



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALSİYUM SİLİKAT İÇERİKLİ SİMANLARIN
FİZİKSEL VE KİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Hazırlayan

Arş. Gör. Kemal Furkan GÜDÜL

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

Eş Danışman

Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2025



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALSİYUM SİLİKAT İÇERİKLİ SİMANLARIN
FİZİKSEL VE KİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Hazırlayan

Arş. Gör. Kemal Furkan GÜDÜL

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

Eş Danışman

Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

TOKAT- 2025

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

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

30/04/2025

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Kemal Furkan GÜDÜL

İmza

JÜRİ KABUL VE ONAYI

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

ADI SOYADI: Kemal Furkan GÜDÜL

TEZ SAVUNMA TARİHİ: 30/04/2025

TEZ KONUSU: Farklı Kalsiyum Silikat İçerikli Simanların Fiziksel ve Kimyasal Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Jüri Üyeleri

İmza

Üye (Başkan) : Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Şura BOYRAZ

.....

Bu uzmanlık tezi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 17/04/2025 tarih ve 14 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

Dekan V.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana her konuda yardımcı olan, tez sürecimin her aşamasında yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım ve danışmanlarım sayın Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA ve Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI' ya

Eğitimim boyunca hem klinik hem de pratik anlamda gelişmeye katkıda bulunan, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren sayın hocam Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN' a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, dostluğunu ve desteğini esirgemeyen tüm arkadaşlarıma,

Beni yetiştiren ve bugünlere gelmemde büyük emeği olan, sevgili aileme,

Tez sürecinde ve uzmanlık eğitimimin her anında yanımda olan, zorlandığımda yardımını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen yol arkadaşım, sevgili eşim Dt. Afra Beyza GÜDÜL' e

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2024/27 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

FARKLI KALSIYUM SİLİKAT İÇERİKLİ SİMANLARIN FİZİKSEL VE KİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Kalsiyum silikat içerikli simanlar rutin klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı piyasaya yeni sürülmüş rezin içerikli kalsiyum silikat siman olan TheraBase ile farklı tipte kalsiyum silikat içerikli simanların pH, kalsiyum salınımı, radyoopasite, çözünürlük, basma dayanımı ve su emilimi gibi fiziksel ve kimyasal özelliklerin in-vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada, dört farklı kalsiyum silikat içeren siman (TheraCal LC, TheraBase, Biodentine, BIOMTA+) materyalleri kullanıldı. Teflon kalıplar içerisine kalsiyum silikat içerikli materyaller üretici talimatlarına göre yerleştirildi ve sertleştirildi. Basma dayanımını değerlendirebilmek için evrensel bir test makinesi (Shimadzu AGS-10kNXD, Shimadzu Co, Japonya) kullanıldı. Örnekler kırılması için kuvvet uygulandı ve kırılmasına neden olan maksimum yük değerleri kaydedildi. Radyoopasite değerlendirilmesi için örneklerin mine dokusu, dentin dokusu ve hazırlanan 12 basamaklı alüminyum ile radyografları alındı. Elde edilen dijital görüntüler bilgisayara aktarıldı. Test edilen materyallerin grilik değerleri sistem yazılımı ile dijital olarak ölçüldü ve eşdeğer alüminyum kalınlığını belirlemek için basamak ile karşılaştırıldı. Su emilimi ve çözünürlük değerlendirilmesi için örnekler hassas bir terazi ile en yakın 0,001 g'a kaydedildi (M1). Örnekler distile suda 1,7 ve 30 gün bekletilip sonra örneklerin ağırlıkları kaydedildi (M2). Örnekler desikatörde bekletilip ağırlıklar sabitleşince, tekrar ağırlıkları kaydedildi (M3). Örneklerin su emilimi ve suda çözünürlüğü hesaplandı. pH ve Ca^{+2} salınımı değerlendirilmesi için örnekler ayrı ayrı kapalı tüplerde 10 mL distile suya dikey olarak daldırıldı ve 37°C'de saklandı. Ölçümler 3.ve 24. saatin yanı sıra 3., 7., 14. ve 28. günlerde yapıldı. Toplanan su, pH ve Ca^{+2} iyonları açısından ayrı ayrı analiz edilecektir. Çözünürlük, basma dayanımı, radyoopasite test sonuçlarından elde edilen veriler Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD post-hoc testleri kullanılarak analiz edildi. Su emilimi, pH ve Ca^{+2} iyon salınımının zamana dayalı karşılaştırması için veriler Tekrarlı Ölçüm Analizi (iki yönlü ANOVA) ve Bonferroni testleri ile değerlendirildi. ($p<0.05$).

Bulgular: Basma dayanımı değerlendirilmesinde; en yüksek basma dayanımı TheraBase grubunda görülürken, en düşük basma dayanımı BİOMTA+ grubunda görülmüştür ($p<0,05$). Radyoopasitenin değerlendirilmesinde; en yüksek radyoopasite BİOMTA+ grubunda görülürken, en düşük radyoopasite değeri TheraCal LC grubunda görülmüştür ($p<0,05$). Çözünürlük değerlendirilmesinde; en yüksek çözünürlük Biodentin grubunda görülürken, en düşük çözünürlük TheraCal LC grubunda görülmüştür ($p<0,05$). Tüm zaman periyotlarında en düşük su emilimi değeri TheraBase grubunda görülürken, en yüksek su emilimi değeri TheraCal LC grubunda görülmüştür. pH bulguları incelendiğinde; tüm zaman periyotlarında TheraBase en düşük pH değerlerini gösterirken Biodentin ise en yüksek pH değerlerini göstermiştir ($p<0,05$). Kalsiyum iyon salınımı sonuçlarına baktığımızda ise; TheraBase grubu tüm zaman periyotlarında en düşük değerleri göstermiştir ($p<0,05$).

Sonuç: Sonuç olarak farklı kalsiyum silikat içerikli materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri arasında farklılıklar vardır. TheraBase materyalinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini daha kapsamlı bir şekilde değerlendirmek için daha fazla klinik araştırmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Kalsiyum silikat, MTA, Biodentin, TheraCal LC, TheraBase

ABSTRACT

EVALUATION OF THE PHYSICAL AND CHEMICAL PROPERTIES OF DIFFERENT CALCIUM SILICATE-CONTAINING CEMENTS

Objective: Calcium silicate cements are frequently used in routine clinical practice. This study aimed to evaluate the physical and chemical properties such as pH, calcium release, radiopacity, solubility, compressive strength, and water absorption of TheraBase, a new resin-containing calcium silicate cement, and different types of calcium silicate-containing cements under in vitro conditions.

Materials and Methods: Four different calcium silicate cement materials (TheraCal LC, TheraBase, Biodentine, and BIO MTA+) were used in the study. The calcium silicate-containing materials were placed in the teflon moulds and hardened according to the manufacturer's instructions. A universal testing machine was used to evaluate the compressive strength. Force was applied to the specimens to fracture, and the maximum load values causing fracture were recorded. For radiopacity evaluation, the specimens were radiographed with enamel tissue, dentin tissue, and prepared 12-digit aluminium. The digital images obtained were transferred to the computer. The greyiness values of the tested materials were measured digitally with the system software and compared with the step to determine the equivalent aluminium thickness. For water absorption and solubility evaluation, samples were recorded to the nearest 0.001 g with a precision balance (M1). The samples were soaked in distilled water for 1, 7 and 30 days, and then the weights of the samples were recorded (M2). When the samples were kept in a desiccator and the weights stabilised, the weights were recorded again (M3). The water absorption and solubility of the samples were calculated. For the evaluation of pH and Ca^{+2} release, the samples were immersed vertically in 10 mL distilled water in separate closed tubes and stored at 37°C. Measurements were made at 3 and 24 hours, as well as at 3, 7, 14, and 28 days. The collected water will be analysed separately for pH and Ca^{+2} ions. Data obtained from solubility, compressive strength, and radiopacity test results were analysed using One-Way Analysis of Variance (ANOVA) and Tukey HSD post-hoc tests. Data for time-based comparison of water absorption, pH, and Ca^{+2} ion release were analysed using Repeated Measures Analysis (two-way ANOVA) and Bonferroni tests ($p < 0.05$).

Results: In the evaluation of compressive strength, the highest compressive strength was observed in the TheraBase group, while the lowest compressive strength was observed in the BIOMTA+ group ($p<0.05$). In the evaluation of radiopacity; the highest radiopacity was observed in the BIOMTA+ group, while the lowest radiopacity value was observed in the TheraCal LC group ($p<0.05$). In the solubility evaluation, the highest solubility was observed in the Biodentin group, while the lowest solubility was observed in the TheraCal LC group ($p<0.05$). In all periods, the lowest water absorption value was observed in the TheraBase group, while the highest water absorption value was observed in the TheraCal LC group. When pH findings were analysed, TheraBase showed the lowest pH values in all periods, while Biodentin showed the highest pH values ($p<0.05$). When we look at the calcium ion release results, the TheraBase group showed the lowest values in all periods ($p<0.05$).

Conclusion: As a result, there are differences between the physical and chemical properties of different calcium silicate materials. Further clinical research is needed to evaluate the physical and chemical properties of TheraBase material more comprehensively.

Keywords: Calcium silicate, MTA, Biodentine, TheraCal LC, TheraBase

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME.....	i
JÜRİ KABUL VE ONAYI.....	ii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	viii
İÇİNDEKİLER	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Vital Pulpa Tedavisi	4
2.1.1. Direkt Pulpa Kuafajı	5
2.1.2. İndirekt Pulpa Kuafajı.....	5
2.1.3. Tam Pulpotomi	6
2.1.4. Parsiyel Pulpotomi	6
2.2. Vital Pulpa Tedavisinin Tarihsel Gelişimi	7
2.3. Vital Pulpa Tedavisinde Kullanılan Materyaller.....	7
2.3.1. Çinko Oksit Ojenol	8
2.3.2. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler.....	8
2.3.3. Hidroksiapatit.....	9
2.3.4. Kalsiyum Hidroksit.....	9
2.3.5. Cam İyonomer Simanlar	11
2.3.6. BioAggregate	12
2.3.7. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman.....	12
2.3.8. Büyüme Faktörleri	13
2.3.9. Propolis	13
2.3.10. Mineral Trioksit Agregat.....	14
2.3.11. Biodentin.....	18

2.3.12. Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat Siman (TheraCal LC).....	21
2.3.13. Self Adeziv Kalsiyum Salınımı Kaidesi/Lineri (TheraBase).....	23
2.4. Dental Materyallerin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	25
2.4.1. Basma Dayanımı	25
2.4.2. Radyoopasite	25
2.4.3. Çözünürlük.....	27
2.4.4. Su Emilimi	28
2.4.5. pH.....	28
2.4.6. Kalsiyum Salınımı.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	30
3.2. Örneklerin Hazırlanması	32
3.3. Basma Dayanımı Testi	33
3.4. Radyoopasite Testi	35
3.5. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi.....	40
3.6. pH Testi	43
3.7. Kalsiyum İyon Salınımı Testi	45
3.8. İstatistiksel Analiz.....	46
4. BULGULAR.....	47
4.1. Basma Dayanımı.....	47
4.2. Radyoopasite.....	48
4.3. Su Emilimi ve Çözünürlük	50
4.4. pH.....	52
4.5. Kalsiyum İyon Salınımı	54
5. TARTIŞMA	58
5.1. Basma Dayanımı Değerlendirmesi	59
5.2. Radyoopasite Değerlendirmesi	62
5.3. Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlendirmesi.....	65
5.4. pH Değerlendirmesi	70
5.5. Kalsiyum İyon Salınımı Değerlendirmesi	73
6. SONUÇLAR.....	79
7. KAYNAKLAR.....	81

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Vital Pulpa Tedavileri. (a) İndirekt Pulpa Kuafajı; (b) Direkt Pulpa Kuafajı; (c) Pulpotomi. (D: Dentin, P: Pulpa, CM: Kuafaj Materyali, F: Restorasyon Materyali(Zhang & Yelick, 2010).....	5
Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Siman Materyalleri.....	31
Şekil 3.2. Örneklerin Hazırlanma Aşaması (A: TheraBase B: TheraCal LC C: BİO MTA+ D: Biodentin)	33
Şekil 3.3. Örneklerin Çap ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi	34
Şekil 3.4. Universal Test Cihazı ve Basma Dayanımı Testi Uygulama Aşaması	34
Şekil 3.5. Kullanılan Alüminyum Kalıplar ve Örneklerin Hazırlanma Aşaması.....	36
Şekil 3.6. Örneklerin Çap ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi	36
Şekil 3.7. Mine ve Dentin Örneklerinin Microcut Cihazında Hazırlanma Aşaması	37
Şekil 3.8. Dental X Işını Cihazı ve Örneklerin Radyografisinin Değerlendirme Aşaması	37
Şekil 3.9. Fosfor Plak Tarayıcı	38
Şekil 3.10. Mine, Dentin ve Örneklerin Radyografik Görüntüsü.....	39
Şekil 3.11. İmage J Yazılımı Kullanılarak OGD Belirlenme Aşaması	40
Şekil 3.12. Kullanılan Teflon Kalıplar ve Örneklerin Hazırlanma Aşaması	41
Şekil 3.13. Örneklerinin Çapı ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi.....	41

Şekil 3.14. Örneklerin Başlangıç Ağırlıklarının Tartılması	42
Şekil 3.15. Distile Su İçerisinde Bekletilen Örnekler.....	42
Şekil 3.16. Desikatör	43
Şekil 3.17. pH Ölçümü Yapılan Örnekler	44
Şekil 3.18. ICP-OES Cihazı (Thermo Scientific™ iCAP™ 7000 Series, ABD)	45
Şekil 4.1. Test Edilen Materyallerin Basma Dayanımı Değerleri	48
Şekil 4.2 Test Edilen Materyallerin Ortalama Radyoopasite Değerleri	49
Şekil 4.3. Ölçüm Periyotlarına Göre Materyallerin Su Emilimi Değerleri	51
Şekil 4.4. Test Edilen Materyallerin Ortalama Çözünürlük Değerleri	52
Şekil 4.5. Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Ortalama pH Değerleri	54
Şekil 4.6. Ölçüm Zamanlarına Göre Ortalama Kalsiyum İyon Salınımı Değerleri	56

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışmamızda Kullanılan Materyaller, İçerikleri ve Üretici Firmalar	31
Tablo 4.1: Test Edilen Materyallerin Ortalama Basma Dayanımı Değerleri	47
Tablo 4.2: Test Edilen Materyallerin Ortalama Radyoopasite Değerleri	49
Tablo 4.3: Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Su Emilimi ve Çözünürlük Değerleri	51
Tablo 4.4: Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Ortalama pH Değerleri	53
Tablo 4.5: Test Edilen Materyallerin Ortalama ve Kümülatif Kalsiyum İyon Salınımı Değerleri	57

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

< : Küçüktür

%: Yüzde

=: Eşittir

>: Büyüktür

°C: Derece Santigrat

Al: Alüminyum

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

Ba: Baryum

BaSO₄: Baryum Sülfat

Bi₂O₃: Bizmut Oksit

Bis-EMA: Bisfenol-A Etoksile Dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Metakrilat

BMP: Kemik Morfojenik Protein

Ca(OH)₂: Kalsiyum Hidroksit

Ca⁺²: Kalsiyum

CaCl₂: Kalsiyum Klorür

CaCO₃: Kalsiyum Karbonat

CaO: Kalsiyum Oksit

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

CEM: Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman

cm: Santimetre

C-S-H: Kalsiyum Silikat Jel

CT: Bilgisayarlı Tomografi

F₂: Florür

FeO: Demir Oksit

GIC: Cam İyonomer Siman

GMTA: Gri Mineral Trioksit Agregat

ISO: Uluslararası Standartlar Teşkilatı

K₂SO₄: Potasyum Sülfat

kVp: Tepe kilovoltaj

LED: Light-Emitting Diode

mA: Miliamper

MgO: Magnezyum Oksit

mL: Mililitre

mm/dk: milimetre/dakika

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

MRI: Manyetik Rezonans Görüntüleme

MTA: Mineral Trioksit Agregat

Na₂SO₄: Sodyum Sülfat

°C: Derece Santigrat

OH⁻: Hidroksil

P: Fosfor

P₂O₅: Fosfor Pentaoksit

pH: Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

ppm: Milyonda Bir Birim

RMGIC: Rezin Modifiye Cam iyonomer

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SiO₂: Silisyum Dioksit

SiO₃: Sülfür Trioksit

sn: Saniye

Sr: Stronsiyum

Ta₂O₅: Tantal Oksit

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

TEM: Transmisyon Elektron Mikroskobu

TGF-B1: Dönüştürücü Büyüme Faktörü Beta1

TiO₂: Titanyum Dioksit

VPT: Vital Pulpa Tedavisi

WMTA: Beyaz Mineral Trioksit Agregat

Yb: İterbiyum

ZOE: Çinko Oksit Ojenol

Zr: Zirkonyum

ZrO₂: Zirkonyum Oksit

1. GİRİŞ

Vital pulpa tedavisi (VPT); travma, çürük veya iyatrojenik nedenlerle zarar görmüş bir dişin pulpa dokusunun canlılığını korumayı ve sürdürmeyi amaçlar (Ghoddusi ve ark., 2014). Vital dişlerde pulpa odasına yakınlık ve pulpanın açığa çıkması, VPT'nin temelini oluşturur (Stringhini Junior ve ark., 2019). VPT, bakteriyel kontaminasyonu önleyerek biyolojik olarak uygun bir ortam elde etmeyi amaçlayan etkili bir çürük yönetimi prosedürüdür (Dhar ve ark., 2017).

İndirekt ve direkt pulpa kuafajı, derin kavite preparasyonlarında kullanılan VPT protokolleri arasındadır (Endodontology, 2019). İndirekt pulpa kuafajı, pulpa odasının üzerinde ince bir çürüksüz dentin tabakasının kaldığı ve bunun bir biyomateryal ile kapatıldığı tedavi prosedürüdür (Hanna ve ark., 2020). Direkt pulpa kuafajı ise, pulpanın travmatik veya mekanik olarak ekspoz olduğu, inflamasyon hikâyesi ve/veya spontan ağrısı olmayan, radyografik olarak sağlıklı, kanamanın kontrol altına alınabildiği vital dişlerde uygulanan bir tedavi seçeneğidir (da Rosa ve ark., 2018). Her iki tedavinin başarısı, materyalin biyouyumluluğuna ve bakteriyel mikrosızıntıyı önleme yeteneğine dayanmaktadır (Camps ve ark., 2000). İdeal pulpa kuafaj materyalleri dentinogenezi desteklemeli, pulpa dokusuna bakteri girişini etkili bir şekilde engellemeli ve pulpa canlılığını desteklemek için minimal sitotoksikite göstermelidir (Priyadharshini ve ark., 2024). Uzun yıllardır altın standart olarak kullanılan kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) pulpa kuafajı tedavilerinde kullanılan materyaller arasındadır (Cox & Suzuki, 1994). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ dentin köprüsü oluşturmak için pulpayı savunmakta ve tersiyer dentin oluşumunu teşvik etmektedir. Ancak $\text{Ca}(\text{OH})_2$ dentine zayıf bir sızdırmazlık sağlar, zamanla çözülür ve onarıcı dentin köprüsünde tünel defektleri oluşturur (El-Mal ve ark., 2019). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ bu

dezavantajlara sahip olduğu için araştırmacılar yeni materyaller arayışına girmiştir. Günümüzde bu amaçla; $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'e alternatif olarak piyasaya sürülen, rejeneratif ve onarıcı özellikleri ile ön plana çıkan kalsiyum silikat içerikli materyaller tercih edilmektedir (şimşek & Akbulut, 2021).

Kalsiyum silikat içerikli materyaller 1990'lardan bu yana diş hekimliğı alanında giderek artan bir önem kazanmıştır (Parirokh ve ark., 2018). MTA (Mineral Trioksit Agregat), piyasaya sürülen ilk kalsiyum silikat içerikli kuafaj materyalidir. $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'e kıyasla tamir dentinin oluşumunu teşvik ederek üstün dentinojenik potansiyel sergiler. Ancak; suda  z n rl ğı, uzun sertleşme süresi ve yüksek maliyeti dezavantajları arasındadır (Nielsen ve ark., 2016).

Zamanla, Biodentin (Septodont, Saint-Maur-des-Foss s, Fransa) ve TheraCal LC (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) gibi çeşitli kalsiyum silikat içerikli materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller, MTA'nın biyolojik avantajlarını korurken fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla tasarlanmıştır. Böylelikle, benzer uygulamalarda dentin yerine kullanılabilecek alternatif materyaller olarak öne çıkmışlardır (Gasperi ve ark., 2020). Biodentin, MTA ile karşılaştırıldığında daha kısa bir sertleşme süresine sahiptir (9-12 dakika). TheraCal LC ise ışıkla aktive edilen rezin içerikli bir kalsiyum silikat materyalidir. Biodentin'in en belirgin dezavantajlarından biri düşük radyoopasiteye sahip olmasıdır (Grech ve ark., 2013). Öte yandan, TheraCal LC, Biodentin ile kıyaslandığında daha düşük kalsiyum (Ca^{+2}) iyon salınımı göstermektedir (Anusha ve ark., 2022).

TheraBase (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD), yeni geliştirilmiş, çift kürlenen ve kendinden adeziv özelliklere sahip bir rezin içerikli kalsiyum silikat materyaldir. Bu

materyal, Ca^{+2} ve florür (F_2) salınımı sağlayarak diş yapısına kimyasal olarak bağlanma özelliği göstermektedir. Ayrıca, radyografilerde kolayca değerlendirilebilmesine olanak tanıyan radyopak bir yapıya sahiptir (Bisco, 2022).

Kalsiyum silikat içerikli materyallerin iyon salınımı, çözünürlük, su emilimi, pH, basma dayanımı, sertleşme süresi ve radyoopasite gibi fizikokimyasal özellikleri, bu materyallerin klinik kullanımları açısından büyük önem taşımaktadır. Özellikle bu fizikokimyasal özelliklerin, pulpal yanıt üzerinde doğrudan etkili olabileceği belirtilmiştir (Guimarães ve ark., 2018). Bu materyaller Ca^{+2} ve hidroksit (OH^-) iyonlarını serbest bırakarak antibakteriyel özelliklerine ve kemik oluşumunu indükleme yeteneklerine katkıda bulunabilir (Nezir & Özcan, 2024). Aynı zamanda anatomik yapılardan ve diğer dental materyallerden ayırt edilebilmek için yeterli radyoopasiteye sahip olmaları çok önemlidir (Mutlu & Akbulut, 2022a). Bunun yanı sıra; çiğneme sürecinde bir materyalin sıkıştırıcı kuvvetlere karşı ne kadar direnç gösterebileceğini belirleyen basma dayanımı ile dental materyallerin boyutsal kararlılığını, dayanıklılığını ve uzun ömürlülüğünü etkileyen su emilimi ve çözünürlük özellikleri önemli kriterler arasındadır (Anusavice, 1996; Mortier ve ark., 2004).

