de ABD Gıda ve İlaç Dairesi tarafından piyasaya sürülmesinden ve onaylanmasından bu yana klinik endodontide yaygın olarak kullanılmaktadır. Gri renkli MTA'nın ana bileşenleri trikalsiyum silikat, bizmut oksit, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, tetrakalsiyum alüminoferrit ve kalsiyum sülfat dehidrattır. ProRoot MTA'nın formülasyonundan tetrakalsiyum alüminoferrit çıkartılmıştır (Song, Mante, Romanow & Kim, 2006). ProRoot MTA ile ilgili yapılan çalışmalar o dönemde kullanılan diğer malzemelere göre sızdırmazlığının daha üstün olduğunu (Torabinejad, Rastegar, Kettering & Ford, 1995; Wu, Kontakiotis & Wesselink, 1998), biyouyumluluk gösterdiğini (Koh, McDonald, Pitt Ford & Torabinejad, 1998; Mitchell, Pitt Ford, Torabinejad & McDonald, 1999; Torabinejad ve ark., 1997) ve periradiküler

dokularda iyileşmeyi hızlandırıp rejenerasyonu uyarmada daha etkili olduğunu göstermiştir (Shabahang, Torabinejad, Boyne, Abedi & McMillan, 1999). Kapsamlı bir şekilde araştırılarak biyouyumlu olduğu kanıtlanmış bir materyaldir ancak sertleşme süresinin uzun olması ve bununla beraber maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajları yeni MTA bazlı materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmıştır (Kunert & Lukomska-Szymanska, 2020).

2.1.3. MTA Angelus

ProRoot MTA'ya alternatif olarak geliştirilmiş hidrolik kalsiyum silikat bir materyal olan MTA Angelus (Angelus Odontologica Industries, Londrina, Parana, Brezilya) daha düşük sertleşme süresine sahiptir (Vivan ve ark, 2010). Lee ve arkadaşlarının endodontik tedavi görmüş dişlerde koronal sızdırmazlığı değerlendirmek için yaptığı çalışmada MTA Angelus, ProRoot MTA'ya göre daha az başarı gösterse de koronal bariyer olarak kullanıma uygun görülmüştür (Lee, Kim, Lee, Kim & Shin, 2015). MTA Angelus dişlerde renklenme problemiyle karşılaşmamak adına beyaz MTA olarak geliştirilmiştir ancak vital pulpa tedavisi sonrasında beklenmeyen renk değişiklikleri olduğunu bildiren çalışmalar olmuştur (Belobrov & Parashos, 2011; Jang ve ark., 2013). Radyoopasite değerlendiren çalışmalarda MTA Angelus'un ISO standartlarına uygun olduğu ve Al değerinin 4,5 mm ila 6,45 mm arasında değiştiği gösterilmiştir (Tanalp, Karapınar-Kazandağ, Dölekoğlu & Kayahan, 2013).

2.1.4. Biodentine

2009 yılında piyasaya sürülen (Septodont, <http://www.septodontusa.com/>) Biodentine (Septodont, Saint Maur des Faussés, France) hidrolik kalsiyum silikat bazlı bir materyaldir ve özel olarak dentin replasman materyali olarak tasarlanmıştır. Biodentine, kök perforasyon tamiri, apeksifikasyon, revitalizasyon, direkt/indirekt pulpa kuafajı ve endodontik cerrahide retrograd dolgu materyali olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir aynı zamanda restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak da kullanılabilir (Malkondu, Karapınar Kazandağ & Kazazoğlu, 2014). Biodentine, kalsiyum silikatların yüksek biyouyumluluk ve biyoaktivitesini, hızlı sertleşme süresi ve yüksek dayanım gibi gelişmiş özelliklerle bir araya getirmek amacıyla geliştirilmiş ve üretilmiştir. Biodentine likitine eklenen kalsiyum klorür sertleşme süresini hızlandırmaktadır. Grech ve arkadaşları Biodentine'nin, test edilen

diğer materyallere kıyasla en yüksek basınç dayanımını gösterdiğini saptamışlardır. Biodentine'de kullanılan düşük su/siman oranı nedeniyle mukavemetin arttığı düşünülmektedir. Karıştırma likitine suda çözünür bir polimer eklendiğinden materyalin dayanımının arttığını belirtmişlerdir (Grech, Mallia & Camilleri, 2013).

Diğer materyallerde radyoopasiteyi artırmak için kullanılan bizmut oksitin aksine Biodentine'de zirkonyum oksit tercih edilmiştir. Bu tercihin nedeni zirkonyum oksidin biyouyumlu, uygun mekanik özelliklere ve korozyona karşı dayanıklılığa sahip biyoinert bir malzeme olduğunu gösteren çalışma sonuçları olabilir (Piconi & Maccauro, 1999). Ancak Biodentine'nin ProRoot MTA ile kıyaslandığı bir çalışmada Biodentine'nin ProRoot MTA'ya göre radyoopasite değerinin düşük olduğu bulunmuştur (Kaup, Schäfer & Dammaschke, 2015).

Vallés ve arkadaşları, 4 farklı materyal ile Biodentine'ni farklı oksijen ve ışık koşullarına maruz bırakarak, 5 güne kadar farklı periyotlarda spektrofotometrik analizler yaparak değerlendirmişlerdir. Biodentine için olumlu sonuçlar elde edilmiş ve 5 günlük bir süre boyunca renk stabilitesi göstermiştir. Yazarlar, sonuçlara dayanarak Biodentine'nin estetik açıdan hassas alanlarda ışıkla sertleşen restoratif materyaller altında kullanım için uygun bir alternatif olabileceğini öne sürmüşlerdir (Vallés, Mercadé, Duran-Sindreu, Bourdelande & Roig, 2013).

2.1.5. Bio MTA+

Bio MTA+'ın (Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya) toz kısmı ile likit kısmı karıştırıldığında, plastik hamura benzeyen kıvamda yumuşak bir ürün ortaya çıkmaktadır. Bu özelliği ile geleneksel MTA'ya kıyasla daha kolay uygulama avantajı sağlar. Ayrıca materyalin çalışma süresinin 4 dakika olması ve 2 saatin sonunda tamamen sertleşmiş olması diğer olumlu özelliğidir (<https://cerkamed.com/product/bio-mta-plus/>).

Yapılan bir çalışmada Bio MTA+'ın yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu görülmüştür. Bu özellik sayesinde materyalin canlı doku ile direkt temasta olduğu durumda hücre tutulumunda artış olmasını ve biyoaktivitenin artmasını sağladığı bildirilmiştir (Üngüder, 2020; Voicu ve ark., 2019).

Apikal cerrahide kullanılmak üzere retrograd dolgu materyallerinin obturasyon başarısının değerlendirildiği bir çalışmada Bio MTA+ ve Biodentine'nin Fuji IX'ten daha üstün bir performans sergilediği görülmüştür (Bioçanın ve ark., 2018). MTA+ ve ProRoot MTA'nın fiziksel ve kimyasal özelliklerini karşılaştıran bir çalışmada MTA+ materyalinin donma süresinin ProRoot MTA'dan daha kısa olduğu, salın çözeltisinde daha az çözündüğü ve pH'nın daha düşük olduğu görülmüştür (Zarra, Lambrianidis, Vasiliadis & Gogos, 2018).

2.1.6. MM MTA

Son zamanlarda, toz ve sıvı içeren kapsüllerden oluşan ve mekanik olarak vibrasyon ile karıştırmayı gerektiren yeni bir MTA geliştirilmiştir (MM-MTA, Micro-Mega, Besançon, Fransa). MM-MTA önceden dozlanmış ve her zaman tekrarlanabilir dönüşüm özellikleri ile homojen bir karışım sağlanmaktadır. Ayrıca içeriğindeki kalsiyum karbonat (CaCO_3) ilavesi materyalin sertleşme süresini azaltmaktadır (<https://micro-mega.com/obturation/mm-mta>).

MM-MTA'nın özelliklerini inceleyerek ProRoot MTA ve MTA Angelus ile karşılaştırıldığı bir araştırmada MM MTA'nın Ca iyon salınımının diğer materyallerden daha fazla olduğu ve daha kısa sertleşme süresi olduğu gözlenmiştir. Bunun yanı sıra en düşük radyoopasite değeri MM-MTA'da görülse de ISO değerlerine uygun bir radyoopasite göstermiştir. Çalışmada ProRoot MTA, MTA Angelus ve MM-MTA'dan daha fazla gözenekli yapı sergilemiştir (Khalil, Naaman & Camilleri, 2015). MTA, Biodentine ve MM-MTA'nın insan alveolar kemik iliği kök hücrelerinin hücre canlılığı, sert doku biriktirme kapasitesi ve osteojenik farklılaşması üzerindeki etkisini karşılaştırma amaçlı yapılan bir çalışmada üç materyalin de insan kemik iliği kök hücreleri üzerinde sitotoksik bir etki göstermediği ve tüm materyallerin insan kemik iliği kök hücrelerinin osteojenik farklılaşmasını uyardığı görülmüştür (Margunato, Taşlı, Aydın, Karapınar Kazandağ & Şahin, 2015).

2.1.7. MTA BIOREP

MTA Biorep (Itena, Paris, France) bizmut oksit içermeyen formülasyonu ile tanıtılmış olan bir hidrolik kalsiyum silikat simandır. MTA Biorep formülasyonunda materyalin kök kanalına obturasyonu sırasında kullanımını kolaylaştırmak ve daha rahat

manipölasyonunu sağlamak amacıyla eklenmiş distile su ile organik bir yumuşatıcı içermektedir (Kharouf ve ark., 2021). İki farklı kök ucu rezeksiyon açısının sızdırmazlığa olan etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada 0 derece rezeksiyon açısına sahip örneklerde retrograd dolgu materyali olarak kullanılan MTA Biorep ile Well-Root PT karşılaştırıldığında, MTA Biorep apikal mikrosızıntı açısından anlamlı olarak üstün görülmüştür (Mahmood & Al-jumaily, 2021).

MTA Biorep materyalinin radyoopasite gibi diğer fiziksel özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır.

2.1.8. Tehnodent Rootdent

Tehnodent Rootdent (Tehnodent Co. Ltd, Belgorod, Russia), kök kanal perforasyonlarını tamir etmek ve apikal cerrahide retrograd yolla kök ucunun tıkanmasında kullanılmak amacıyla üretilmiş MTA bazlı bir materyaldir. Hızlı ve yavaş sertleşen iki farklı çeşidi bulunmaktadır. Üreticinin belirttiğine göre aynı zamanda vital pulpa tedavilerinde de kullanılabilir bir materyaldir (<https://www.tehnodent.org/en/catalog/endodontic-materials/rootdent-/>).

Biyolojik ve fizikokimyasal özelliklerini değerlendiren çalışmalarda, Tehnodent Rootdent'in canlı dokularla uyumlu ve sızdırmazlık konusunda yeterli bir materyal olduğu kanısına varmışlardır (Den, Dharmastiti, Nuryono, Yuliatun & Widjijono, 2020; Džanković ve ark., 2020; Shamkhalov, Ivanova, Dmitrieva & Akhmedova, 2013). Ancak bu materyali radyoopasite açısından değerlendiren bir çalışmaya rastlanamamıştır.

2.1.9. Endoart MTA

İnci Dental tarafından 2021 yılında üretilmiş bir hidrolik kalsiyum silikat siman olan Endoart MTA (İnci Dental Tıbbi Malz. San ve Tic. Ltd. Şti., Türkiye), içeriğinde trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum alüminat ve iterbiyum oksit bulundurmaktadır. Likitinde ise distile su ve kalsiyum klorür bulunmaktadır. Endoart MTA, piyasaya henüz sürülmemiş bir materyal olup bu materyal ile herhangi bir çalışma yapılmamıştır.

2.2. Diş Hekimliği ve Endodontide Radyografi

Radyografi; x-ışınları, gama ışınları veya benzer radyasyon türleri kullanılarak bir objenin görüntülenme tekniğidir. Radyografi zamanla diş hekimliğinde de kullanılan en değerli tanı yöntemlerinden biri haline gelmiştir. Radyograflardan elde edilen bilgiler doğrultusunda birçok hastalığın teşhisi ve tedavi planlamasının daha doğru şekilde yapılması mümkün olmaktadır.

Kanal tedavisinde kullanılan çeşitli endodontik materyallerin radyoopasitesini araştıran ilk çalışma Higginbotham tarafından 1967 yılında yapılmıştır (Higginbotham, 1967). Radyoopasite tüm dental materyaller için istenen bir özelliktir, böylelikle eğer kazara ağız dokularının içine taşacak olurlar ise radyografik olarak tespit edilebilirler. Aynı zamanda restoratif materyallerin radyopak olması onların diş yapısından ve sekonder çürüklerden de ayırt edilmelerini; düzgün yapılamamış restorasyonlardaki hataların tespit edilmesini sağlar. Eliasson ve Haasken radyoopasite çalışmalarında bir standart oluşturmak adına alüminyum basamaklı kama kullanmışlardır (Eliasson & Haasken, 1979). Beyer-Olsen ve Ørstavik ise yaptıkları çalışmalarda, alüminyum bloğu 2 mm'lik artışlarla kullanmışlardır (Beyer-Olsen & Ørstavik, 1981).

2.2.1. Radyografik Densite

Radyografik densite, bir radyografin göstermiş olduğu koyuluk derecesi olarak tanımlanır. Densite, bir objeye gelen ışık ünitesinin, filminden geçen ışık ünitesine oranının 10 (on) tabanına göre logaritmik ifadesidir. Formül aşağıdaki gibidir:

$$\text{Densite} = \frac{\text{Gelen ışık şiddeti}}{\text{Geçen ışık şiddeti}}$$

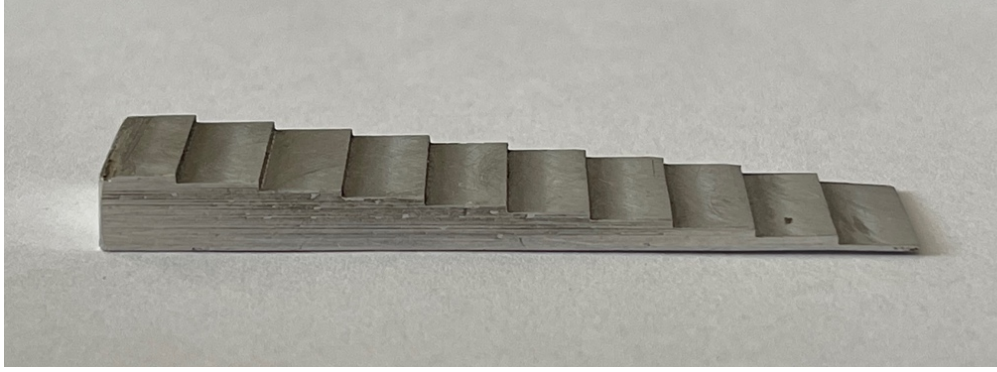
$$\text{Log } 10 = \frac{1}{T}$$

Radyografik film densitesinin ölçülmesi aynı zamanda filmin opasitesinin de ölçülmesidir. Optik densite '0' olduğunda ışının %100'nün emildiği ve optik densite '1' olduğunda ışının %10'nun emildiği sonucuna varılabilir. Densite büyüdükçe

koyuluk artar, görüntü radyolusent olur. Diş hekimliğinde 0,5-2 arasında densiteye sahip radyograflar okunur, bu sınıra dental diagnoz açısından “yararlı densite aralığı” denir (Harorlı ve ark., 2014). Radyografik densite; nesnenin densite kalınlığı, ışınlama süresi, röntgen cihazının kilovolt (kVp) ve miliamper (mA), film ve ekstraoral teknik ise kaset hızı, birinci ve ikinci banyoda bekleme süresi, ışın kaynağı-film mesafesi gibi çok sayıda faktörden etkilenmektedir (Curry, Dowdey & Murray Jr, 1990; Goaz & White, 1994; Langland, Sippy, Langlais & Langland, 1984).

2.2.2. Alüminyum Step-Wedge

Radyografik filmlerin standardizasyonu için kriterler oluşturmak, doğru tanı bilgileri edinmek açısından önemlidir. Densitometrik standardizasyon için günümüzde hala kullanılan en yaygın yöntem, optik yoğunlukların karşılaştırılmasına bir temel sağlamak için her pozlamanın yanına bir alüminyum basamak kama (aluminum step-wedge) eklemektir. Bu standardizasyonu sağlamak adına alüminyum, atom numarası kemiğin etkin atom numarasına çok benzer olduğu için seçilmiştir. Benzer etkin atom numaralarına sahip iki malzeme, x-ışınlarını benzer şekilde soğuracaktır (Duckworth ve ark., 1983). Dentin ve alüminyum da eşit kalınlıklarda benzer radyografik yoğunluk göstermektedir (Manson-Hing, 1961). Bir X-ışınının nüfuz etmesi gereken maksimum mine kalınlığı azı dişlerinde yaklaşık 8 mm’dir. Bu nedenle 8 mm mine alüminyum penetrometrede en kalın basamak olan 16 mm alüminyum değerine, yumuşak dokunun değeri ise en ince basamak olan 2 mm’e denk gelir (Wuehrmann & Monacelli, 1951) (Şekil 1). Dental materyallerin radyoopasitesinin ölçülmesinde kullanılacak olan alüminyum step-wedge’in %98 saflıkta olması önerilmiştir (“ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials,” n.d.).



Şekil 1: Alüminyum Step-Wedge

2.2.3. Densitometrik Analiz – Ortalama Gri Değer Hesaplanması

Dijital radyografilerde görüntülerin radyolusent veya radyopak oluşu ortalama gri değeri (mean gray value-MGV) hesaplanarak değerlendirilir. Bu hesaplamayı yapmak için çeşitli bilgisayar yazılımlarından yararlanılmaktadır. Ölçümlerde standardizasyonu sağlamak için alınan radyografilerde mutlaka alüminyum step-wedge kullanılır. Elde edilen radyograflarda hem alüminyum step-wedge'in her basamağı için hem de ölçülmesi istenen örnekler için standart boyutta bir ölçüm alanı oluşturularak yazılımın histogram veya densite işlevi kullanılarak ortalama gri değeri ölçülür. Elde edilen gri değerler aşağıdaki formül ile Al eşdeğerlerine dönüştürülür (Guerreiro-Tanomaru, Antonio, ve ark., 2009; Tagger & Katz, 2003):

$$\text{Al eşdeğer(mm)} = \text{Test örneğinin radyoopasitesi} \times \frac{\text{Alüminyum penetrometrenin Al kalınlığı (mm)}}{\text{Penetrometrenin radyoopasitesi}}$$

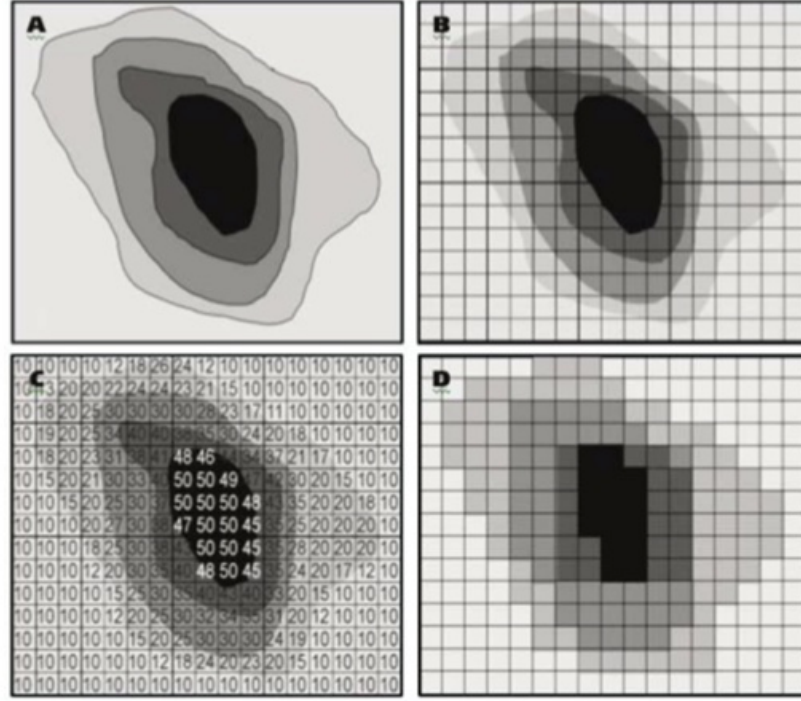
2.2.4. Dijital Radyografi Yöntemleri

X ışınlarını ilk olarak Wilhelm Roentgen, 1895 yılında vakumda elektrik akımından kaynaklanan emisyonlar üzerinde çalışırken keşfetmiştir. X ışınlarının keşfinden sonra çeşitli radyografi yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır. En önemli değişiklik bilgisayar teknolojisinin hayata dahil olması sonucunda radyografilerin de dijital

ortama geçmesi olmuştur. Dijital radyografi 1980'lerin ortalarında tanıtılmıştır ve sürekli artan popülerlik ile şimdi tüm radyografik uygulamalarda konvansiyonel radyografiden önce tercih edilmektedir (Bansal, 2006; Sonoda, Takano, Miyahara & Kato, 1983).

Diş hekimliğinde kullanılan ilk dijital X-ray sensörleri, 1980'lerin ortalarında Francis Mouyen tarafından tanıtılmıştır (Mouyen, Benz, Sonnabend & Lodter, 1989). İlk üretilen sensörler sadece radyografik görüntü elde edebiliyor ancak radyografiyi diskte saklayamıyordu. Kısa bir süre sonra, Per Nelvig ve meslektaşları tarafından başka bir sistem geliştirilmiştir ve on yıl içinde çok daha fazla üretici pazara girmiştir. Dijital sistemler o zamandan beri önemli ölçüde gelişmiş ve şimdilerde tanı için kullanılan önemli bir teknoloji haline gelmiştir (van der Stelt, 2005).

Konvansiyonel sistemlerde görüntü direkt film üzerinde oluşurken, dijital sistemlerde sensörlerle algılanan sinyal dijitalize edilir ve görüntü bu değerlerden oluşur. Dijital görüntüleme tekniği ile elde edilen görüntülere "imaj" denir (Harorlı ve ark., 2014). Sensör sistemi, nesneden (hastadan) geçtikten sonra X-ışınının foton yoğunluğunu ölçer. Bu ölçümler, "piksel" adı verilen 20 ila 30 mikrometre karelik küçük bölgelerden oluşan iki boyutlu bir dizide yapılır. Foton yoğunluğu elektronik olarak 256 gri değer (0-255) ölçeğinde ölçülür. Bu ölçekte sıfır, radyografik görüntüdeki siyaha karşılık gelen maksimum radyasyonun ölçüldüğü anlamına gelir yani 0 değeri görüntünün en siyah kısmını gösterirken; 255 değeri hiç radyasyon olmadığını yani tam radyoopasiteyi (beyaz) temsil eder. Şekil 2'de görüldüğü gibi her piksel için foton yoğunluklarının ölçümleri bilgisayara gönderilir, x ve y koordinatlarını ve her pikselin foton yoğunluğunu temsil eden bir dizi sayı olarak saklanır. Sütunlar piksellerin x koordinatlarını ve satırlar y koordinatlarını temsil eder. Her hücredeki değerler, o hücre tarafından temsil edilen pikselin gri seviyesini gösterir. Görüntünün çözünürlüğü görüntüdeki piksel ve sayıların boyutlarına göre ortaya çıkar (van der Stelt, 2005).



Şekil 2: Dijital görüntünün piksellerle şematik görünümü. A. X-ışını gölgesi. B. Dijital sensörün algıladığı görüntü; her kare bir pikseli gösterir. C. Bilgisayara iletilen piksel değerlerinin sayısal ifadesi. D. Bilgisayar ekranında oluşan görüntü (van der Stelt, 2005).

Dijital radyografi diş hekimliğinde; çürük tespitinde, diş ve çevre dokularının değerlendirilmesinde, lezyon teşhislerinde, vaka takiplerinde kullanılmaktadır. Dijital radyografinin esas avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Banyo işleminin ortadan kaldırılması ve kimyasal atıkların azaltılması
- Zaman tasarrufu
- Teşhis doğruluğunun iyileştirilmesi
- Radyografik görüntüleri dijital ortama aktararak arşivlemeyi kolaylaştırması
- Hasta için son teknolojinin ofisi daha modern kılması
- Hastanın maruz bırakıldığı radyasyon miktarının azalması (Petrikowski, 2005).

Dijital radyografideki radyasyon dozunun, film bazlı radyografiye kıyasla %50 veya daha fazla azaltılabileceği bildirilmiş olsa da yapılan çalışmalar azalmanın o kadar da büyük olmadığını göstermiştir. Berkhout ve arkadaşları yaptıkları çalışmada yalnızca %25'lik bir doz azalması bulmuşlardır, oranın bu şekilde az çıkmasının nedeninin, dijital radyografi kullanan diş hekimlerinin konvansiyonel radyografi kullanan hekimlere kıyasla daha fazla röntgen almaları olduğunu belirtmişlerdir (Berkhout, Sanderink & van der Stelt, 2003). Wenzel ve Møystad yaptıkları çalışmada, dijital radyografi kullananların daha fazla radyografi alması nedeniyle doz azaltımına dair klinik bir kanıt bulamamıştır (Wenzel & Møystad, 2014).

Dijital radyografi ile konvansiyonel radyografiyi görüntü kalitesi açısından kıyaslayan çalışmaların çoğu, dijital görüntülerin tanısal kalitesinin kesinlikle yeterli olduğu sonucuna varmıştır; dijital görüntüler de en az geleneksel radyograflar kadar iyi ve hatta bazen daha iyi performans gösterir (Kitagawa ve ark., 2014; Menteş & Gençoğlu, 2002; Vandre, Pajak, Abdel-Nabi, Farman & Farman, 2014).

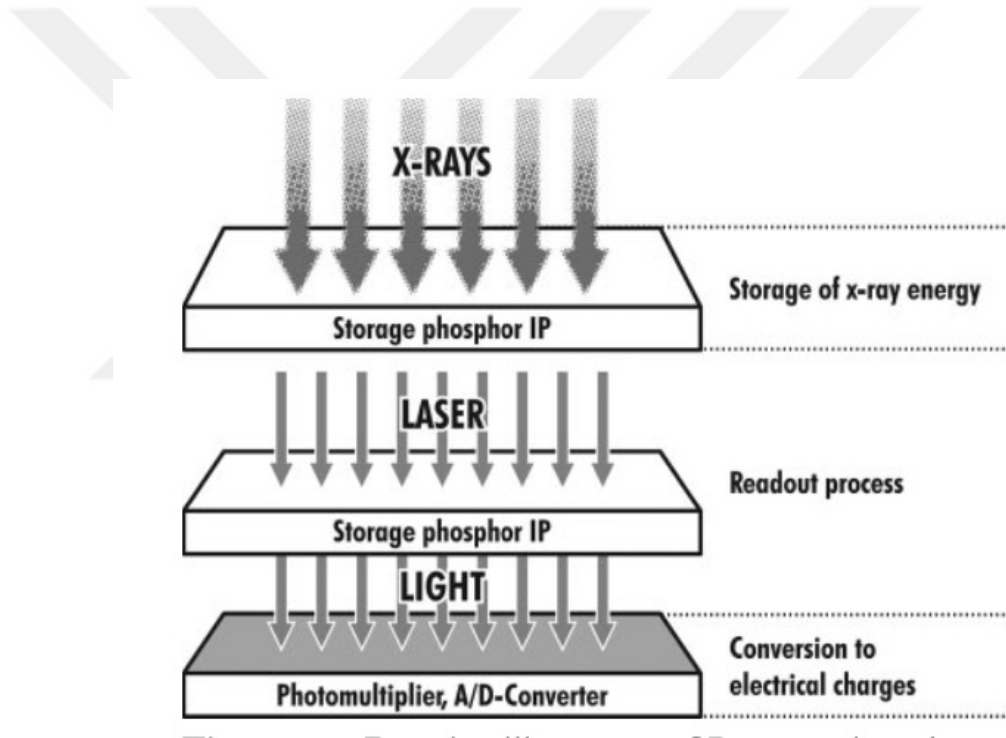
2.2.4.1. Diş Hekimliğinde Dijital Görüntüleme Sistemleri

Diş hekimliğinde dijital görüntüleme sistemleri direkt, indirekt ve yarı direkt olmak üzere ayrılmaktadır. İndirekt görüntüleme sistemlerinde konvansiyonel yolla elde edilen radyogramların özel kameralar veya tarayıcılarla dijitalize edilerek, çeşitli bilgisayar yazılımları kullanılarak bilgisayar ekranında kopyaları oluşturulur. Direkt görüntüleme sistemlerinde görüntünün okunması ve dijitalize edilmesi aynı anda gerçekleşir. Direkt görüntüleme sistemleri kablolu sistemlerdir ve dedektör ağız içine yerleştirilerek görüntüyü yakalayan sensördür. Yarı direkt görüntüleme sistemlerinde ise bir fosfor plaka sistemi kullanılarak görüntü elde edilir (Çağlayan & Harorlı, 2019; van der Stelt, 2005).

2.2.4.1.1. Yarı Direkt Dijital Görüntüleme Sistemleri (Kablosuz Sistem-Fosfor Plaklar)

Fosfor plak sisteminde görüntü sensörü olarak öropiyum (Eu^{2+}) katkılı, ince taneli baryum florohalojenür kristallerinden oluşan ve ışıkla stimüle olan fosfor lüminesens plakalar (photostimulable phosphor luminescence, PSPL) kullanılır (Murphey ve ark.,

1992). Bu görüntüleme sisteminde X ışınları fosfor plak üzerinde depolanmış bir enerjiye dönüşerek latent bir görüntü oluşturur. Depolanan enerji, fosfor plak bir helyum-neon lazer ışını ile tarandığında mavi floresan ışığı olarak salınır. Salınan bu ışığı bir fotomultipler tüp yakalar ve yoğunlaştırarak dijital verilere dönüştürür. Bu depolanan enerjinin tamamı veriye dönüştürülemediği için kalan enerjiyi silmek ve yeniden enerji depolayabilir duruma getirilmek için fosfor plak güçlü bir ışık kaynağına maruz bırakılır. Tüm bu prosedür 30-40 sn kadar sürer (Şekil 3) (Körner ve ark., 2007; Parks & Williamson, 2002). 1994 yılında ilk fosfor plak tabanlı intraoral görüntüleme sistemi Digora (Orion Co./Soredex, Helsinki, Finland) satışa sunulmuştur (Kurt & Nalçacı, 2016).



Şekil 3: Fosfor plak görüntüleme sisteminin mekanizması (Körner ve ark., 2007)

Endodonti alanı tedavi prosedürleri gereği radyografi ile iç içe bir alandır. Teşhis, tedavi ve takip aşamalarında alınan radyograflar hekime yol göstermektedir. Bu hususta kullanılan materyallerin radyoopasiteleri büyük önem taşır. Çalışmamızın amacı endodonti alanında yenilikçi bir yaklaşım getiren hidrolik kalsiyum silikat simanları, hem birbirleriyle hem de dentin dokusu ile radyoopasite değerleri açısından

karşılaştırmak ve ISO standartlarına uygunluklarını değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi, dahil edilen her materyalin ISO standardına uygun bir radyoopasite gösterirken kendi içlerinde farklı değerler göstereceğidir.



Gereç ve Yöntem

3.1. Araştırmanın Tipi, Yeri ve Zamanı

Doktora tez çalışmamız in-vitro olarak 2021-2022 eğitim yılının bahar döneminde Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

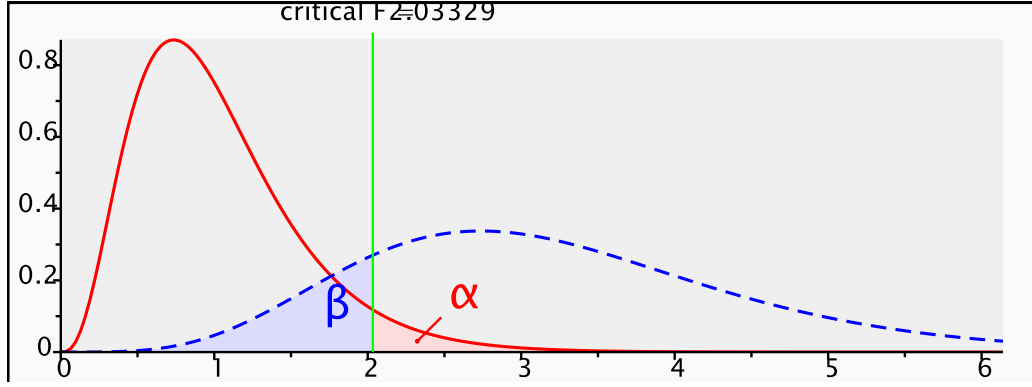
3.2. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Çalışmanın evreni endodontik tedavide kullanılan hidrolik kalsiyum silikat simanları kapsamaktadır. Örneklem olarak farklı firmaların üretmiş olduğu sekiz adet hidrolik kalsiyum silikat siman çalışmaya dahil edildi: Biodentine (Septodont, Saint Maur des Faussés, France), MTA Angelus (Angelus Odontologica Industries SA, Londrina, PR, Brezilya), ProRoot MTA (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Konstanz, Almanya), MM-MTA (Micro Mega, Besançon, France), MTA Biorep (Itena, Paris, France), Tehnodent Rootdent MTA (Tehnodent Co. Ltd, Belgorod, Russia), Bio MTA+ (Cerkamed Company, Stalowa Wola, Poland) ve Endoart MTA (İnci Dental Tıbbi Malz. San ve Tic. Ltd. Şti., Türkiye). Piyasaya yeni sürülmüş veya piyasada olduğu sürede radyoopasiteleri değerlendirilmemiş hidrolik kalsiyum silikat simanları, altın standart olarak kabul edilerek sıkça kullanılan hidrolik kalsiyum silikat simanlarla ve dentin dokusuyla karşılaştırmak amacıyla bu örneklem belirlendi. Her grupta 12 adet olmak üzere toplam 108 adet örnek üzerinde çalışıldı.

3.2.1. Güç Analizi

Çalışma öncesinde gerekli minimum örnek boyutunu belirlemek için tek yönlü ANOVA yöntemi kullanılarak G-Power (version 3.1.9.4) paket programında güç analizi gerçekleştirildi. 0,05 Tip 1 hata oranı ve %80 güç düzeyinde (etki büyüklüğü $f=0,40$) yapılan analiz sonucunda minimum örnek büyüklüğü her grup için 12 örnek olarak elde edildi (Grafik 1).

Grafik 1: Güç analizi



3.3. Bağımlı ve Bağımsız Değişkenler

Çalışmamızın bağımsız değişkenleri materyallerin içerikleridir, bağımlı değişkenleri ise materyallerin göstereceği radyoopasite değerleridir. Çalışmada kullanılan hidrolik kalsiyum silikat simanlar ve içerikleri aşağıda gösterilmektedir (Tablo 1).

Materyal	Üretici Bilgisi	Kimyasal İçerik
Biodentine	Septodont, Saint Maur des Faussés, France	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, kalsiyum oksit, demir oksit, zirkonyum oksit Likit: Kalsiyum klorür, suda çözünür polimer
MM-MTA	Micro Mega, Besançon, France	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, bizmut oksit, kalsiyum sülfat dihidrat, magnezyum oksit, kalsiyum karbonat Likit: Distile su, yumuşatıcı

Tehnodent Rootdent	Tehnodent Co. Ltd, Belgorod, Russia	Toz: Kalsiyum oksit, silikon oksit, alüminyum oksit, zirkonyum oksit Likit: Distile su
MTA BioRep	Itena, Paris, France	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum oksit, kalsiyum tungstat Likit: distile su, yumuşatıcı
MTA Angelus (White)	Angelus Odontologica Industries, Londrina, Parana, Brezilya	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum oksit, kalsiyum tungstat Likit: Distile su
ProRoot MTA (White)	Dentsply Tulsa Dental Specialties, Konstanz, Almanya	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dehidrat, silikat oksit Likit: Distile su
Bio MTA+	Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya	Toz: Kalsiyum oksit, hidroksiapatit, silikon oksit, demir oksit, alüminyum oksit, sodyum oksit, potasyum oksit, bizmut oksit, magnezyum oksit, zirkonyum oksit, kalsiyum fosfat Likit: Distile su, kalsiyum katalizörü

Endoart MTA	İnci Dental Tıbbi Malz. San ve Tic. Ltd. Şti., Türkiye	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum alüminat ve iterbiyum oksit Likit: Distile su, kalsiyum klorür
--------------------	---	---

Tablo 1: Tez çalışmasında kullanılan biyoseramikler ve kimyasal içerikleri

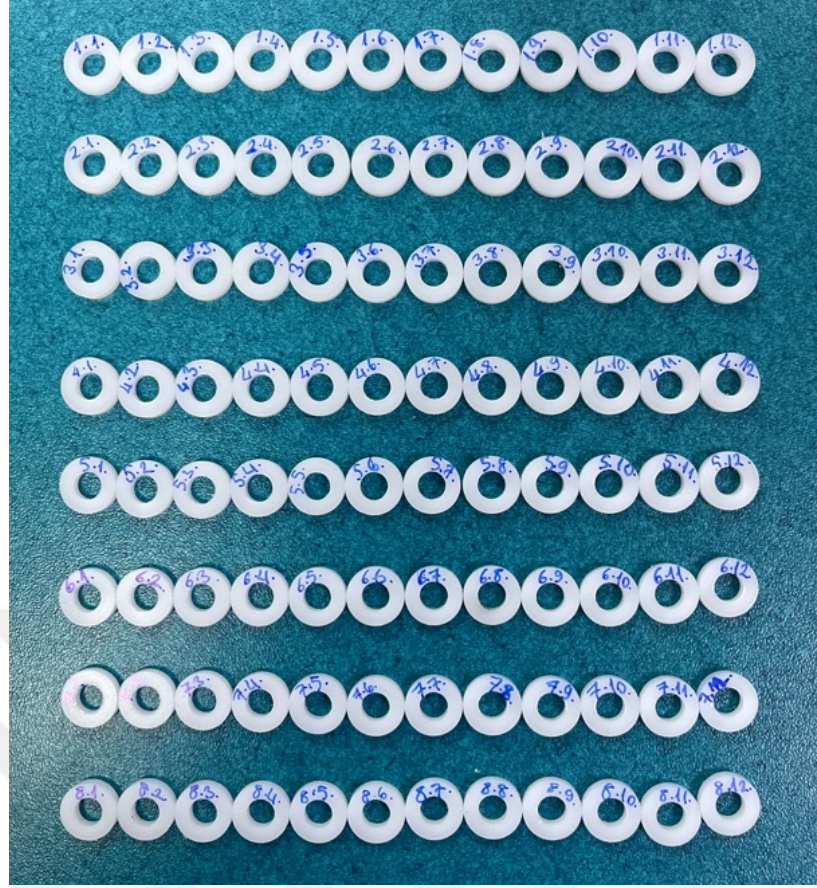
3.4. Veri Toplama Yöntemleri ve Kullanılan Gereçler

3.4.1. Örnek Halkalarının Hazırlanması

Örnekleri standardize etmek ve radyografide homojen bir görüntü elde edebilmek için CNC torna cihazında (FocusCNC FCL-300, Focus CNC Co., Ltd., Taichung, Taiwan) 10 mm beyaz derlin plastik kullanılarak iç çapı 5 mm, yüksekliği 1 mm olan silindir halkalar üretildi (Şekil 4). Her bir halka, radyografi alırken karışıklığa engel olmak için materyal ve örnek sayısına göre numaralandırıldı (Şekil 5).



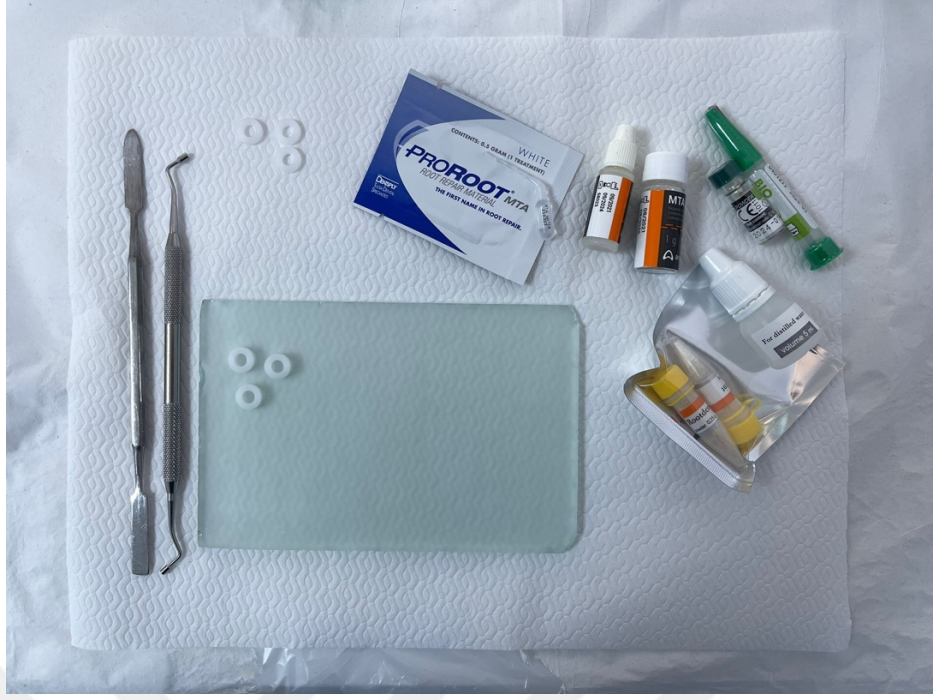
Şekil 4: Standart plastik halkaların üretildiği FocusCNC FCL-300 cihazı



Şekil 5: Standart plastik halkalar

3.4.2. Materyallerin Hazırlanması

Her bir materyal kendi üretici firmasının önerileri doğrultusunda hazırlandı (Şekil 6). Biodentine ve MM-MTA gibi toz ve likitin manuel karıştırılmadığı materyaller için SYG200 Biodentine karıştırma cihazı (Septodont, Saint Maur des Faussés, France) kullanıldı (Şekil 7).

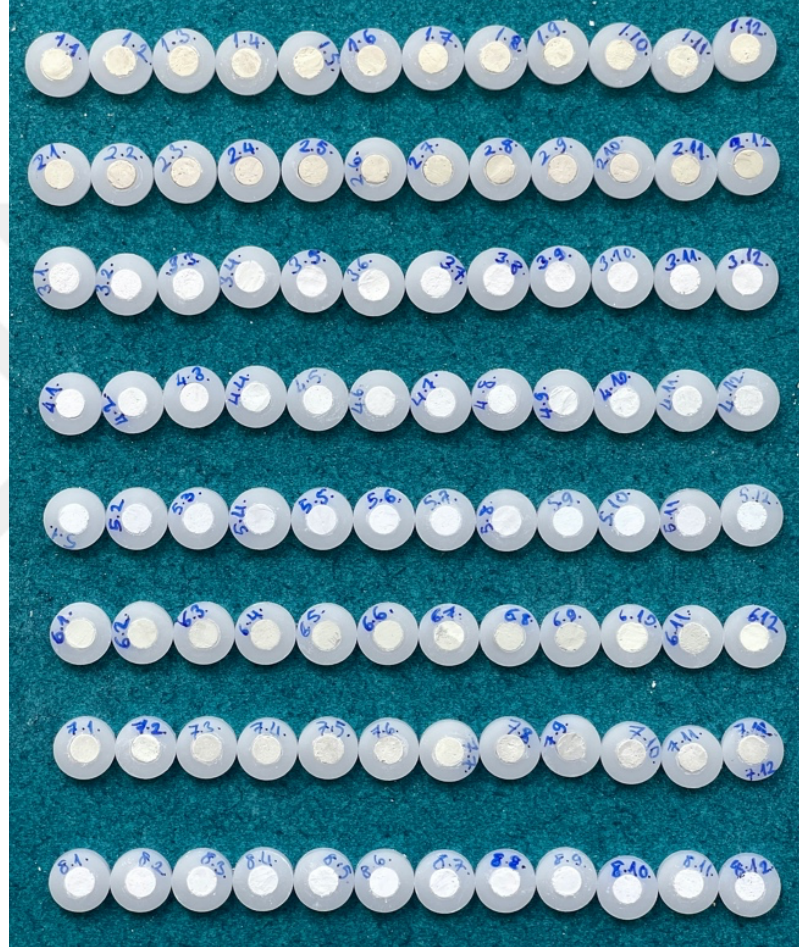


Şekil 6: Materyallerin hazırlanışı



Şekil 7: Biodentine karıştırma cihazı

Hazırlanan numuneler standart halkalara yerleştirilip radyografilere ve materyallere göre numaralanarak sıralandı (Şekil 8). Örnekler sertleşme reaksiyonları tamamlamaları için Şekil 9 ve Şekil 10’da gösterilen etüve (Nüve EN400, Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş., Ankara, Türkiye) yerleştirilerek 48 saat süresince 37⁰ C’de bekletildi.