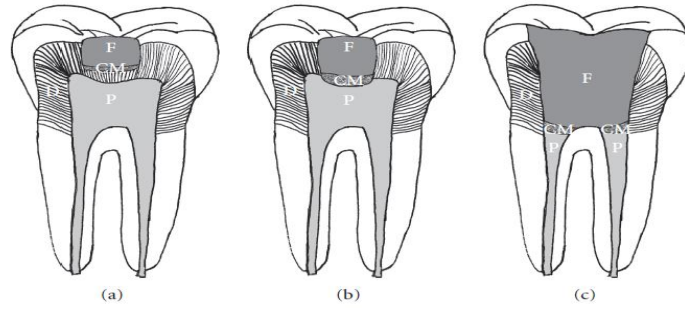
Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı, piyasaya yeni sürülen rezin içerikli kalsiyum silikat siman olan TheraBase'in; sıkça kullanılan kalsiyum silikat içerikli BİOMTA+, Biodentin ve TheraCal LC ile fiziksel ve kimyasal özelliklerini karşılaştırarak değerlendirmektir. Çalışmada kullanılan materyallerin karşılaştırılmasında; basma dayanımı, radyoopasite, çözünürlük, su emilimi, pH ve Ca^{+2} salınımı özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışmada; "Farklı kalsiyum silikat içerikli materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri arasında farklılık yoktur." şeklindeki sıfır hipotezi test edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Vital Pulpa Tedavisi

Vital pulpa tedavisi (VPT); çürük, restoratif işlemler veya travma gibi nedenlerle tehlikeye giren pulpa dokusunun canlılığını ve işlevini korumayı amaçlayan tedavilerdir (AAE, 2021). Bu tedavinin temel amacı, dişi fonksiyonel bir bütün olarak korumak ve tamir dentini oluşumunu teşvik etmektir. Literatürde, VPT'nin başarı ve başarısızlık oranları, metodolojik farklılıklar ve kullanılan materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir (Dammachke, 2012). Tedavi başarısını etkileyen faktörler arasında pulpal enflamasyonun durumu, tedavi öncesinde spontan ağrı varlığı, pulpanın mekanik ya da çürük nedeniyle açığa çıkması, koronal restorasyonun sızdırmazlığı ve uygulanma zamanı yer almaktadır (Ghoddusi ve ark., 2014). VPT'ler dörde ayrılmaktadır (**Şekil 2.1**) (Edwards ve ark., 2021):

1. Direkt Pulpa Kuafajı
2. İndirekt Pulpa Kuafajı
3. Tam Pulpotomi
4. Parsiyel Pulpotomi



Şekil 2.1. Vital Pulpa Tedavileri. (a) İndirekt Pulpa Kuafajı; (b) Direkt Pulpa Kuafajı; (c) Pulpotomi. (D: Dentin, P: Pulpa, CM: Kuafaj Materyali, F: Restorasyon Materyali(Zhang & Yelick, 2010)

2.1.1. Direkt Pulpa Kuafajı

Direkt pulpa kuafajı, pulpanın canlılığını korumak ve üzerinde mineralize bir bariyer oluşmasını teşvik etmek amacıyla doğrudan pulpa üzerine materyalin yerleştirilmesi içeren koruyucu bir tedavi prosedürüdür (Torres, 2019). Direkt pulpa kuafajının başarısını etkileyen en önemli faktörler; pulpal durumun doğru teşhisi, bakteriyel kontaminasyonun olmaması, yeterli koruyucu materyallerin kullanılması ve kavitenin uygun bir restorasyonla etkili bir şekilde kapatılmasıdır (Hilton, 2009).

2.1.2. İndirekt Pulpa Kuafajı

İndirekt pulpa kuafajı, pulpal doku maruziyeti oluşmadığında koruyucu materyallerin kalan dentin üzerine uygulanması prosedüründen oluşur (Torres, 2019). İndirekt pulpa kuafajının amaçları; restorasyonlardan ve ağız ortamından gelen termal, elektriksel ve kimyasal uyarıları engellemek, dentin-pulpa kompleksi üzerinde terapötik bir etki yaratmak, pulpa canlılığını korumak, restorasyonların altındaki mikrosızıntıyı ve

bakteri üremesini önlemek veya azaltmak ve marjinal sızdırmazlık özelliklerini geliştirmektedir (Busato, 2005).

2.1.3. Tam Pulpotomi

Pulpotomi, dişin koronal pulpa odasındaki iltihaplı veya hastalıklı pulpa dokusunun çıkarılmasını içeren bir tedavi prosedürüdür. Bu tedavi yaklaşımı, pulpa dokusundaki enflamasyonun koronal pulpanın derin seviyelerine kadar uzandığı durumlarda endikedir (Ghoddusi ve ark., 2013). Tedavi sırasında, sağlıklı radiküler pulpa dokusu, pulpa canlılığını koruyan ve onarımı teşvik eden bir dental materyal ile örtülerek korunur (Endodontology, 2006). Bu amaçla farklı pansuman materyalleri kullanılmıştır. Bunlar arasında fenol, kreozot, ferrik sülfat, polikarboksilat siman, glutaraldehit, çinko oksit ojenol (ZOE), Ca(OH)_2 ve formaldehit bulunmaktadır (Orstavik, 2020). Çalışmalar kısa vadeli başarı oranlarının olumlu olduğunu gösterse de, bu prosedür genellikle süt dişleri için savunulmaktadır (Bogen & Chandler, 2008).

2.1.4. Parsiyel Pulpotomi

Dental literatürde "parsiyel pulpotomi" terimi ilk olarak Cvek tarafından 1978 yılında kullanılmıştır. Bu işlem, koruyucu bir materyal uygulanmadan önce, hasarlı veya iltihaplı pulpa dokusunun yüzeysel tabakasının çıkarılmasını içerir (Duncan ve ark., 2009). Parsiyel pulpotomi; kaspal kırıklar, derin dentin çürükleri veya mine gelişim kusurlarına bağlı hasar durumlarında tercih edilebilir (Alqaderi ve ark., 2014). Direkt pulpa kuafajı ve parsiyel pulpotomi benzer prosedürler olarak kabul edilmektedir. Sadece tedaviden sonra kalan zarar görmemiş doku miktarı açısından farklılık gösterir (Bogen &

Chandler, 2008). Literatürde parsiyel pulpotomi için bildirilen başarı oranı %93-96 arasında değişmektedir (Kiatwateeratana ve ark., 2009; Nosrat & Nosrat, 1998).

2.2. Vital Pulpa Tedavisinin Tarihsel Gelişimi

Belgelenmiş ilk VPT, 1756 yılında Philipp Pfaff tarafından altın folyo kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Zander & Glass, 1949). Sonraki yüzyıllarda, pulpa canlılığını korumaya yönelik birçok girişimde bulunulmuş, ancak uygulanan yöntemlerin çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır (Dammachke, 2008). Bu durum, 1922 yılında Hans-Hermann Rebel'in, "Açıkta kalan bir pulpa kayıp bir organdır" ilkesini formüle etmesine yol açmıştır (Rebel, 1992). Birkaç yıl sonra, Bernhard W. Hermann pulpa canlılığını korumak için $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'i tanıtmıştır. Eğer endikasyon doğruysa bu materyal kullanılarak VPT'nin başarıyla gerçekleştirilebileceğini histolojik olarak kanıtlamıştır (Hermann, 1928; Hermann, 1930).

2.3. Vital Pulpa Tedavisinde Kullanılan Materyaller

Yıllar içinde, güvenli doku yanıtını sağlamak ve başarılı tedavi sonuçları elde etmek için çeşitli dental materyaller geliştirilmiştir (da Rosa ve ark., 2018). 1920'lerden bu yana literatürde, VPT'nde kullanılmak üzere çeşitli materyaller önerilmiştir (Hanna ve ark., 2020). VPT'nde kullanılan materyaller şu özelliklere sahip olmalıdır (Islam ve ark., 2021);

- Klinik kullanımı kolay olmalı
- Diş yapılarına ve restoratif materyallere tutunabilmeli
- Antibakteriyel olmalı

- Mükemmel sızdırmazlık yeteneği olmalı
- Doku sıvılarında çözünmemeli
- Biyouyumlu olmalı
- Mineralize doku bariyeri oluşumunu teşvik etmeli
- Radyopak olmalı
- Dişte renk değişikliğine neden olmamalı

2.3.1. Çinko Oksit Ojenol

Çinko oksit ojenol (ZOE) diş hekimliğinde uzun yıllardır kaide, liner, siman ve geçici restoratif materyal olarak kullanılmaktadır. ZOE' nin sitotoksik konsantrasyonlarda ojenol salgıladığı bilinmektedir (Hume, 1984a, 1984b; Koulaouzidou ve ark., 2005). Ojenol, tahriş edici ve sitotoksik etkileri nedeniyle pulpal doku ile doğrudan temas halinde kullanılmamalıdır (Cox ve ark., 1996). Bu yüzden, VPT'leri için kullanımı şüphelidir (Tewari & Tewari, 2002). ZOE, ojenol salınımı sayesinde biyolojik bir sızdırmazlık sağlamaktadır. Ancak ojenol salınımı zamanla önemli ölçüde azaldığı da unutulmamalıdır (Hilton, 2009). ZOE'nin antibakteriyel etkinliği ağızda ne kadar uzun süre kalırsa o kadar azalacağı tahmin edilmektedir (Hilton, 2009).

2.3.2. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler

1970'lerde, pulpal ağrıyı kontrol altına almak ve pulpal enflamasyonu baskılamak amacıyla antibiyotiklerle birlikte glukokortikoidler sıklıkla kullanılmıştır (Paterson, 1976). Kötü yara iyileşmesi ve pulpal nekroz raporları ortaya çıkmasıyla steroidler artık VPT'leri için kullanılmamaktadır (Komabayashi ve ark., 2016). Gardner ve ark,

vankomisinin $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile kombine kullanıldığında, tek başına kullanılan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ göre biraz daha etkili olduğunu ve daha düzenli onarıcı dentin köprüsünü uyardığını bulmuşlardır (Gardner ve ark., 1971).

2.3.3. Hidroksiapatit

Hidroksiapatit, yumuşak dokular ve kemik ile son derece biyouyumlu bir materyal olarak bilinmektedir (Frame, 1987). Bu materyalin, alveolar kret ogmentasyonunda, periodontal kemik defektlerinin iyileşmesinde ve titanyum implantların osteointegrasyon sürecinde etkili olduğu gösterilmiştir. (De Lange, 1990; De Lange & Donath, 1989).

Hidroksiapatit osseokondüktif özelliğe sahiptir. Bu özeliği sayesinde 1992 yılında Jaber ve ark. tarafından pulpa kuafajı ve pulpotomi amacıyla kullanılmıştır. Hayvanlar üzerinde yapılan bu çalışmada, hidroksiapatit pulpa kapama ajanı olarak $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, hidroksiapatitin pulpada distrofik kalsifikasyona neden olması ve bu durumun gelecekteki endodontik tedavileri zorlaştırdığı gözlemlenmiştir (Jaber ve ark., 1992). Hayashi ve ark. gerçekleştirdiği başka bir hayvan çalışmasında ise hidroksiapatitin direkt pulpa kuafajında kullanıldığında, osteodentinin yerini doğrudan alabileceği sonucuna varılmıştır (Hayashi ve ark., 1999).

2.3.4. Kalsiyum Hidroksit

1920 yılında Hermann $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'i tanıtmıştır. 1928 ve 1930 yılları arasında, biyouyumlu bir materyal olduğunu kanıtlamak için canlı pulpa dokusunun $\text{Ca}(\text{OH})_2$ tepkisini incelemiştir (Dube ve ark., 2018). O zamandan beri, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ birçok araştırmacı

tarafından VPT'leri için önerilmiştir. Ancak altın standart olarak kabul edilmesi 20. yüzyılın ortalarına kadar sürmüştür (Dammaschke, 2008).

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in etkisi, hidroksil (OH^-) iyonlarının neden olduğu kimyasal hasara dayanmaktadır. Pulpaya uygulandığında, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in ilk etkisi yüzeysel bir nekroz gelişimini tetikler. Bu durum, pulpada hafif bir irritasyona yol açar. İritasyonun ardından pulpa, hücresel farklılaşma, matriks salgılama ve mineralizasyon kendini onarır ve onarıcı bir dentin köprüsü oluşturur (Schröder, 1985). Dentin köprüsü oluşumunun, pulpa kuafajının klinik başarısında önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir. Ancak yapılan bir çalışmada, maymunlarda $\text{Ca}(\text{OH})_2$ simanı kullanılarak oluşturulan dentin köprülerinin %89'unda tünel defektlerinin bulunduğu bildirilmiştir (Cox ve ark., 1996). Heterojen yapıdaki bu tünel defektleri, yalnızca kalıcı bir bariyer sağlamakta yetersiz kalır ve bakteriyel enfeksiyona karşı uzun süreli biyolojik sızdırmazlık da sunamaz (Cox & Suzuki, 1994). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in bir diğer dezavantajı da çözünmesidir (Cox & Suzuki, 1994). Bu çözünme, ölü boşlukların ve mikrosızıntıların oluşumuna yol açarak klinik başarısızlık riskini artırabilir (Cox & Suzuki, 1994; Taira ve ark., 2011).

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ yüksek alkali bir pH değerine sahiptir. Bu özellik, pulpanın korunmasını sağlayarak daha fazla enflamasyon ya da hasarın oluşmasını önler. Yüksek alkalite, bakteriyel büyümeyi engelleyen bir ortam sağlayarak mineralize doku oluşumunu destekler (Varma ve ark., 2023). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'nin antibakteriyel aktivitesi, ortama salınan OH^- iyonlarından kaynaklanmaktadır. OH^- iyonları, çeşitli biyomoleküllerle yüksek düzeyde reaktif olan oldukça oksidan serbest radikallerdir. Bu reaktivite, hem yüksek hem de rastlantısaldır (Rehman ve ark., 1996).

Ca(OH)_2 'nin sert doku onarımını uyardığı gösterilmiştir, ancak bu etkinin arkasındaki kesin mekanizmalar hala tam olarak anlaşılamamıştır (Smith, 2002). Yapılan çalışmalarda, nekrotik tabakanın yüzeyinin, canlı doku ile yara arasında bir bariyer görevi gördüğü ve pulpanın kendi kendine iyileşmesine olanak tanıdığı öne sürülmüştür (Schröder, 1985). Ayrıca, sert doku iyileşmesinin, pulpa çevresinde Ca^{+2} iyonlarıyla aşırı doymuş bir mikro ortam oluşumuyla teşvik edilebileceği düşünülmektedir (Islam ve ark., 2023).

Ca(OH)_2 basma dayanımı, materyalin türüne ve bileşimine bağlı olarak 10 ila 40 MPa arasında değişkenlik göstermektedir (Varma ve ark., 2023). Ca(OH)_2 'in nispeten düşük basma dayanımı onu yük taşıyıcı uygulamalar için uygun kılmamaktadır.

2.3.5. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomerler, doğrudan pulpa üzerine uygulanmadığı takdirde iyi bir bakteriyel sızdırmazlık sağlayan materyallerdir. Florür salınımı, dentine benzer termal genleşme katsayısı ve elastikiyet modülü, cam iyonomerlerin başlıca avantajlarıdır. Ancak bu materyallerin dentin köprüsü oluşturmaması, yüksek çözünürlük göstermesi ve yavaş sertleşme süresi önemli dezavantajlar arasında yer almaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer (RMGIC), direkt pulpa kuafaj ajanı olarak kullanıldığında kronik enflamasyon ve dentin köprüsü oluşumunda eksiklik göstermektedir (Tarim ve ark., 1998).

2.3.6. BioAggregate

BioAggregate, perforasyon onarımı, VPT ve apeksifikasyon prosedürleri için kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmak üzere sunulan kalsiyum silikat içerikli bir materyaldir (Camilleri ve ark., 2015). Nanopartikül boyutlu yapıya sahip olan BioAggregate, MTA'ya alternatif bir materyal olarak geliştirilmiştir ve birçok açıdan MTA ile benzerlik göstermektedir. Formülasyonunda kalsiyum fosfat ve silikon dioksit gibi katkı maddeleri bulunurken, alüminyum oksit veya bizmut oksit içermemesi, kimyasal yapısındaki temel farklılıklar arasındadır (Tuloglu & Bayrak, 2016). Ayrıca yapılan çalışmalar, BioAggregate'in Ca^{+2} salınımı, asit ve kırılma direnci, biyouyumluluk ve sızdırmazlık özellikleri açısından MTA'ya kıyasla üstün performans sergilediğini ortaya koymuştur (Raghavendra ve ark., 2017; Tuloglu & Bayrak, 2016).

2.3.7. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman

Kalsiyumdan zenginleştirilmiş siman (CEM), Ca^{+2} bileşikleri içeren bir tür kalsiyum silikat içerikli simandır (Utneja ve ark., 2015). CEM, ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak tanıtılmıştır. Siman tozunun ana bileşenleri kalsiyum oksit (CaO), sülfür trioksit (SO_3), fosfor pentoksit (P_2O_5) ve silisyum dioksittir (SiO_2) (Asgary ve ark., 2009; Asgary, Shahabi, ve ark., 2008).

CEM etkili bir antibakteriyel ve antifungal ajandır. Dentinogenez, osteogenez ve sementogenezi indükler (Mehrdad ve ark., 2013). CEM yüksek pH değerine (yaklaşık 11) sahip bir ortam oluşturur ve aynı anda yüksek miktarda Ca^{+2} ve fosfor iyonu açığa çıkararak hidroksiapatit oluşumunu kolaylaştırır (Asgary, Eghbal, ve ark., 2008; Mehrdad ve ark., 2013). CEM sızdırmazlık kabiliyeti ve biyouyumluluk özellikleri MTA'ya

benzerdir (Asgary, Eghbal, ve ark., 2008). CEM, MTA ile karşılaştırıldığında, bir saatten kısa sertleşme süresi, benzer pH değeri, daha yüksek akışkanlık, daha düşük film kalınlığı ve üstün kullanım özellikleri sunmaktadır. Ayrıca, CEM'in önemli bir avantajı, dişte renk değişikliğine neden olmamasıdır (Tabarsi ve ark., 2010; Zarrabi ve ark., 2010).

2.3.8. Büyüme Faktörleri

Büyüme faktörleri, hücre çoğalmasını ve farklılaşmasını teşvik edebilen biyolojik modulatorlerdir. Bu modulatorlerin, açığa çıkan pulpa dokusunun rejenerasyonunu desteklemede umut verici materyaller olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, mineralizasyonu uyarıcı özellikleri açısından Ca(OH)_2 ile karşılaştırıldığında üstün performans sergiledikleri bildirilmektedir (Lianjia ve ark., 1993).

Lianjia ve ark., kemik morfojenik proteinlerin (BMP) dentinogenezden sorumlu olduğunu bulmuşlardır. Aynı zamanda pulpadan farklılaşmamış mezenkimal hücreleri indükleyerek odontoblast benzeri hücreler oluşturduğunu, doğrudan koruyucu olarak kullanıldığında osteodentin ve tübüler dentin birikimi elde ettiğini bulmuşlardır (Lianjia ve ark., 1993).

2.3.9. Propolis

"Propolis" terimi, Yunanca kökenli olup "şehrin önünde" anlamına gelir (pro: önünde, polis: şehir). Propolis, bal arıları (*Apis mellifera*) tarafından üretilen reçineli bir maddedir ve tıpta faydalı özellikleri nedeniyle uzun süredir kullanılmaktadır. Arı tutkalı olarak da adlandırılan bu doğal ürün, antimikrobiyal, antioksidan ve anti-enflamatuar özellikleriyle dikkat çekmektedir (Sardana ve ark., 2013).

Propolis, reçineli ve yapışkan özellikleri sayesinde dentin tübüllerini kapatarak etkinlik gösterir. Aynı zamanda pulpal enflamasyonu azaltıcı etkisiyle de bilinmektedir. (Koo ve ark., 2002; Park ve ark., 2002).

Parolia ve ark., insan diş pulpasında propolis, MTA ve Ca(OH)_2 'i histolojik olarak karşılaştırmıştır. Çalışmada, propolis ve MTA'nın dentin köprüsü oluşturma açısından Ca(OH)_2 ile benzer sonuçlar verdiği tespit edilmiştir (Parolia ve ark., 2010).

2.3.10. Mineral Trioksit Agregat

MTA, 1993 yılında Mohmoud Taorabinejad tarafından Amerika'da Loma Linda Üniversitesi'nde tanıtılmıştır (Lee ve ark., 1993). 1998 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından kullanım onayı almıştır (Schwartz ve ark., 1999).

MTA materyali, Portland simanı ve bizmut oksit (Bi_2O_3) karışımıdır. Ayrıca eser miktarda silisyum dioksit (SiO_2), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), potasyum sülfat (K_2SO_4) ve sodyum sülfat (Na_2SO_4) içerdiği bildirilmektedir. Ana bileşen olan Portland simanı, dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, alçıtaşı ve tetrakalsiyum alüminoferritin bir karışımıdır (Camilleri & Pitt Ford, 2006; Dammaschke ve ark., 2005; Sari & Sönmez, 2006).

MTA, gri MTA (GMTA) ve beyaz MTA (WMTA) olmak üzere renge dayalı iki farklı tipte sunulmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve elektron prob mikroanalizi, GMTA ve WMTA arasındaki farklılıkları detaylı bir şekilde incelemiştir. Bu analizler, GMTA ile WMTA arasındaki en belirgin farkların alüminyum oksit (Al_2O_3) MgO ve demir oksit (FeO) konsantrasyonlarında olduğunu ortaya koymuştur (Asgary ve ark., 2005).

Hem GMTA hem de WMTA'nın in vitro koşullarda diş renginde değişikliğe neden olduğu bildirilmektedir (Ioannidis ve ark., 2013). WMTA ile ilişkili diş renklenmesine yol açan çeşitli faktörler tanımlanmıştır. Bu faktörler arasında kan kontaminasyonu, sodyum hipoklorit ile temas, ışık ve oksijenin varlığı yer almaktadır. Renk değişiminin başlıca nedeninin Bi_2O_3 olduğu varsayılmaktadır. Ancak, diş renklenmesinin altta yatan nedeni ve mekanizması tam olarak anlaşılamamış olup, bu konu üzerindeki araştırmalar devam etmektedir (Felman & Parashos, 2013; Lenherr ve ark., 2012).

MTA karıştırıldıktan hemen sonra 10,2 pH değerine sahiptir. 3 saatlik sertleşmeden sonra pH 12,5'e yükselmiştir (Mahmoud Torabinejad ve ark., 1995). Sertleşen MTA'nın pH'ı $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ile benzerdir. pH değişimleri hem mikrobiyal büyümeyi hem de biyoyumluluğu etkileyen kritik faktörler arasında yer almaktadır (Molgałini ve ark., 2002).

Al-Hazaimi ve ark. MTA'nın özellikle *Enterococcus faecalis* ve *Streptococcus sanguis*'e karşı antibakteriyel etkiye sahip olduğunu belirtmiştir (Al-Hezaimi ve ark., 2006). Torabinejad ve ark. göre ise MTA anerobların hiçbirine karşı antimikrobiyal etki göstermemiştir. Ancak fakültatif bakteriler üzerinde belirli bir etki göstermiştir (Mahmoud Torabinejad ve ark., 1995).

Sluyk ve ark. (Sluyk ve ark., 1998), Torabinejad ve ark. (Torabinejad & Chivian, 1999) ve Schmitt ve ark. (Lee & Bogen, 2001) MTA için toz/su oranının 3:1 olması gerektiğini savunmuşlardır. Uygun kıvam elde etmek için karıştırma işlemi plastik veya metal bir spatula kullanılarak kağıt ped veya cam levha üzerinde yapılabilir. Karışımın dehidrasyonunu önlemek amacıyla hazırlanan materyalin nemli bir pamuk pelet ile örtülmesi önerilmektedir (Macwan & Deshpande, 2014).

Hidrofilik bir materyal olan MTA, sertleşmek için neme ihtiyaç duyar. Sertleşme sürecinde nemin bulunması, MTA'nın eğilme dayanımını artırır. Bu nedenle, ilk seansta MTA'nın üzerine nemli bir pamuk pelet yerleştirilmesi ve ardından ikinci seansta bu peletin kalıcı bir restorasyonla değiştirilmesi önerilir. Ancak, MTA'nın sertleşme süresinin uzun olması önemli bir dezavantajdır. Son sertleşme tamamlanana kadar randevular arasında nemli pamuk peletin kullanılması gereklidir (Torabinejad & Chivian, 1999).

MTA'nın etki mekanizması Ca(OH)_2 ile benzerdir. MTA'nın hidrasyonunun bir yan ürünü olarak üretilen Ca(OH)_2 süzülür ve pulpa ile temas ettiğinde nekroza neden olur. Dolayısıyla MTA, Ca(OH)_2 salan bir materyal olarak tanımlanabilir. MTA tozu uygulama sırasında su ile karıştırıldığında, tozdaki kalsiyum silikatlar hidratlaşarak aşağıda gösterildiği gibi bir C-S-H jeli ve Ca(OH)_2 üretir (Komabayashi ve ark., 2016). MTA, şu denklemde gösterildiği gibi hidrasyon reaksiyonu yoluyla oluşur;



MTA'nın sızdırmazlık kabiliyeti, biyoyumluluğu, biyoaktivitesi ve mineralize doku oluşumunu teşvik etme yeteneği, en önemli avantajları arasında değerlendirilmektedir. Ayrıca, MTA'nın düzgün ve kalın dentin köprüsü oluşumu, daha az enflamatuar yanıt ve pulpal dokuda daha az nekroz ile ilişkilendirilmektedir. Bu nedenle, MTA'nın Ca(OH)_2 'ye kıyasla daha üstün olduğu öne sürülmektedir (Komabayashi ve ark., 2016).

Pulpa ve periapikal patolojilerin iyileşmesi, enfeksiyona yol açan tahriş edici etmenlerin ortadan kaldırılmasına ve kullanılan sızdırmazlık materyallerinin

biyoyumluluğuna bağlıdır. Pulpa kuafajı, pulpotomi, apikal bariyer ve kanal tedavisi gibi uygulamalarda kullanılan materyallerin, çevre dokulara zarar vermemesi, biyoyumlu olması ve sert doku oluşumunu teşvik etmesi büyük önem taşır. Bu kapsamda, MTA yüksek biyoyumluluğu ile etkili bir materyal olarak ön plana çıkmaktadır (Al-Nazhan & Al-Judai, 2003).

MTA, pulpa ve periapikal dokularla temas ettiğinde minimal irritasyon oluşturur ve sert doku oluşumunu destekler. Ayrıca, kimyasal yapısı sayesinde sızdırmazlık sağlama ve iyileşme süreçlerini teşvik etme konusunda üstün özellikler sergiler. Bu özelliklerinden dolayı, restoratif tedavilerde MTA'nın tercih edilme oranı oldukça yüksektir (Al-Nazhan & Al-Judai, 2003).

Basma dayanımı, bir materyalin aksel yönde uygulanan basınç kuvvetine karşı koyma kapasitesini ifade eder. Bu, sıkıştırma kuvvetinin etkisiyle materyalde oluşan basınç gerilmeleriyle ilişkilidir. MTA'nın 24 saat sonunda ortalama basma dayanımının 40 MPa, 21 gün sonunda ise 70 MPa olduğu bildirilmiştir. Bu değerler, IRM veya süper EBA gibi materyallerle karşılaştırılabilirken, amalgamın basma dayanımından daha düşüktür (Torabinejad ve ark., 1997).

Ding SJ (Ding ve ark., 2008) ve Shah PMN (Shah ve ark., 1996), MTA'nın ZOE ile karşılaştırılabilir radyoopasiteye sahip olduğunu bulmuşlardır. Ancak MTA'nın; Süper EBA, IRM, guttaperka veya amalgamdan daha az radyopak olduğu bildirilmiştir. Torabinejad, MTA'nın ortalama radyopaklığının 7.17 mm eşdeğer alüminyum kalınlığında olduğu ve bunun radyografik olarak görüntülenmesini kolaylaştırmak için yeterli olduğu sonucuna varmıştır (Mahmoud Torabinejad ve ark., 1995).

Nandini ve ark., MTA'nın cam iyonomer siman (GIC) ve kompozit rezinler gibi restoratif materyallerle reaksiyona veya etkileşime girmediğini bulmuşlardır. Bu durum, MTA üzerine GIC veya kompozit rezinler yerleştirildiğinde, sertleşme reaksiyonunun olumsuz etkilenmeyeceğini göstermektedir. Bu bulgu, MTA'nın çeşitli restoratif materyallerle birlikte kullanılabilmesi açısından olumlu bir özellik olarak değerlendirilir (Nandini ve ark., 2007). Öte yandan, Srinivasan ve ark., arta kalan Ca(OH)_2 partiküllerinin, MTA'nın dentin duvarına adaptasyonunu engelleyebileceğini belirtmişlerdir. Ca(OH)_2 partiküllerinin MTA ile kimyasal reaksiyona girmesi, dentin duvarı ile MTA arasında mekanik bir bariyer oluşturarak sızdırmazlık yeteneğinin azalmasına yol açabilir. Bu nedenle, MTA uygulamadan önce kalan Ca(OH)_2 'in tamamen temizlenmesi, ideal sızdırmazlık sağlamak açısından kritik bir öneme sahiptir (Srinivasan ve ark., 2009).

2.3.11. Biodentin

Biodentin, 2009 yılında piyasaya sunulan kalsiyum silikat içerikli bir materyaldir. Biodentin, MTA bazlı siman teknolojisi temel alınarak formüle edilmiştir. Bu teknoloji sayesinde, simanın fiziksel özellikleri iyileştirilmiş ve kullanım alanları genişletilmiştir (Septodont, 2010). Endodontik tamir (kök perforasyonları, apeksifikasyon, rezorptif lezyonlar ve endodonti cerrahisinde retrograd dolgu) ve pulpa kuafajı gibi geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bunun yanı sıra, restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak da kullanılabilir.

Biodentin, iki bileşenli bir materyaldir ve toz ile sıvı kısımlardan oluşmaktadır. Toz bileşeni, trikalsiyum silikat (ana bileşen), dikalsiyum silikat (ikincil bileşen), kalsiyum karbonat, FeO (renklendirici) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) (radyoopaklaştırıcı)

içermektedir. Sıvı bileşeni ise kalsiyum klorür (sertleşme sürecini hızlandırıcı) ve suda çözünür bir polimerden (su indirgeme ajanı) oluşmaktadır (Ranjan, 2014).

Tozun sıvı ile reaksiyona girmesi simanın sertleşme reaksiyonunu başlatır. Su, trikalsiyum silikat ile etkileşime girerek kalsiyum silikat jel (C-S-H) ve Ca(OH)_2 oluşumuna neden olur (Taylor, 1997). Hidratlı jel, kalan silikat partiküllerinin yüzeylerinde ve partiküller arasındaki boşluklarda çökelir ve reaksiyona girmemiş trikalsiyum silikat arasındaki boşlukları kademeli olarak doldurur (Singh ve ark., 2014).

Biodentin, şu denklemde gösterildiği gibi hidrasyon reaksiyonu yoluyla oluşur;



Biodentin, MTA ile karşılaştırıldığında daha kısa bir sertleşme süresine sahiptir. Sertleşme süresi 9-12 dakika aralığındadır. Daha kısa sertleşme süresinin ana nedeni, hızlandırıcı görevi gören kalsiyum klorürün varlığıdır. Ayrıca, bu materyal su azaltıcı bir ajan olarak işlev gören hidro çözünür bir polimer de içerir (Cabeza ve ark., 2006).

Biodentin'in antibakteriyel özellikleri ve onarıcı dentin oluşumunu tetikleme yeteneği, pulpa canlılığının uzun süreli korunmasını sağlayan iki önemli faktördür. Antibakteriyel aktivitenin, materyalin sahip olduğu alkalın pH ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Prajakta & Maneesha Das, 2013). Çeşitli çalışmalar, Biodentin'in *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus sanguis* ve *Escherichia coli*'ye karşı önemli antimikrobiyal etkinliğini göstermiştir (Bhavana ve ark., 2015; Ceci ve ark., 2015). Öte yandan, onarıcı dentin oluşumunun, pulpa hücrelerinden salınan Dönüştürücü Büyüme Faktörü Beta1'e (TGF- β 1) bağlı olduğu gösterilmiştir. TGF- β 1, pulpa kök hücrelerini Biodentin'in uygulandığı alana çekerek bu hücrelerin, onarıcı dentin salgılayan

odontoblast benzeri hücrelere dönüşümünü teşvik etmektedir (Prajakta & Maneesha Das, 2013).

Dental materyaller, bağ dokusu ve kan damarlarına yakın bölgelerde kullanılmadan önce sitotoksosite açısından değerlendirilmelidir (Han & Okiji, 2011). Laurent ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, Biodentin'in anjiyogenezi artırdığı, progenitör hücrelerin toplanmasını teşvik ettiği ve VPT'lerinde önemli bir rol oynayan TGF- β üretimini desteklediği gösterilmiştir (Laurent ve ark., 2012).

Bu materyaller genellikle ince tabakalar halinde uygulanır. Çevre dokulardan kolayca ayırt edilmeleri gerektiği için, radyoopasite dental materyallerde aranan önemli bir özelliktir. Diğer materyallerde radyoopaklaştırıcı olarak kullanılan Bi_2O_3 'in aksine, Biodentin'de radyoopaklaştırıcı olarak ZrO_2 tercih edilmiştir (Septodont, 2010). MTA için ortalama radyoopasite 7,17 mm eşdeğer alüminyum kalınlığı iken Biodentin için 3,5 mm eşdeğer alüminyum kalınlığa kadar radyoopasite bildirmiştir (Mahmoud Torabinejad ve ark., 1995).

Basma dayanımı, hidrolik simanların temel fiziksel özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Biodentin gibi materyallerin VPT'lerinde yaygın olarak kullanıldığı göz önüne alındığında, bu materyalin kırıcı kuvvetlere karşı dayanıklılık göstermesi büyük önem taşımaktadır. Başka bir deyişle, dış darbelere karşı koyabilmesi için yeterli basma dayanımına sahip olması gerekmektedir Biodentin, zamanla basma dayanımını artırarak dentine benzer bir seviyeye ulaşabilmektedir (Koubi ve ark., 2013). Grech ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, Biodentin'in düşük su/toz oranı nedeniyle test edilen diğer materyallere kıyasla en yüksek basma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir (Grech ve ark., 2013).

2.3.12. Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat Siman (TheraCal LC)

TheraCal LC, kalsiyum silikat içerikli bir pulpa kuafaj materyali olup, 2011 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu materyal, kalsiyum silikat içerikli materyallerin üstteki rezin restorasyonla bağlanma kapasitesinde görülen azalmayı aşmak amacıyla geliştirilmiştir (Kunert & Lukomska-Szymanska, 2020).

TheraCal LC içerik olarak, Portland tip III siman (%45), kalınlaştırıcı ajan olarak füme silika (%7), rezin (%43) ve radyopaklaştırıcı olarak baryum zirkonattan (%3) oluşmaktadır (Suh ve ark., 2008).

Gandolfi ve ark. ile Cantekin'in yapmış oldukları çalışmalara göre, TheraCal LC, 1-1,7 mm kalınlıkta uygulandığında ve 1200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip bir ışık yayan diyot (LED) ünitesiyle 20 saniye süreyle polimerize edildiğinde, yüksek bir polimerizasyon derinliği göstermektedir. Bu durum nihai restorasyonun hemen yerleştirilmesi için uygundur (Cantekin, 2015; Gandolfi ve ark., 2012). Wassel ve ark. göre, 1,7 mm derinliğe kadar polimerize olabilme özelliği materyalin zamansız çözünmesini ve böylece marjinal sızıntıyı önleyebilmektedir (Wassel ve ark., 2017).

TheraCal LC, su ile temas ettiğinde hidrolik bir reaksiyon başlatır ve bu reaksiyon sonucunda Ca⁺² ve OH iyonları serbest bırakılır. Salınan Ca⁺² iyonları, yüzeyde kalsiyum apatit oluşumuna neden olur. Kalsiyum apatit, diş yapısında bulunan doğal bir mineral olup, dişin sert dokusunun yeniden oluşumuna katkıda bulunur. Bu süreç, odontoblastların farklılaşmasına ve yeni dentin oluşumuna yol açar (Bala Anusha ve ark., 2022). TheraCal LC'nin saldıgı OH iyonları, 8 ila 11 arasında alkali bir pH sağlar. Bu yüksek pH, bakterilerin hayatta kalmasını ve çoğalmasını zorlaştırır (Gandolfi ve ark., 2012; Wassel ve ark., 2017).

Pulpa kuafaj materyallerinin antimikrobiyal aktivite göstermesi, enfeksiyonun önlenmesi ve dişin uzun vadeli sağlığı için oldukça önemlidir. Poggio ve ark. agar difüzyon testlerini kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmada, farklı pulpa kuafaj materyallerinin antimikrobiyal aktiviteleri incelenmiştir. TheraCal LC, *S. salivarius* ve *S. sanguis* gibi bakterilere karşı test edilmiştir. Bu bakteriler, ağız florasında yaygın olarak bulunur ve diş çürüklerine yol açabilecek patojenler arasındadır. TheraCal LC, Ca(OH)_2 bazlı bir liner olan Dycal ile karşılaştırıldığında, bu bakterilere karşı daha düşük bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Ancak TheraCal LC, *S. mutans*'a karşı test edildiğinde Dycal (Dentsply Caulk Milford, DE, USA) ile benzer antimikrobiyal aktiviteye sahiptir (Poggio ve ark., 2014).

TheraCal LC, kamforokinon ve etil-4-(dimetilamino) benzoat gibi katkı maddeleri içerir. Bu bileşikler, polimerizasyon sürecini başlatan ışıkla polimerizasyon özelliği kazandırır. Yüksek moleküler ağırlıklı bu bileşiklerin varlığı, materyalin daha az gözenekli olmasını sağlar. Küçük boyutlu gözenekler, sızdırmazlık kabiliyetini artırır ve materyalin iç ve dış yüzeyi arasındaki elüsyon hızını düşürür. Bu durum materyalin zamanla bozulmasını önlemeye yardımcı olur (Bala Anusha ve ark., 2022).

TheraCal LC büyük oranda kalsiyum silikat içerir. Kalsiyum silikat, biyouyumluluk ve sert doku oluşumunu teşvik etme açısından çok değerlidir, ancak bu bileşen, ışık iletiminin zayıf olmasına neden olur (Nilsen ve ark., 2017).

Gandolfi ve ark., TheraCal LC'nin radyoopasitesini $1,07 \pm 0,06$ mm Al olarak rapor etmişlerdir. Bu değer, ISO 6876:2002 standardının belirlediği ≥ 3 mm Al radyoopasite gerekliliğinin altında kalmaktadır. (Gandolfi ve ark., 2012).

Cantekin'in çalışmasına göre, nihai restorasyon olarak metakrilat bazlı kompozit ile kaplanan TheraCal LC, 19,3 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu değer, RMGIC (5,7 MPa) ve MTA'ya (8,8 MPa) kıyasla önemli ölçüde daha yüksektir ve TheraCal LC'nin kontraksiyon kuvvetlerine karşı daha iyi direnç sunduğunu ortaya koymaktadır (Cantekin, 2015). Alzraikat ve ark. ise, TheraCal LC'nin dentine bağlanma gücünün kullanılan adeziv sistemin türünden etkilenmediğini belirlemişlerdir. Bu bulgu, TheraCal LC'nin geniş bir adeziv sistem yelpazesıyla uyumlu olduğunu ve her tür adezivle etkili bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir (Alzraikat, Taha, Qasrawi, ve ark., 2016).

Pulpa kuafaj materyalinin sitotoksitesi ve biyouyumluluğu, pulpa dokusunun sağlığını korumak açısından kritik öneme sahiptir Lee ve ark., farklı pulpa kuafaj materyallerinin köpeklerdeki parsiyel pulpotomi vakalarında oluşturduğu pulpal yanıtları ve biyouyumluluğunu değerlendirmiştir. TheraCal LC, çalışmada kullanılan TheraBase, Biodentin ve BİOMTA+ ile karşılaştırıldığında en az olumlu pulpal yanıtları üretmiştir. Bu durum, TheraCal LC'nin düşük biyouyumluluğa sahip olabileceğini ve pulpa dokusunun sağlığını olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir. Çalışmada ayrıca, TheraCal LC'nin yapısında bulunan akrilik monomer bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA)'nın gözlemlenen yüksek inflamatuvar reaksiyondan sorumlu olabileceği öne sürülmüştür. Bu durum, TheraCal LC kullanımının potansiyel riskleri konusunda dikkatli olunması gerektiğini işaret etmektedir (Lee ve ark., 2015).

2.3.13. Self Adeziv Kalsiyum Salınımı Kaidesi/Lineri (TheraBase)

TheraBase, diş hekimliğinde kullanılan yeni nesil bir kaide/liner materyali olup, dual-cured (çift kürlemeli) özelliği sayesinde hem ışıkla hem de kimyasal reaksiyonla

sertleşmektedir. Ca^{+2} salınımı yaparak diş yapısının remineralizasyonunu destekler ve kendinden adeziv özelliği sayesinde diş dokusuna kimyasal bağlanma sağlar. Bu özellikleri, restorasyonların dayanıklılığını artırmakta ve uzun ömürlü olmasına katkıda bulunmaktadır (Bisco, 2022).

TheraBase, yenilikçi yapısıyla geleneksel rezin matrislerden farklı olarak hidrofilik bir matrise sahiptir ve bağlandığı doku ile iyon alışverişi yapabilme özelliği gösterir. Materyalin içeriğinde bulunan MDP monomeri, adezyonu artırıcı bir bileşen olarak öne çıkmaktadır. Üretici firma, TheraBase'in diğer Ca^{+2} salan kaide/liner materyallerine kıyasla daha yüksek radyoopasiteye sahip olduğunu ve bunun radyografilerde kolay tanımlama ve etkili tanı sağladığını belirtmiştir. Ayrıca TheraBase'in basma dayanımının, diğer Ca^{+2} salan materyallere göre oldukça yüksek olduğu ifade edilmiştir (Bisco, 2022).

TheraBase, bir adeziv kullanımını gerektirmeden uygulanabilir ve kalsiyum iyonu salınımıyla pulpa canlılığını destekleyen alkali bir pH ortamı oluşturur. Çift kürlenme özelliği sayesinde, ışığın ulaşamadığı derin restorasyonlarda bile tamamen polimerize olabilir. Kullanım kolaylığı sağlayan otomatik karışımli çift şırınga sistemi ile dengeli bir karışım sunarak hızlı ve pratik bir uygulama imkânı sağlar (Bisco, 2022). TheraBase piyasaya yeni çıkmış bir ürün olması nedeniyle, mevcut literatürde bu materyalle ilgili bilgiler sınırlıdır.

2.4. Dental Materyallerin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

2.4.1. Basma Dayanımı

Basma dayanımı, çiğneme sürecinde bir materyalin sıkıştırıcı kuvvetlere karşı ne kadar direnç gösterebileceğini belirleyen bir özelliktir (Anusavice, 1996). Çiğneme kuvvetlerinin çoğu sıkıştırıcı nitelikte olduğundan, basma dayanımı çiğneme sürecinde önemli bir rol oynamaktadır (Rueggeberg ve ark., 1994). Sıkıştırmaya karşı maksimum direnç, test numunelerinin kesit alanı ile uygulanan maksimum kuvvetin oranı kullanılarak hesaplanır (Tyler & Poole, 1984).

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan dolgu materyalleri, simanlar ve protez materyalleri çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalıdır. Bu nedenle, bu materyallerin basma dayanımı, klinik başarı için kritik bir parametredir (Silva & Dias, 2009). Kalsiyum silikat bazlı materyaller için herhangi bir gereklilik sunulmamış olmasına rağmen, ISO 9917-1 dental hidrolik simanların standart basma dayanımının ≥ 50 MPa olması gerektiğini belirtmiştir (ISO, 2007).

2.4.2. Radyoopasite

Uygun bir radyoopasite restoratif materyaller için önemli bir gerekliliktir (Gul ve ark., 2017). Dental materyallerin yeterli düzeyde radyoopasiteye sahip olması, restoratif materyal ile mine ve dentin arasındaki sınırın net bir şekilde görülebilmesini sağlar. Bu özellik, sekonder çürüklerin, hatalı proksimal konturların ve temasların tespit edilmesinde kritik bir rol oynar. Ayrıca, fazla dental siman, marjinal boşluklar ve uyumsuz marjinal adaptasyon gibi restorasyon problemlerinin doğru ve kolay bir şekilde teşhis edilmesine

de imkân tanır (Garoushi ve ark., 2019; Yaylacı ve ark., 2021). Restorasyonların değiştirilmesinin ana nedenlerinden biri tekrarlayan diş çürükleridir. Bu nedenle restoratif materyaller, restorasyon-diş arayüzünün diş yapısından ayırt edilmesini kolaylaştıran optimum radyoopasiteye sahip olmalıdır (Braga ve ark., 2007).