Şekil 8: Hazırlanan örnekler



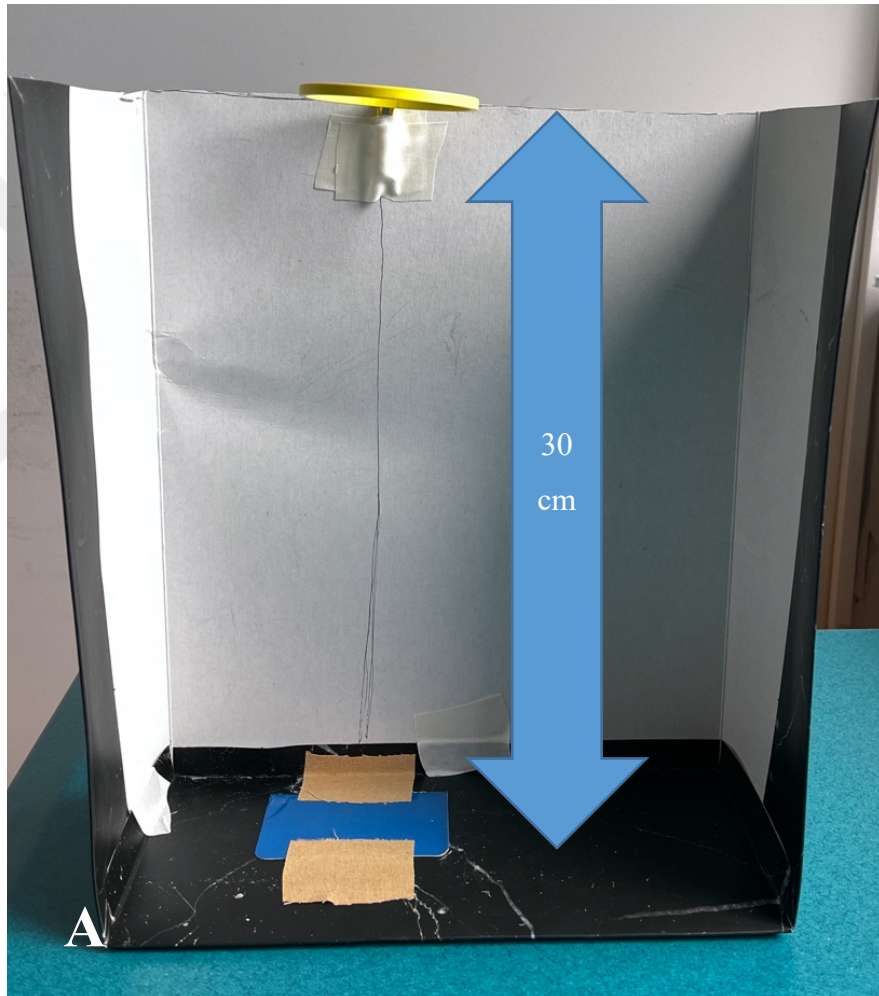
Şekil 9: Etüve yerleştirilen numunelerden bazıları



Şekil 10: Nüve EN400 etüv cihazı

3.4.3. Röntgen Düzeneğinin Hazırlanması

Radyografilerde standart oluşturmak için bir mukavva kutusu 30 cmlik obje-ışın kaynağı mesafesini sağlayacak şekilde hazırlandı. Paralel röntgen tutucu, kutu üzerine sabitlendi. Fosfor plak paralel tutucunun tam merkezine gelecek şekilde hazırlanan düzeneğin tabanına sabitlendi ve bantlarla çevresi işaretlendi (Şekil 11).





Şekil 11: A. Radyografi Düzenegi B. Fosfor plağa yerleştirilen örnekler, dentin ve Al step-wedge

3.4.4. Radyografilerin Alınması

Hazırlanan örnekler, 1 mmlik kontrol dentini ve alüminyum step-wedge 3 nolu Digora fosfor plak üzerine yerleştirildi. Obje-ışın kaynağı arasındaki mesafe hazırlanan düzenekle 30 cm olarak sabitlendi (Şekil 12). Digora fosfor plağı Carestream CS2100 röntgen cihazı (Carestream Dental, Atlanta, GA) kullanılarak 60 kVp, 7 mA’da 0.32 sn süre ile ışınlandı (Şekil 13).



Şekil 12: Radyograflerin alınması

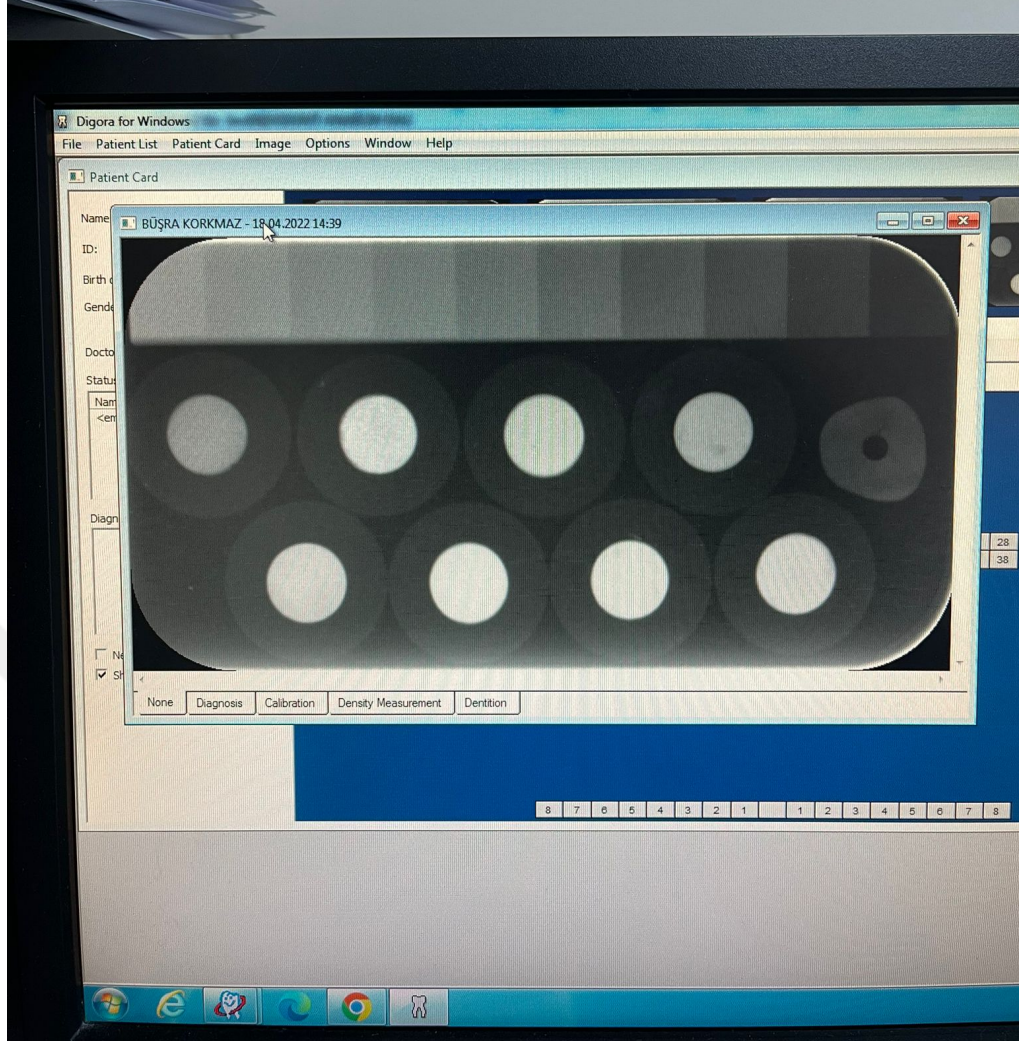


Şekil 13: Işınlama parametreleri

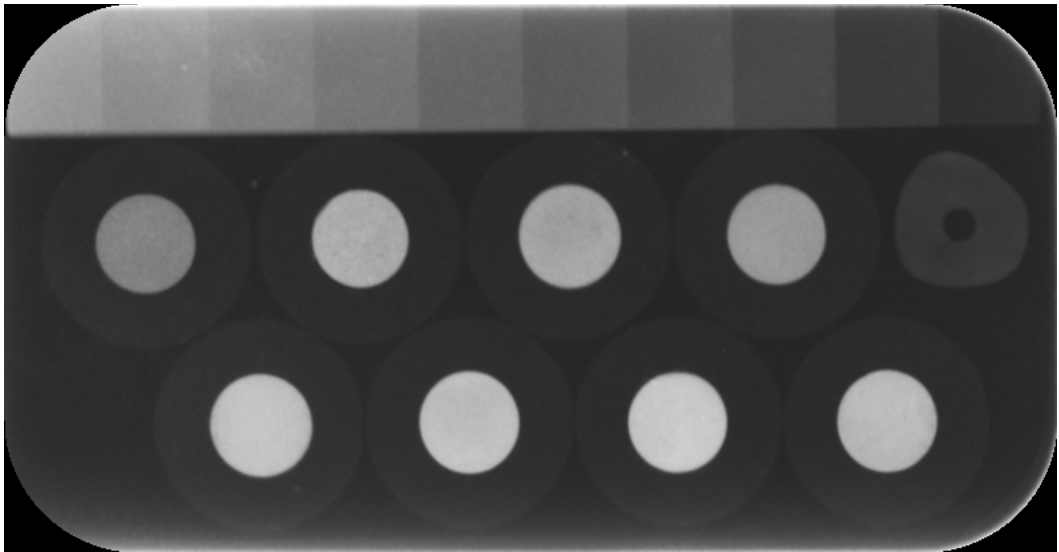
Radyograflar Soredex Digora Optime (Soredex, Helsinki, Finland) tarayıcı ile tarandı (Şekil 14). Elde edilen görüntüler Digora for Windows yazılımı kullanılarak 8-bitt TIFF dosyası şeklinde kaydedildi (Şekil 15). Bu yöntemle 12 adet radyografi alındı (Şekil 16).



Şekil 14: Digora Optime UV fosfor plak tarayıcı (Soredex, Helsinki, Finland)



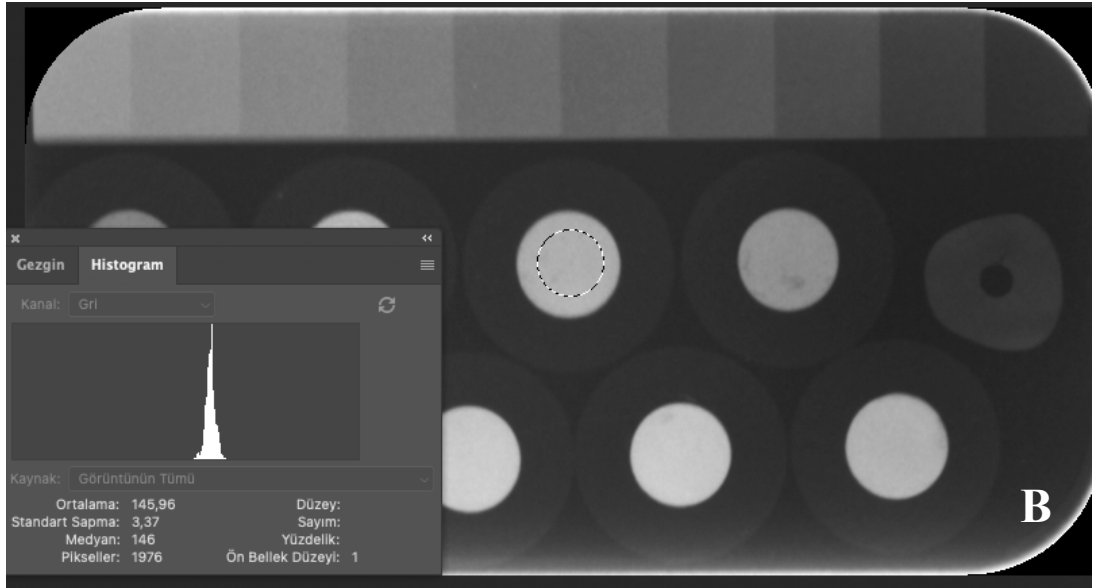
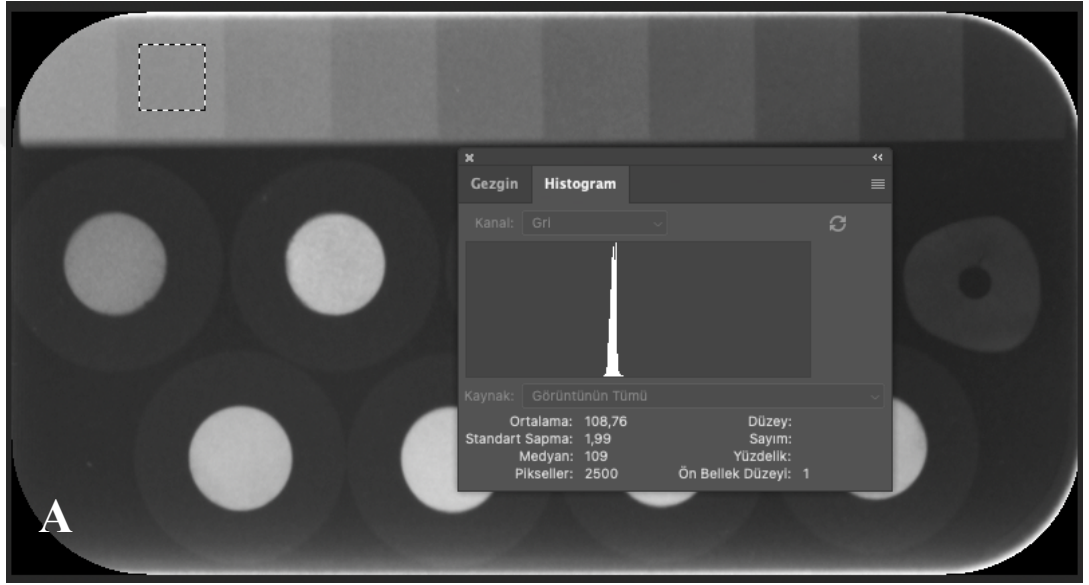
Şekil 15: Radyografilerin okunduğu Digora for Windows yazılımı



Şekil 16: Dijital radyografi ile elde edilen görüntü

3.4.5. Densitometrik Ölçümler

Her test örneğinin, dentinin ve alüminyum step-wedge'in her basamağının ortalama gri değerleri (MGV-Mean Gray Value) bir bilgisayar programının (Adobe Photoshop 23.3.1., Adobe System, San Jose, CA, ABD) histogram özelliği kullanılarak değerlendirildi. Step-wedge'in her bir basamağı 50x50 piksellik kare, materyaller 50x50 piksellik daire ve dentin 30x25 piksellik dikdörtgen alanı ile ölçüldü (Şekil 17).





Şekil 17: A. Al step-wedge MGv ölçümü B. Numunelerin MGv ölçümü C.Dentin MGv ölçümü

Materyallerin ölçümünde hava kabarcığı olmayan homojen bir alan seçimine dikkat edildi. Tüm MGv ölçümleri 3 kez yapıldı ve her bir materyalin ortalama MGv değeri hesaplandı. Excel yazılımı (Microsoft Excel 2019 MSO, New Mexico, USA) kullanılarak her örneğin MGv ölçümlerini Al mm eşdeğerine dönüştürmek için formül hesaplandı. Her radyografi için alüminyum step-wedge'in her bir basamağı ölçülerek aşağıdaki örnek grafik üzerinden denklem elde edildi (Grafik 2).



Grafik 2: MGV değerlerini Al mm eşdeğere dönüştürme denklemi örneği

Grafikteki denklemde y değeri MGV değerini, x değeri ise Al mm cinsinden eşdeğeri gösterir. Örnek üzerinden gidersek; dentin ilk alınan radyografide ortalama olarak 28,1 gri değer gösterdi. Yani $28,1 = 10,571x + 13,671$ denklemine göre x değeri 1,4 olarak, bize dentinin ilk radyografide 1,4 mm Al eşdeğerinde radyoopasiteye sahip olduğu bilgisini verir. Her radyografi için kendi grafiği ve denklemi bulunup hesaplanarak materyallerin Al mm eşdeğer radyoopasiteleri hesaplandı.

3.5. Verilerin Analizi ve Değerlendirme Teknikleri

Çalışmada 8 farklı biyomateryal birbirleri ve dentin dokusu ile radyoopasite değerleri açısından karşılaştırılarak değerlendirildi. Tüm verilerin istatistiksel analizi için IBM SPSS Statistics Version 25,0 (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25,0. Armonk, NY. IBM Corp.) paket programı kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler için ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler incelendi. Normal dağılıma uygunluk için Shapiro-Wilk testi, basıklık-çarpıklık değerleri ve histogram grafiklerinden faydalanıldı. Grup ortalamaları arasında fark olup olmadığının incelenmesi için Tek Yönlü Varyans Analizi yapılması öngörüldüğünden testin bir diğer varsayımı olan varyansların homojenliği, Levene testi ile analiz edildi. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen olmadığı için grup ortalamaları arasında fark

olup olmadığı, varyans homojenliği varsayımı olmayan Welch ANOVA testi ile incelendi. Çoklu karşılaştırmalar için varyansların homojen olmadığı durumlarda kullanılan Tamhane testi kullanıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmelerde tüm testler için p değerlerinin 0,05'ten küçük olduğu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ($p<0,05$).

3.6. Etik Kurul Onayı ve Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü Desteği

Doktora tez çalışmamız TDK-2021-22456 kodlu proje ile Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir (Ek-1). Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.09.2015 tarihli ve 15-1/9 numaralı kararı ile uygun bulunmuş olan “Rejeneratif Endodontide Kullanılan Mineral Trioksit Agregat ve Biodentin'in Dentine Bağlanma Direncinin Karşılaştırılması” adlı çalışmada kullanılan dentin kesiti kontrol grubuna dahil edilmiştir (Ek-2).

Bulgular

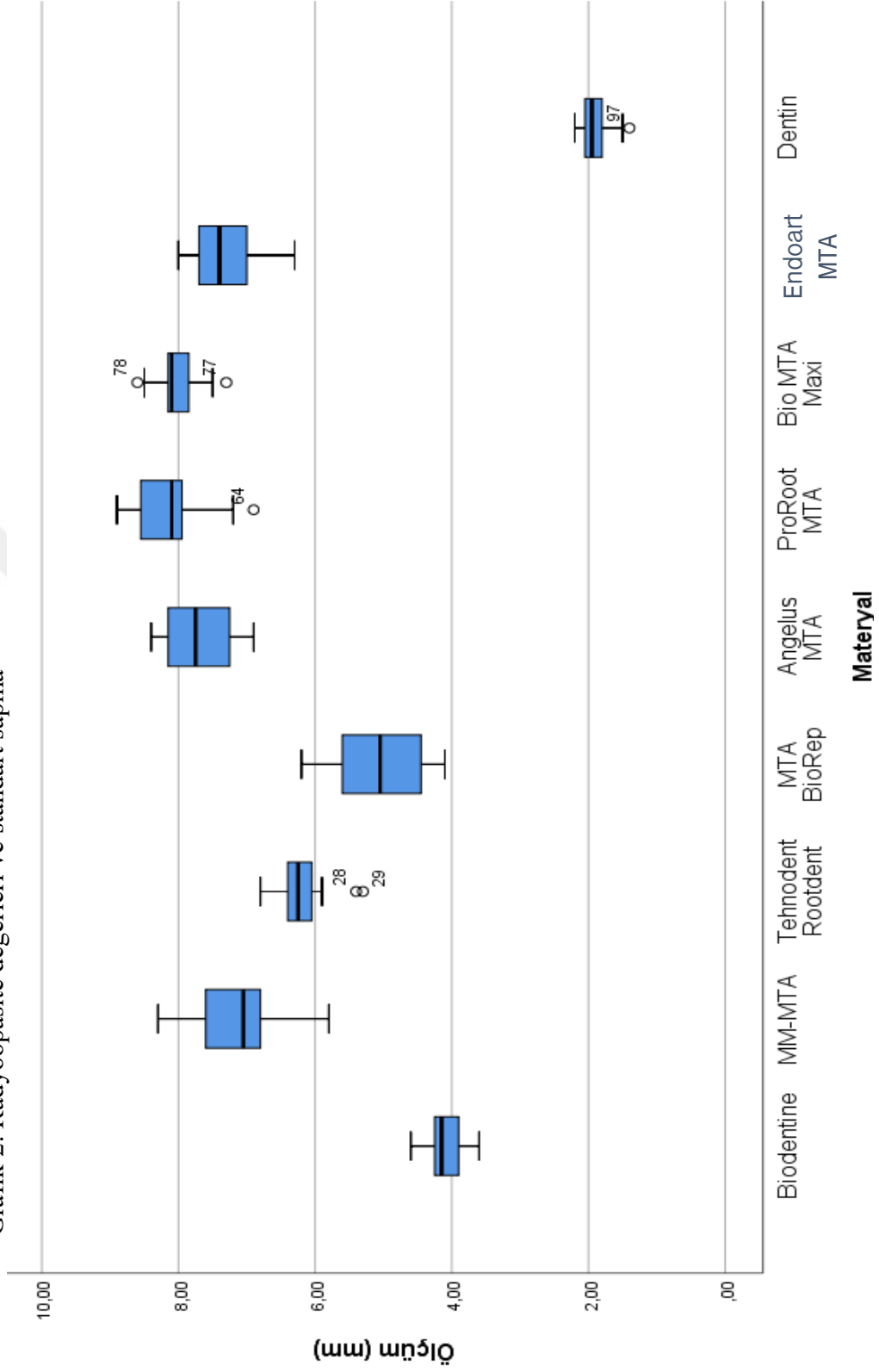
Her bir materyal grubunun minimum, maksimum ve ortalama Al mm eşdeğeri ve standart sapması aşağıda gösterilmiştir (Tablo 2) (Grafik 2).

Tablo 2: Her materyalin Al mm minimum, maximum, ortalama eşdeğerleri ve standart sapmaları

Tanımlayıcı İstatistikler							
Materyal	Ortalamalar için %95 Güven Aralığı						
	N	Ortalama	Standart Sapma	Alt Üst		Minimum	Maksimum
				Sınır	Sınır		
Biodentine	12	4,10	0,28	3,92	4,28	3,60	4,60
MM-MTA	12	7,12	0,66	6,70	7,53	5,80	8,30
Tehnodent	12	6,18	0,45	5,89	6,46	5,30	6,80
Rootdent							
MTA	12	5,11	0,71	4,66	5,56	4,10	6,20
BioRep							
MTA	12	7,71	0,49	7,39	8,02	6,90	8,40
Angelus							
ProRoot	12	8,09	0,58	7,73	8,46	6,90	8,90
MTA							
Bio MTA+	12	8,02	0,37	7,78	8,25	7,30	8,60
Endoart	12	7,31	0,51	6,99	7,63	6,30	8,00
MTA							
Dentin	12	1,89	0,24	1,74	2,04	1,40	2,20
Toplam	108	6,17	2,05	5,78	6,56	1,40	8,90

N: örnek sayısı

Grafik 2: Radyoopasite değerleri ve standart sapma



Çalışmamıza göre Biodentine grubu 3,60-4,60 mm Al arasında değer aldı ve ortalama olarak $4,10 \pm 0,28$ mm Al eşdeğerinde radyoopasiteye sahip bulundu. MM-MTA grubu 5,80-8,30 mm Al arasında değer aldı ve ortalama radyoopasitesi $7,12 \pm 0,66$ mm Al olarak görüldü. Tehnodent Rootdent grubu 5,30-6,80 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama $6,18 \pm 0,45$ mm Al radyoopasite gösterdi. MTA BioRep grubu 4,10-6,20 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama radyoopasitesi $5,11 \pm 0,71$ mm Al olarak belirlendi. MTA Angelus grubu 6,90-8,40 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama olarak $7,71 \pm 0,49$ mm Al radyoopasiteye sahip bulundu. ProRoot MTA grubu 6,90-8,90 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama radyoopasitesi $8,09 \pm 0,58$ mm Al değerinde görüldü. Bio MTA+ grubu 7,30-8,60 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama radyoopasitesi değeri $8,02 \pm 0,37$ mm Al olarak görüldü. Endoart MTA grubu 6,30-8,00 mm aralığında değer aldı ve ortalama olarak $7,31 \pm 0,51$ mm Al değerinde radyoopasiteye sahip bulundu. Dentin 1,40-2,20 mm Al aralığında değer aldı ve ortalama radyoopasite değeri $1,89 \pm 0,24$ mm Al bulundu.

Grupların radyoopasite ölçüm ortalamaları arasında fark olup olmadığını incelemek için Tek Yönlü Varyans Analizi (Tek Yönlü ANOVA) yapılması öngörüldü. Bu nedenle ilk olarak Tek yönlü ANOVA testinin normal dağılımdan sonraki varsayımı olan varyansların homojenliği incelendi. Varyans homojenliği Levene testi kullanılarak yapıldı. Levene testi sonucuna göre varyansların istatistiksel olarak homojen olmadığı Tablo 3'te gösterilmiştir ($F_{\text{Levene}}(8, 99)=2,285$, $p<0,05$).

Tablo 3: Varyans homojenliği testi

Levene Testi (Varyans Homojenliği Testi)			
İstatistik	Serbestlik Derecesi	Serbestlik Derecesi	p
2,285	1	2	
	8	99	0,027

Varyanslar homojen olmadığından Tek Yönlü ANOVA testinin varsayımı yerine gelmedi. Bu durumda Tek Yönlü ANOVA testinin hatalı sonuç vermesi olası olduğu için bunun önüne geçmek adına varyans homojenliği varsayımı olmayan Welch ANOVA testi yapıldı. Tablo 4’te gösterildiği üzere gruplar arasında radyoopasite ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($F_{\text{Welch}}=(8, 40,859)=460,613$, $p<0,05$).

Tablo 4: Radyoopasite ölçüm ortalamaları arasındaki farkın istatistiksel olarak tekrar değerlendirmesi

Welch ANOVA testi			
F	Serbestlik Derecesi	Serbestlik Derecesi	p
460,613	1	2	
	8	40,859	0,000

Hangi gruplar arasında fark olduğunu incelemek için varyans homojenliği olmadığı durumlarda kullanılan çoklu karşılaştırma testi olan Tamhane testi kullanıldı. Veriler Tablo 5 ve Tablo 6’da gösterildi.

Tablo 5: Radyoopasite ölçüm ortalamalarına ait farklılığın Tamhane testi ile değerlendirmesi

Çoklu Karşılaştırma				
Materyal		Ortalama Farkları	Standart Hata	p
Biodentine	MM-MTA	-3,02	0,21	0,000
	Tehnodent Rootdent	-2,08	0,15	0,000
	MTA BioRep	-1,01	0,22	0,014
	MTA Angelus	-3,61	0,16	0,000
	ProRoot MTA	-3,99	0,18	0,000
	Bio MTA+	-3,92	0,13	0,000
	Endoart MTA	-3,21	0,17	0,000
	Dentin	2,21	0,11	0,000
MM-MTA	Biodentine	3,02	0,21	0,000
	Tehnodent Rootdent	0,94	0,23	0,021
	MTA BioRep	2,01	0,28	0,000
	MTA Angelus	-0,59	0,24	0,539
	ProRoot MTA	-0,98	0,25	0,030
	Bio MTA+	-0,90	0,22	0,024
	Endoart MTA	-0,19	0,24	1,000
	Dentin	5,23	0,20	0,000
Tehnodent Rootdent	Biodentine	2,08	0,15	0,000
	MM-MTA	-0,94	0,23	0,021
	MTA BioRep	1,07	0,24	0,011
	MTA Angelus	-1,53	0,19	0,000
	ProRoot MTA	-1,92	0,21	0,000
	Bio MTA+	-1,84	0,17	0,000
	Endoart MTA	-1,13	0,20	0,000
	Dentin	4,28	0,15	0,000
MTA BioRep	Biodentine	1,01	0,22	0,014
	MM-MTA	-2,01	0,28	0,000
	Tehnodent Rootdent	-1,07	0,24	0,011
	MTA Angelus	-2,60	0,25	0,000
	ProRoot MTA	-2,98	0,26	0,000
	Bio MTA+	-2,91	0,23	0,000
	Endoart MTA	-2,20	0,25	0,000
	Dentin	3,22	0,21	0,000
MTA Angelus	Biodentine	3,61	0,16	0,000
	MM-MTA	0,59	0,24	0,539
	Tehnodent Rootdent	1,53	0,19	0,000
	MTA BioRep	2,60	0,25	0,000
	ProRoot MTA	-0,38	0,22	0,972
	Bio MTA+	-0,31	0,18	0,977
	Endoart MTA	0,40	0,20	0,903
	Dentin	5,82	0,16	0,000

ProRoot MTA	Biodentine	3,99	0,18	0,000
	MM-MTA	0,98	0,25	0,030
	Tehnodent Rootdent	1,92	0,21	0,000
	MTA BioRep	2,98	0,26	0,000
	MTA Angelus	0,38	0,22	0,972
	Bio MTA+	0,08	0,20	1,000
	Endoart MTA	0,78	0,22	0,065
	Dentin	6,20	0,18	0,000
Bio MTA+	Biodentine	3,92	0,13	0,000
	MM-MTA	0,90	0,22	0,024
	Tehnodent Rootdent	1,84	0,17	0,000
	MTA BioRep	2,91	0,23	0,000
	MTA Angelus	0,31	0,18	0,977
	ProRoot MTA	-0,08	0,20	1,000
	Endoart MTA	0,71	0,18	0,030
	Dentin	6,13	0,13	0,000
Endoart MTA	Biodentine	3,21	0,17	0,000
	MM-MTA	0,19	0,24	1,000
	Tehnodent Rootdent	1,13	0,20	0,000
	MTA BioRep	2,20	0,25	0,000
	MTA Angelus	-0,40	0,20	0,903
	ProRoot MTA	-0,78	0,22	0,065
	Bio MTA+	-0,71	0,18	0,030
	Dentin	5,42	0,16	0,000
Dentin	Biodentine	-2,21	0,11	0,000
	MM-MTA	-5,23	0,20	0,000
	Tehnodent Rootdent	-4,28	0,15	0,000
	MTA BioRep	-3,22	0,21	0,000
	MTA Angelus	-5,82	0,16	0,000
	ProRoot MTA	-6,20	0,18	0,000
	Bio MTA+	-6,13	0,13	0,000
	Endoart MTA	-5,42	0,16	0,000

Tablo 6: Radyoopasite ölçüm ortalamalarının çoklu karşılaştırmasında Tamhane testi sonuçlarına ait p değerleri

Çoklu Karşılaştırma (p)									
Materyal	Biodentine	MM-MTA	Tehnodent Rootdent	MTA BioRep	MTA Angelus	ProRoot MTA	Bio MTA+	Endoart MTA	Dentin
Biodentine	-	0,000	0,000	0,014	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
MM-MTA		-	0,021	0,000	0,539	0,030	0,024	1,000	0,000
Tehnodent Rootdent			-	0,011	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
MTA BioRep				-	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
MTA Angelus					-	0,972	0,977	0,903	0,000
ProRoot MTA						-	1,000	0,065	0,000
Bio MTA+							-	0,030	0,000
Endoart MTA								-	0,000
Dentin									-

Grupları birbiriyle karşılaştıran Tamhane testi sonuçlarına göre;

Biodentine materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm test materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olarak görüldü ($p<0,05$). Biodentine materyali, dentin dokusundan anlamlı olarak ($p<0,05$) daha fazla radyoopasite gösterirken diğer tüm gruplardan daha az radyoopasiteye sahip bulundu.

MM-MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Diğer materyallerle ise arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark bulundu ($p<0,05$). MM-MTA materyali radyoopasite olarak Biodentine; Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentinden daha fazla, Bio MTA+ ve ProRoot MTA'dan daha az radyoopasiteye sahip bulundu.

Tehnodent Rootdent materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm materyallerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı görüldü ($p<0,05$). Tehnodent Rootdent materyalinin radyoopasitesi; Biodentine, MTA BioRep ve dentinden fazla iken, diğer materyallerden daha az bulundu.

MTA BioRep materyalinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm materyallerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p<0,05$). MTA BioRep materyalinin radyoopasitesi; Biodentine ve dentinden daha fazla iken, diğer materyallerden daha az görüldü.

MTA Angelus materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MM-MTA, ProRoot MTA, Bio MTA+ ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentin gruplarıyla arasında ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık görüldü ($p<0,05$). MTA Angelus materyalinin radyoopasitesi; Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentinden daha fazla bulundu.

ProRoot MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus, Bio MTA+ ve Endoart MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentin arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). ProRoot MTA materyalinin gösterdiği radyoopasite Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentinden daha fazla olduğu gözlemlendi.

Bio MTA+ materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MTA Angelus ve ProRoot MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Endoart MTA ve dentinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulundu ($p<0,05$). Bio MTA+ materyalinin gösterdiği radyoopasite Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Endoart MTA ve dentinden daha fazla olduğu bulundu.

Endoart MTA materyalinin radyoopasite ortalama değeri ile MM-MTA, MTA Angelus ve ProRoot MTA materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunamadı ($p>0,05$). Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep, Bio MTA+ ve dentin gruplarıyla ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu görüldü ($p<0,05$). Endoart MTA materyalinin radyoopasitesi; Biodentine, Tehnodent Rootdent, MTA BioRep ve dentinden fazla, Bio MTA+ materyalinden daha az olarak gözlemlendi.

Dentinin radyoopasite ortalama değeri diğer tüm materyallerden istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0,05$). Dentinin radyoopasite değerinin diğer tüm materyallerden daha az olduğu görüldü.



Tartışma

1800'lü yılların sonuna doğru X ışınlarının keşfi ile birlikte dental radyografi o günden bugüne çürük, lezyon ve periodontal hastalıklar gibi durumların teşhis ve tedavisinde rutin olarak kullanılan bir yöntem haline gelmiştir (van der Stelt, 2005). Endodonti alanında da radyograflar tedavi ve takip aşamasında büyük önem taşımaktadırlar. Kanal tedavisinin başarısı düzenli aralıklarla alınan radyograflar ile değerlendirilmektedir. Endodontide kullanılan materyallerde olması gereken en önemli özelliklerden biri de radyografide tespit edilebilir olup, onu komşu anatomik yapılardan ayırt edilebilir kılan bir radyoopasiteye sahip olmasıdır ("ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials," n.d.). İntraoral radyograflerde radyoopasite değerine kemik densitesi, yumuşak doku, dentin kalınlığı gibi birçok faktör etki ettiği için özellikle dişin apikal üçlüsü gibi küçük bir alanı değerlendirmek daha zordur (Baksi-Akdeniz, Eyüboğlu, Şen & Erdilek, 2007). ISO standartlarına göre kök kanal patı ve simanları minimum 3 mm Al eşdeğerine sahip olmalıdır ("ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials," n.d.). ANSI/ADA standartlarına göre ise tüm endodontik materyaller en az 2 mm Al eşdeğerine sahip olmalıdır ("ANSI/ADA 57-2000 (R2012) - Endodontic Sealing Materials," n.d.). Manson-Hing yaptığı çalışmada 1 mm mineralize dokunun radyoopasitesinin 1 mm Al 1100 metaline eşdeğer olduğunu bulmuş ve herhangi bir endodontik materyalin dokulardan ayırt edilebilmesi için 1 mm kalınlıktayken en az 3 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermesi gerektiğini belirtmiştir (Manson-Hing, 1961). Tez çalışmamızda literatürde yer alan radyoopasite çalışmaları incelenmiş ve edinilen bilgiler doğrultusunda bir standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.

Higginbotham 1967'de yaptığı çalışmada kanal patları, gütta ve gümüş konları radyoopasite açısından karşılaştırmıştır, McComb ve Smith de polikarboksilat bazlı materyallerin radyoopasitesini geleneksel kök kanal dolgu patları ile karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Ancak bu iki çalışmada da densitometrik analiz sadece ışık geçirgenliğini değerlendirilerek yapılmış, herhangi bir materyali referans almamışlardır (Higginbotham, 1967; McComb & Smith, 1976).

Eliasson ve Haasken periapikal radyografide herhangi bir yabancı cismin saptanması için gereken radyoopasite değerini ölçmek adına, 26 adet inley veya kron

preparasyonunda kullanılan elastik ölçü materyali ile çalışma yapmışlardır. Çalışmada beş basamaklı bir alüminyum step-wedge kullanmışlardır (Eliasson & Haasken, 1979). Beyer-Olsen ve Orstavik de kanal patları ve simanları üzerine yaptıkları çalışmada, deneylerini standardize etmek amacıyla basamakları 2 mm artışa sahip bir alüminyum step-wedge kullanmışlardır. Densitometrik analiz yaparak aynı film üzerinde ışınlanmış olan alüminyum step-wedge ve materyal numunelerini karşılaştırarak, eşdeğer Al mm kalınlığına dönüştürmüşlerdir (Beyer-Olsen & Ørstavik, 1981).

ISO standartlarına göre alüminyum step-wedge en az %98 saflıkta alüminyum içermeliyken, ANSI/ADA standartlarına göre %99,5 saf alüminyum içermelidir (“ANSI/ADA 57-2000 (R2012) - Endodontic Sealing Materials,” n.d.; “ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials,” n.d.). Watts ve McCabe, alüminyum step-wedge için en uygun bileşimle saflık yüzdesini belirlemek ve radyoopasite verilerini işleyebilecek bir hesaplama prosedürü geliştirmek için; farklı markalara ait bileşimleri birbirinden farklı 12 tane alüminyum step-wedge ile çalışma yapmışlardır. Bakır ve demir içeriği yüksek olan alaşım bileşiklerine sahip step-wedgelerde, bakır ve demir bileşimleri X ışınlarını alüminyumdan daha fazla zayıflattığı için radyoopasite ölçümlerinin düşük olduğu görülmüştür. Bu çalışma sonucunda alüminyum içeriğinin kütlece en az %98 olmasının gerektiğini ve %0.05'ten fazla bakır veya %1.0'dan fazla demir içeren alaşımların içerik dışı tutulmasının uygun olacağını belirtmişlerdir (Watts, 1987; Watts & McCabe, 1999).

Baksı ve arkadaşları 2008 yılında yaptıkları çalışmada 0,5 mm artışları olan bir alüminyum step-wedge kullanmışlardır (Baksı ve ark., 2008). İstenilen hassasiyete sahip bir alüminyum step-wedge üretimi pahalı olduğu için Tagger ve Katz 1 mm kalınlığında alüminyum 1100 alaşım levhalarından 12 şeridi üst üste koyarak kendileri bir step-wedge imal etmişlerdir (Tagger & Katz, 2003).

Radyoopasite üzerine yapılmış birçok çalışmada 2 mm basamak artışı gösteren 2-16 mm'lik alüminyum step-wedge kullanılmıştır (Guerreiro-Tanomaru, Húngaro Duarte, Gonçalves & Tanomaru-Filho, 2009a, 2009b; Tanomaru, Cezare, Gonçalves & Tanomaru Filho, 2004; Tanomaru-Filho, Jorge, Guerreiro Tanomaru & Gonçalves, 2007; Vivan ve ark., 2009). Kim ve arkadaşları Portland çimentosuna bizmut oksit

eklenmesinin radyoopasiteye etkisini inceledikleri araştırmada 1 mm basamak artışı gösteren 10 basamaklı bir alüminyum step-wedge kullanmışlardır (Kim ve ark., 2008). Kaup ve arkadaşları ProRoot MTA ve Biodentine'i karşılaştırdıkları çalışmada 1-9 mm arası bir alüminyum step-wedge kullanmışlardır (Kaup ve ark., 2015). MM-MTA, ProRoot MTA ve MTA Angelus'un karşılaştırıldığı bir çalışmada ise 3 mm basamak artışı gösteren bir alüminyum step-wedge tercih edilmiştir (Khalil ve ark., 2015). Tanalp ve arkadaşları, Biodentine, MM-MTA ve MTA Angelus'un radyoopasite değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada %99,5 oranında saf Al içeren 1 mm basamak artışına sahip alüminyum step-wedge kullanmışlardır (Tanalp ve ark., 2013). Kandemir Demirci ve arkadaşları kanal patlarını inceledikleri bir çalışmada %99 saf alüminyum içeren 2 mm basamak artışı 5 basamaklı bir step-wedge kullanmışlardır (Demirci ve ark., 2021).

Literatürdeki çalışmalar ışığında çalışmamızda ISO standartlarına uygun olması ve sonuçlarımızı etkilememesi için özel hazırlanmış %99,8 oranında saf alüminyum içeren tek bloktan oluşan ve 1 mm basamak artışına sahip 10 basamaklı bir alüminyum step-wedge kullandık.

ISO standartlarına göre radyoopasite çalışmaları için hazırlanacak olan örnekler, iç çapı 10,0 mm ($\pm 0,01$ mm) yüksekliği ise 1,0 mm ($\pm 0,01$ mm) olan silindirik paslanmaz çelik kalıplara yerleştirilmelidir ("ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials," n.d.). Biodentine ve ProRoot MTA'nın karşılaştırıldığı bir çalışmada radyoopasite incelemeleri için hazırlanan örnekler 10 mm çapında ve 1 mm yüksekliğinde paslanmaz çelik yüzük kalıplara yerleştirilmiştir (Kaup ve ark., 2015). Endodontik siman ve patların radyoopasitesinin farklı görüntüleme yöntemleriyle değerlendirildiği bir çalışmada da yine ISO standartlarına göre 10 mm çapında 1 mm yüksekliğinde çelik kalıplar kullanılmıştır (Ochoa-Rodríguez ve ark., 2020). Literatüre girmiş birçok çalışma ISO standartlarına göre yapılmıştır (Camilleri, Sorrentino & Damidot, 2013; Grech ve ark., 2013; Tanalp ve ark., 2013; Vivan ve ark., 2009).

Literatürdeki çalışmalarda halka kalıpların farklı materyallerle ve farklı boyutlarla da hazırlandığı da görülmüştür. Baksı ve arkadaşları yaptıkları çalışmada materyal numunelerini 10 mm çapında ve 1 mm yüksekliğinde teflon silindirik kalıplara

yerleştirmişlerdir (Baksı ve ark., 2008). Tagger ve Katz çalışmalarında dış çapı 12 mm ve iç çapı 6 mm olan 1 mm yüksekliğinde çelik kalıplar kullanmışlardır. ISO standardının bu şekilde dışına çıkmalarının nedeni, çalışmalarında çok fazla materyal olduğu için standarda uygun kalıp üretilmesinin maliyetli gelmesi olmuştur. Aynı zamanda materyal numunelerinin 1 mmlik kalınlıktaki kalıplardan çıkarılırken zarar görebilecekleri ihtimalini düşünerek; maliyeti düşük ve tek kullanımlık kalıpları tercih etmişler, numuneleri kalıplardan çıkarmamışlardır (Tagger & Katz, 2003).