Dental materyallerin radyoopasitesi optik yoğunluk değeri olarak tanımlanır. Bir materyalin radyoopasitesini eşdeğer Al kalınlığı milimetre (mm) cinsinden ifade etmek diğer çalışmalarla karşılaştırma yapmak için önemlidir (Pekkan, 2016). Alüminyum, radyografik standart olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır ve dental materyaller için mevcut ISO standardında en az %99,5 saflıkta alüminyum kullanımı belirtilmiştir (Watts & McCabe, 1999).

Farklı çalışmalarda dental materyallerin radyoopasitesini etkileyen birçok faktör olduğu belirtilmiştir (Bouschlicher ve ark., 1999; Tanomaru-Filho ve ark., 2008). Materyale özgü faktörler arasında, materyalin kalınlığı ve kimyasal bileşimi önemli rol oynamaktadır. Materyalin içerdiği radyoopaklaştırıcı ajanlar ve bu ajanların konsantrasyonu, radyoopasite düzeyini doğrudan etkilemektedir. Bunun yanı sıra, radyoopasitenin ölçümünde kullanılan çevresel ve teknik faktörler de sonuçları etkileyebilir. Pozlama ayarları, X-ışını demeti açılanması, X-ışını film hızı, film-kaynak mesafesi ve değerlendirme için kullanılan metodoloji gibi değişkenler, radyoopasitenin değerlendirilmesini farklılaştırabilir (El-Mowafy ve ark., 1991).

Image J (National Institutes of Health, Maryland, ABD) biyomedikal görüntüleme alanında kullanılan yaygın ve önemli formatların çoğunu okuyabilen bir programdır. Program, görüntü dosyalarının okunması ve yazılması dahil olmak üzere tüm yaygın görüntü manipülasyonlarını destekler. Ayrıca, pikseller ve görüntü bölümleri üzerindeki

işlemler de gerçekleştirilebilir. Bunun yanı sıra, görüntüler ve hacimler üzerinde işlemler yapma imkanı sunar. Image J, biyolojik görüntülemede, özellikle floresan ve konfokal mikroskopi görüntülerini analiz etmek için geniş çapta kullanılır. Tıbbi görüntülemede, Bilgisayarlı Tomografi (CT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) gibi çeşitli görüntüleme yöntemlerinden elde edilen DICOM görüntülerinin işlenmesi ve analizinde kullanılır. Araştırmacılar, Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) veya Transmisyon Elektron Mikroskobu (TEM) görüntülerinden mikro yapıların, tane boyutlarının ve diğer materyal özelliklerinin analizinde Image J'i kullanırlar (Abramoff ve ark., 2004).

2.4.3. Çözünürlük

Bir maddenin sıvıda moleküllerine ayrılabilme özelliği, o maddenin çözünürlüğü olarak tanımlanmaktadır. Restoratif materyallerin çözünürlüğü, hem bozunma hızlarını hem de biyolojik uyumluluklarını etkiler (Yap & Lee, 1997). Pulpa kuafaj materyallerinde düşük çözünürlük esastır. Yüksek çözünürlük, pulpa kuafaj materyalinin zamanla sıvılarda çözünmesine neden olabilir. Bu durum, materyalin etkili bir şekilde görevini yapamamasına, sızdırmazlığın kaybolmasına ve bakteriyel enfeksiyonların gelişmesine yol açabilir. Bu durum, pulpa dokusunun korunmasını zorlaştırır ve tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olabilir. (Desai & Chandler, 2009; Gandolfi ve ark., 2012).

Düşük çözünürlük, materyalin ağız ortamındaki tükürük ve diğer sıvılarla temas ettiğinde çözünmeden ve yapısını kaybetmeden uzun süre kalabilmesini sağlar. Bu da kalıcı ve etkili bir sızdırmazlık sağlayarak pulpa dokusunun enfeksiyondan korunmasına yardımcı olur. Bu nedenle, pulpa kuafaj materyallerinin düşük çözünürlük özelliğine

sahip olması, başarılı bir tedavi ve uzun ömürlü restorasyonlar için kritik bir faktördür (Damaschke ve ark., 2019; Poggio ve ark., 2015).

2.4.4. Su Emilimi

Su emilimi, şişme, oksidasyon, hidroliz, yumuşama ve plastikleşmeye yol açarak restoratif materyal üzerinde zararlı etkiler yaratabilir (Ferracane, 2006). İdeal olarak restoratif materyal sızdırmaz olmalı ve su emilimine karşı oldukça dirençli olmalıdır (Alshali ve ark., 2015).

Su emilimi aynı zamanda materyalin fiziksel ve estetik özelliklerini de etkilemektedir. Renklenme, özellikle estetik restorasyonlarda büyük bir sorun oluşturabilir, çünkü dişin doğal görünümünü bozabilir. Ayrıca, su emilimi nedeniyle oluşan boyutsal değişiklikler, restorasyonun kenarlarında mikro sızıntıya yol açarak, sekonder çürüklerin oluşmasına ve restorasyonun ömrünün kılmasına sebep olabilir. Düşük su emilimi, materyalin uzun vadede stabil kalmasını ve başarılı bir restorasyon sağlmasını destekler (Rosenstiel ve ark., 1998; Yap & Lee, 1997).

2.4.5. pH

pH, bir çözeltinin asidik veya bazik (alkalik) özellik gösterip göstermediğini belirlemek için kullanılan standart bir ölçüm birimidir ve 0 ile 14 arasında bir ölçekle ifade edilir (Addy ve ark., 2004). Diş hekimliğinde, pH testi materyallerin biyolojik uyumluluğunu, bakteriyel aktivite üzerindeki etkilerini ve klinik kullanımda güvenliğini değerlendirmek için önemli bir araçtır (Marsh ve ark., 2009). Diş hekimliğinde pH testi, klinik uygulamalarda kullanılan materyallerin güvenliğini ve etkinliğini değerlendirmek

için uluslararası standartlara göre yapılır. ISO 9917 gibi standartlar, su bazlı simanların pH testi ve diğer fiziksel özelliklerinin ölçümünü içerir (ISO, 2007).

Materyallerin ağız içindeki ortamlarla etkileşimi, uzun vadeli stabilitelerini etkilemektedir (Mount ve ark., 2016). Ağız ortamındaki pH değişiklikleri bazı materyallerin çözünürlüğünü artırabilir ve bu da restorasyonların bozulmasına neden olabilir (Anusavice ve ark., 2012). Cam iyonomer simanlar (GIC), uygulama sonrasında hafif asidik bir pH değerine sahip olabilir. Ancak, zamanla çevresel sıvılarla etkileşime girerek pH değerlerinin nötralize olması, biyouyumluluklarının artmasına katkı sağlar (Mount ve ark., 2016).

2.4.6. Kalsiyum Salınımı

Diş hekimliğinde Ca^{+2} salınımı, biyouyumluluk, dentin remineralizasyonu, pulpa dokusunun korunması ve materyalin stabilitesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Ca^{+2} salınımı, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyouyumluluğunu artırma ve doku iyileşmesini teşvik etme kapasitesini göstermektedir (Gandolfi ve ark., 2012). Bunun yanı sıra, Ca^{+2} dentin yüzeyinde hidroksiapatit kristallerinin yeniden oluşumunu destekleyerek dentin remineralizasyonuna önemli ölçüde katkı sağlar (Ginebra ve ark., 2010).

Ca^{+2} salınımı, pulpa dokusunun korunması ve onarımının teşvik edilmesi için gerekli bir faktör olarak kabul edilmektedir (Hilton ve ark., 2013). Materyalin uzun vadeli stabilitesinin sağlanabilmesi için, Ca^{+2} salınımı uygun şekilde kontrol edilmelidir (Gandolfi ve ark., 2012). Ayrıca, Ca^{+2} belirli patojenlere karşı antibakteriyel etkiler gösterebilmektedir. Bu özellik, enfeksiyon riskinin azaltılmasına katkı sağlamaktadır (Parirokh & Torabinejad, 2010).

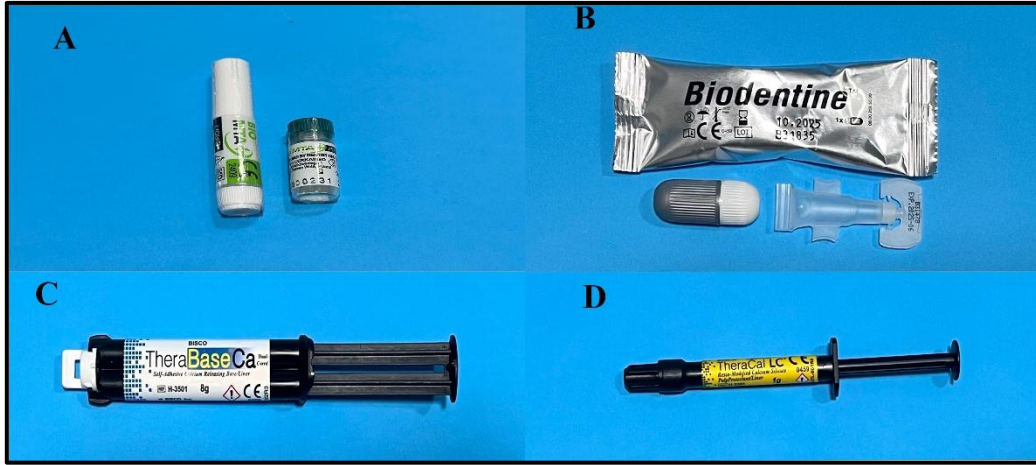
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Fen Edebiyat Fakültesi Araştırma Laboratuvarları'nda yapılmıştır. Çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2024/27 kayıt numaralı proje olarak desteklenmiştir. Bu tez çalışmasında radyoopasite değerlendirilmesinde çekilmiş insan molar dişleri kullanılmıştır ve çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Müdahale Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, 04.03.2025 tarih ve 25-MOBAEK-075 kayıt numarası ile onaylanmıştır.

Çalışma için G*power V.3.1.9.6 programı kullanılarak örnek genişliği hesaplanmıştır. Basma dayanımı, radyoopasite, su emilimi ve çözünürlük testleri için %95 test güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0.66$ etki büyüklüğü ile 4 grupta toplamda 84 adet disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır. pH ve kalsiyum iyon salınımı testleri için %95 test güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=2.482$ etki büyüklüğü ile 4 grupta toplamda 16 adet disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır (Lin ve ark., 2022).

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada kalsiyum silikat içerikli olan; BİO MTA+ (Cerkamed Medical Company, Polanya), Biodentin (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses Cedex, Fransa), TheraCal LC (Bisco Inc, Schaumburg IL, A.B.D), TheraBase (Bisco Inc, Schaumburg IL, A.B.D) materyalleri kullanılmıştır. Kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici firmalar **Şekil 3.1** ve **Tablo 3.1**'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan Kalsiyum Silikat İçerikli Siman Materyalleri
(A: BİOMTA+ B: Biodentin C: TheraBase D: TheraCal LC)

Tablo 3.1: Çalışmamızda Kullanılan Materyaller, İçerikleri ve Üretici Firmalar

Materyaller	İçerikleri	Üretici Firma	Seri No
BİO MTA+	Toz: Kalsiyum oksit, hidroksiapatit, oksitler: silisyum, demir, alüminyum, sodyum, potasyum, bizmut, magnezyum, zirkonyum; kalsiyum fosfat. Likit: Saf su, kalsiyum katalizörü.	Cerkamed Medical Company, Polanya	1007231
Biodentin	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit, zirkonyum oksit, demir oksit Likit: Kalsiyum klorür ile hidrosoluble polimerin sulu çözeltisi	Septodont, Saint-Maur-des-Fosses Cedex, Fransa	B32921
TheraCal LC	Portland çimentosu, BisGMA, baryum zirkonat	Bisco Inc, Schaumburg IL, A.B.D	2400000527
TheraBase	Katalizör: Cam Doldurucu, 10-MDP, TEGDMA, 2-HEMA Baz: Etoksillenmiş Bis A Dimetakrilat, Portland çimentosu, Yterbiyum Florür, Brombenzensülfonik Asit, Sodyum Dihidrat, BisGMA, Titanyum Dioksit, Asetil-2-Tiyoüre	Bisco Inc, Schaumburg IL, A.B.D	2400002430

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Disk şeklinde örneklerin hazırlanması için farklı çap ve kalınlığa sahip alüminyum ve teflon kalıplar kullanıldı. Kalsiyum silikat içerikli materyaller kalıplara yerleştirildikten sonra, örnek yüzeylerinin düz olması için kalıpların üst kısmını sıfırlayacak biçimde şeffaf matriks bandı ve siman camı beraber bastırıldı. Fazla materyal siman spatülü yardımıyla uzaklaştırıldı. Kalıplardan çıkarılan örneklerin, üretici firma talimatlarına uygun şekilde sertleşmeleri tamamlandı. Gruplar ve işlem basamakları şu şekildedir:

BIOMTA+ Grubu: BIOMTA+ toz/likit içeriği üretici firma talimatları doğrultusunda 30 saniye boyunca siman spatülü aracılığıyla elle karıştırıldı. Hazırlanan siman karışımı kalıplara kondanse edilerek yerleştirildi.

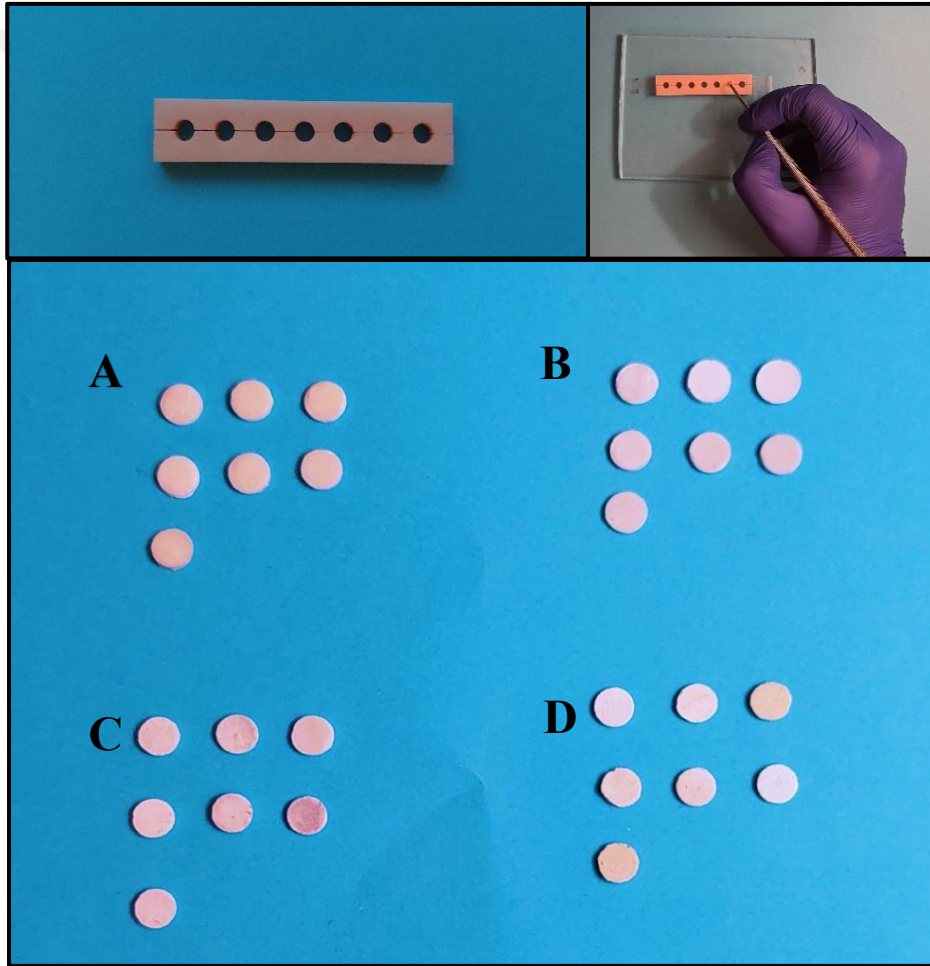
Biodentin Grubu: Biodentin üretici firma tarafından, homojen ve optimal kıvam elde edebilmek için kapsül formunda üretilmiştir. Kapsül içerişimde bulunan tozuna 5 damla likit ilave edilerek, amalgamatör yardımıyla 30 sn karıştırılarak hazırlandı. Hazırlanan siman karışımı kalıplara kondanse edilerek yerleştirildi.

TheraCal LC Grubu: Şırınga formundaki TheraCal LC, kalıplara 1 mm tabakalar halinde yerleştirildi. Her tabaka 20 sn LED ışık cihazı (Woodpecker Dental LED. D Curing Light, Çin) ile polimerize edildi.

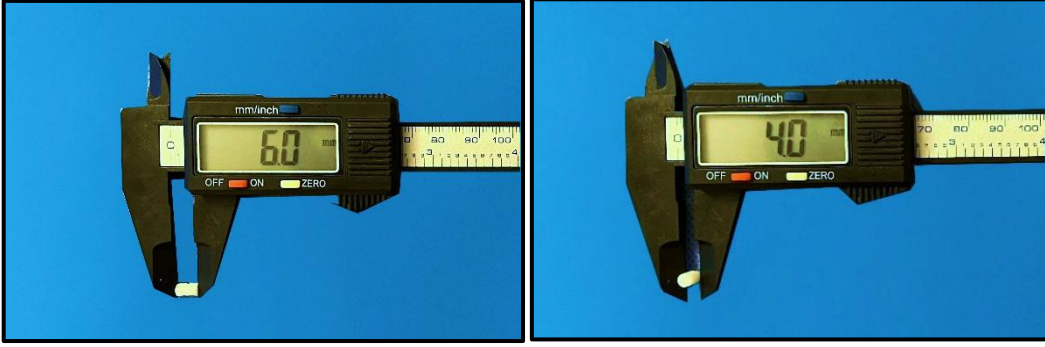
TheraBase Grubu: Şırınga formundaki TheraBase, kalıplara 1 mm tabakalar halinde yerleştirildi. Her tabaka 20 sn LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

3.3. Basma Dayanımı Testi

Basma dayanımını değerlendirmek amacıyla 4 mm $\varnothing$ ve 6 mm kalınlığında teflon kalıplar kullanılarak örnekler hazırlandı (Jang ve ark., 2023) (n=7) (**Şekil 3.2**). Başlangıç sertleşmesini tamamlayan örnekler teflon kalıplardan çıkartıldı. Dijital kumpas yardımıyla $\varnothing$ ve kalınlıkları ölçüldü (**Şekil 3.3**). Daha sonra hazırlanan örnekler 37°C etüvde 24 saat kuru ortamda bekletildi (Nielsen ve ark., 2016).

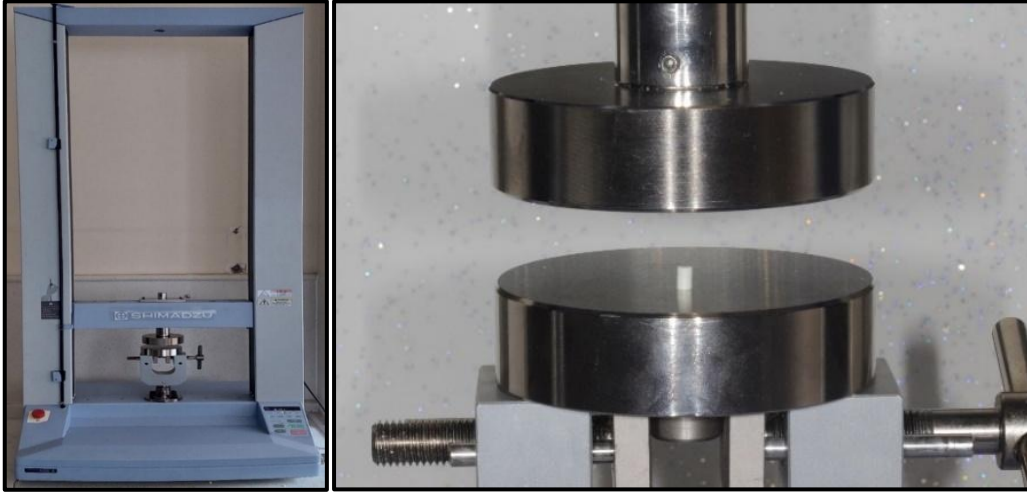


Şekil 3.2. Örneklerin Hazırlanma Aşaması (A: TheraBase B: TheraCal LC C: BİO MTA+ D: Biodentin)



Şekil 3.3. Örneklerin Çap ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi

Basma dayanımını ölçmek için evrensel bir test makinesi (Shimadzu AGS-10kNXD, Shimadzu Co, Japonya) kullanıldı (Şekil 3.4). Cihaz, örneklerin uzun ekseninde bir yük oluşturacak biçimde yerleştirildi. Yük, bir kırılma meydana gelene kadar kafa hızı 1,0 mm/dak hızla uygulandı.



Şekil 3.4. Universal Test Cihazı ve Basma Dayanımı Testi Uygulama Aşaması

Örneklerin kırılmasına neden olan maksimum yük değeri bilgisayar yazılımı tarafından Newton cinsinden kaydedildi. Basma dayanımı şu formülle hesaplandı (Jang ve ark., 2023):

$$k = 4F / \pi d^2$$

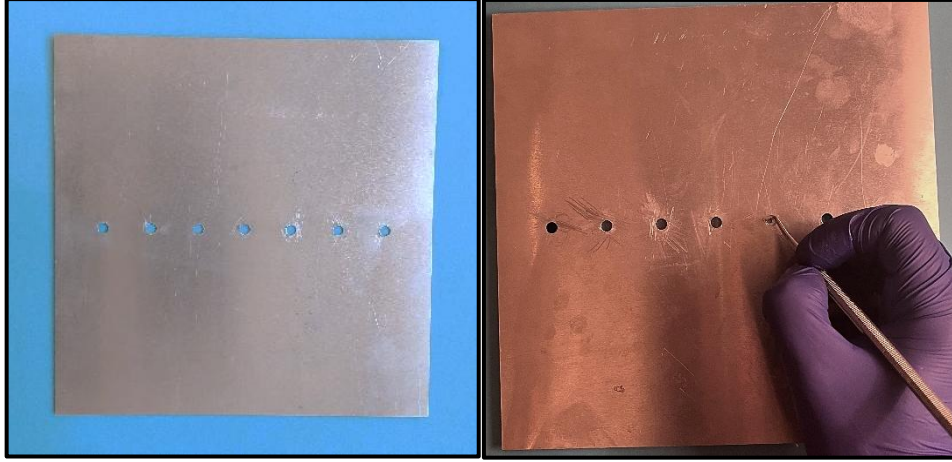
k = Basma dayanımı (Megapaskal)

F = Kırılmadan önceki maksimum yük kuvveti (Newton)

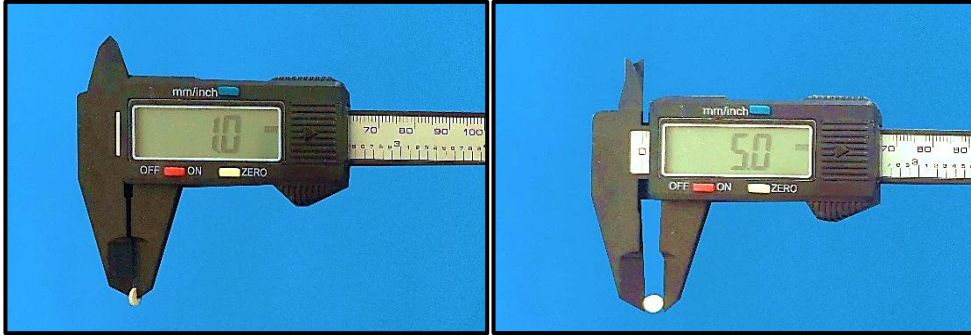
d = Numunenin ortalama çapı (Milimetre)

3.4. Radyoopasite Testi

Radyoopasiteyi değerlendirmek amacıyla, örnekler 5 mm çapında ve 1 mm kalınlığında olacak şekilde alüminyum kalıplar kullanılarak hazırlandı (Mutlu & Akbulut, 2022b) (n=7) (**Şekil 3.5**). Başlangıç sertleşmesini tamamlayan örnekler alüminyum kalıplardan çıkartıldı. Dijital kumpas yardımıyla çap ve kalınlık ölçümleri yapıldı (**Şekil 3.6**). Daha sonra hazırlanan örnekler 37⁰C etüvde 48 saat bekletildi (Mutlu & Akbulut, 2022b).

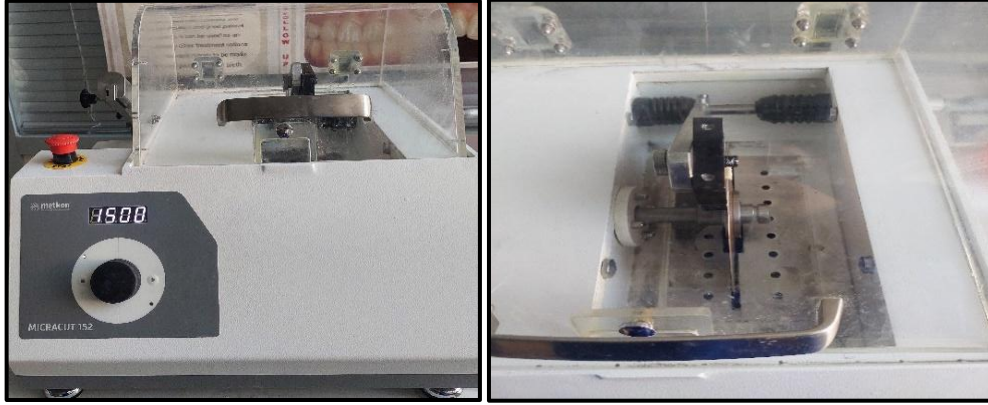


Şekil 3.5. Kullanılan Alüminyum Kalıplar ve Örneklerin Hazırlanma Aşaması

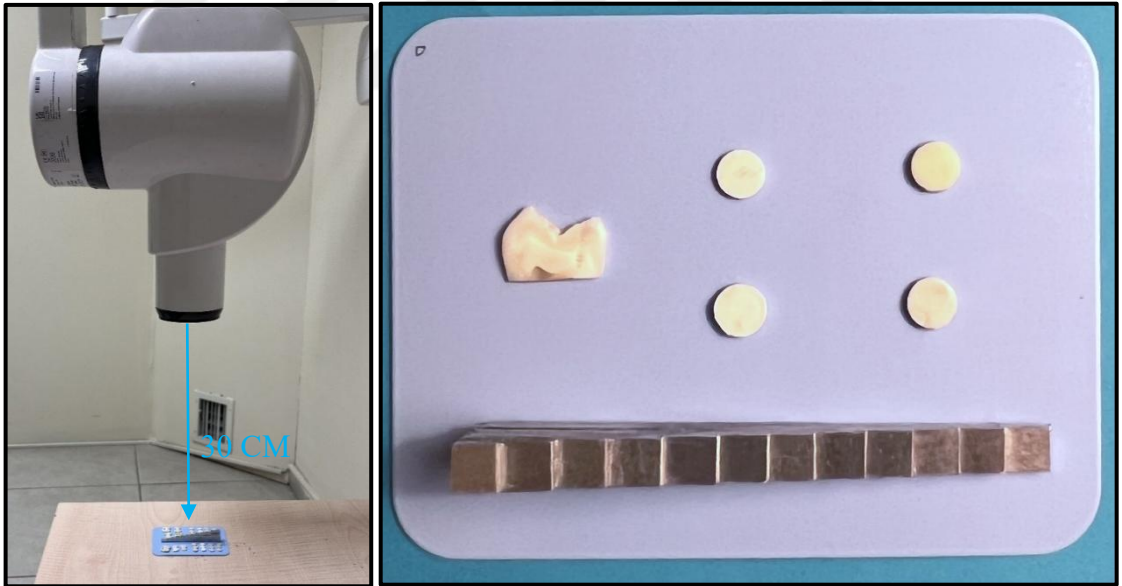


Şekil 3.6. Örneklerin Çap ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi

Çalışmada, mine ve dentin örnekleri elde etmek amacıyla yeni çekilmiş insan üçüncü molar dişleri kullanıldı. Dişlerdeki yumuşak doku artıkları, periodontal küret yardımıyla temizlendikten sonra dişler steril salin solüsyonunda bekletildi. Çekilmiş dişlerden örnek hazırlamak için bir hassas kesim cihazı (Microcut 152, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.7). Dişlerin kronları, mikro kesim cihazı yardımıyla horizontal yönde kesilerek, 1 mm kalınlığında mine ve dentin örnekleri oluşturuldu.



Şekil 3.7. Mine ve Dentin Örneklerinin Microcut Cihazında Hazırlanma Aşaması



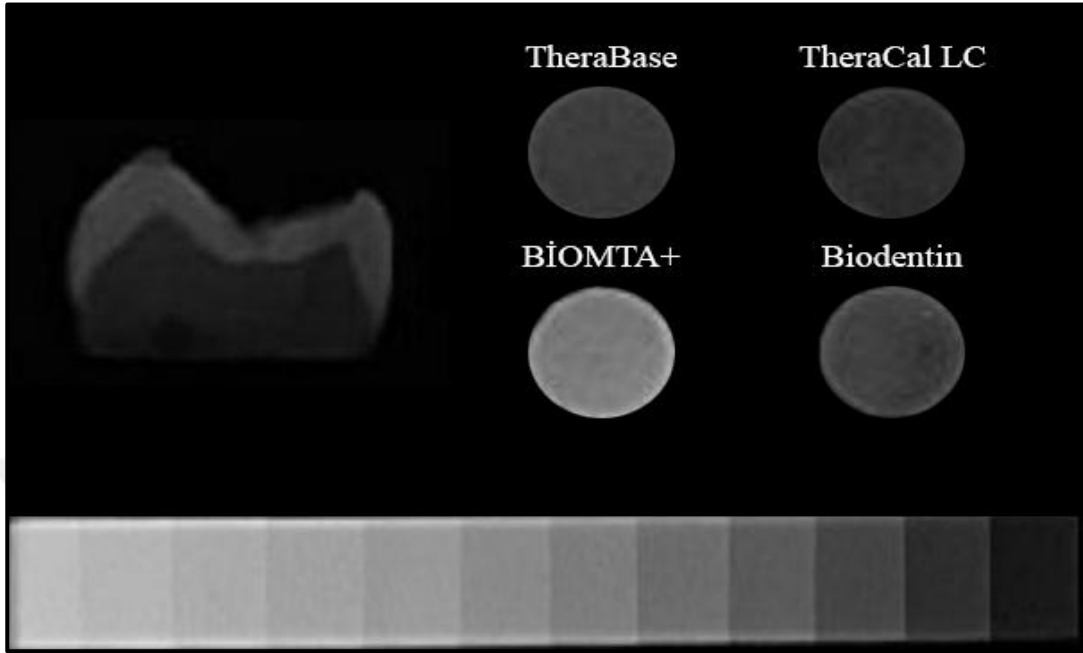
Şekil 3.8. Dental X Işını Cihazı ve Örneklerin Radyografisinin Değerlendirme Aşaması

Çalışmada %99,5 saflıkta, her biri 1 mm kalınlığında olan 12 alüminyum levhanın üst üste yerleştirilmesiyle elde edilen basamak, örneklerin radyoopasitesi ile alüminyumun radyoopasitesi arasındaki ilişkiyi değerlendirmek amacıyla referans olarak kullanıldı. Materyaller, diş kesitleri ve alüminyum basamak 4 numaralı fosfor plak üzerine yerleştirildi. Dental X ışını cihazı (Kodak 2100 intraoral X-ray, NY, Amerika Birleşik Devletleri) 60 kVp ve 7 mA değerlerine ayarlandı. Fokal spot- obje mesafesi 30 cm, ekspoz süresi 0,32 sn olarak belirlendi (Kandemir Demirci ve ark., 2023) (**Şekil 3.8**).

Işınlama sonrası elde edilen görüntü, fosfor plak tarayıcı (Vistascan, Dürr Dental, Almanya) kullanılarak tarandı ve bilgisayara aktarıldı (**Şekil 3.9** ve **Şekil 3.10**).



Şekil 3.9. Fosfor Plak



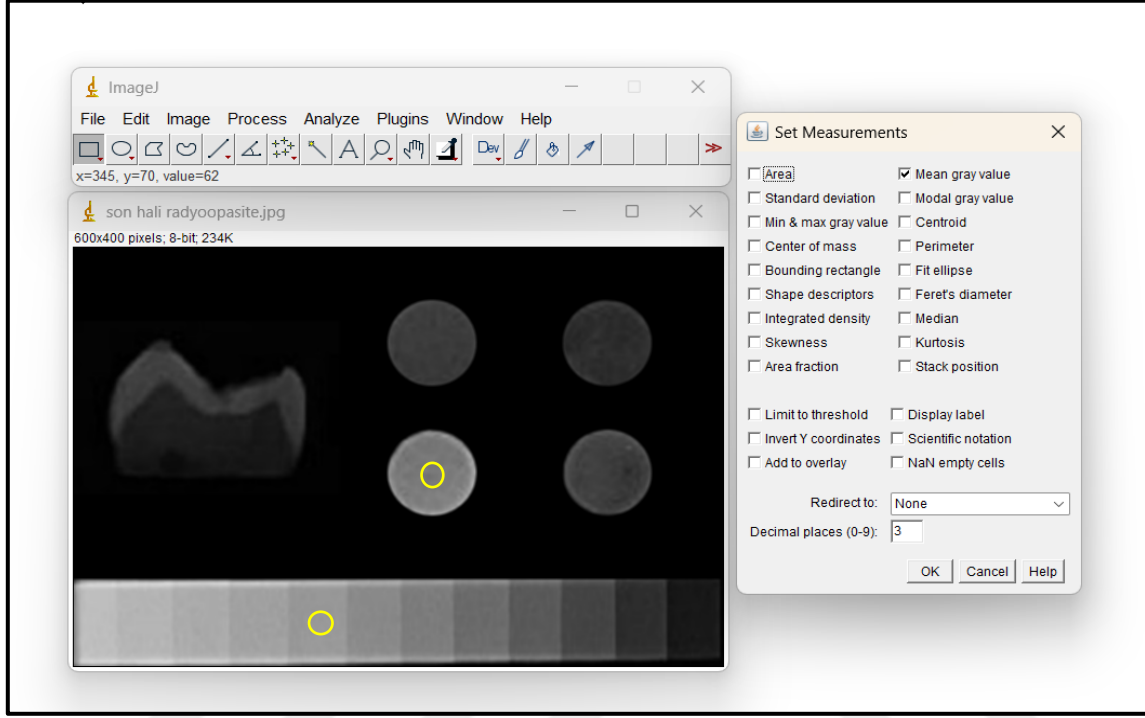
Şekil 3.10. Mine, Dentin ve Örneklerin Radyografik Görüntüsü

Bilgisayara aktarılan görüntüler, dijital radyograflar üzerindeki materyallerin ve alüminyum basamaklarının ortalama gri değerlerini (OGD) ölçmek amacıyla Image J (National Institutes of Health, Maryland, ABD) programına aktarıldı (Şekil 3.11). Image J programı kullanılarak her bir örnekten 3 defa ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alındı. Materyallerin ve diş kesitlerinin OGD değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak milimetrelilik alüminyum (mm Al) birimine dönüştürüldü (Mutlu & Akbulut, 2022b).

$$\frac{Ax1}{B} + \text{Materyalin OGD'sinin altındaki mmAl}$$

A: Materyalin OGD'si – Materyalin OGD'sinin hemen altındaki alüminyum basamağın OGD'si

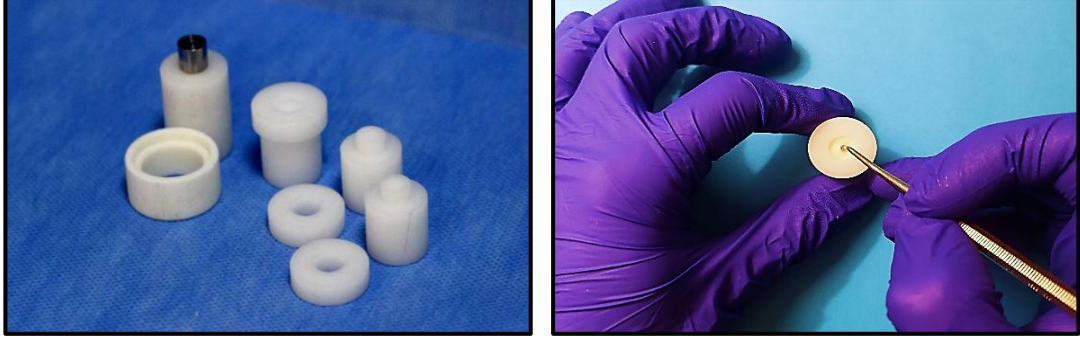
B: Materyalin OGD'sinin hemen üstündeki alüminyum basamağın OGD'si –
Materyalin OGD'sinin hemen altındaki alüminyum basamağın OGD'si



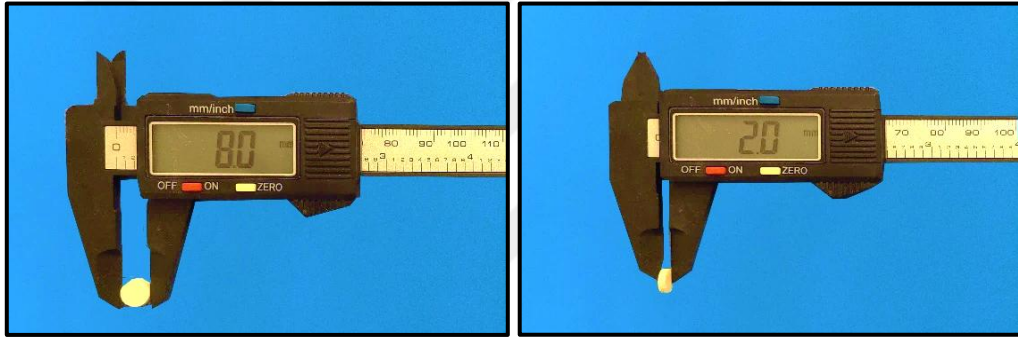
Şekil 3.11. İmage J Yazılımı Kullanılarak OGD Belirlenme Aşaması

3.5. Su Emilimi ve Çözünürlük Testi

Su emilimi ve çözünürlüğü değerlendirmek amacıyla, örnekler 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında teflon kalıplar kullanılarak hazırlandı (Gandolfi ve ark., 2015) (n=7) (Şekil 3.12). Hazırlanan örnekler 37⁰C etüvde 24 saat bekletildi (Torres ve ark., 2018). Daha sonra örnekler teflon kalıplardan çıkartıldı. Dijital kumpas yardımıyla çap ve kalınlık ölçümleri yapıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.12. Kullanılan Teflon Kalıplar ve Örneklerin Hazırlanma Aşaması



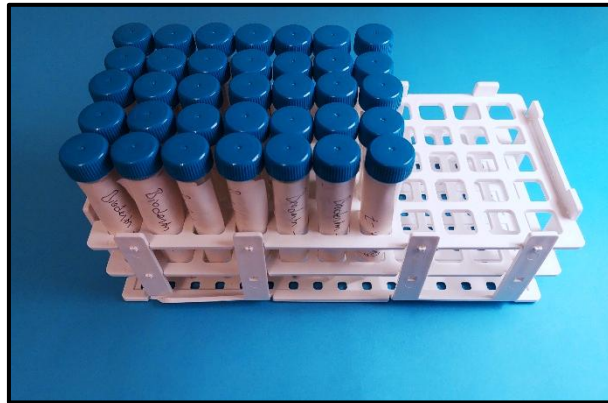
Şekil 3.13. Örneklerinin Çapı ve Kalınlıklarının Dijital Kumpas ile Ölçülmesi

Örneklerin su emiliminin değerlendirilmesi tüplere yerleştirildikten sonraki 1., 7. ve 30. günlerde yapıldı (Silva ve ark., 2021). Çözünürlük değerlendirilmesi ise örneklerin tüplere yerleştirildikten sonraki 30. günde yapıldı. Tüm örnekler, hassas ölçüm terazisinde (Precisa BJ 410C, Dietikon, İsviçre) 0,01 g hassasiyetle üç kez tartıldı (**Şekil 3.14**). Her bir örnek için yapılan ağırlık ölçümlerinin ortalaması alınarak kaydedildi (I).



Şekil 3.14. Örneklerin Başlangıç Ağırlıklarının Tartılması

Daha sonra örnekler, 10 mL distile su içeren ağzı kapalı tüplere yerleştirildi (**Şekil 3.15**) ve 37°C'de etüvde bekletildi. Su emilimi için belirlenen test periyotlarında (1, 7, 30 gün) örnekler tüplerden çıkarılıp kurutma kağıdı ile dikkatlice kurulandı. Kurulanan örnekler, hassas ölçüm terazisi kullanılarak aynı hassasiyetle tartıldı ve ağırlıklar kaydedildi (M). Test süresi boyunca tüplere herhangi bir su ilavesi yapılmadı veya su eksilmesine izin verilmedi.

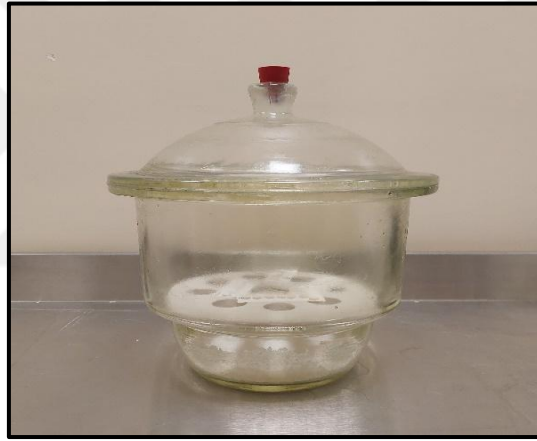


Şekil 3.15. Distile Su İçerisinde Bekletilen Örnekler

30 gün sonunda örnekler çözünürlük değerlendirmesi için, 24 saat boyunca 37°C’ de kalsiyum klorür (CaCl_2) içeren bir desikatörde bekletildi (**Şekil 3.16**). Daha sonra, hassas ölçüm terazisi ile aynı hassasiyetle tartıldı ve ağırlıklar kaydedildi (D). Su emilimi ve çözünürlük aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplandı (Gandolfi ve ark., 2015):

Su emilimi: $(M - D) / D \times 100$

Çözünürlük: $(I - D) / D \times 100$

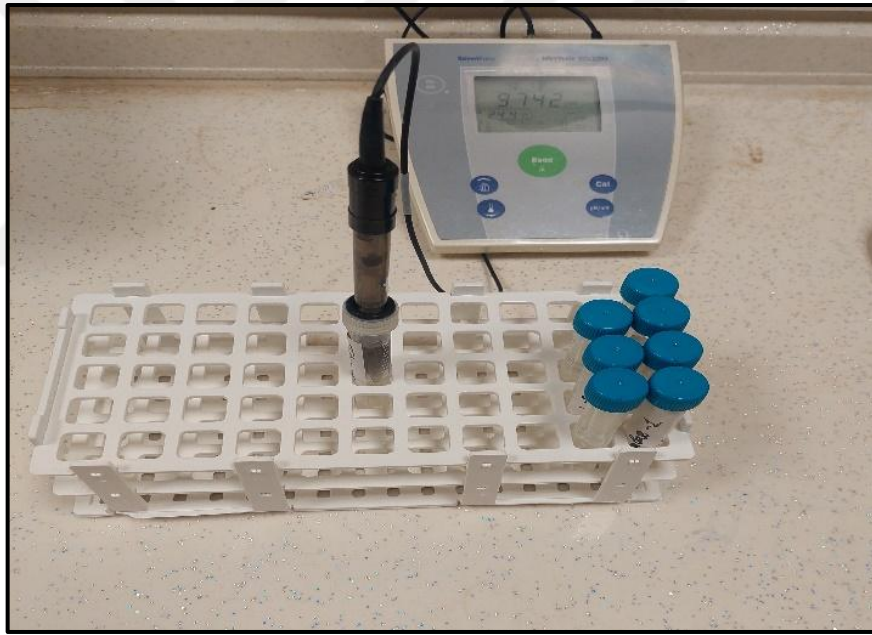


Şekil 3.16. Desikatör

3.6. pH Testi

pH değerlendirmesi için örnekler ($n=2$) 5 mm çapında ve 1 mm kalınlığında alüminyum kalıplara yerleştirildi (Natale ve ark., 2018). Kalıplara yerleştirilen örnekler 37°C etüvde 24 saat bekletildi (Al-Sherbiny ve ark., 2021). Daha sonra her bir örnek, 10 mL distile su içeren ayrı bir tüpe yerleştirildi. Örnekler, test periyodu boyunca 37°C

etüvde saklandı. Distile su örneklerin tüplere yerleştirildikten sonraki 3. saat, 24. saat ve 3., 7., 14. ve 28. günün sonunda toplandı ve yenisiyle değiştirildi (Duarte ve ark., 2007; Gandolfi, Taddei, ve ark., 2013). pH ölçümü, belirlenen ölçüm periyotlarında, önceden pH= 10.1, 7.01 ve 4.01 çözeltileriyle kalibre edilmiş bir pH metre (SevenEasy™, Mettler Toledo, ABD) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3.17). Ölçüm işlemi sırasında elektrot her ölçüm arasında distile su ile yıkandı ve spanç yardımıyla kurutuldu. pH metrenin ekranında görünen değer sabitlendikten sonra pH değeri olarak kaydedildi. Tüm ölçümler üç kez tekrarlandı ve her bir ölçüm için ortalama pH değeri alındı.