Çok sayıda materyalin radyoopasitesini karşılaştırmayı amaçlayan çalışmalarda araştırmacılar numuneleri tek bir radyografiye sığdırabilmek için hazırladıkları kalıpların çapını küçültme yoluna gitmişlerdir. Demirci ve arkadaşları çalışmalarında 5 mm çapında 2 mm derinliğinde paslanmaz çelik halkalar kullanmışlardır (Demirci ve ark., 2021). Taşdemir ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada ISO standartları dışına çıkarak numuneleri koymak için 1 mm derinliğinde ve 5 mm çapında boşluklar açılmış plastik plaka ürettirip onu kullanmışlardır (Taşdemir, Yeşilyurt, Yıldırım & Er, 2008). Buna benzer bir akrilik plaka da Görduysus ve Avsu'nun çalışmasında kullanılmıştır, 4 mm çapında 1 mm derinliğinde boşluklar açılan plakaya materyal numunelerini yerleştirmişlerdir (Görduysus & Avcu, 2009).

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 8 adet biyomateryali karşılaştıracığımız için, tüm örnekleri kullanacağımız fosfor plağa sığdıracak şekilde dış çapı 10 mm iç çapı 5 mm olan ve 1 mm yüksekliğe sahip beyaz plastik derlinden özel standart kalıp ürettik. Numuneleri kalıptan çıkartırken dayanımı az olanların zarar görme ihtimaline karşı hiçbir numuneyi kalıbından çıkartmadan radyografi almayı tercih ettik.

ISO standartları obje-ışın kaynağı mesafesini 300 mm (± 10 mm) olarak önermektedir ve literatüre girmiş olan birçok çalışmada bu mesafe kullanılmıştır (Grech ve ark., 2013; “ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials,” n.d.; Khalil ve ark., 2015; Kim ve ark., 2008; Tanalp ve ark., 2013; Vivan ve ark., 2009). Obje-ışın kaynağı mesafesi konusunda ISO standartlarının dışına çıkan çalışmalar da mevcuttur ancak bu çalışmalarda seçilen mesafeye getirilmiş bir açıklamaya rastlanamamıştır. Beyer-Olsen ve Orstavik çalışmalarında 35 cm obje-ışın kaynağı mesafesini kullanmışlardır (Beyer-Olsen & Ørstavik, 1981). Tanomaru ve arkadaşları

alışmalarında 33,5 cmlik obje-ışın kaynağı mesafesi kullanırken, Kaup ve arkadaşları da 21 cmlik bir mesafeyi tercih etmişlerdir (Guerreiro-Tanomaru, Húngaro Duarte, ve ark., 2009a; Kaup ve ark., 2015; Tanomaru ve ark., 2004). Ağız içi radyografide en iyi sonuçların uzun kon paralel tekniğı ve en az 30 cm'lik bir obje-ışın kaynağı mesafesi ile elde edilmesi bilgisinden (van Aken, 1969) yola çıkarak çalışmamızda obje-ışın kaynağı mesafesini 30 cm olarak belirledik.

Radyografinin görüntü kalitesini etkileyen önemli faktörlerden biri de kilovoltajdır (Manson-Hing, 1961). Fitzgerald, görüntü kalitesi açısından daha yüksek kilovoltajlar önermiştir. Yüksek kilovoltajda kontrast azaldığı için hem yumuşak dokudaki hem de sert dokudaki görüntü detaylarının daha iyi çıktığını belirtmiştir (Fitzgerald, 1950). Kilovoltajın görüntü kalitesine etkisini inceleyen birçok araştırma yapılmıştır (Manson-Hing, 1961; Thunthy & Manson-Hing, 1978; Webber & Ryge, 1969; Wuehrmann & Monacelli, 1951; Wuehrmann & Curby, 1952; Yoshiura & ark., 1999).

Literatürdeki çalışmalarda radyografiler 60-75 kVp ve 7-10 mA aralıklarında alınmıştır. Işınlama süreleri kVp değerlerine göre değışiklik göstermiştir (Baksı ve ark., 2008; Grech ve ark., 2013; Kaup ve ark., 2015; Khalil ve ark., 2015; Kim ve ark., 2008; Tagger & Katz, 2003; Vivan ve ark., 2009). Diş hekimliğinde kullanılan cihazların çoğunda kVp ve mA değerleri sabittir (Harorlı ve ark., 2014). Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi'nde gerçekleştirdiğimiz çalışmada sabit 60 kVp ve 7 mA değerlerine sahip CareStream CS2100 (Carestream Dental, Atlanta, GA) röntgen cihazını kullandık, ışınlama süremizi 0,32 sn olarak belirledik.

Konvansiyonel radyografi, diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmakta olan bir yöntem olmakla beraber bilgisayarların hayatımıza girmesiyle yerini yavaş yavaş dijital radyografiye bırakmıştır. Bu döneme kadar konvansiyonel radyografi ile birçok çalışma yapılmıştır. Higginbotham konvansiyonel radyografi ile kök kanal dolgu materyallerinin radyoopasitesini araştırarak ilk araştırmacıdır (Higginbotham, 1967). Eliasson ve Haasken de ölçü materyallerinin radyoopasitesini araştırdıkları çalışmada, densitometer cihazı kullanarak konvansiyonel filmde geçen ışığı alüminyum eşdeğerine dönüştürerek bir standardizasyon elde etmişlerdir (Eliasson & Haasken, 1979). Tagger ve Katz çalışmalarında konvansiyonel filmleri dijital ortama aktararak,

dijital yöntem için bir basamak oluşturdıklarını belirtmişlerdir (Tagger & Katz, 2003). Tanomaru ve arkadaşları da kanal patlarının radyoopasitesini radyografileri dijitalize ederek inceledikleri bir çalışma yapmışlardır (Tanomaru ve ark., 2004).

1989 yılında ilk dijital sistem olarak RadioVisioGraphy (RVG) sistemi Francis Mouyen tarafından piyasaya sunulmuştur (Mouyen ve ark., 1989). Beraberinde başka sistemler de üretilip piyasaya sürülmüştür. Dijital radyografinin konvansiyonel radyografiye göre daha az radyasyon yayıyor oluşu, görüntü kalitesinin daha iyi olması ve arşivlenebilirliği onu zamanla daha çok tercih edilen bir yöntem haline getirerek geçiş sürecini başlatmıştır (van der Stelt, 2008).

Konvansiyonel radyografiden dijital radyografiye geçiş döneminde hem tıp alanında hem de diş hekimliği alanında bu iki yöntemi birbiriyle kıyaslayan birçok çalışma ve araştırma yapılmıştır. Sonoda ve arkadaşları, akciğer ve batin radyografileri alarak yaptıkları çalışmada dijital yöntemin konvansiyonele göre daha detaylı bilgiler verdiğini bulmuşlardır (Sonoda ve ark., 1983). Syriopoulos ve arkadaşları, arayüz çürüklerinin radyografik tespiti için iki konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile dört dijital görüntüleme yöntemini karşılaştırmışlardır. Tanısal doğruluk açısından değerlendirdikleri yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamadıklarını belirtmişlerdir ($p>0,05$) (Syriopoulos, Sanderink, Velders & van der Stelt, 2000).

Konvansiyonel ve dijital görüntülemeyi kanal boyu tespiti konusunda karşılaştıran çalışmalar yapılmıştır. Hedrick ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kanal boyu tespiti yapılması konusunda dijital radyografiyi istatistiksel olarak daha iyi olarak bulmuşlardır ($p<0,05$), ancak bunun klinik olarak çok büyük bir fark yaratmayacağını bildirmişlerdir (Hedrick, Brent Dove, Peters & McDavid, 1994). Cederberg ve arkadaşları fosfor plak sistemi ile E-Speed röntgen filmini kanal boyu tespitinde kıyasladıkları çalışmada, fosfor plak sisteminin kontrast değişkenliği, görüntü iyileştirme ve görüntü büyütme gibi avantajlarla küçük eğerleri görüntülemekte daha iyi olduğundan bahsetmişlerdir (Cederberg, Tidwell, Frederiksen & Benson, 1998). Menteş ve Gençoğlu kavisli kanalların boylarını tespit etmek üzerine yaptıkları bir karşılaştırma çalışmasında dijital radyografide görüntüyü büyütme seçeneği olmasının

iyi bir avantaj olduğunu belirterek, görüntü kalitesinin de konvansiyonele yakın olduğunu söylemişlerdir. Kurvatürlü kanalların boy tespitinde dijital yöntemin artık kullanılabilir ve güvenilir bir yöntem olabileceğini belirtmişlerdir (Menteş & Gençoğlu, 2002).

Literatürde dental materyallerin konvansiyonel ve dijital radyografideki radyoopasitelerini karşılaştıran çalışmalar başlangıçta daha çok restoratif materyaller üzerinden olmuştur (Nomoto ve ark., 2008; Silveria, 2002; Wenzel, Hintze & Hørsted-Bindslev, 1998). Sabbagh ve arkadaşları rezin bazlı kompozit materyallerin radyoopasitelerini iki farklı yöntemle ölçüp değerlendirdikleri çalışmada dijital yöntemin tüm avantajlarına rağmen konvansiyonelin radyoopasite değerlendirme açısından daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (Sabbagh, Vreven & Leloup, 2004).

Dijital radyografi ile dental materyallerin radyoopasitesini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır (Baksı-Akdeniz ve ark., 2007; Carvalho-Junior ve ark., 2007; Gu, Rasimick, Deutsch & Musikant, 2006; Taşdemir ve ark., 2008). Literatürde dental materyalleri dijital ve konvansiyonel radyografide karşılaştıran ilk çalışmayı Rasimick ve arkadaşları yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda bazı materyallerin dijital radyografide konvansiyonel radyografiye göre daha yüksek radyoopasite değeri gösterdiklerini bulmuşlardır, bunun nedeninin materyallerin elementel bileşiminin radyoopasite üzerinde etkili olması ihtimali olarak değerlendirmişlerdir (Rasimick, Gu, Deutsch & Musikant, 2007).

Endodontik materyallerin radyoopasite değerlerini farklı radyografi yöntemlerine göre değerlendirmek için Baksı ve arkadaşları, konvansiyonel yöntemle dijital fosfor plak yöntemini karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Materyallerin radyoopasite değerleri sıralaması iki yöntemde de aynı çıkmış olsa da dijital radyografi görüntülerinde daha yüksek radyoopasite değerleri bulmuşlardır (Baksı ve ark., 2008). Akçay ve arkadaşları da kanal patlarının radyoopasitelerini konvansiyonel, fosfor plak ve CCD (charged couple device) yöntemlerini kullanarak karşılaştırmışlardır, sonuç olarak bütün materyallerin içeriklerinden bağımsız olarak dijital radyografide daha yüksek radyoopasite değeri gösterdiklerini belirtmişlerdir (Akçay, İlhan & Dündar, 2012).

Literatürdeki çalışmalar ışığında çalışmamızda konvansiyonel yöntemin banyo zorlukları ve görüntü detayının az oluşu nedeniyle dijital yöntemi tercih ettik. Dijital yöntemde de CCD sensörünün materyalleri sığdırmak için boyutsal yetersizliğini göz önüne alarak fosfor plak yöntemiyle deneylerimizi gerçekleştirdik. Diğer tarayıcı cihazlarla karşılaştırıldığı bir çalışmada detaylı radyografik bilgi verdiği belirtilmiş olan (Kitagawa ve ark., 2000) ve fakültemiz bünyesinde bulunan Digora Optime tarayıcı ile görüntüleri dijital ortama aktardık. Densitometrik incelemeleri ise günümüzün en çok kullanılan ve güvenilir bilgisayar yazılımı olan Adobe Photoshop 23.3.1. (Adobe System, San Jose, CA, ABD) programının histogram özelliğini kullanarak yaptık.

Hidrolik kalsiyum silikat simanlar, sağladığı avantajlarla birlikte birçok endodontik tedavide en çok tercih edilen materyaller haline gelmişlerdir. Kök kanal patı, kök ucu tamir simanı, direkt pulpa örtüleyici, perforasyon tamir simanı, koronal tıkaç ve apikal tıkaç olarak kullanıldıkları birçok tedavi protokolü mevcuttur (Aguilar & Linsuwanont, 2011; Jain & Ranjan, 2015; Jitaru ve ark., 2016). Rutinde daha sık yapılan primer kanal tedavisi ve kanal yenileme tedavilerinde kanal patı önemli bir yere sahiptir. Biyoseramik içerikli kanal patlarının radyoopasitesini inceleyen birçok çalışma mevcuttur (Akçay ve ark., 2012; Baksı ve ark., 2008; Demirci ve ark., 2021; Görduysus & Avcu, 2009; Guerreiro-Tanomaru, Antonio, ve ark., 2009). Literatürde biyoseramik içerikli kanal patlarının incelendiği çok çalışma olduğu için biz çalışmamızda hidrolik kalsiyum silikat simanlarını incelemeyi tercih ettik. Çalışmamızda kullandığımız bazı materyaller piyasaya yeni çıkmış veya çıkarılacak olduğu için fiziksel ve biyolojik özellikleriyle ilgili literatürde az sayıda çalışma bulunmuştur.

Mineral Trioksit Agregat (MTA) 90'lı yılların başında Portland çimentosu bazlı olarak geliştirilmiş bir hidrolik kalsiyum silikattır. İçeriğinde trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, trikalsiyum oksit ve silikat oksit partükülleri bulunur, radyoopasite vermesi için ise bizmut oksit eklenmiştir (Torabinejad, Hong, McDonald, ve ark., 1995; Torabinejad & White, 1995). Radyoopasite için içeriğe eklenen bizmut oksit nedeniyle dişlerde renklenme görülmesi MTA'nın dezavantajlarından biri olmuştur (Bortoluzzi

ve ark., 2007; Bekir ve ark., 2005). Bu durum araştırmacıları farklı radyoopasite verecek bileşimler bulmaya yöneltmiştir. Marciano ve arkadaşları, bizmut oksitin bileşime katıldığı miktarların diş kronundaki renklenmeye olan etkisini araştırmaya yönelik yaptıkları çalışmada, bizmut oksit miktarındaki artışın renklenmeyle bir ilişkisi olmadığı sonucuna varmışlardır. Diş dokusundaki renklenmeye, kalsiyum silikatların doku içinde reaksiyon göstermesinin sebep olabileceği yönünde fikir belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra bizmut oksit miktarındaki artışın radyoopasite değerini arttırdığı da görülmüştür (Marciano, Estrela, Mondelli, Ordinola-Zapata & Duarte, 2013).

Beyaz ProRoot MTA'nın içeriğinde bizmut oksit bulunmakla beraber tetrakalsiyum alüminoferrit içerikten çıkarılmıştır (Song ve ark., 2006). ProRoot MTA'nın gri ve beyaz formunun incelendiği araştırmalarda beyaz formunun gri formuna göre az farkla daha yüksek radyoopasiteye sahip olduğu görülmüştür. Chng ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada beyaz MTA 6,7 mm Al eşdeğerinde radyoopasite gösterirken gri MTA 6,5 mm Al eşdeğerinde göstermiştir (Chng, Islam, Jin Yap, Yen & Eng, 2005). Islam ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da benzer radyoopasite değerleri görülmüştür (WMTA=6,74 mm Al, GMTA=6,47 mm Al) (Islam ve ark., 2006).

Hungaro Duarte ve arkadaşları radyoopasite verici ajanları karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bizmut oksit, çinko oksit, kurşun oksit, bizmut subnitrat, bizmut karbonat, baryum sülfat, iyodoform, kalsiyum tungstat ve zirkonyum oksit ajanları çalışmaya dahil edilmiştir. %20 radyoopasite ajanı %80 Portland çimentosu olacak şekilde numune hazırlamışlar ve kontrol grubu olarak saf Portland çimentosuyla dentini kullanmışlardır. Konvansiyonel radyografi yöntemi ile aldıkları radyografları dijitalize ederek değerlendirmişlerdir. Bulgulara göre radyoopasite verici ajan içeren Portland çimentoları en çok radyoopasite gösterenden en az radyoopasite gösterene doğru şu şekilde sıralanmışlardır: bizmut oksit 5,93 mm Al, kurşun oksit 5,74 mm Al, bizmut subnitrat 4,66 mm Al, iyodoform 4,24 mm Al, zirkonyum oksit 3,41 mm Al, bizmut karbonat 3,25 mm Al, kalsiyum tungstat 3,11 mm Al, baryum sülfat 2,80 mm Al, çinko oksit 2,64 mm Al. Portland çimentosu ise saf halde $1,01 \pm 0,01$ mm Al eşdeğere sahip çıkmıştır, bu değer ISO standartlarının altında kalmaktadır. Bu çalışmadaki radyoopasite veren ajanlar sadece radyoopasite açısından

değerlendirildiği için bazılarının biyolojik özellikleri hakkında bilgi sahibi olunamamıştır. İçeriğe hangi bileşimi dahil etmek daha iyi olur konusuna yorum getirememişlerdir (Húngaro Duarte ve ark., 2009)

Klinik kullanımlar için birçok bileşimin biyolojik ve fiziksel özellikleri araştırılmaya devam edilmiştir. Bizmut oksit üzerine yapılan çalışmalar saf Portland çimentosundan daha yüksek toksisiteye sahip olduğunu ancak bu toksisitenin zamanla azaldığını göstermiştir. İlk 12-24 saatte pulpa hücrelerinin canlılığının saf Portland çimentosu grubunda, bizmut oksit içerikli Portland çimentosu grubuna göre daha yüksek olduğu görülürken; 48-72 saat aralığında bizmut oksit içeren grup saf Portland çimentosu grubuyla aynı seviyeye geri dönmüştür (Min ve ark., 2007).

İyodoformun biyolojik özelliklerini değerlendiren çalışmalar canlı doku ile uyumlu olduğu sonucuna varmıştır (de Moraes, Bernardineli, Garcia, Duarte & Guerisoli, 2006; Thomas, Chandra, Chandra & Pandey, 1994). Zirkonyum oksit hakkında yapılan araştırmalar bu malzemenin mekanik dayanıklılığı yüksek, korozyona karşı dirençli, estetik olarak ön bölgede kullanılmaya uygun ve biyouyumlu bir materyal olarak sitotoksik etki göstermediğini ortaya koymuştur (Dion ve diğerleri, 1994; Gautam, Joyner, Gautam, Rao & Vajtai, 2016; Guerreiro Tanomaru ve diğerleri, 2014; Piconi & Maccauro, 1999).

Literatürde baryum sülfatı değerlendiren çalışmalar içerisinde dokuda inflamatuvar yanıt oluşmasına neden olduğu sonucuna varan çalışmalar olduğu gibi herhangi bir toksisiteye rastlanmayan çalışmalar da mevcuttur (Acarturk ve ark., 2008; Lazarus, Cuckler, Schumacher, Ducheyne & Baker, 1994). Oruçoğlu ve Çobankara'nın olgu sunumunda baryum sülfat içerikli kalsiyum hidroksit, periapikal lezyonlu mandibular kanin ve premolar dişlerde ara medikament olarak kullanılmıştır ve kazara apeks dışına taşmıştır. Lezyonlar iyileşmiş olmalarına rağmen baryum sülfatın dokuya taşmasının iyileşme süresinin uzamasına sebep olduğunu düşünmüşlerdir. Lezyonların iyileşmesinden bağımsız olarak baryum sülfat tamamen çözülmemiş olarak dokuda bulunmaya devam ettiği için kullanımı konusunda dikkatli olunması gerektiğini belirtmişlerdir (Orucoglu & Cobankara, 2008).

Bortoluzzi ve arkadaşları Portland çimentosuna farklı bileşimler dahil ederek beyaz MTA Angelus (WMTA) ile karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bizmut oksit, baryum sülfat, iyodoform ve zirkonyum oksit bileşimlerini çalışmaya dahil etmişlerdir. Konvansiyonel yöntemle aldıkları radyografileri dijitalize ederek değerlendirmişlerdir. Bizmut oksit içeren Portland çimentosu $5,88 \pm 0,14$ mm Al değeriyle en yüksek radyoopasite değerini göstermiştir ancak WMTA ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Radyoopasite sıralamasında $3,87 \pm 0,10$ mm Al değeri ile zirkonyum oksit içerikli Portland çimentosu gelirken, $3,50 \pm 0,14$ mm Al değeri ile iyodoform içerikli Portland çimentosu onu takip etmiştir. Baryum sülfat içeren Portland çimentosu $2,35 \pm 0,08$ mm Al değeri ile en düşük radyoopasiteye sahip çıkmıştır. Portland çimentosu saf haliyle $1,69 \pm 0,06$ mm Al eşdeğer radyoopasite göstermiştir (Bortoluzzi, Guerreiro-Tanomaru, Tanomaru-Filho & Duarte, 2009).

Zirkonyum oksit ile bizmut oksitin radyoopasitesini değerlendiren birçok çalışma literatürde mevcuttur. Antonijevic ve arkadaşları, bizmut oksit, zirkonyum oksiti ve iterbiyum triflorürü Portland çimentosuna farklı oranlarda ekleyerek oluşan materyallerin radyoopasitesini, sertleşme sürelerini, basınç dayanımlarını ve porozitelerini kıyasladıkları bir çalışma yapmışlardır. %10-%20-%30 oranında radyoopasite verici bileşim kattıkları Portland çimentolarını rastgele iki gruba ayırıp numunelerin yarısını distile su içinde diğer yarısını da fosfat tamponlu tuzlu su çözeltisinde 10 gün süreyle tutmuşlardır. Daha sonra numunelerin radyografilerini konvansiyonel radyografi yöntemi ile alarak densitometrik ölçümleri yapmışlardır. Tuzlu su çözeltisinde bekletilen %30 bizmut oksit içeren Portland çimentosu bütün numuneler arasında en yüksek radyoopasite değerini göstermiştir. %20 ve %30 oranlarında zirkonyum oksit, iterbiyum triflorür ve bizmut oksit içeren Portland çimentoları ise ISO standartlarına uygun radyoopasite göstermiştir. Ancak bizmut oksit içerikli Portland çimentosu, her oranda zirkonyum oksit ve iterbiyum triflorür içeren Portland çimentolarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek radyoopasite sergilemiştir ($p < 0,05$) (Antonijevic ve ark., 2014).