Şekil 3.17. pH Ölçümü Yapılan Örnekler

3.7. Kalsiyum İyon Salınımı Testi

Ca^{+2} salınımını değerlendirmek için örnekler 5 mm çapında ve 1 mm kalınlığında alüminyum kalıplara yerleştirildi (Natale ve ark., 2018) (n=2). Kalıplara yerleştirilen örnekler 37°C etüvde 24 saat bekletildi (Al-Sherbiny ve ark., 2021). Daha sonra her bir örnek 10 mL distile su içeren ayrı bir tüpe yerleştirildi. Örnekler test periyodu boyunca 37°C etüvde saklandı. Distile su örneklerin tüplere yerleştirildikten sonraki 3.saat, 24. saat ve 3., 7., 14. ve 28. günün sonunda toplandı ve yenisiyle değiştirildi (Duarte ve ark., 2007; Gandolfi, Taddei, ve ark., 2013). Kalsiyum iyon salınımı, indüktif eşleşmiş plazma optik emisyon spektrometresi (ICP-OES) cihazı (Thermo Scientific™ iCAP™ 7000 Series, ABD) ile ölçüldü (Şekil 3.18). Ölçümler belirlenen test periyotlarında yapıldı. Tüm ölçümler üç kez tekrar edilip ortalamaları alındı.



Şekil 3.18. ICP-OES Cihazı (Thermo Scientific™ iCAP™ 7000 Series, ABD)

3.8. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler IBM SPSS (Statistics for Windows, Version 26.0, IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programı kullanılarak değerlendirildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Çözünürlük, basma dayanımı, radyoopasite test sonuçlarından elde edilen veriler Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD post-hoc testleri kullanılarak analiz edildi. Su emilimi, pH ve Ca^{+2} salınımının zamana dayalı karşılaştırması için veriler Tekrarlı Ölçüm Analizi (iki yönlü ANOVA) ve Bonferroni testleri ile değerlendirildi. Çalışma kapsamında anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi.

4. BULGULAR

4.1. Basma Dayanımı

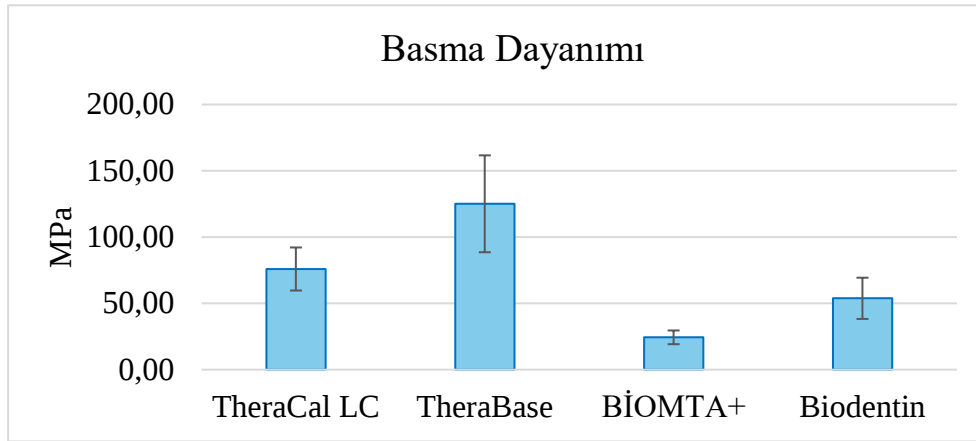
Bu çalışmada kullanılan kalsiyum silikat içerikli simanların ortalama basma dayanımı ve standart sapma değerleri **Tablo 4.1** ve **Şekil 4.1’de** gösterilmiştir. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA), kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyallerin basma dayanımı üzerinde önemli etkileri olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,05$). En yüksek basma dayanımı değeri TheraBase grubunda görülürken, bu değer BİOMTA+ ve Biodentin gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük basma dayanımı değeri ise BİOMTA+ grubunda görülmüştür ve diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha düşüktür ($p<0,05$). TheraBase grubu ile TheraCal LC arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4.1: Test Edilen Materyallerin Ortalama Basma Dayanımı Değerleri

	TheraCal LC	TheraBase	BİOMTA+	Biodentin	Test. İst.	p*
Basma Dayanımı	75,93 ± 16,24 ^{bc}	125,11 ± 36,55 ^c	24,38 ± 5,18 ^a	53,8 ± 15,54 ^b	37,345	<0,001

*ANOVA testi

Küçük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).



Şekil 4.1. Test Edilen Materyallerin Basma Dayanımı Değerleri

4.2. Radyoopasite

Bu çalışmada kullanılan kalsiyum silikat içerikli simanların ortalama radyoopasite ve standart sapma değerleri **Tablo 4.2** ve **Şekil 4.2**'de gösterilmiştir. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA), kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyal tipinin radyoopasite üzerinde önemli etkileri olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,05$). Test edilen materyaller arasında en yüksek radyoopasite değeri BİOMTA+ grubunda görülürken ($p<0,05$), en düşük radyoopasite değeri TheraCal LC grubunda görülmüştür ($p<0,05$). TheraBase grubu ile Biodentin arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dentin dokusu, tüm materyallerin radyoopasite değerlerinden daha düşük radyoopasite değerleri göstermiştir ($p<0,05$). Mine dokusu, TheraCal LC ve TheraBase grubundan daha yüksek radyoopasite değeri gösterirken bu değer; TheraCal LC ile anlamlı olarak farklı iken ($p<0,05$), TheraBase ile anlamlı olarak farklı değildir ($p>0,05$). Mine dokusu, BİOMTA+ ve Biodentin grubundan daha düşük radyoopasite değeri

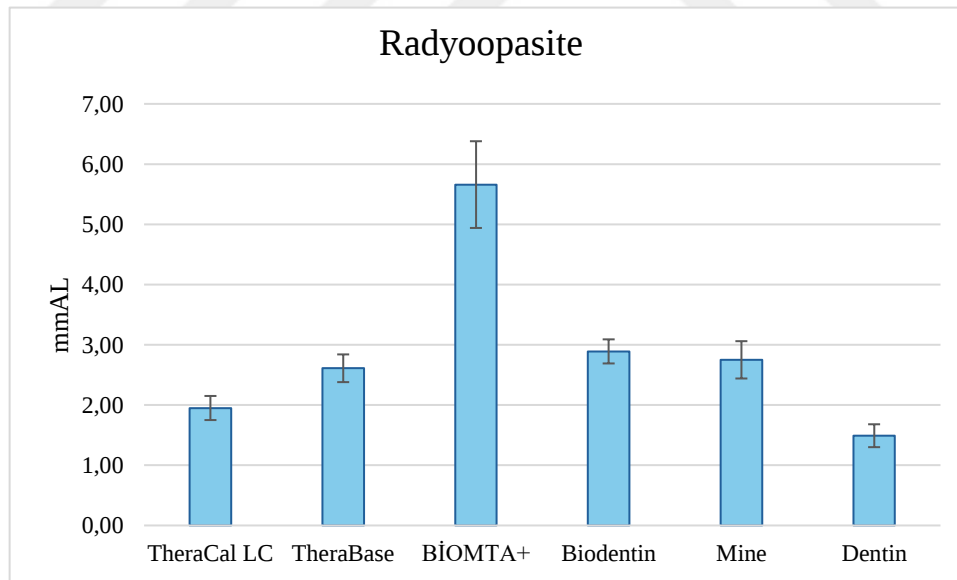
gösterirken bu değer; BİOMTA+ ile anlamlı olarak farklı iken ($p<0,05$), Biodentin ile anlamlı olarak farklı değildir ($p>0,05$).

Tablo 4.2: Test Edilen Materyallerin Ortalama Radyoopasite Değerleri

	TheraCal LC	TheraBase	BİOMTA+	Biodentin	Mine	Dentin	Test İst.	p*
Radyoopasite	1,95± 0,2 ^b	2,61± 0,23 ^c	5,66± 0,72 ^d	2,89± 0,2 ^c	2,75±0,31 ^c	1,49±0,19 ^a	67,124	<0.001

*ANOVA testi

Küçük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).



Şekil 4.2 Test Edilen Materyallerin Ortalama Radyoopasite Değerleri

4.3. Su Emilimi ve Çözünürlük

Test edilen kalsiyum silikat içerikli siman gruplarının tüplere yerleştirildikten sonraki 1.gün, 7. gün ve 30. gün su emilimi ve 30. günün sonundaki suda çözünürlük ve standart sapma değerleri **Tablo 4.3**, **Şekil 4.3** ve **Şekil 4.4**'te sunulmuştur. İki yönlü varyans analizi (ANOVA), kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyallerin su emilimi ve suda çözünürlükleri üzerinde önemli etkileri olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,05$).

Suda çözünürlük açısından en yüksek değer Biodentin grubunda görülmüştür ve diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha yüksektir ($p<0,05$). En düşük suda çözünürlük değeri ise TheraCal LC grubunda görülürken bu değer TheraBase ve BİOMTA ile anlamlı olarak farklı değildir ($p>0,05$).

Test edilen tüm grupların su emilimi değerleri zamanla artmıştır. TheraCal LC ve TheraBase grupları için başlangıç ve 7. gün ile başlangıç ve 30. gün arasındaki artış anlamlıdır ($p<0,05$). BİOMTA+ grubu için başlangıç ve 30. gün ile 7. ve 30. gün arasındaki artış anlamlıdır ($p<0,05$). Biodentin grubu için başlangıç ve 30. gün arasındaki artış anlamlıdır ($p<0,05$).

1.gün su emilimi değerleri incelendiğinde; TheraBase grubu diğer gruplardan anlamlı derecede daha düşük su emilimi değeri göstermiştir ($p<0,05$). En yüksek su emilimi değeri ise TheraCal LC grubunda görülürken, bu değer TheraBase grubu ile anlamlı şekilde farklıdır ($p<0,05$).

7 gün sonra, gruplar arasında en yüksek su emilimi değeri TheraCal LC grubunda görülürken, bu değer TheraBase ve BİOMTA+ gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük su emilimi değeri ise TheraBase grubunda görülürken, bu değer TheraCal LC grubundan anlamlı olarak düşüktür ($p<0,05$).

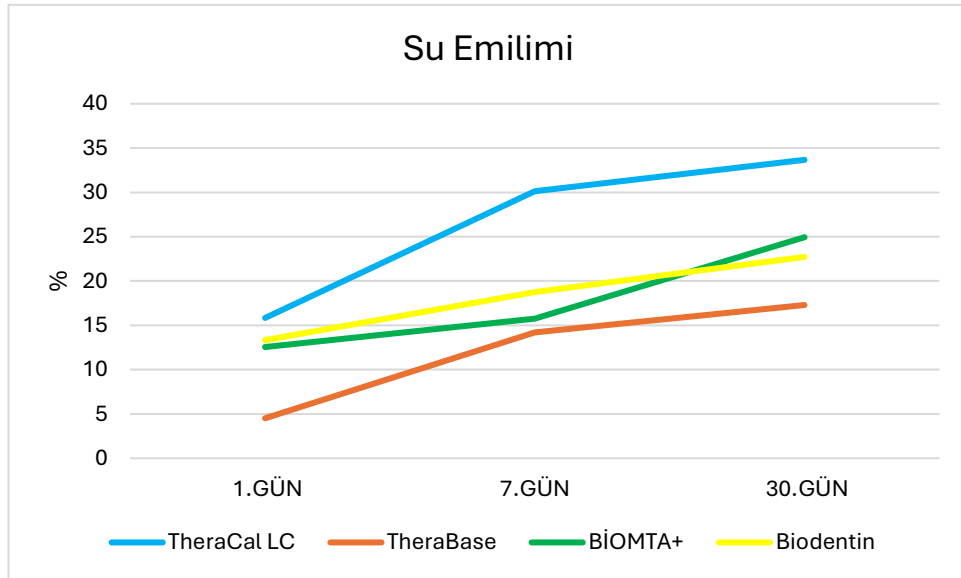
30. günün sonunda, TheraCal LC gruplar arasında anlamlı olarak en yüksek su emilimi değerlerine sahiptir ($p<0,05$). TheraBase ise gruplar arasında anlamlı olarak en düşük su emilimi değerlerine sahip olduğu görüldü ($p<0,05$). TheraBase, BİOMTA+ ve Biodentin grupları ise benzer su emilimi değerleri göstermiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.3: Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Su Emilimi ve Çözünürlük Değerleri

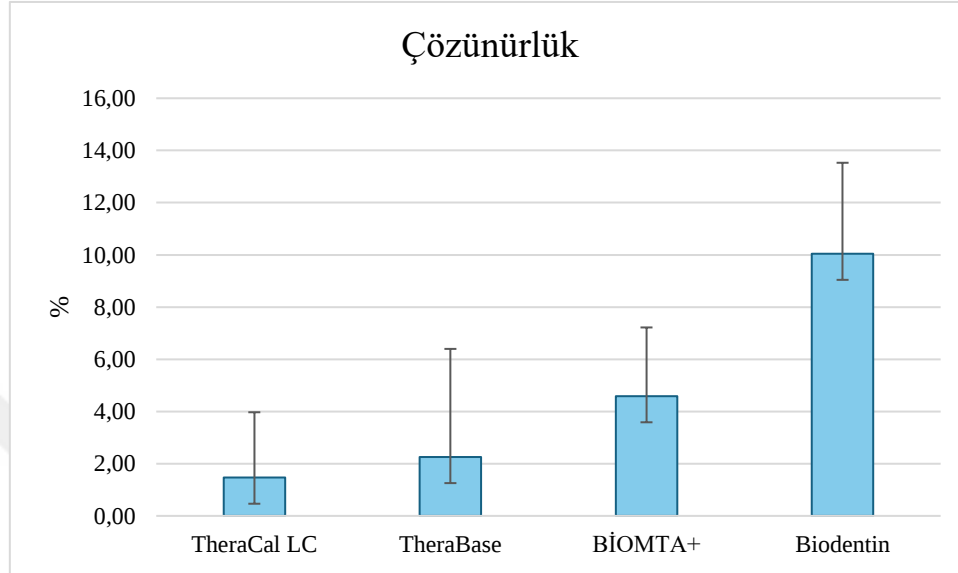
Materyal	Su Emilimi 1.Gün	Su Emilimi 7.Gün	Su Emilimi 30.Gün	Çözünürlük
TheraCal LC	15,83 ± 5,82 ^{aB}	30,13 ± 11,39 ^{bB}	33,67 ± 8,1 ^{bB}	1,47 ± 2,5 ^A
TheraBase	4,51 ± 3,63 ^{aA}	14,21 ± 6,65 ^{bA}	17,29 ± 2,57 ^{bA}	2,26 ± 4,14 ^A
BİOMTA+	12,55 ± 5,5 ^{aB}	15,77 ± 7,02 ^{aA}	24,94 ± 4,93 ^{bA}	4,59 ± 2,63 ^A
Biodentin	13,33 ± 3,65 ^{aB}	18,75 ± 8,52 ^{abAB}	22,72 ± 4,4 ^{bA}	10,04 ± 3,49 ^B

Büyük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).

Küçük harfli üst simgeler zaman dilimleri arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).



Şekil 4.3. Ölçüm Periyotlarına Göre Materyallerin Su Emilimi Değerleri



Şekil 4.4. Test Edilen Materyallerin Ortalama Çözünürlük Değerleri

4.4. pH

Bu çalışmada kullanılan kalsiyum silikat içerikli simanların tüplere yerleştirildikten sonraki 3.saat, 24.saat, 3., 7., 14. ve 28.gün ortalama pH ve standart sapma değerleri **Tablo 4.4** ve **Şekil 4.5**'te verilmiştir. Test edilen gruplar arasında BİOMTA+ ve Biodentin zamanla artan bir pH değeri göstermiştir. Bu artış BİOMTA+ grubunda 3. saat ve 3.gün ile 3.saat ve 7.gün arasında anlamlıdır ($p<0,05$). Biodentin grubunda ise, zaman dilimleri arasında anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). TheraCal LC ve TheraBase grupları 3. güne kadar artan bir pH değeri gösterirken, daha sonra zamanla azalan pH değerleri göstermiştir. Bu değişim TheraCal LC grubunda anlamlı farklılık oluşturmazken ($p>0,05$), TheraBase grubunda ise 3.saat ve 3.gün ile 3.saat ve 28.gün arasında farklılıklar anlamlıdır ($p<0,05$).

Tüm zaman dilimlerinde, test edilen gruplar arasında en düşük pH değeri TheraBase grubunda görülmüştür. Bu değer; 3.saat ve 24.saat zaman dilimlerinde yalnız Biodentin grubundan anlamlı olarak düşük iken ($p<0,05$), diğer zaman dilimlerinde tüm gruplardan anlamlı olarak daha düşük olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

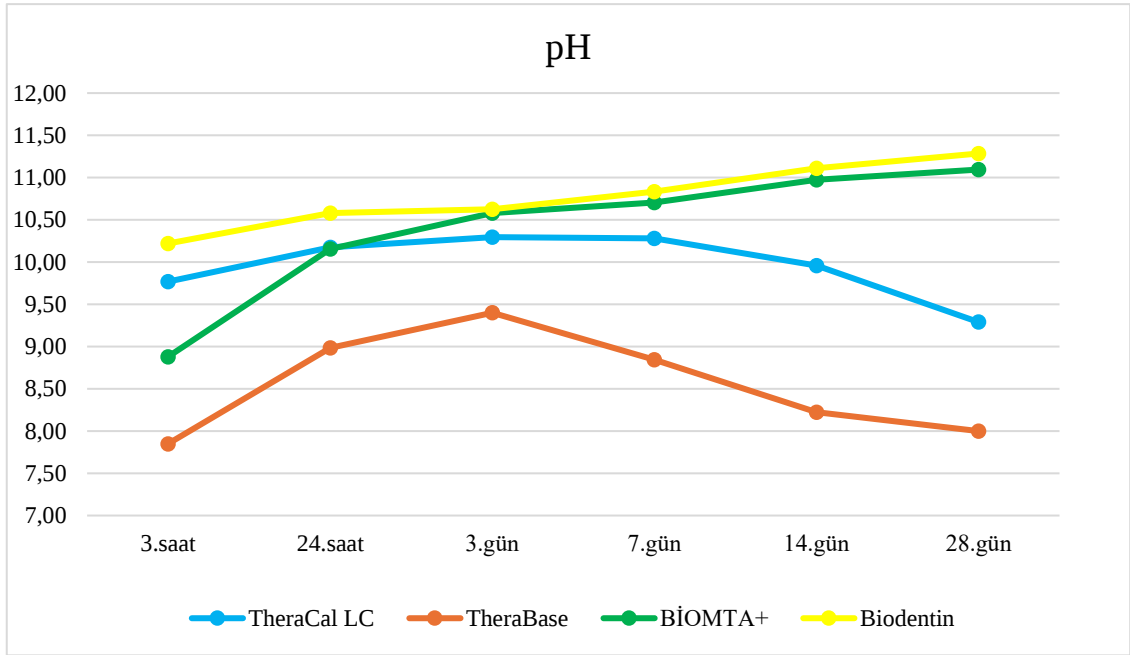
Tüm zaman dilimlerinde, test edilen gruplar arasında en yüksek pH değeri Biodentin grubunda görülmüştür. Bu değer; 3.saat BİOMTA+ ve TheraBase, 24.saat, 3.gün ve 14.gün TheraBase, 7.gün ve 28.gün ise TheraCal LC ve TheraBase gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$).

Tablo 4.4: Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Ortalama pH Değerleri

Materyal	3.saat	24.saat	3.gün	7.gün	14.gün	28.gün
TheraCal LC	9,77± 0,13 ^{aAB}	10,18± 0,11 ^{aAB}	10,30 ± 0,19 ^{aB}	10,28± 0,06 ^{aB}	9,96± 0,81 ^{aAB}	9,29 ± 0,24 ^{aB}
TheraBase	7,85 ± 0,01 ^{aA}	8,99 ± 0,23 ^{abA}	9,40 ± 0,21 ^{bA}	8,85 ± 0,04 ^{abA}	8,23 ± 0,05 ^{abA}	8,00 ± 0,42 ^{aA}
BİOMTA+	8,88 ± 0,33 ^{aA}	10,16± 0,09 ^{abAB}	10,58± 0,08 ^{bb}	10,71± 0,12 ^{bc}	10,98± 0,04 ^{abB}	11,10 ± 0,21 ^{bc}
Biodentin	10,22 ± 0,42 ^{aB}	10,58± 0,42 ^{aB}	10,63± 0,18 ^{aB}	10,84± 0,05 ^{aC}	11,11 ± 0,1 ^{aB}	11,29± 0,01 ^{aC}

Büyük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).

Küçük harfli üst simgeler zaman dilimleri arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).



Şekil 4.5. Ölçüm Zamanlarına Göre Materyallerin Ortalama pH Değerleri

4.5. Kalsiyum İyon Salınımı

Bu çalışmada kullanılan kalsiyum silikat içerikli simanların tüplere yerleştirildikten sonraki 3.saat, 24.saat, 3., 7., 14. ve 28.gün ortalama kalsiyum iyon salınımı ve standart sapma değerleri ile kümülatif kalsiyum iyon salınımı ve standart sapma değerleri **Tablo 4.5** ve **Şekil 4.6**'da verilmiştir. İki yönlü varyans analizi (ANOVA), kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyallerin ortalama Ca^{+2} salınımları üzerinde önemli etkileri olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,05$).

İlk 3 saatteki Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; en yüksek Ca^{+2} salınımı değeri Biodentin grubunda gözlenirken, bu değer TheraCal LC ve TheraBase gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük iyon salınımı değeri ise

TheraBase grubunda görülürken, bu değer BİOMTA+ ve Biodentin gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p<0,05$).

24.saat Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; Biodentin grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek Ca^{+2} salınımını değeri göstermiştir ($p<0,05$). TheraBase grubu ise diğer gruplardan istatistiksel olarak daha düşük Ca^{+2} salınımını değeri göstermiştir ($p<0,05$). TheraCal LC ve BİOMTA+ grupları ise benzer Ca^{+2} salınımı göstermiştir ($p>0,05$).

3.gün Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; en yüksek Ca^{+2} salınımı değeri Biodentin grubunda gözlenirken, bu değer TheraBase grubundan anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük Ca^{+2} salınımı değeri ise TheraBase grubunda görülmüştür ($p<0,05$).

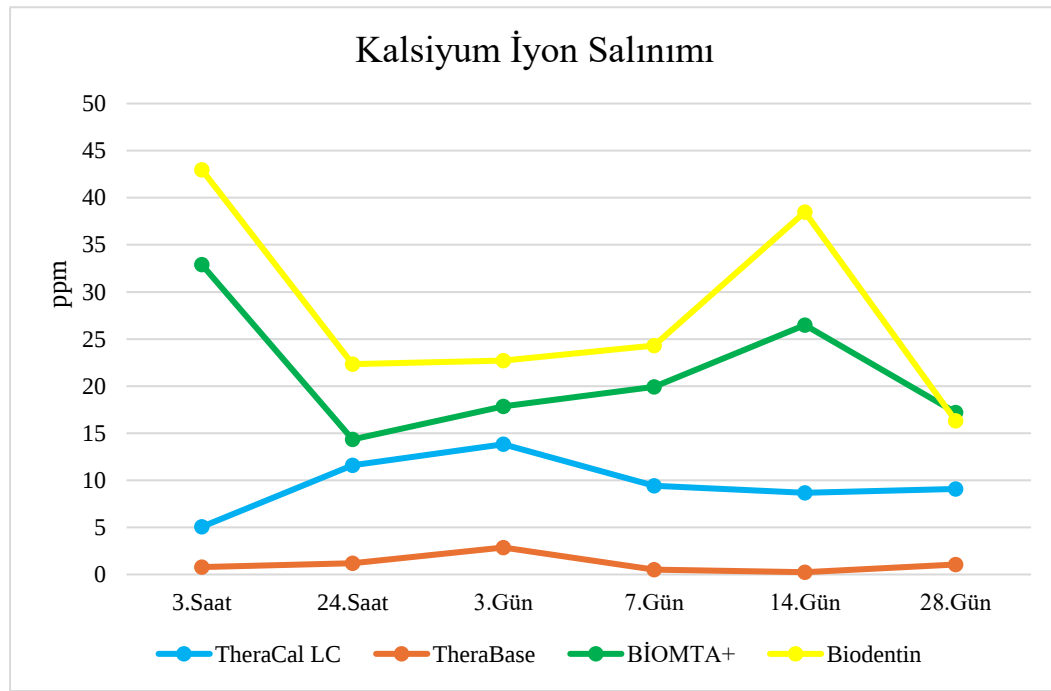
7.gün Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; en yüksek Ca^{+2} salınımı değeri Biodentin grubunda gözlenirken, bu değer TheraCal LC ve TheraBase gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük Ca^{+2} salınımı değeri ise TheraBase grubunda görülürken, bu değer BİOMTA+ ve Biodentin gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p<0,05$).

14.gün Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; en yüksek Ca^{+2} salınımı değeri Biodentin grubunda görülürken, bu değer TheraCal LC ve TheraBase gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0,05$). En düşük Ca^{+2} salınımı değeri ise TheraBase grubunda görülürken, bu değer BİOMTA+ ve Biodentin gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p<0,05$).

28.gün Ca^{+2} salınımı değerleri incelendiğinde; en yüksek Ca^{+2} salınımı değeri BİOMTA+ grubunda görülürken, bu değer TheraBase grubundan anlamlı olarak

yüksektir ($p<0,05$). En düşük Ca^{+2} salınımını değeri TheraBase grubunda görülürken, bu değer BİOMTA+ ve Biodentin gruplarından anlamlı olarak düşüktür ($p<0,05$).

Test edilen tüm grupların total kalsiyum salınımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 4.6. Ölçüm Zamanlarına Göre Ortalama Kalsiyum İyon Salınımı

Tablo 4.5: Test Edilen Materyallerin Ortalama ve Kümülatif Kalsiyum İyon Salınımı Değerleri

Materyal	3. Saat	24. Saat	3. Gün	7. Gün	14. Gün	28. Gün	Total Kalsiyum Salınımı
TheraCal LC	5,07± 0,36 ^{aA}	11,61±2,38 ^{abB}	13,83±5,15 ^{abAB}	9,42± 4,64 ^{abAB}	8,67± 4,31 ^{abA}	9,09± 0,89 ^{bAB}	57,68± 17,73
TheraBase	0,78± 0,28 ^{aA}	1,19± 0,58 ^{aA}	2,87± 0,49 ^{aA}	0,52± 0,33 ^{aA}	0,25± 0,09 ^{aA}	1,08± 0,52 ^{aA}	6,67 ± 0,59
BiOMTA+	32,89± 2,93 ^{cB}	14,34±0,78 ^{abB}	17,85±3,01 ^{abcAB}	19,92±2,4 ^{abcBC}	26,48± 4,67 ^{bcB}	17,22± 3,57 ^{aB}	128,69± 4,98
Biodentin	42,97±3,78 ^{cB}	22,35±0,63 ^{aC}	22,73±3,12 ^{abB}	24,32± 0,81 ^{abC}	38,47± 0,92 ^{bcB}	16,33±2,78 ^{aB}	167,15 ± 12,03

Büyük harfli üst simgeler gruplar arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir (p<0,05).

Küçük harfli üst simgeler zaman dilimleri arasındaki anlamlı farklılıkları göstermektedir (p<0,05).

5. TARTIŞMA

VPT; diş çürükleri, dental travmalar, restoratif işlemler veya iyatrojenik etkenler nedeniyle zarar görmüş pulpanın, canlılığını korunması ve işlevinin devam ettirilmesini hedefleyen bir tedavi yaklaşımıdır (Ghoddusi ve ark., 2014). VPT’de kullanılan materyallerin biyouyumluluğu ve etkili bir koronal sızdırmazlık sağlaması, pulpa dokusunun iyileşmesinde temel unsurlar arasında yer alır (Boutsiouki ve ark., 2018; Sujlana & Pannu, 2017). VPT’de kullanılan materyaller; pulpa canlılığını koruyabilmeli, pulpa dokusunun onarımını teşvik edebilmeli ve enfeksiyon riskini önleyebilmelidir (Hanna ve ark., 2020). Günümüzde, MTA, Biodentin ve TheraCal LC gibi kalsiyum silikat içerikli materyaller, biyouyumlulukları, biyoaktiviteleri ve yüksek sızdırmazlık kapasiteleri nedeniyle hem daimi hem de süt dişlerinde VPT için en çok tercih edilen materyaller arasındadır (Hanna ve ark., 2020). TheraBase ise piyasaya yeni sürülen rezin içerikli kalsiyum silikat materyalidir (Bisco, 2022). Literatür incelemeleri, farklı kalsiyum silikat içerikli materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini kıyaslayan pek çok çalışmanın olduğunu göstermektedir (Al-Sherbiny ve ark., 2021; Elbanna ve ark., 2022; Gandolfi ve ark., 2014; Nielsen ve ark., 2016). Ancak TheraBase’in fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değerlendirildiği çalışma sayısı çok azdır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, kalsiyum silikat içerikli dört farklı materyalin (TheraBase, BİOMTA+, Biodentin ve TheraCal LC); basma dayanımı, radyoopasite, su emilimi, çözünürlük, pH ve kalsiyum iyon salınımı olmak üzere fiziksel ve kimyasal özelliklerini in vitro ortamda karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Bu tez çalışmasının sonucunda; ‘Farklı kalsiyum silikat içerikli materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri arasında fark yoktur.’ şeklinde kurulan hipotez

reddedilmiştir. Çünkü kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyaller arasında fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından anlamlı farklılıklar görülmüştür.

5.1. Basma Dayanımı Değerlendirmesi

Basma dayanımı, bir materyalin kırılmadan önce dayanabileceği en yüksek dikey basınç kuvveti olarak tanımlanır (Van Der Varst ve ark., 1993). Basma dayanımı testinde amaç, materyallerin restoratif işlemler veya çiğneme esnasında ortaya çıkan basınç kuvvetlerine dayanma kapasitesini değerlendirmektir (Basturk ve ark., 2013; Kayahan ve ark., 2013). Basma dayanımı materyallerin klinik performansını etkileyebilecek önemli bir özelliktir (Li ve ark., 2015). Bu fiziksel özellik, simanların hidrasyon süreciyle doğrudan ilişkili olduğu için önemli fiziksel özelliklerden biri olarak değerlendirilir (Boumiz ve ark., 1996; Mahmoud Torabinejad ve ark., 1995). Ayrıca, VPT'lerinde kullanılan simanlar, çiğneme yüklerine maruz kalabilir ve bu yükleri karşılayabilecek yeterli basma dayanımına sahip olmalıdır (Kayahan ve ark., 2013).

ISO 9917-1 standardına göre bir dental siman için önerilen basma dayanımı 50 MPa'dır (ISO, 2007). Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre basma dayanımları sırasıyla; TheraBase ($125,11 \pm 36,55$ MPa) > TheraCal LC ($75,93 \pm 16,24$ MPa) > Biodentin ($53,8 \pm 15,54$ MPa) > BİOMTA+ ($24,38 \pm 5,18$ MPa) şeklindedir. Elde edilen basma dayanımı değerlerine baktığımızda, BİOMTA+ grubu haricindeki diğer grupların ISO 9917-1 standardını karşıladığı görülmektedir.

BİOMTA+'nın çalışmada kullanılan diğer materyallere göre düşük basma dayanımı göstermesinin bir nedeni formülasyonundaki farklılık olabilir. MTA materyalleri genellikle yüksek su/toz oranı ile karıştırılan materyallerdir. Bu durum,

materyalin sertleşirken yapısında daha fazla gözenek oluşmasına yol açabilir. Biodentin ve TheraCal LC ve TheraBase gibi rezin içerikli kalsiyum silikat materyaller ise daha az su içeren ve daha sıkı yapıdaki materyallerdir. Bu durum literatürde yapılan birkaç çalışma ile de desteklenmektedir. Grech L ve ark. (Grech ve ark., 2013) yapmış oldukları bir çalışma, Biodentin'in düşük su/toz oranı nedeniyle test edilen diğer materyallerden daha yüksek basma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Baştürk ve ark. (Basturk ve ark., 2015) yapmış oldukları çalışma ise, farklı MTA materyallerinde artan su/toz oranının basma dayanımını düşürdüğünü göstermiştir.

BIOMTA+'nın düşük basma dayanımı göstermesinin bir başka nedeni ise, toz ve likit içeriğinin elle karıştırılarak hazırlanma şekli olabilir. Kalsiyum silikat içerikli materyallerin rezin içerikli olması veya amalgamatörle karıştırılarak hazırlanması, materyalin daha homojen bir yapı haline gelmesini sağlayabilir. Bu durum ise, sertleşme sırasında bileşenlerin daha iyi birbirine bağlanmasına ve daha dayanıklı olmasına neden olur (Basturk ve ark., 2013). Farklı karıştırma tekniklerinin MTA'nın basma dayanımını etkilediğini iddia eden çalışmalar mevcuttur (Basturk ve ark., 2013; Nekoofar ve ark., 2010). Baştürk ve ark. (Basturk ve ark., 2013) çeşitli karıştırma ve yerleştirme tekniklerinin MTA'nın basma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Kapsüle yerleştirilip amalgamatör ile karıştırılan grupların elle karıştırılan gruba göre basma dayanımının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Karıştırma tekniğinin cam iyonomer simanlar üzerinde etkisini araştıran bir çalışmada ise, elle karıştırılan simanların sıkışan hava nedeniyle daha düşük basma dayanımına sahip olduğunu, santrifüjde karıştırılan kapsüllü simanların ise daha yüksek basma dayanımına sahip olduğunu belirtilmiştir (Mitchell & Douglas, 1997).

Bu tez çalışmasının sonucuna göre en yüksek basma dayanımını değeri TheraBase grubunda görülmüştür. Bu durumun görülmesinin çeşitli sebepleri olabilir. Bunlardan

biri, TheraBase'in içeriğinde bulundurduğu titanyum dioksit'e (TiO_2) bağlı olabilir. Tahir ve ark. (Tahir ve ark., 2019) %3 ve %5 oranlarında TiO_2 nanopartiküllerini cam iyonomer içerikli materyale dahil edip farklı mekanik özelliklerini laboratuvar ortamında test etmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre; %3 ve %5 oranında TiO_2 nanopartikülü içeren gruplar, TiO_2 nanopartikülü içermeyen gruba göre anlamlı derecede daha yüksek basma dayanımı göstermiştir. Bir diğer etken ise TheraBase'in yapısında bulundurduğu %50-75 oranında yüksek cam doldurucu içeriği olabilir (Bisco, 2023a). Doldurucular, restoratif materyallerin yeterli mekanik dayanıklılık kazanmasını sağlayarak, oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermelerine ve uzun dönemli klinik dayanım sağlamalarına katkıda bulunur (Chole ve ark., 2018).

Literatürde TheraBase'in basma dayanımının değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Ancak TheraBase ile benzer içeriğe sahip TheraCal LC'nin basma dayanımının farklı kalsiyum silikat içerikli materyaller ile karşılaştırıldığı çalışmalar vardır (Gasperi ve ark., 2020; Nielsen ve ark., 2016). Yapılan bu tez çalışmasının sonucunda TheraCal LC'nin basma dayanımının, TheraBase'den düşük olduğu ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Önceki çalışmaların sonuçlarına baktığımızda, bu tez çalışmasının bulgularıyla benzer olduğu görülmektedir (Gasperi ve ark., 2020; Nielsen ve ark., 2016; Ranjbar Omrani ve ark., 2021). Rezin içerikli materyaller; monomerler ve inorganik dolduruculardan oluşan organik bir matriks içerir. Mekanik özellikleri, inorganik matriksin bileşimine, boyutuna ve içeriğine göre değişebilir (Camilleri, 2014; Suh ve ark., 2008). TheraCal LC, organik matriksinde Bis-GMA ve farklı boyutlarda baryum (Ba), zirkonyum (Zr), silikon, stronsiyum (Sr), alüminyum (Al) ve Ca^{+2} partikülleri içeren inorganik matriks içermektedir (Camilleri, 2014). TheraCal LC'nin, geleneksel kalsiyum silikat simanlara

kıyasla daha yüksek basma dayanımı sergilemesinin temel nedeni, bu karmaşık mikro yapıdan kaynaklanmış olabilir (Gasperi ve ark., 2020).

Literatürde farklı radyopaklaştırıcı ajanların materyallerin basma dayanımlarını etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Camilleri, 2008; Coomaraswamy ve ark., 2007; Tanomaru-Filho ve ark., 2012). Coomaraswamy ve ark. (Coomaraswamy ve ark., 2007) ile Camilleri (Camilleri, 2008) yaptıkları çalışmada Portland simanına Bi_2O_3 eklenmesinin, materyalin gözenekliliğini artırarak basma dayanımında azalmaya yol açtığı belirtilmiştir. Tanomaru ve ark (Tanomaru-Filho ve ark., 2012) ise Portland simanına çeşitli radyopaklaştırıcı ajanlar eklemişlerdir. 24 saatlik etüv süresinin ardından ZrO_2 eklenen grup Bi_2O_3 eklenen gruba göre anlamlı derecede yüksek basma dayanımı göstermiştir. BIOMTA+'nın içerdiği Bi_2O_3 mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyerek düşük basma dayanımına yol açabilirken; Biodentin'deki ZrO_2 , TheraCal LC'deki baryum zirkonat ve TheraBase'teki iterbiyum triflorür gibi radyopaklaştırıcı ajanlar, basma dayanımı açısından avantaj sağlayabilir.

5.2. Radyopasite Değerlendirmesi

Uygun radyopasite, restoratif materyallerin radyografide tespit edilebilmesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Ayrıca bu materyallerin komşu anatomik yapılardan kolaylıkla ayırt edilebilmesini sağlar (Mann ve ark., 2022). Bu amaç doğrultusunda, ağız içi radyografiler, panoramik radyografiler, manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (CT) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) gibi çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır (Morimoto ve ark., 2009). Radyolojik tanı araçlarındaki son gelişmelere ve CBCT'nin artan kullanımına rağmen, iki boyutlu periapikal radyografiler dişlerin durumunu ve uygulanan restorasyonların kalitesini

değerlendirmek için standart yöntem olmaya devam etmektedir (Bilvinaite ve ark., 2022). Bu sebeple bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin radyoopasitesini değerlendirmek için periapikal radyografilerden yararlanılmıştır.

Eliasson ve Haasken, radyoopasite çalışmalarında eşdeğer alüminyum kalınlığını optik radyografik yoğunluk değerleriyle belirleyen ilk araştırmacılar (Eliasson & Haasken, 1979). Beyer-Olsen ve Ørstavik, bu modeli modifiye edip optik bir dansitometre kullanarak numuneden geçen ışık miktarını ölçmüşlerdir. Elde edilen verileri, aynı filmde radyografisi çekilen bir alüminyum basamak ile karşılaştırarak eşdeğer alüminyum kalınlığına dönüştürmüşlerdir. (Beyer-Olsen & Ørstavik, 1981).

ISO 4049, dental restoratif materyallerin radyoopasitesini değerlendirmek için saf alüminyumu ölçüt olarak belirlerken, mine ve dentini ikincil standartlar olarak önermektedir (Watts & McCabe, 1999). Restoratif materyallerin radyoopasitesi üzerine yapılan birçok in vitro araştırma ile uyumlu olarak (Mutlu & Akbulut, 2022b; Uslu ve ark., 2024; Yasa ve ark., 2015), bu tez çalışmasında karşılaştırma için standart olarak hem %99,5 saflıkta 12 basamaklı alüminyum hem de insan dişlerinin sert dokuları kullanılmıştır.

Williams ve Billington, 1 mm kalınlığındaki minenin radyoopasitesinin aynı kalınlıktaki alüminyumun yaklaşık iki katı, dentinin ise aynı kalınlıktaki alüminyum ile benzer radyoopasiteye sahip olduğunu rapor etmişlerdir (Williams & Billington, 1987). Bu tez çalışmasının bulguları da dentinin radyoopasitesinin ($1,49 \pm 0,19$) aynı kalınlıktaki alüminyumunkine benzer olduğunu göstermektedir. Minenin radyoopasitesi ($2,75 \pm 0,31$) ise aynı kalınlıktaki alüminyumun yaklaşık iki katıdır.

ISO 4049'a göre, koronal diş dokusuna uygulanan restoratif materyaller, aynı kalınlıktaki saf alüminyumdan daha yüksek veya benzer radyoopasiteye sahip olmalıdır. Ayrıca ISO 4049, restoratif materyallerin en düşük radyoopasite değerinin, aynı kalınlıktaki dentinin radyoopasite değeriyle eşdeğer olması gerektiği açıkça belirtilmiştir (ISO, 2009). Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre radyoopasiteleri sırasıyla; BİOMTA+ ($5,66 \pm 0,72$ mmAL) > Biodentin ($2,89 \pm 0,2$ mmAL) > TheraBase ($2,61 \pm 0,23$ mmAL) > TheraCal LC ($1,95 \pm 0,2$ mmAL) şeklindedir. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre, tüm gruplar ISO 4049 standardını karşılamıştır.

Materyallere radyoopaklık kazandırmak amacıyla, stronsiyum(Sr), baryum(Ba), zirkonyum (Zr) ve iterbiyum (Yb) gibi elementler ilave edilmektedir (Özmen & Kaya, 2023). İlave edilen bu elementlerin atom numaraları arttıkça, radyoopasite de orantılı olarak yükselmektedir (Amirouche ve ark., 2007). Bu nedenle, ZrO_2 , baryum sülfat ($BaSO_4$), tantal oksit (Ta_2O_5) ve Bi_2O_3 gibi ağır metal oksitleri, radyoopasiteyi önemli ölçüde artırır. Kalsiyum silikat içerikli materyallerdeki bu elementlerin oksitlerinin miktarı ve türü, radyoopasite farklılıklarının temel nedeni olabilmektedir. Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmada, hem Bi_2O_3 hem de ZrO_2 içeren BİOMTA+'da, daha yüksek oranda veya atom numarasına sahip ağır metal oksitleri bulunması, en yüksek radyoopasiteye sahip olmasının nedeni olabilir (Pelepenko ve ark., 2021). Biodentin'in içeriğindeki ZrO_2 oksit, mine ve dentine göre daha yüksek radyoopasite göstermesini sağlamıştır (Bortoluzzi ve ark., 2009). TheraCal LC (baryum zirkonat) ve TheraBase (iterbiyum triflorür) sahip oldukları radyoopaklaştırıcı ajanlar ise mine ve dentine eş radyoopasite göstermesine, ancak çalışmada kullanılan diğer kalsiyum silikat içerikli materyallerden daha az radyoopasite göstermesine neden olmuştur (Pedreira ve ark., 2023). Ayrıca rezin içerikli materyallerde, organik doldurucuların fazla olması

radyoopasiteyi azaltabilir (Dionysopoulos ve ark., 2017). Buna karşılık, BİOMTA+ ve Biodentin gibi mineral içerikli materyaller daha fazla inorganik madde içerir ve bu durum radyoopasitesini artırabilir (Furtos ve ark., 2012).

Literatürde Biodentin, TheraCal LC ve farklı MTA materyallerinin radyoopasitesini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (Corral ve ark., 2018; Sen ve ark., 2023; Uslu ve ark., 2024). Ancak bildiğimiz kadarıyla, TheraBase'in radyoopasitesinin değerlendirildiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürdeki bu çalışmaların sonuçları, mevcut çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur. Şen ve ark. yapmış oldukları çalışmada, NeoMTA2, OrthoMTA ve ProRoot MTA'nın Biodentin'den anlamlı derecede yüksek radyoopasite gösterdiğini belirtmişlerdir (Sen ve ark., 2023). Corral ve ark. ise yaptıkları çalışmada Biodentin'in radyoopasitesini ($2,79 \pm 0,22$) TheraCal LC'den ($2,17 \pm 0,17$) daha yüksek bulmuşlardır (Corral ve ark., 2018).

Özmen ve ark. (Özmen & Kaya, 2023) yaptıkları çalışmada iterbiyum triflorür içeren Cention N materyalinin mine ve dentinden daha yüksek radyoopasite içerdiğini belirtmişlerdir. Ergücü ve ark. (Ergücü ve ark., 2010) yaptıkları çalışmada iterbiyum triflorür içeren Tetric N Flow materyalinin mine ve dentinden daha yüksek radyoopasiteye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

5.3. Su Emilimi ve Çözünürlük Değerlendirmesi

Bir materyalin çözünürlüğü, suya daldırma süresi boyunca oluşan kütle kaybıdır (Carvalho-Junior ve ark., 2007). Çözünürlük, materyallerin diş hekimliğinde kullanım için uygunluğunun belirlenmesinde kritik bir özelliktir. Restoratif materyallerin uzun süreli sızdırmazlık sağlayarak ağız boşluğundan veya periapikal dokulardan gelen

sızıntıyı engellemesi gerekmektedir. Bu nedenle düşük çözünürlüğe sahip materyaller, klinik kullanım için tercih edilmektedir (Elsayed, 2020).

Literatürde; materyallerin çözünürlük değerlendirmesi için distile su veya benzeri çözeltilerde, belirli sürelerde bekletme ve kütle kaybı ölçümü gibi standartlaştırılmış yöntemler tanımlanmaktadır (El-Mal ve ark., 2019; Gandolfi ve ark., 2015; Torres ve ark., 2018). Bu tez çalışmasında da bu standartlara uygun bir yöntem izlenerek, distile suda bekletilen TheraCal LC, TheraBase, BİOMTA+ ve Biodentin'in çözünürlüklerinin karşılaştırılması 30 günün sonunda değerlendirildi.