İçeriğe eklenen bileşimlerin partikül boyutunun radyoopasite değerinin, pH değerinin ve antimikrobiyal aktiviteye etkisinin araştırıldığı bir çalışmada %20 oranında bizmut

oksit içeren MTA Angelus, içeriklerine %30 oranında mikro- ve nanopartiküllü zirkonyum oksit ile niyobyum oksit eklenmiş Portland çimentolarıyla karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda mikropartiküllü ve nanopartiküllü numuneler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$), zirkonyum oksit ve niyobyum oksit içeren Portland çimentoları ISO standardına uygun radyoopasite sergilemişlerdir (Guerreiro Tanomaru ve diğerleri, 2014).

Literatürde özellikle uzun zamandır piyasada olan ProRoot MTA, MTA Angelus ve Biodentine üzerine birçok çalışma mevcuttur (Grech ve ark., 2013; Malkondu ve ark., 2014; Shah ve ark., 1996; Song ve ark., 2006; Torabinejad, Hong, McDonald, ve ark., 1995).

ProRoot MTA piyasanın öncü ürünlerinden olduğu için birçok çalışmada karşılaştırmaya dahil edilen materyaller arasında yer almıştır. İçeriğine bizmut oksit eklenmiş iki farklı tip Portland çimentosu ile gri ProRoot MTA'nın konvansiyonel radyografi yöntemi ile karşılaştırıldığı çalışmada ProRoot MTA 5,34 mm Al eşdeğeri ile diğer iki materyalden daha yüksek radyoopasite değeri göstermiştir (Danesh, Dammaschke, Gerth, Zandbiglari & Schäfer, 2006).

Torabinejad ve arkadaşları amalgam, Super EBA, IRM (Intermediate Restorative Material) ve MTA'yı fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından karşılaştırmışlardır. MTA, ISO standartlarına uygun olarak 7,17 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir (Torabinejad, Hong, McDonald, ve ark., 1995). Çalışmalar ProRoot MTA'nın radyoopasitesi 5,34 ile 6,92 mm alüminyum eşdeğer arasında değiştiğini göstermiştir (Chng ve ark., 2005; Danesh ve ark., 2006; Kim ve ark., 2008).

Görduysus ve Avcu, Beyaz ProRoot MTA'yı diğer kanal patları ve güta ile karşılaştıran çalışmalarında konvansiyonel radyografi yöntemi ile radyoopasite değerlendirmesi yapmışlardır. Çalışmada patları hem standart diskler hazırlayarak sadece pat olarak hem de kanal simülasyonu oluşturulmuş akrilik bloklarda güta-pat grubu ve sadece pat grubu olarak 3 ayrı gruplandırmada değerlendirmişlerdir. Standart disklerle yapılan değerlendirmede ProRoot MTA, ISO standartlarının altında kalarak 2,90 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir. Simüle edilmiş kanal gruplarından

sadece pat olan grup değerlendirmesinde ProRoot MTA 6,9 mm Al eşdeğerinde radyoopasite gösterirken, gütta ve patın beraber olduğu grup değerlendirmesinde 6,29 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir. Çalışmamızda standart disklerle incelediğimiz beyaz ProRoot MTA'nın radyoopasite değeri $8,09 \pm 0,58$ mm Al bulunmuştur. Görduysus ve Avcu'nun çalışmasındaki standart disk bulgularına göre bu kadar farklı bulgular elde etmemizin nedeni onların konvansiyonel radyografi yöntemi kullanarak filmleri banyo ederek incelemelerinden kaynaklanıyor olabilir. Aynı zamanda standart disklerin boyutu ve ışınlama parametrelerimizdeki farklılar da buna neden olabileceği gibi, hazırlanan numunelerin toz-likit oranından kaynaklı bir farklılık da söz konusu olabilir. Görduysus ve Avcu'nun çalışmasında toz-likit oranına dair bir bilgiye rastlanmamıştır (Görduysus & Avcu, 2009).

Üç farklı MTA içerikli kök ucu tamir simanının fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin ProRoot MTA ile kıyaslandığı bir çalışmada direkt dijital radyografi yöntemi kullanılarak radyoopasite incelenmiştir. ProRoot MTA 4,97 mm Al eşdeğeri ile en yüksek radyoopasiteyi göstermiştir. Çalışmamızda ProRoot MTA'nın daha radyoopak olmasının nedeni kullanılan yöntemlerin ve ışınlama parametrelerinin farklılığından kaynaklanıyor olabilir (Kang, Choi, Seo, Kim & Kwon, 2021).

White MTA Flow'un fizikokimyasal, antimikrobiyal ve biyolojik özelliklerini değerlendirmek amacıyla Pelepenko ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, gri ProRoot MTA ve Biodentine karşılaştırma materyali olarak kullanılmıştır. Radyoopasite ölçümlerinde filmin okutulma sürecinin etkilerini ortadan kaldırmak için direkt dijital radyografi yöntemini tercih etmişlerdir. Çalışmanın bulgularına göre Biodentine'nin radyoopasite değeri $5,40 \pm 0,18$ mm Al, gri ProRoot MTA'nın radyoopasite değeri de $6,38 \pm 0,68$ mm Al olarak belirlenmiştir. Biodentine bizim çalışmamızda $4,10 \pm 0,28$ mm Al eşdeğeri ile daha az radyoopasite gösterirken, beyaz ProRoot MTA $8,09 \pm 0,58$ mm Al eşdeğeri ile bu çalışmadaki gri ProRoot MTA'dan daha yüksek bir radyoopasite sergilemiştir. Bulgular arasındaki farklılık seçilen radyografi yöntemi, ışınlama parametreleri ve materyal içeriklerinden kaynaklı olabilir (Pelepenko ve ark., 2021).

Tanomaru-Filho ve arkadaşları kök ucu tamir materyali olarak kullanılan gri MTA Angelus, beyaz MTA Angelus, IRM, Super EBA ve Sealer 26 biyomateryallerinin radyoopasitelerini karşılaştırmışlardır. Numuneleri konvansiyonel radyografi yöntemi ile radyografladıktan sonra görüntüleri dijitalize ederek karşılaştırdıkları çalışmada, beyaz MTA Angelus'un radyoopasite değerinin gri MTA Angelus'la istatistiksel olarak anlamlı bir fark sergilemediği görülmüştür ($p>0,05$). Her iki MTA Angelus numunesi de ISO standartları sınırında 3-3,3 mm Al aralığında radyoopasite sergilemiştir (Tanomaru-Filho ve ark., 2007).

Vital pulpa tedavilerinde pulpanın korunmasını sağlamak amacıyla hidrolik kalsiyum silikat simanlar dentin köprüsü oluşmasına yardımcı olarak kullanılır. Bu noktada kullanılan materyalin radyoopasitesinin dentinden ayırt edilebilir olması tedavi takibi açısından büyük önem taşımaktadır. Łuczaj-Cepowicz ve arkadaşları bu nedenden yola çıkarak vital pulpa tedavilerinde kullanılan 8 farklı materyalin 8 haftalık süreçteki radyoopasite değerlerini incelemişlerdir. Çalışmalarına gri MTA Angelus, beyaz MTA Angelus, gri ProRoot MTA, Biopulp, Calcipro, Calcipulpe, Dycal ve Life materyallerini dahil etmişlerdir. Örnekleri hazırladıktan sonra radyografları ilk olarak aynı gün daha sonra ise 7 gün, 2 hafta, 4 hafta, 6 hafta ve 8 hafta aralıklarla konvansiyonel radyografi yöntemiyle alarak densitometreyle ölçümleri yapmışlardır. Deneyler arasında geçen sürelerde numuneleri inkübatörde 37° C derecede ve %95 nemde saklamışlardır. Çalışmanın bulgularına göre en yüksek radyoopasite MTA gruplarında gözlenmiştir. Başlangıç radyografisinden son radyografiye giden süreç değerlendirildiğinde gri MTA Angelus 11,38-12,56 mm Al, beyaz MTA Angelus 8,70-9,77 mm Al ve ProRoot MTA 10,57-11,27 mm Al eşdeğer aralığında artarak giden bir radyoopasite göstermişlerdir. Radyoopasitede gözlenen artış düzenli olmakla beraber istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$) (Łuczaj-Cepowicz, Marczuk-Kolada, Pawińska, Różycki & Chorzewska, 2019).

de Paula Telles Pires Lucas ve arkadaşları, Biodentine, beyaz MTA Angelus, çinko oksit öjenol materyallerinin fizikokimyasal özelliklerini ve retrograd olarak kullanımlarında apikal dokuya mekanik bağlanma güçlerini değerlendiren bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada materyallerin radyografisi konvansiyonel radyografi yöntemi ile alınıp sonrasında dijitalize edilerek sayısal değerlere dönüştürmüşlerdir. Biodentine

ISO standardının da altında kalarak 2,79 mm Al eşdeğeri ile en düşük radyoopasiteyi gösterirken, MTA Angelus 4,93 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir (de Paula Telles Pires Lucas ve ark., 2017).

Tanalp ve arkadaşları MM-MTA, beyaz MTA Angelus ve Biodentine materyallerinin radyoopasitesini dijital radyografi kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada Biodentine $2,80\pm0,48$ mm Al, MTA Angelus $4,72\pm0,45$ mm Al ve MM-MTA $5,18\pm0,51$ mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir (Tanalp ve ark., 2013).

Beyaz MTA Angelus, çalışmamızda $7,71\pm0,49$ mm Al eşdeğer radyoopasite gösterirken Biodentine radyoopasite değeri $4,10\pm0,28$ mm Al olarak bulundu. MM-MTA ise $7,12\pm0,66$ mm Al eşdeğer radyoopasite gösterdi. Diğer çalışmalara göre farklı bulgular elde etmemizin nedeni ışınlama parametrelerimizdeki farklılıklar (kVp, mA, odak-film mesafesi) olabileceği gibi, konvansiyonel radyografi ile dijital radyografi yöntemlerinin farklılığı da olabilir (de Paula Telles Pires Lucas ve ark., 2017; Tanalp ve ark., 2013; Tanomaru-Filho ve ark., 2007).

Camilleri ve arkadaşları Biodentine, MTA Angelus ve içine radyoopasite veren içerikler ilave edilmiş trikalsiyum silikat simanların hidrasyonunu ve biyoaktivitesini araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada materyallerin radyoopasiteleri de incelenmiştir. Hazırladıkları numunelerin radyografilerini hem 1. günde hem de 28. günde almışlardır, o günler arasında numuneler jelatinize edilmiş HBBS (Hank's balanced salt solution) içinde 37°C 'de tutulmuştur. Radyografileri fosfor plakla dijital radyografi yöntemini kullanarak almışlardır. Çalışmanın ilk gün alınan radyografilerinin bulgularına göre Biodentine 4,83 mm Al ve MTA Angelus 6,9 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiştir. Materyallerin 1. gün ve 28. gündeki radyoopasiteleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmadaki Biodentine ve MTA Angelus radyoopasite bulguları bizim çalışmamızdaki bulgularla benzer çıkmıştır (Camilleri ve ark., 2013).

Kalsiyum silikat bazlı materyallerin fizikokimyasal, biyolojik ve antimikrobiyal özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada Bio-C Pulpo adlı materyal beyaz MTA Angelus ve MTA Repair HP ile radyoopasite açısından da karşılaştırılmıştır. Dijital

radyografi yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmada Bio-C $6,94\pm0,33$ mm Al, MTA Repair HP $5,12\pm0,31$ mm Al eşdeğer radyoopasite gösterirken; MTA Angelus $7,09\pm0,18$ mm Al eşdeğeri ile çalışmamızdaki MTA Angelus bulgularına yakın bir radyoopasite göstermiştir (Pelepenko ve ark., 2021).

MTA Repair HP ve gri MTA Angelus'u konvansiyonel radyografi yöntemi ile karşılaştıran bir çalışmada MTA Repair HP $3,04\pm0,16$ mm Al eşdeğerinde radyoopasite gösterirken MTA Angelus $3,01\pm0,09$ mm Al eşdeğeri göstermiştir (Galarça ve ark., 2018). Gri MTA Angelus'un radyoopasite değeri Tanomaru-Filho ve arkadaşlarının bulgularıyla benzer çıkmıştır. Bunun nedeni iki çalışmada da konvansiyonel radyografi yönteminin kullanılmış olması olabilir (Galarça ve ark., 2018; Tanomaru-Filho ve ark., 2007).

Vivan ve arkadaşları, piyasada mevcut olan ve deneysel olarak üretilmiş kök ucu tamir materyallerinin (beyaz MTA Angelus, MTA Bio, light cured MTA, Sealapox RP ve Portland çimentosu) radyoopasitesini değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Konvansiyonel yöntemle aldıkları radyografileri dijitalize ederek değerlendirdikleri çalışmada MTA Angelus $6,45$ mm Al eşdeğerinde radyoopasite sergilemiştir (Vivan ve ark., 2009). Piyasaya 2017 yılında sürülmüş olan MTA Flow'un kimyasal ve fiziksel özelliklerini incelemek için beyaz MTA Angelus'un karşılaştırma materyali olarak kullanıldığı bir diğer çalışmada da konvansiyonel radyografi yöntemiyle alınan radyograflar dijitalize edilmiştir. MTA Angelus'un radyoopasite değeri $6,9\pm0,35$ mm Al bulunmuştur (Guimarães ve ark., 2017). Beyaz MTA Angelus'un, konvansiyonel radyografi yöntemi ile alınan radyografileri dijitalize ederek yapılmış benzer çalışmalara göre, bu iki çalışmada daha radyoopak çıkmasının nedeni ışınlama parametreleri ve kullanılan cihazlar arasındaki farklılıklardan kaynaklı olabilir (de Paula Telles Pires Lucas ve ark., 2017; Galarça ve ark., 2018; Guimarães ve ark., 2017; Tanomaru-Filho ve ark., 2007; Vivan ve ark., 2009).

Khalil ve arkadaşları MM-MTA'nın fiziksel ve kimyasal özelliklerini, ProRoot MTA ve MTA Angelus ile karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Radyoopasite karşılaştırmak için fosfor plakla dijital radyografi yöntemini tercih etmişlerdir. Çalışmada kullanılan MM-MTA $3,64$ mm Al, MTA Angelus $5,38$ mm Al ve ProRoot

MTA 9,12 mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermişlerdir. Bu çalışmadaki bulgulara göre bizim çalışmamızda MM-MTA ve MTA Angelus daha yüksek radyoopasite gösterirken, ProRoot MTA daha az radyoopasite göstermiştir. Khalil ve arkadaşları çalışmalarında 10 mm çapında 1 mm yüksekliğinde örnekler hazırlayarak; 3 mm basamak artışı bir step-wedge ile beraber 30 cm mesafeden 65 kVp ve 10 mA'de 1.60 s süre ile ışınlanmışlardır. Örnek boyutları ve ışınlama parametrelerimiz arasındaki farklılıkların buna neden olduğu düşünülebileceği gibi; Khalil ve arkadaşları çalışmalarında 3 mm basamak artışı step-wedge kullanmışken, bizim 1 mm basamak artışı step-wedge kullanmış olmamız da ölçümlerde farklılığa sebep olmuş olabilir (Khalil ve ark., 2015).

Beyaz MTA Angelus'un toz ve likit oranının sertleşme süresini, pH değerini, kalsiyum iyon salınımını ve radyoopasitesini nasıl etkileyeceğini merak eden Cavenago ve arkadaşları; farklı oranlar kullanarak bir çalışma yapmışlardır. 4:1, 3:1 ve 2:1 (MTA/distile su) şeklinde oranlara sahip 3 ayrı grup oluşturmuşlardır. Konvansiyonel radyografi yöntemi ile alınan röntgenleri dijitalize ederek radyoopasiteyi değerlendirmişlerdir. Distile su miktarının daha az olduğu grup, daha yüksek radyoopasite değeri göstermiştir. 4:1 oranında MTA $6,94 \pm 0,12$ mm Al, 3:1 oranında MTA $5,70 \pm 0,09$ mm Al, 2:1 oranında MTA $5,31 \pm 0,30$ mm Al değerinde radyoopasite göstermiştir. Bizler çalışmamızda üreticinin talimatı doğrultusunda 1:1 oranında numuneler hazırladık ancak elde ettiğimiz radyoopasite değerinin bu çalışmaya göre daha yüksek olmasının nedeni kullandığımız radyografi yöntemi olabilir (Cavenago ve ark., 2014).

Çalışmamızda ProRoot MTA $8,09 \pm 0,58$ mm Al eşdeğeri ile en yüksek radyoopasite değerini gösterdi. MTA Angelus, Bio MTA+ ve Endoart MTA materyalleriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p > 0,05$). Ancak Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent ve MTA Biorep materyalleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Aynı şartlar altında hazırlanarak radyografileri alınan materyaller arasındaki radyoopasite değeri farkı içeriklerindeki bileşimlerin farklılığından kaynaklanıyor olabilir. Biodentine içeriğine radyoopasite vermesi için biyouyumluluğu çalışmalarla desteklenmiş olan zirkonyum oksit eklenmiştir. ProRoot MTA'nın içeriğinde bizmut oksit olmasından ötürü Biodentine'nin daha düşük

radyoopasite değeri göstermiş olması muhtemeldir. Literatürdeki çalışmalar zirkonyum oksitin bizmut oksitten daha düşük radyoopasite değerine sahip olduğunu destekler niteliktedir (Aguilar, da Fonseca Roberti Garcia, Rossetto, Pardini & de Carvalho Panzeri Pires-De-Souza, 2011; Antonijevic ve ark., 2014; Bortoluzzi ve ark., 2009; Húngaro Duarte ve ark., 2009).

İçeriğinde %20 oranında bizmut oksit bulunan MM-MTA $7,12 \pm 0,66$ mm Al eşdeğeri ile %20 oranında bizmut oksit içeren ProRoot MTA'dan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük radyoopasite değerine sahip bulundu ($p < 0,05$). Bu farklılık, MM-MTA tozunun içeriğindeki diğer bileşimler veya likit içeriğinden kaynaklı olabilir. Aynı zamanda MM-MTA radyoopasite değeri istatistiksel olarak anlamlı şekilde Tehnodent Rootdent, MTA Biorep ve Biodentine materyallerinden daha yüksek bulundu ($p < 0,05$). MM-MTA'nın içeriğinde bizmut oksit gibi radyoopasite değeri yüksek bir bileşim bulunuyor olması burdaki radyoopasite değeri yüksekliğini açıklayabilir niteliktedir. Bununla beraber MM-MTA, içeriğinde bizmut oksit bulunan Bio MTA+ materyalinden daha düşük radyoopasite değeri gösterdi. Bu noktada Bio MTA+ ile MM-MTA'nın toz ve likit içeriğinde bulunan diğer bileşimlerin etkisi olduğu düşünülebilir.

Biodentine $4,10 \pm 0,28$ mm Al eşdeğer ile diğer materyallerin radyoopasite değerlerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde çalışmamızdaki en düşük radyoopasite değerini gösterdi ($p < 0,05$). İçeriğinde radyoopasite ajanı olarak zirkonyum oksit bulunan Biodentine'nin diğer tüm materyallerden daha düşük radyoopasite göstermiş olmasının nedeni, diğer materyallerde radyoopasite değerini daha çok artırabilecek bileşimlerin bulunması olabilir.

MTA Angelus $7,71 \pm 0,49$ mm Al eşdeğer radyoopasite değeri göstererek MM-MTA, ProRoot MTA, Bio MTA+ ve Endoart MTA ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermezken ($p > 0,05$), Biodentine, Tehnodent Rootdent ve MTA BioRep'ten istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek radyoopasite sergiledi ($p < 0,05$). MTA Angelus'un içeriğinde radyoopasite ajanı olarak kalsiyum tungstat bulunmaktadır. Tehnodent Rootdent ve Biodentine içeriklerinde ise radyoopasite ajanı olarak zirkonyum oksit bulunmaktadır. Hungaro Duarte ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada

kalsiyum tungstat içerikli Portland çimentosu ile zirkonyum oksit içerikli Portland çimentosu arasında radyoopasite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$) (Húngaro Duarte ve ark., 2009). Bu durumda MTA Angelus'un bu materyallerden daha yüksek radyoopasite değeri göstermesinin nedeni içeriklerdeki diğer farklı bileşimlerden kaynaklı olabilir.

Literatürde Tehnodent Rootdent materyalini Biodentine ve gri Portland çimentosu ile karşılaştıran, mikrobiyal özelliklerini, kök ucu tamir materyali olarak kullanıldığında sızdırmazlığını değerlendiren ve gözenek yapısını inceleyen çalışmalar mevcuttur. Ancak bu çalışmalarda Tehnodent Rootdent'in radyoopasitesi incelenmemiştir (Den ve ark., 2020; Džanković ve ark., 2020; Primathena, Nurdin, Farah Adang & Cahyanto, 2018; Shamkhalov ve ark., 2013). Tehnodent Rootdent materyalini çalışmamızda radyoopasite açısından incelediğimizde ISO standartlarına uygunluğunu da göstererek $6,18\pm0,45$ mm Al eşdeğerinde bir radyoopasite sergiledi. MTA Angelus, ProRoot MTA, Bio MTA+, MM-MTA ve Endoart MTA materyallerinden daha az radyoopasite gösterirken; MTA Biorep ve Biodentine'den daha yüksek radyoopasite gösterdi. Tehnodent Rootdent ve Biodentine'nin içeriklerinde radyoopasite ajanı olarak zirkonyum oksit bulunmaktadır, ancak Tehnodent Rootdent'in istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek radyoopasite göstermiş olması iki materyalin de toz ve likit içeriklerindeki farklılıklardan kaynaklı olabilir.

Bio MTA+ materyalinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin incelendiği, pulpotomi sonrası koronal renklenmeye etkisini araştıran ve retrograd dolgu materyali olarak kullanıldığında sızdırmazlığının değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur (Abdallah, Mourad & Shishiny, 2022; Alimohammadi ve ark., 2021; Bastawala, Kapoor & Nathani, 2020; Bioçanın ve ark., 2018; Voicu ve ark., 2019; Zarra ve ark., 2018). Ancak materyalle ilgili çalışmalar çok az olduğu için radyoopasite açısından değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda Bio MTA+ $8,02\pm0,37$ mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstererek ISO standartlarına uygun bulundu. MTA Angelus ve ProRoot MTA ile istatistiksel olarak anlamlı bir farka sahip olmamakla beraber ($p>0,05$); Biodentine, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA Biorep ve Endoart MTA'dan daha yüksek radyoopasite gösterdi ($p<0,05$). Bio MTA+ içeriğinde hem zirkonyum oksit hem de bizmut oksit bulundurmakla beraber başka birçok

bileşim içermektedir. Radyoopasite değerinin MTA Angelus ve ProRoot MTA harici materyallerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olmasında toz ve likit içeriğindeki farklılığın etkisi olabilir.

Literatürde MTA Biorep üzerine yapılmış çok az çalışma bulunmuştur. Fizikokimyasal ve mekanik özelliklerinin değerlendirildiği, endodontik cerrahide retrograd dolgu materyali olarak ve C şekilli kanallarda obtürasyon materyali olarak kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (Gradua ve ark., 2021; Kharouf ve ark., 2021; Kharouf, Haïkel & Mancino, 2019). Ancak radyoopasite özelliklerini değerlendiren bir çalışmaya rastlanamamıştır. MTA Biorep çalışmamızda $5,11 \pm 0,71$ mm Al eşdeğerinde radyoopasite göstermiş olup ISO standartlarına uygun bulundu. Biodentine hariç diğer tüm materyallerden daha az radyoopasiteye sahip olduğu görüldü. MTA Biorep ve MTA Angelus'un toz içeriklerindeki bileşimler aynı olmasına rağmen, MTA Biorep'in MTA Angelus'tan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük radyoopasite sergilemesi likit içeriğindeki farklılıktan veya toz içeriğindeki bileşimlerin oran farklılıklarından kaynaklı olabilir ($p < 0,05$).

Endoart MTA piyasaya yeni sürülmek üzere olan bir materyal olup hakkında herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda sadece radyoopasite açısından değerlendirebildiğimiz Endoart MTA, $7,31 \pm 0,51$ mm Al eşdeğeri ile ISO standartlarına uygun bir radyoopasite gösterdi. MM-MTA, MTA Angelus ve ProRoot MTA materyalleri ile arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamadı ($p > 0,05$). Bio MTA+ materyalinden daha az radyoopasite gösterirken Biodentine, Tehnodent Rootdent ve MTA Biorep'ten daha çok radyoopasite gösterdi. Endoart MTA'nın içeriğinde radyoopasite verici ajan olarak bulunan iterbiyum oksit hakkında çalışma bulunamamakla beraber, radyoopasite değerlerindeki farkın materyallerin içeriklerindeki bileşimlerin farklılığına dayandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan bütün materyaller dentin dokusundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek radyoopasite gösterdi ($p < 0,05$). Aynı zamanda tüm materyaller 3 mm Al eşdeğerinden yüksek radyoopasite değerleri göstererek ISO standartlarına uygunluk gösterdi.

Sonuç ve Öneriler

Tez çalışmasında elde ettiğimiz sonuçlar şu şekildedir:

1. Çalışmaya dahil edilen tüm hidrolik kalsiyum silikat simanlar ISO standardına uygun bir radyoopasite sergiledi.
2. Çalışmaya dahil edilen bütün hidrolik kalsiyum silikat simanlar dentinden daha yüksek radyoopasiteye sahiptir.
3. ProRoot MTA çalışmamızdaki en yüksek radyoopasite değerine sahip materyal oldu.
4. Biodentine çalışmamızdaki en düşük radyoopasite değerine sahip materyal oldu.
5. Radyoopasite mm Al eşdeğer sıralaması en çok olandan az olana doğru şu şekilde oldu: ProRoot MTA, Bio MTA+, MTA Angelus, Endoart MTA, MM-MTA, Tehnodent Rootdent, MTA Biorep, Biodentine.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde materyallerin ISO standartlarına uygun bir radyoopasite sergilerken kendi içlerinde farklılıklara sahip olacakları hipotezimiz doğrulandı.

Çalışmamız MTA Biorep, Tehnodent Rootdent, Bio MTA+ ve Endoart MTA'yı radyoopasite açısından değerlendiren ilk çalışmadır. Dolayısıyla endodontide kullanılan hidrolik kalsiyum silikat simanların radyoopasitesi bu kadar önemliyken, bu materyallerin değerlendirilmesinin literatüre önemli bir katkı sağlamış olduğu kanaatindeyiz.

Doktora tez çalışmamız sonucunda önerilerimiz, hidrolik kalsiyum silikat simanların fiziksel ve kimyasal özelliklerini değerlendirirken radyoopasitenin de çalışmalara dahil edilmesi yönündedir. İlerleyen çalışmalarda hidrolik kalsiyum silikat simanların kan veya neme maruz kalma gibi farklı şartlar altında gösterdikleri radyoopasite değerlerinin incelenmesi, klinik olarak kullanımlarında karşımıza çıkabilecek sonuçları aydınlatmaya yardımcı olabilir.

Kaynaklar

- Abdallah, S. A., Mourad, Y. O. ve Shishiny, S. A. (2022). Evaluation of Microleakage of Premixed Bioceramics and Bio MTA as Furcal Perforation Repair Materials in Primary Teeth. *Al-Azhar Dental Journal for Girls*, 9(2), 219–224. doi:10.21608/ADJG.2022.83915.1397
- Acarturk, O., Lehmicke, M., Aberman, H., Toms, D., Hollinger, J. O. ve Fulmer, M. (2008). Bone healing response to an injectable calcium phosphate cement with enhanced radiopacity. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 86B(1), 56–62. doi:10.1002/JBM.B.30987
- Aguilar, F. G., da Fonseca Roberti Garcia, L., Rossetto, H. L., Pardini, L. C. ve de Carvalho Panzeri Pires-De-Souza, F. (2011). Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. *Journal of endodontics*, 37(1), 67–71. doi:10.1016/J.JOEN.2010.10.001
- Aguilar, P. ve Linsuwanont, P. (2011, Mayıs). Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: A systematic review. *Journal of Endodontics*. Centre for Reviews and Dissemination (UK). doi:10.1016/j.joen.2010.12.004
- Akçay, I., İlhan, B. ve Dünder, N. (2012). Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. *International endodontic journal*, 45(8), 730–736. doi:10.1111/J.1365-2591.2012.02026.X
- Alimohammadi, M., Mirzaee-Rad, S., Feizi, F., Shirzad Juybari, H., Saeidi, A. ve Gholinia, H. (2021). Comparison of Rat Connective Tissue Response to BioMTA, Angelus MTA, and Root MTA. *International Journal of Biomaterials*, 2021. doi:10.1155/2021/7415302
- Ana, I. D., Satria, G. A. P., Dewi, A. H. ve Ardhani, R. (2018). Bioceramics for Clinical Application in Regenerative Dentistry. *Advances in Experimental Medicine and Biology* içinde (C. 1077, ss. 309–316). Springer New York LLC. doi:10.1007/978-981-13-0947-2_16
- ANSI/ADA 57-2000 (R2012) - Endodontic Sealing Materials. (n.d.). 9 Mayıs 2022 tarihinde <https://webstore.ansi.org/Standards/ADA/ANSIADA572000R2012> adresinden erişildi.
- Antonijevic, D., Medigovic, I., Zrilic, M., Jokic, B., Vukovic, Z. ve Todorovic, L. (2014). The influence of different radiopacifying agents on the radiopacity,

- compressive strength, setting time, and porosity of Portland cement. *Clinical oral investigations*, 18(6), 1597–1604. doi:10.1007/S00784-013-1130-0
- Antunes Bortoluzzi, E., Sivieri Araújo, G., Maria Guerreiro Tanomaru, J. ve Tanomaru-Filho, M. (2007). Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *Journal of endodontics*, 33(3), 325–327. doi:10.1016/J.JOEN.2006.09.012
- Asgary, S., Parirokh, M., Jafar, E. M. ve Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 31(2), 101–103. doi:10.1097/01.DON.0000133156.85164.B2
- Baksi (Akdeniz), B. G., Eyüboğlu, T. F., Şen, B. H. ve Erdilek, N. (2007). The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 103(1), 138–141. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2005.11.032
- Baksi, B. G., Sen, B. H. ve Eyuboglu, T. F. (2008). Differences in Aluminum Equivalent Values of Endodontic Sealers: Conventional Versus Digital Radiography. *Journal of Endodontics*, 34(9), 1101–1104. doi:10.1016/j.joen.2008.06.004
- Bansal, G. J. (2006). Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. *Postgrad Med J*, 82, 425–428. doi:10.1136/pgmj.2005.038448
- Bastawala, D. S., Kapoor, S. ve Nathani, P. (2020). A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials MTA Plus, Bio MTA+, and Biodentine: An Ex Vivo Study. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 13(5), 463–467. doi:10.5005/JP-JOURNALS-10005-1812
- Bekir, K., David, L., Jung, L. ve Iqbal, M. (2005). Vital pulp therapy with mineral trioxide aggregate. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 21(4), 240–243. doi:10.1111/J.1600-9657.2005.00306.X
- Belobrov, I. ve Parashos, P. (2011). Treatment of Tooth Discoloration after the Use of White Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of Endodontics*, 37(7), 1017–1020. doi:10.1016/J.JOEN.2011.04.003
- Berkhout, W. E. R., Sanderink, G. C. H. ve van der Stelt, P. F. (2003). Does digital radiography increase the number of intraoral radiographs? A questionnaire study

- of Dutch dental practices. *Dento maxillo facial radiology*, 32(2), 124–127. doi:10.1259/DMFR/97410196
- Best, S. M., Porter, A. E., Thian, E. S. ve Huang, J. (2008). Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*, 28(7), 1319–1327. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2007.12.001
- Beyer-Olsen, E. M. ve Ørstavik, D. (1981). Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 51(3), 320–328. doi:10.1016/0030-4220(81)90062-1
- Biočanin, V., Antonijević, Đ., Poštić, S., Ilić, D., Vuković, Z., Milić, M., ... Đurić, M. (2018). Marginal Gaps between 2 Calcium Silicate and Glass Ionomer Cements and Apical Root Dentin. *Journal of Endodontics*, 44(5), 816–821. doi:10.1016/J.JOEN.2017.09.022
- Bortoluzzi, E. A., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Tanomaru-Filho, M. ve Duarte, M. A. H. (2009). Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 108(4), 628–632. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2009.04.044
- Camilleri, J., Sorrentino, F. ve Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 29(5), 580–593. doi:10.1016/J.DENTAL.2013.03.007
- Carvalho-Junior, J. R., Correr-Sobrinho, L., Correr, A. B., Sinhoret, M. A. C., Consani, S. ve Sousa-Neto, M. D. (2007). Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *International Endodontic Journal*, 40(7), 514–520. doi:10.1111/J.1365-2591.2007.01246.X
- Cavenago, B. C., Pereira, T. C., Duarte, M. A. H., Ordinola-Zapata, R., Marciano, M. A., Bramante, C. M. ve Bernardineli, N. (2014). Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 47(2), 120–126. doi:10.1111/IEJ.12120
- Cederberg, R. A., Tidwell, E., Frederiksen, N. L. ve Benson, B. W. (1998). Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 85(3), 325–328. doi:10.1016/S1079-2104(98)90017-8

- Chng, H. K., Islam, I., Jin Yap, A. U., Yen, W. T. ve Eng, T. K. (2005). Properties of a new root-end filling material. *Journal of endodontics*, 31(9), 665–668. doi:10.1097/01.DON.0000157993.89164.BE
- Curry, T. S., Dowdey, J. E. ve Murray Jr, R. C. (1990, 1 Ocak). Christensen's physics of diagnostic radiology. 4th edition. Philadelphia, PA (United States); Lea and Febiger.
- Çağlayan, F. ve Harorlı, A. (2019). DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. doi:10.17567/ataunidfd.428209
- Danesh, G., Dammaschke, T., Gerth, H. U. V., Zandbiglari, T. ve Schäfer, E. (2006). A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *International Endodontic Journal*, 39(3), 213–219. doi:10.1111/J.1365-2591.2006.01076.X
- de Moraes, C. A. H., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Duarte, M. A. H. ve Guerisoli, D. M. Z. (2006). Evaluation of tissue response to MTA and Portland cement with iodoform. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 102(3), 417–421. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2005.09.028
- de Paula Telles Pires Lucas, C., Viapiana, R., Bosso-Martelo, R., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Camilleri, J. ve Tanomaru-Filho, M. (2017). Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. *Brazilian dental journal*, 28(1), 51–56. doi:10.1590/0103-6440201701135
- Demirci, G. K., Kaval, M. E., Kurt, S. M., Serefoglu, B., Güneri, P., Hülsmann, M. ve Caliskan, M. K. (2021). Energy-Dispersive X-Ray Spectrometry Analysis and Radiopacity of Five Different Root Canal Sealers. *Brazilian dental journal*, 32(5), 1–11. doi:10.1590/0103-6440202104638
- Den, R., Dharmastiti, R., Nuryono, N., Yuliatun, L. ve Widjijono, W. (2020). Effect of Varying Water-to-Powder Ratios on Compressive Strength and Porosity of Mineral Trioxide Aggregate. *Key Engineering Materials*, 840, 345–350. doi:10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/KEM.840.345
- Dion, I., Bordenave, L., Lefebvre, F., Bareille, R., Baquey, C., Monties, J. R. ve Havlik, P. (1994). Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *Journal of*

- Materials Science: Materials in Medicine* 1994 5:1, 5(1), 18–24.
doi:10.1007/BF00121148
- Duckworth, J. E., Judy, P. F., Goodson, J. M. ve Socransky, S. S. (1983). A Method for the Geometric and Densitometric Standardization of Intraoral Radiographs. *Journal of Periodontology*, 54(7), 435–440. doi:10.1902/JOP.1983.54.7.435
- Džanković, A., Hadžiabdić, N., Korać, S., Tahmišćija, I., Konjhodžić, A. ve Hasić-Branković, L. (2020). Sealing Ability of Mineral Trioxide Aggregate, Biodentine and Glass Ionomer as Root-End Materials: A Question of Choice. *Acta medica academica*, 49(3), 232–239. doi:10.5644/AMA2006-124.312
- Eid, A. A., Niu, L., Primus, C. M., Opperman, L. A., Watanabe, I., Pashley, D. H. ve Tay, F. R. (2013). In vitro osteogenic/dentinogenic potential of an experimental calcium aluminosilicate cement. *Journal of endodontics*, 39(9), 1161. doi:10.1016/J.JOEN.2013.04.005
- Eliasson, S. T. ve Haasken, B. (1979). Radiopacity of impression materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 47(5), 485–491. doi:10.1016/0030-4220(79)90136-1
- Fitzgerald, G. M. (1950). Dental Roentgenography IV. The Voltage Factor (kv. p.). *The Journal of the American Dental Association*, 41(1), 19–28. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.1950.0137
- Galarça, A. D., da Rosa, W. L. D. O., da Silva, T. M., da Silveira Lima, G., Carreño, N. L. V., Pereira, T. M., ... Piva, E. (2018). Physical and Biological Properties of a High-Plasticity Tricalcium Silicate Cement. *BioMed research international*, 2018. doi:10.1155/2018/8063262
- Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J. ve Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton transactions (Cambridge, England : 2003)*, 45(48), 19194–19215. doi:10.1039/C6DT03484E
- Glickman, G. N. ve Koch, K. A. (2000). 21ST-CENTURY ENDODONTICS. *The Journal of the American Dental Association*, 131(6 SUPPL.), 39S–46S. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2000.0401
- Goaz, P. W. ve White, S. C. (1994). *Oral radiology : principles and interpretation* (3rd ed.). St. Louis: Mosby.

- Görduysus, M. ve Avcu, N. (2009). Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 108(3), e135–e140. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2009.04.016
- Gradua, O., Grado En Odontología, /, Autor, E. /, Fernandez, J. E., Zuzendaria, C., Anta, A., ... Sánchez, R. (2021). Gradu Amaierako Lana / Trabajo Fin de Grado EVALUACIÓN DE LA MICROFILTRACIÓN DE CUATRO MATERIALES EMPLEADOS PARA LA OBTURACIÓN APICAL EN MICROCIURUGÍA ENDODÓNTICA: ESTUDIO IN VITRO DOBLE CIEGO.
- Grech, L. B., Mallia, B. ve 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). doi:10.1016/J.DENTAL.2012.11.007
- Gu, S., Rasimick, B. J., Deutsch, A. S. ve Musikant, B. L. (2006). Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(8), 765–770. doi:10.1016/J.DENTAL.2005.11.004
- Guerreiro Tanomaru, J. M., Storto, I., da Silva, G. F., Bosso, R., Costa, B. C., Bernardi, M. I. B. ve Tanomaru-Filho, M. (2014). Radiopacity, pH and antimicrobial activity of Portland cement associated with micro- and nanoparticles of zirconium oxide and niobium oxide. *Dental materials journal*, 33(4), 466–470. doi:10.4012/DMJ.2013-328
- Guerreiro-Tanomaru, J. M., Antonio, M., Duarte, H., Gonçalves, M., Tanomaru-Filho, M. ve Oral, B. (2009). *Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA Endodontics Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. Endodontics Braz Oral Res* (C. 23).
- Guerreiro-Tanomaru, J. M., Húngaro Duarte, M. A., Gonçalves, M. ve Tanomaru-Filho, M. (2009a). Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Brazilian Oral Research*, 23(2), 119–123. doi:10.1590/S1806-83242009000200005
- Guerreiro-Tanomaru, J. M., Húngaro Duarte, M. A., Gonçalves, M. ve Tanomaru-Filho, M. (2009b). Radiopacity evaluation of root canal sealers containing

- calcium hydroxide and MTA. *Brazilian oral research*, 23(2), 119–123. doi:10.1590/S1806-83242009000200005
- Guimarães, B. M., Vivan, R. R., Piazza, B., Alcalde, M. P., Bramante, C. M. ve Duarte, M. A. H. (2017). Chemical-physical Properties and Apatite-forming Ability of Mineral Trioxide Aggregate Flow. *Journal of endodontics*, 43(10), 1692–1696. doi:10.1016/J.JOEN.2017.05.005
- Harorlı, A., Akgül, M. H., Yılmaz, B. A., Bilge, M. O., Dağıstan, S., Çakur, B., ... Sümbüllü, A. M. (2014). *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. (A. Harorlı, Ed.). İstanbul, Türkiye: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Hedrick, R. T., Brent Dove, S., Peters, D. D. ve McDavid, W. D. (1994). Radiographic determination of canal length direct digital radiography versus conventional radiography. *Journal of endodontics*, 20(7), 320–326. doi:10.1016/S0099-2399(06)80093-2
- Hench, L. L. ve Wilson, J. (1993). *An Introduction to Bioceramics. An Introduction to Bioceramics*. WORLD SCIENTIFIC. doi:10.1142/2028
- Higginbotham, T. L. (1967). A comparative study of the physical properties of five commonly used root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 24(1), 89–101. doi:10.1016/0030-4220(67)90295-2
- Húngaro Duarte, M. A., de Oliveira El Kadre, G. D. arc, Vivan, R. R., Guerreiro Tanomaru, J. M., Filho, M. T. ve de Moraes, I. G. (2009). Radiopacity of Portland Cement Associated With Different Radiopacifying Agents. *Journal of Endodontics*, 35(5), 737–740. doi:10.1016/J.JOEN.2009.02.006
- Ioannidis, K., Mistakidis, I., Beltes, P. ve Karagiannis, V. (2013). Spectrophotometric analysis of coronal discolouration induced by grey and white MTA. *International Endodontic Journal*, 46(2), 137–144. doi:10.1111/J.1365-2591.2012.02098.X
- Islam, I., Chng, H. K. ve Yap, A. U. J. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *Journal of endodontics*, 32(3), 193–197. doi:10.1016/J.JOEN.2005.10.043
- ISO - ISO 6876:2012 - Dentistry — Root canal sealing materials. (n.d.). 9 Mayıs 2022 tarihinde <https://www.iso.org/standard/45117.html> adresinden erişildi.
- Jain, P. ve Ranjan, M. (2015). The rise of bioceramics in endodontics: A review. *International Journal of Pharma and Bio Sciences*, 6, P416–P422.

- Jang, J.-H., Kang, M., Ahn, S., Kim, S., Kim, W., Kim, Y. ve Kim, E. (2013). Tooth discoloration after the use of new pozzolan cement (Endocem) and mineral trioxide aggregate and the effects of internal bleaching. *Journal of endodontics*, 39(12), 1598–1602. doi:10.1016/J.JOEN.2013.08.035
- Jitaru, S., Hodisan, I., Timis, L., Lucian, A. ve Bud, M. (2016). THE USE OF BIOCERAMICS IN ENDODONTICS-LITERATURE REVIEW. *Dental Medicine Clujul Medical*, 89(4), 470–473. doi:10.15386/cjmed-612
- Kang, T. Y., Choi, J. W., Seo, K. J., Kim, K. M. ve Kwon, J. S. (2021). Physical, Chemical, Mechanical, and Biological Properties of Four Different Commercial Root-End Filling Materials: A Comparative Study. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(7). doi:10.3390/MA14071693
- Kaup, M., Schäfer, E. ve Dammaschke, T. (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & face medicine*, 11(1). doi:10.1186/S13005-015-0074-9
- Khalil, I. T., Naaman, A. S. ve Camilleri, J. (2015). Investigation of a novel mechanically mixed mineral trioxide aggregate (MM-MTA™). *International Endodontic Journal*, 48(8), 757–767. doi:10.1111/IEJ.12373
- Kharouf, N., Haïkel, Y. ve Mancino, D. (2019). Unusual Maxillary First Molars with C-Shaped Morphology on the Same Patient: Variation in Root Canal Anatomy. *Case Reports in Dentistry*, 2019. doi:10.1155/2019/1857289
- Kharouf, N., Zghal, J., Addiego, F., Gabelout, M., Jmal, H., Haikel, Y., ... Ball, V. (2021). Tannic acid speeds up the setting of mineral trioxide aggregate cements and improves its surface and bulk properties. *Journal of Colloid and Interface Science*, 589, 318–326. doi:10.1016/J.JCIS.2020.12.115
- Kim, E. C., Lee, B. C., Chang, H. S., Lee, W., Hong, C. U. ve Min, K. S. (2008). Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 105(1). doi:10.1016/J.TRIPLEO.2007.08.001
- Kitagawa, H., Farman, A. G., Scheetz, J. P., Brown, W. P., Lewis, J., Benefiel, M. ve Kuroyanagi, K. (2000). Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. *Dento maxillo facial radiology*, 29(5), 272–276. doi:10.1038/SJ/DMFR/4600532

- Kitagawa, H., Farman, A. G., Scheetz, J. P., Brown, W. P., Lewis, J., Benefiel, M. ve Kuroyanagi, K. (2014). Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. <http://dx.doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600532>, 29(5), 272–276. doi:10.1038/SJ/DMFR/4600532
- Koch, K. (2009). *Bioceramic technology-the game changer in endodontics*. www.realworldendo.com. adresinden erişildi.
- Koh, E. T., McDonald, F., Pitt Ford, T. R. ve Torabinejad, M. (1998). Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of endodontics*, 24(8), 543–547. doi:10.1016/S0099-2399(98)80074-5
- Kokubo, T. (2008). *Bioceramics and their Clinical Applications*.
- Körner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Reiser, M. F. ve Treitl, M. (2007). Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview1. <https://doi.org/10.1148/rg.273065075>, 27(3), 675–686. doi:10.1148/RG.273065075
- Kunert, M. ve Lukomska-Szymanska, M. (2020). Bio-Inductive Materials in Direct and Indirect Pulp Capping-A Review Article. doi:10.3390/ma13051204
- Kurt, H. ve Nalçacı, R. (2016). İntraoral Dijital Görüntüleme Sistemleri: Direkt Sistemler, CCD, CMOS, Düz Panel Dedektörler,İndirekt Sistemler, Yarı Direkt Dijital Görüntüleme, Fosfor Plak Taramaları | Semantic Scholar. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics*. 28 Nisan 2022 tarihinde <https://www.semanticscholar.org/paper/%C4%B0ntraoral-Dijital-G%C3%B6r%C3%BCnt%C3%BCleme-Sistemleri%3A-Direkt-Kurt-Nal%C3%A7aci/d019a5cd88836bd84d731b4c2338fe8231303c7a> adresinden erişildi.
- Langland, O. E., Sippy, F. H., Langlais, R. P. ve Langland, O. E. (1984). *Textbook of dental radiology* (2nd ed.). Springfield Ill.: Thomas.
- Lazarus, M. D., Cuckler, J. M., Schumacher, H. R., Ducheyne, P. ve Baker, D. G. (1994). Comparison of the inflammatory response to particulate polymethylmethacrylate debris with and without barium sulfate. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(4), 532–541. doi:10.1002/JOR.1100120410
- Lee, K. S., Kim, J. S., Lee, D. Y., Kim, R. J. Y. ve Shin, J. H. (2015). In vitro microleakage of six different dental materials as intraorifice barriers in

- endodontically treated teeth. *Dental materials journal*, 34(4), 425–431. doi:10.4012/DMJ.2014-242
- Łuczaj-Cepowicz, E., Marczuk-Kolada, G., Pawińska, M., Różycki, J. ve Chorzewska, E. (2019). Comparison of the radiopacity of selected materials used for vital pulp therapy: An in vitro assessment. *Dental and medical problems*, 56(3), 285–290. doi:10.17219/DMP/109550
- Mahmood, A. A. ve Al-jumaily, H. A. (2021). Can the Root End Resective Surgery of Two Different Angles Affect the Apical Microleakage of the Retrofilling Material (In Vitro Study). *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology*, 15(3), 1944–1949. doi:10.37506/IJFMT.V15I3.15598
- Malkondu, Ö., Karapinar Kazandağ, M. ve Kazazoğlu, E. (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed research international*, 2014. doi:10.1155/2014/160951
- Manson-Hing, L. R. (1961). An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminum. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 14(12), 1456–1472. doi:10.1016/0030-4220(61)90248-1
- Marciano, M. A., Estrela, C., Mondelli, R. F. L., Ordinola-Zapata, R. ve Duarte, M. A. H. (2013). Analysis of the color alteration and radiopacity promoted by bismuth oxide in calcium silicate cement. *Brazilian oral research*, 27(4), 318–323. doi:10.1590/S1806-83242013000400005
- Margunato, S., Taşlı, P. N., Aydın, S., Karapınar Kazandağ, M. ve Şahin, F. (2015). In Vitro Evaluation of ProRoot MTA, Biodentine, and MM-MTA on Human Alveolar Bone Marrow Stem Cells in Terms of Biocompatibility and Mineralization. *Journal of Endodontics*, 41(10), 1646–1652. doi:10.1016/J.JOEN.2015.05.012
- McComb, D. ve Smith, D. C. (1976). Comparison of physical properties of polycarboxylate-based and conventional root canal sealers. *Journal of endodontics*, 2(8), 228–235. doi:10.1016/S0099-2399(76)80162-8
- Menteş, A. ve Gençoğlu, N. (2002). Canal length evaluation of curved canals by direct digital or conventional radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 93(1), 88–91. doi:10.1067/MOE.2002.119466

- Min, K. S., Chang, H. S., Bae, J. M., Park, S. H., Hong, C. U. ve Kim, E. C. (2007). The induction of heme oxygenase-1 modulates bismuth oxide-induced cytotoxicity in human dental pulp cells. *Journal of endodontics*, 33(11), 1342–1346. doi:10.1016/J.JOEN.2007.07.012
- Mitchell, P. J., Pitt Ford, T. R., Torabinejad, M. ve McDonald, F. (1999). Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 20(2), 167–173. doi:10.1016/S0142-9612(98)00157-4
- Mouyen, F., Benz, C., Sonnabend, E. ve Lodter, J. P. (1989). Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 68(2). doi:10.1016/0030-4220(89)90200-4
- Murphey, M. D., Quale, J. L., Martin, N. L., Bramble, J. M., Cook, L. T. ve Dwyer, S. J. (1992). Computed radiography in musculoskeletal imaging: State of the art. *American Journal of Roentgenology*, 158(1), 19–27. doi:10.2214/AJR.158.1.1727344
- Nomoto, R., Mishima, A., Kobayashi, K., McCabe, J. F., Darvell, B. W., Watts, D. C., ... Hirano, S. (2008). Quantitative determination of radio-opacity: equivalence of digital and film X-ray systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(1), 141–147. doi:10.1016/J.DENTAL.2007.08.005
- Ochoa-Rodríguez, V. M., Wilches-Visbal, J. H., Roma, B., Coaguila-Llerena, H., Tanomaru-Filho, M., Gonçalves, A., ... Faria, G. (2020). Radiopacity of endodontic materials using two models for conversion to millimeters of aluminum. *Brazilian Oral Research*, 34. doi:10.1590/1807-3107BOR-2020.VOL34.0080
- Orucoglu, H. ve Cobankara, F. K. (2008). Effect of Unintentionally Extruded Calcium Hydroxide Paste Including Barium Sulfate as a Radiopaquing Agent in Treatment of Teeth with Periapical Lesions: Report of a Case. *Journal of Endodontics*, 34(7), 888–891. doi:10.1016/J.JOEN.2008.04.012
- Parirokh, M., Torabinejad, M. ve Dummer, P. M. H. (2018, 1 Şubat). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview – part I: vital pulp therapy. *International Endodontic Journal*. Blackwell Publishing Ltd. doi:10.1111/iej.12841

- Parks, E. T. ve Williamson, G. F. (2002). Digital radiography: An overview. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 3(4), 24–36. doi:10.5005/JCDP-3-4-23
- Pelepenko, L. E., Saavedra, F., Antunes, T. B. M., Bombarda, G. F., de Almeida Gomes, B. P. F., Zaia, A. A. ve Marciano, M. A. (2021). Investigation of a modified hydraulic calcium silicate-based material - Bio-C Pulpo. *Brazilian oral research*, 35, 1–15. doi:10.1590/1807-3107BOR-2021.VOL35.0077
- Pelepenko, L., Saavedra, F., Antunes, T. B. M., Bombarda, G. F., Gomes, B. P. F. A., Zaia, A. A., ... Marciano, M. A. (2021). Physicochemical, antimicrobial, and biological properties of White-MTAFlow. *Clinical oral investigations*, 25(2), 663–672. doi:10.1007/S00784-020-03543-7
- Petrikowski, G. C. (2005, Ekim). Introducing Digital Radiography in the Dental Office: An Overview. *J Can Dent Assoc.* 23 Nisan 2022 tarihinde <http://www.cda-adc.ca/jcda/vol-71/issue-9/651.html> adresinden erişildi.
- Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6
- Primathena, I., Nurdin, D., Farah Adang, R. A. ve Cahyanto, A. (2018). Composition and Functional Groups Evaluation of Indonesian Grey Portland Cement as Material for Dental Application. *Key Engineering Materials*, 782, 256–261. doi:10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/KEM.782.256
- Rasimick, B. J., Gu, S., Deutsch, A. S. ve Musikant, B. L. (2007). Measuring the radiopacity of luting cements, dowels, and core build-up materials with a digital radiography system using a CCD sensor. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 16(5), 357–364. doi:10.1111/J.1532-849X.2007.00209.X
- Rasimick, B. J., Shah, R. P., Musikant, B. L. ve Deutsch, A. S. (2007). Radiopacity of Endodontic Materials on Film and a Digital Sensor. *Journal of Endodontics*, 33(9), 1098–1101. doi:10.1016/j.joen.2007.05.005
- Sabbagh, J., Vreven, J. ve Leloup, G. (2004). Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Operative dentistry*, 29(6), 677–684. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15646224/> adresinden erişildi.
- Shabahang, S., Torabinejad, M., Boyne, P. P., Abedi, H. ve McMillan, P. (1999). A comparative study of root-end induction using osteogenic protein-1, calcium

- hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. *Journal of endodontics*, 25(1), 1–5. doi:10.1016/S0099-2399(99)80388-4
- Shah, P. M. M., Chong, B. S., Sidhu, S. K. ve Pitt Ford, T. R. (1996). Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 81(4), 476–479. doi:10.1016/S1079-2104(96)80028-X
- Shamkhalov, G. S., Ivanova, E. v., Dmitrieva, N. A. ve Akhmedova, Z. R. (2013). Comparative study of antimicrobial activity of “Biodentin” and “Rootdent” cements and “Futurabond NR” adhesive. . *Stomatologiia*, 92(4), 37–39.
- Shenoy, A. ve Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195. doi:10.4103/0972-0707.73379
- Silveria, G. P. (2002). *Comparative study of the radiopacity of the light-cured dental composite resins of high or low flowable, using digital image*. São Paulo: School of Dentistry, University of São Paulo.
- Song, J.-S., Mante, F. K., Romanow, W. J. ve Kim, S. (2006). Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 102(6), 809–815. doi:10.1016/j.tripleo.2005.11.034
- Sonoda, M., Takano, M., Miyahara, J. ve Kato, H. (1983). Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148(3), 833–838. doi:10.1148/RADIOLOGY.148.3.6878707
- Syriopoulos, K., Sanderink, G. C. H., Velders, X. L. ve 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. doi:10.1038/SJ/DMFR/4600553
- Tagger, M. ve Katz, A. (2003). Radiopacity of Endodontic Sealers: Development of a New Method for Direct Measurement. *Journal of Endodontics*, 29(11), 751–755. doi:10.1097/00004770-200311000-00016
- Tanalp, J., Karapınar-Kazandağ, M., Dölekoğlu, S. ve Kayahan, M. B. (2013). Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *TheScientificWorldJournal*, 2013. doi:10.1155/2013/594950

- Tanomaru, J. M. G., Cezare, L., Gonçalves, M. ve Tanomaru Filho, M. (2004). Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 12(4), 355–357. doi:10.1590/S1678-77572004000400019
- Tanomaru-Filho, M., Jorge, É. G., Guerreiro Tanomaru, J. M. ve Gonçalves, M. (2007). Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. *Journal of endodontics*, 33(3), 249–251. doi:10.1016/J.JOEN.2006.08.015
- Taşdemir, T., Yeşilyurt, C., Yıldırım, T. ve Er, K. (2008). Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. *Journal of endodontics*, 34(11), 1388–1390. doi:10.1016/J.JOEN.2008.08.008
- Thomas, A. M., Chandra, S., Chandra, S. ve Pandey, R. K. (1994). Elimination of infection in pulpectomized deciduous teeth: a short-term study using iodoform paste. *Journal of endodontics*, 20(5), 233–235. doi:10.1016/S0099-2399(06)80284-0
- Thunthy, K. H. ve Manson-Hing, L. R. (1978). Effect of mAs and kVp on resolution and on image contrast. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 46(3), 454–461. doi:10.1016/0030-4220(78)90414-0
- Torabinejad, M., Hong, C. U., Ford, T. R. P. ve Kettering, J. D. (1995). Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of Endodontics*, 21(8), 403–406. doi:10.1016/S0099-2399(06)80824-1
- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F. ve Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349–353. doi:10.1016/S0099-2399(06)80967-2
- Torabinejad, M. ve Parirokh, M. (2010). Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review-Part II: Leakage and Biocompatibility Investigations. *Journal of Endodontics*, 36(2), 190–202. doi:10.1016/J.JOEN.2009.09.010
- Torabinejad, M., Pitt Ford, T. R., McKendry, D. J., Abedi, H. R., Miller, D. A. ve Kariyawasam, S. P. (1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of endodontics*, 23(4), 225–228. doi:10.1016/S0099-2399(97)80051-9

- Torabinejad, M., Rastegar, A. F., Kettering, J. D. ve Ford, T. R. P. (1995). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of endodontics*, 21(3), 109–112. doi:10.1016/S0099-2399(06)80433-4
- Torabinejad, M. ve White, D. J. (1993). Tooth filling material and method of use.
- Torabinejad, M. ve White, D. J. (1995). Tooth filling material and use.
- Üngüder, E. (2020). *ÜÇ FARKLI MİNERAL TRİOKSİT AGREGAT SİMANININ PROENFLAMATUVAR SİTOKİN DÜZEYLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ*.
- Vallés, M., Mercadé, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J. L. ve Roig, M. (2013). Influence of Light and Oxygen on the Color Stability of Five Calcium Silicate-based Materials. *Journal of Endodontics*, 39(4), 525–528. doi:10.1016/J.JOEN.2012.12.021
- van Aken, J. (1969). Optimum conditions for intraoral roentgenograms. . *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 27, 475–491.
- 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. doi:10.14219/JADA.ARCHIVE.2005.0051
- van der Stelt, P. F. (2008). Better imaging: The advantages of digital radiography. *Journal of the American Dental Association*, 139(SUPPL.). doi:10.14219/jada.archive.2008.0357
- Vandre, R. H., Pajak, J. C., Abdel-Nabi, H., Farman, T. T. ve Farman, A. G. (2014). Comparison of observer performance in determining the position of endodontic files with physical measures in the evaluation of dental X-ray imaging systems. <http://dx.doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600533>, 29(4), 216–222. doi:10.1038/SJ/DMFR/4600533
- Vivan, R., Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Hungaro Duarte, M. A. ve 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). doi:10.1016/J.TRIPLEO.2009.07.037
- Vivan, R. R., Zapata, R. O., Zeferino, M. A., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., ... Gomes De Moraes, I. (2010). Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling

- materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(2), 250–256. doi:10.1016/J.TRIPLEO.2010.04.021
- Voicu, G., Didilescu, A. C., Stoian, A. B., Dumitriu, C., Greabu, M. ve Andrei, M. (2019). Mineralogical and Microstructural Characteristics of Two Dental Pulp Capping Materials. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(11). doi:10.3390/MA12111772
- Watts, D. C. (1987). Characterization of aluminium radiopacity standards for restorative materials. *Journal of dentistry*, 15(4), 175–177. doi:10.1016/0300-5712(87)90148-5
- Watts, D. C. ve McCabe, J. F. (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *Journal of dentistry*, 27(1), 73–78. doi:10.1016/S0300-5712(98)00025-6
- Webber, R. L. ve Ryge, G. (1969). The significance of exposure parameters in dental radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 27(6), 740–753. doi:10.1016/0030-4220(69)90142-X
- Wenzel, A., Hintze, H. ve Hørsted-Bindslev, P. (1998). Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. *The Journal of forensic odonto-stomatology*, 16(1), 8–13.
- Wenzel, A. ve Møystad, A. (2014). Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors. <http://dx.doi.org/10.1038/sj.dmfr.4600613>, 30(4), 203–208. doi:10.1038/SJ.DMFR.4600613
- Wu, M.-K., Kontakiotis, E. G. ve Wesselink, P. R. (1998). Long-term seal provided by some root-end filling materials. *Journal of endodontics*, 24(8), 557–560. doi:10.1016/S0099-2399(98)80077-0
- Wuehrmann, A. H. ve Monacelli, C. J. (1951). Selection of Optimum Kilovoltage for Dental Radiography. <https://doi.org/10.1148/57.2.240>, 57(2), 240–247. doi:10.1148/57.2.240
- Wuehrmann, Arthur H. ve Curby, W. A. (1952). Radiopacity of Oral Structures as a Basis for Selecting Optimum Kilovoltage for Intraoral Roentgenograms. *Journal of Dental Research*, 31(1), 27–32. doi:10.1177/00220345520310011701
- Wuehrmann, Arthur H. ve Monacelli, C. J. (1951). Selection of optimum kilovoltage for dental radiography. *Radiology*, 57(2), 240–247. doi:10.1148/57.2.240

- Yoshiura, K., Kawazu, T., Chikui, T., Tatsumi, M., Tokumori, K., Tanaka, T. ve Kanda, S. (1999). Assessment of image quality in dental radiography, part 1: Phantom validity. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 87(1), 115–122. doi:10.1016/S1079-2104(99)70304-5
- Zafar, K., Jamal, S. ve Ghafoor, R. (2020). Bio-active cements-mineral trioxide aggregate based calcium silicate materials: A narrative review. *Journal of the Pakistan Medical Association*. Pakistan Medical Association. doi:10.5455/JPMA.16942
- Zarra, T., Lambrianidis, T. P., Vasiliadis, L. P. ve Gogos, C. A. (2018). Effect of curing conditions on physical and chemical properties of MTA+. *International Endodontic Journal*, 51(11), 1279–1291. doi:10.1111/IEJ.12938



Teşekkür

Doktora eğitimimin başından sonuna kadar benimle değerli bilgilerini paylaşarak klinik ve akademik alanda gelişmemde katkısı çok büyük olan, destekleriyle beni yalnız bırakmayan çok sevgili danışman hocam Doç. Dr. Tuğba TÜRK SOMER'e,

Eğitimim süresince yeri geldiğinde hocam, yeri geldiğinde ablam gibi olarak yolumu her şekilde aydınlatmış olan çok kıymetli hocam Doç. Dr. Ilgın AKÇAY'a,

Tez izleme komitemde yer alarak maddi manevi desteğini hissettirerek yanımda olan değerli hocam Doç. Dr. Betül KARACA'ya,

Doktora eğitimimin başından sonuna kadar bilgilerinden istifade etmemi sağlayan ve beraber çalışma fırsatı bulduğum için şanslı olduğum Ege Üniversitesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan tüm değerli hocalarıma,

Tezin gerçekleştirilebilmesi için maddi desteğini esirgemeyen Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Genel Koordinatörlüğü'ne,

Doktora eğitimim sırasında onları tanımaktan ve beraber çalışmaktan keyif aldığım çalışma arkadaşlarıma ve değerli kürsü personeline,

Tezimin istatistik verileri için her sorumu yanıtlayıp yardımını eksik etmeyen kıymetli Kürşat ÖZKAN'a,

Lisans öğrenciliğimden bugüne kadar her zaman ablalığını en yakından hissettiğim, destekleriyle yanımda olan çok sevdiğim Doç. Dr. Meltem ÖZDEN YÜCE'ye,

Tez yazma sürecinde sorularıma sabırla cevap vererek motivasyonumu korumama yardımcı olan canım meslektaşlarım Dr. Dt. Beril KOYUNCU, Dt. Gülfem ÖZLÜ UÇAN ve Uzm. Dt. Gözde CESUR'a,

Arkadaşlıklarıyla benim bu süreçteki her türlü zorluğu atlatmamda maddi manevi büyük destek olan, varlıklarıyla bulundukları her yeri çok daha güzelleştiren en büyük

şansım dediğim canım dostlarım ve aynı zamanda meslektaşlarım çok sevgili Dt. İrem ÇİMEN ile Uzm. Dt. Merve ALTUNTAŞ'a,

Kendi alanı olmadığı halde takıldığım yerlerde bana yardım edip sorularımı yanıtlayan kıymetli Prof. Dr. Eyüp ARTVİNLİ'ye,

Ellerimi çocukluğumdan beri bırakmayan, şu hayatta tartışmaktan da gülmekten de en keyif aldığım ve destekleriyle beni bugüne taşımış canım ablalarım Elif ARTVİNLİ ve Betül KORKMAZ'a,

Son olarak hayatımın her alanında destekleriyle arkamda dağ gibi durarak beni yetiştirmek için elinden geleni yapmış, evlatları olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum canım annem Nadiye KORKMAZ ve canım babam İbrahim KORKMAZ'a sonsuz teşekkürler.

İzmir, 5.07.2022

Büşra KORKMAZ