Bu tez çalışmasının çözünürlük bulgularına göre; Biodentin ($10,04 \pm 3,49$) grubu diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek çözünürlük değeri göstermiştir. En düşük çözünürlüğü ise TheraCal LC ($1,47 \pm 2,5$) göstermiş, onu sırasıyla TheraBase ($2,26 \pm 4,14$) ve BİOMTA+ ($4,59 \pm 2,63$) takip etmiştir. Bu sonucun görülme nedenlerinden biri, materyallerin ana bileşeni olan kalsiyum silikat türleri ve oranları olabilir. Ayrıca materyallerde bulunan diğer katkı maddeleri, dolgu maddeleri, bağlayıcılar ve polimerler de çözünürlüğü etkileyebilir (Alazrag ve ark., 2020; Francisconi ve ark., 2009; Park ve ark., 2021; Torres ve ark., 2018).

Biodentin'in yüksek çözünürlüğü, su/toz oranını azaltırken siman karışımının işlenebilirliğini korumak amacıyla toz formülasyonuna eklenen suda çözünür polikarboksilata bağlanabilir. Polikarboksilat, yüzey aktif madde etkisi göstererek materyalin çözünürlüğünü artırabilir (Dawood ve ark., 2015). Ayrıca, Biodentin içeriğindeki kalsiyum karbonatın (CaCO_3) varlığı materyalin daha yüksek çözünürlüğü ile ilişkili olabilir. CaCO_3 'ın varlığı, çözünme ürünleri olarak Ca^{+2} ve karbonat salınımını artırabilir ve bu durum daha yüksek çözünürlüğe katkıda bulunabilir (Alazrag ve ark.,

2020). Bu çalışmada yapılan Ca^{+2} salınımı değerlendirmesinde de Biodentin'in yüksek salınım değerleri belirlenmiştir. Bernardi ve ark. (Bernardi ve ark., 2017) yaptıkları çalışmada, MTA'ya CaCO_3 nanopartiküllerinin eklenmesinin sertleşme süresini azalttığını ancak çözünürlüğünü arttırdığını belirlemişlerdir. TheraCal LC ve TheraBase gibi rezin içerikli kalsiyum silikat materyallerin düşük çözünürlük göstermelerinin, içeriğindeki rezin bileşenlerine bağlı olduğu konusunda bir fikir birliği bulunmaktadır (AL-Hyali, 2017; Alazrag ve ark., 2020; Ali ve ark., 2024; Gandolfi ve ark., 2015). Her iki materyalin de içeriğinde bulunan Bis-GMA, suda çözünürlüğü sınırlı bir monomer olup, su varlığında faz ayrımı göstermektedir. (Spencer & Wang, 2002; Van Landuyt et al., 2007; Ye, Wang, & Spencer, 2009). Bu durum materyalin su geçirgenliğini azaltarak çözünürlüğünün düşük olmasına sebep olabilir.

Literatürde mevcut çalışmanın sonuçları ile uyumlu, Biodentin, TheraCal LC ve farklı MTA materyallerinin çözünürlüğünü değerlendiren pek çok çalışma vardır (Alazrag ve ark., 2020; Almutairi, 2023; El-Ashry, 2020; Kaup ve ark., 2015; Mustafa ve ark., 2018; Zeid ve ark., 2015). Ancak bildiğimiz kadarıyla; TheraBase'in çözünürlüğünün değerlendirildiği bir adet çalışmaya rastlanılırken (Dulger & Kosar, 2024), BİOMTA+'nın çözünürlüğünün değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Tez çalışmasından elde edilen bulgular, BİOMTA+ materyalinin literatürdeki farklı MTA materyalleri ile uyumlu sonuçlar gösterdiğini ortaya koymuştur (Alazrag ve ark., 2020; Alzraikat, Taha, & Salameh, 2016; Kaup ve ark., 2015; Zeid ve ark., 2015). 2024 yılında yapılan bir çalışmada ise; TheraBase'in çözünürlüğü, Biodentin ve Ketac Molar ile karşılaştırılmıştır (Dulger & Kosar, 2024). Mevcut çalışmanın sonucu ile uyumlu olarak TheraBase, Biodentin grubuna göre anlamlı derecede düşük çözünürlük göstermiştir.

Ağız ortamında uzun süre tutulan materyaller, ağız sıvıları ile etkileşime girmektedir. Bazı durumlarda bu etkileşim, yüzey katmanlarının çözünmesini veya bozulmasını içerebilir. Bazı durumlarda ise, bağlanmamış ya da gevşek bir şekilde bağlanmış bileşenlerin sızmasını veya sıvıların materyalin yapısına alınmasını içerebilir. Dental materyallerin bu özellikleri nedeniyle, ağızdaki nemle temasın neden olduğu değişiklikleri araştırmak gereklidir (McCabe & Rusby, 2004).

24 saatlik test, yüksek oranda biyoaktif olması ve ortamla değişken oranlarda sürekli etkileşime girmesi nedeniyle Ca^{+2} salan materyallerin özelliklerini tahmin etmek için yetersizdir (Habib & Habib, 2016). Bu nedenle bu tez çalışmasında, su Emilimi 1.gün ,7.gün ve 30 günlük zaman periyotlarında değerlendirilmiştir.

Cattani-Lorente ve ark. simanların uzun süre sulu ortamda depolandıktan sonra fiziksel özelliklerindeki bozulmanın, su Emilimiyle ilişkili olabileceğini söylemiştir. Emilen suyun bir kısmı plastikleştirici olarak hareket ederek materyalin dayanımında bir azalmaya neden olmaktadır (Cattani-Lorente ve ark., 1994).

Çalışmadaki tüm gruplar; 30. günün sonunda başlangıca kıyasla daha yüksek su Emilimi göstermiştir. Bu artış, materyallerin içeriğinde bulunan trikalsiyum silikatlarda buharlaşmayan su miktarının zamanla artış göstermesiyle ilişkili olabilir (Jalloul ve ark., 2018).

Bu tez çalışmasının bulgularına göre, TheraCal LC grubu tüm zaman periyotlarında en yüksek, TheraBase grubu ise en düşük su Emilimi değerini göstermiştir. Organik matriksi oluşturan monomerlerin hidrofobik yapısı su Emiliminde önemli bir faktördür (Örtengren ve ark., 2001). Birçok dental materyalde kullanılan Bis-GMA hem hidrofilik hem de hidrofobik bir monomerdir (Arhun & Oğlakçı, 2017). Hidrofilik OH^-

grupları su molekülleri ile hidrojen bağı oluştururlar (Sahin ve ark., 2011). Bis-GMA'nın bu özelliğinden dolayı Bis-GMA'nın bir versiyonu olan Bis-EMA geliştirilmiştir. Bu monomer, OH⁻ grubu içermemektedir. Bundan dolayı Bis-GMA'ya göre daha hidrofobiktir (Sahin ve ark., 2011). TheraCal LC ürün içeriğinde Bis-GMA monomeri içerirken, TheraBase ise hem Bis-GMA hem de Bis-EMA monomeri içermektedir. Bu iki grubun su emilimleri arasındaki farklılık içerdikleri monomerlerin hidrofilitesinden kaynaklanmış olabilir.

Literatürde mevcut çalışmanın sonuçları ile uyumlu, Biodentin, TheraCal LC ve farklı MTA materyallerinin su emiliminin değerlendirildiği pek çok çalışma vardır (Lin ve ark., 2022; Maqsood ve ark., 2023; Park ve ark., 2021). Ancak bildiğimiz kadarıyla; TheraBase'in su emilimini değerlendirilen bir adet çalışmaya rastlanırken (Dulger & Kosar, 2024), BİOMTA+'nın su emilimini değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Tez çalışmasından elde edilen bulgular, BİOMTA+ materyalinin literatürdeki farklı MTA materyalleri ile uyumlu sonuçlar (Lin ve ark., 2022; Park ve ark., 2021) gösterdiği gibi, farklı sonuçlar da (Abduljawad, 2022; Gandolfi ve ark., 2015; Habib & Habib, 2016) gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu durum, MTA bazlı materyallerin farklı toz/likit oranlarıyla hazırlanmasından kaynaklanıyor olabilir (Gandolfi ve ark., 2015; Rai & Naik, 2020). Dulger ve ark. (Dulger & Kosar, 2024) yapmış oldukları çalışmada Biodentin, TheraBase ve Ketac Molar materyallerinin farklı zaman periyotlarında su emilimlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, TheraBase tüm zaman periyotlarında Biodentin'den düşük su emilimi göstermiştir . TheraBase grubunun düşük su emilimi göstermesini içeriğindeki hidrofobik polimerik rezin matrisine ve doldurucu içeriğine bağlamışlardır. Bu tez çalışmasında da TheraBase grubu, Biodentin grubundan tüm zaman periyotlarında daha düşük su emilimi

göstermiştir. TheraBase'in içeriğinde bulunan TEGDMA, Bis-GMA ve Bis-EMA gibi hidrofobik monomerler buna sebep olmuş olabilir.

5.4. pH Değerlendirmesi

Alkali bir ortam, pulpa dokusunun iyileşmesini ve mineralizasyon sürecini destekleyen önemli bir faktördür (Tamburić ve ark., 1993). Kuafaj materyallerinin antimikrobiyal etkinliğini değerlendirirken pH değişimlerine odaklanmak önemlidir. pH, hem mikrobiyal büyümeyi hem de biyouyumluluğu etkileyen önemli bir faktördür (Molgařini ve ark., 2002).

Çalışmalarda pH ölçümü için farklı yöntemler tercih edilmiştir. Bu yöntemler arasında en yaygın olanları indikatör solüsyonları, indikatör kağıtları ve pH metre kullanımını içermektedir (Aksoy, 2012; Nerwich ve ark., 1993; Tronstad ve ark., 1981). pH indikatör solüsyonları ve kağıtları, pratik olmalarına rağmen anlık ölçüm alınamaması ve renkli sıvılarda renk kodlarının bozulması gibi sınırlamaları nedeniyle, hassasiyet gerektiren deneylerde sıkça kullanılmamaktadır (Nerwich ve ark., 1993). Bu tez çalışmasında, örneklerin bulunduğu sıvı ortamın pH değeri, günümüzde en güvenilir yöntemlerden biri olan ve 0,001 hassasiyetle ölçüm yapabilen bir pH metre ile belirlenmiştir.

Bu tez çalışmasında, test koşullarının standardizasyonu ve elde edilen verilerin diğer çalışmalarla karşılaştırılabilirliğinin sağlanması amacıyla, pH değeri 7'nin altında (6,5-6,9) olan distile su, test ortamı olarak tercih edilmiştir. Bu seçim, literatürdeki benzer çalışmalarla uyumlu bir yaklaşım benimsenerek gerçekleştirilmiştir (Gandolfi ve ark., 2014; Luczaj-Cepowicz ve ark., 2017; Souza ve ark., 2015). Literatür incelemeleri, bazı

çalışmalarda pH ölçümleri için kullanılan ortam suyunun her ölçüm periyodunda yenilendiğini göstermektedir (de Miranda Candeiro ve ark., 2012; Kuga ve ark., 2014). Bu çalışmada da literatürle paralel bir şekilde, her ölçüm periyodunda ortam suyu olarak kullanılan distile su yenilenmiştir.

Literatür incelendiğinde, pH değerlerinin ölçümünde farklı zaman aralıklarının tercih edildiği görülmektedir (Gandolfi ve ark., 2012; Kim ve ark., 2014; Kot ve ark., 2022; Luczaj-Cepowicz ve ark., 2017). Bu tez çalışmasında, literatüre uygun olarak 3.saat, 24.saat, 3.gün, 7.gün, 14.gün ve 28.gün olmak üzere altı farklı zaman periyodu tercih edilmiştir. Çalışmada kullanılan prosedür, materyalin yalnızca pH değerini değil, aynı zamanda alkalileşme kapasitesini de değerlendirmeye olanak tanıyan, sertleşme süresinden daha uzun sürelerde pH ölçümü yapma avantajı sunmaktadır (Khan ve ark., 2012).

Bu tez çalışmasında, Biodentin grubu tüm zaman periyotlarında en yüksek pH değerini göstermiştir. BİOMTA+ grubu, 3. saat periyodu dışında Biodentin grubu ile anlamlı bir fark göstermemiştir. Biodentin'in uzun süreli alkali pH değerine sahip olması, yüksek oranda içerdiği kalsiyum silikat parçacıklarının varlığı ile açıklanabilir. Kalsiyum silikat, su ile reaksiyona girerek Ca^{+2} , OH^- ve silikat iyonları içeren yüksek pH'lı bir çözelti oluşturmaktadır (Kumari ve ark., 2018). Öte yandan, BİOMTA+'nın içeriği incelendiğinde, bileşiminde birden fazla metal oksit bileşiğinin bulunduğu görülmüştür. Metal oksitlerin su ile reaksiyona girdiğinde bazik etki gösterdiği bilinmektedir. Dolayısıyla, BİOMTA+'nın yüksek pH değerleri, içeriğinde bulunan metal oksitlere bağlı olabilir. Test edilen grupların farklı zaman dilimlerinde gösterdiği pH değişimleri, kimyasal bileşimlerdeki farklılıklar ve $Ca(OH)_2$ oluşum oranlarındaki değişikliklerden kaynaklanıyor olabilir (Dawood ve ark., 2015).

Kalsiyum silikat simanların alkalileştirme potansiyeli, neme maruz kaldıklarında iyonlaşarak OH^- iyonları üreten $\text{Ca}(\text{OH})_2$ oluşumundan kaynaklanmaktadır (Elbanna ve ark., 2022). TheraCal LC'nin düşük çözünürlüğü, kalsiyum silikatın $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'e dönüşüm reaksiyonunu engelleyerek alkalileştirme aktivitesini azaltır. Yamamoto ve ark. (Yamamoto ve ark., 2017) göre TheraCal LC'nin rezin matriksi, iyon değişimini ve kalsiyum silikat bileşenlerinin hidrasyonunu engellemektedir. Resin içerikli yapısı göz önüne alındığında, benzer varsayımlar TheraBase'in sonuçları için de geçerli olabilir. TheraCal LC ve TheraBase gruplarının düşük çözünürlüğü ve içeriklerindeki resin matriksleri, pH değerlerinin düşük olmasına neden olmuş olabilir.

Literatürde mevcut çalışmanın bulgularıyla uyumlu, Biodentin, TheraCal LC ve farklı MTA materyallerinin pH'sinin değerlendirildiği pek çok çalışma vardır (Dulger & Kosar, 2024; Kot ve ark., 2022; Lin ve ark., 2022; Luczaj-Cepowicz ve ark., 2017; Talabani ve ark., 2020). Ancak bildiğimiz kadarıyla; TheraBase materyalinin pH'sinin değerlendirildiği bir adet çalışmaya rastlanırken (Dulger & Kosar, 2024), BİOMTA+ materyalinin pH'sinin değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Tez çalışmasından elde edilen bulgular, BİOMTA+ materyalinin literatürde bildirilen farklı MTA materyalleriyle uyumlu olarak, belirlenen zaman periyotları boyunca alkali pH değerlerini koruduğunu göstermektedir (Gandolfi ve ark., 2015; Lin ve ark., 2022; Zeid ve ark., 2015). Dulger ve ark. (Dulger & Kosar, 2024) çalışmalarında, Biodentin, Ketac Molar ve TheraBase'in farklı zaman periyotlarındaki pH değişimlerini incelemiştir. Çalışmanın sonucuna göre Biodentin, tüm zaman periyotlarında diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek pH değerleri göstermiştir. Bu sonucun, mevcut çalışma sonuçları ile uyumlu olduğu görülmüştür.

5.5. Kalsiyum İyon Salınımı Değerlendirmesi

Ca^{+2} salma kapasitesi, başarılı pulpa kuafajı için önemli bir faktördür. Ca^{+2} , mineralizasyonu teşvik eden hücreler üzerinde etkili olarak hücre farklılaşmasını destekler ve sert doku mineralizasyonuna katkıda bulunur. Ayrıca, osteopontin ve BMP-2 seviyelerini düzenleyerek tedavi süreçlerini olumlu yönde etkiler. Ca^{+2} salınımı, dentin mineralizasyonunu destekleyerek dentin köprüsünün oluşumuna katkıda bulunur. Ayrıca, bu süreçte önemli bir rol oynayan pirofosfataz aktivitesini artırır (Gandolfi, Siboni, ve ark., 2013).

Bu bağlamda, bir pulpa kuafaj materyalinin Ca^{+2} 'u sürekli olarak salması, pulpa hücrelerinin bu materyale bağlı olarak çoğalması ve farklılaşmasının temel bir nedeni olarak değerlendirilebilir. Biyoaktif simanlar, saklama süresi boyunca uzun süreli iyon salma kapasitesine sahiptir. Bu özellikleri, biyomineralizasyon süreçlerinde önemli bir potansiyel sunmaktadır (Vallittu ve ark., 2018).

24 saatlik testler, Ca^{+2} salan materyallerin özelliklerinin tam olarak belirlenmesi için yeterli değildir. Bu durum, söz konusu materyallerin yüksek biyoaktiviteye sahip olmaları ve çevresel faktörlerle değişken oranlarda etkileşim göstermelerinden kaynaklanmaktadır (Habib & Habib, 2016). Bu nedenle, materyallerin uzun vadeli davranışlarını daha doğru bir şekilde değerlendirmek amacıyla bu tez çalışmasında, Ca^{+2} salınımı 3 saat, 24 saat, 3 gün, 7 gün, 14 gün ve 28 gün gibi farklı zaman periyotlarında ölçülmüştür.

Literatürde Ca^{+2} salınımının değerlendirildiği çalışmalarda çoğunlukla distile su (Back ve ark., 2022; Kumari ve ark., 2018), fosfat tamponlu salin (Elbanna ve ark.) ve deiyonize su (AL-Hyali, 2017; Gandolfi ve ark., 2015; Jalloul ve ark., 2018)

kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında test koşullarını standartlaştırmak ve elde edilen verilerin gelecekteki diğer çalışmalarla karşılaştırılmasına olanak sağlamak amacıyla Ca^{+2} salınımı distile su ortamında ölçülmüştür.

Bu tez çalışmasının bulgularına göre; 28.gün haricindeki tüm zaman periyotlarında Biodentin grubu en yüksek Ca^{+2} salınımı göstermiştir. BİOMTA+ grubu Biodentin grubunun ardından ikinci en yüksek Ca^{+2} salınımı göstermiştir. Tüm zaman dilimlerinde sırayla TheraBase ve TheraCal LC grupları en düşük Ca^{+2} salınımı göstermiştir. Bu bulgular, rezin modifiye kalsiyum silikat simanların Biodentin'e kıyasla düşük Ca^{+2} salınımı gösterdiğini belirten önceki çalışmaların bulgularıyla tutarlıdır (Camilleri, 2014; Camilleri ve ark., 2014b; Gandolfi ve ark., 2015; Koutroulis ve ark., 2019). Chalas ve ark. (Chalas ve ark., 2015) yapmış oldukları çalışmada Biodentin'in BİOMTA+'a göre daha fazla Ca^{+2} , oksijen ve karbon elementi içerdiğini belirtmişlerdir. BİOMTA+ grubunun Biodentin grubuna kıyasla daha düşük Ca^{+2} salınımı göstermesi, bileşiminde bulunan Ca^{+2} iyonlarının Biodentin'e göre daha düşük miktarda bulunmasından kaynaklanıyor olabilir.

Biodentin ve TheraCal LC arasındaki bileşim farklılıkları, Ca^{+2} salınımindaki bu sonuçları açıklayabilecek bir faktör olarak değerlendirilebilir. Biodentin'in toz formu, ağırlıklı olarak trikalsiyum silikat (%80,1) içerirken, sıvı kısmında su azaltıcı özellik gösteren bir CaCl_2 hızlandırıcı bulunmaktadır (Camilleri ve ark., 2013). Bu nedenle, Biodentin'in yapısında Ca^{+2} kaynaklarının oldukça fazla olduğu görülmektedir (Camilleri, 2014; Kaur ve ark., 2017). Biodentin'in yüksek Ca^{+2} salınımı, kalsiyum silikat bileşeni ve içeriğinde bulunan CaCl_2 'ün varlığıyla açıklanabilir (Gandolfi ve ark., 2015). Biodentin'in daha yüksek Ca^{+2} salınımının bir diğer nedeni de, hidrasyonun önemli

miktarda kalsiyum silikat hidrat ve $\text{Ca}(\text{OH})_2$ üreterek meydana geldiği gözenekli son derece hidrofilik yapısıdır (Camilleri, 2014; Camilleri ve ark., 2014b).

TheraCal LC ve TheraBase'in güvenlik bilgi formlarına göre Ca^{+2} kaynağı olarak görev yapan Portland çimentosu toplam bileşimin sırasıyla %50 ve %10-30 oranında bulunduğu söylenmektedir (Bisco, 2023a, 2023b). Camilleri ve ark. (Camilleri ve ark., 2013) yapmış oldukları çalışmada Portland çimentosu bileşeni olan trikalsiyum silikatın Biodentin'in içeriğinde %80,1 oranında bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu bileşim, Biodentin ile karşılaştırıldığında TheraBase ve TheraCal LC'nin daha sınırlı miktarda Ca^{+2} kaynağı içerdiğini göstermektedir. Bu nedenle, TheraCal LC ve TheraBase grubunun Biodentin grubuna kıyasla daha az Ca^{+2} salınımı göstermesinin, materyallerin bileşimlerdeki farklılıklardan kaynaklanmış olabilir. Dulger ve ark. (Dulger & Kosar, 2024) yapmış oldukları çalışmada TheraBase materyalinin oldukça düşük Ca^{+2} 'a sahip olduğunu belirtmişlerdir. TheraBase düşük miktarda Ca^{+2} içeriğine sahip olması, Ca^{+2} salınımını etkilemiş olabilir.

Yamamoto ve ark. TheraCal LC'nin rezin matriksinin, çevreyle sınırlı iyon salınımına izin verdiğini belirtmişlerdir (Yamamoto ve ark., 2017). TheraBase ve TheraCal LC gruplarının düşük Ca^{+2} salınımını göstermesinin bir başka sebebi, yapılarında bulunan rezin ile modifiye edilmiş matriksin Ca^{+2} salınımını sınırlamasıyla ilişkili olabilir.

Literatürde mevcut çalışmanın bulgularıyla uyumlu, Biodentin, TheraCal LC ve farklı MTA materyallerinin Ca^{+2} salınımının değerlendirildiği pek çok çalışma vardır (Al-Sherbiny ve ark., 2021; Dulger & Kosar, 2024; Gandolfi, Siboni, ve ark., 2013; Lin ve ark., 2022). Ancak bildiğimiz kadarıyla; TheraBase materyalinin Ca^{+2} salınımını

değerlendiren bir adet çalışmaya rastlanırken (Dulger & Kosar, 2024), BİOMTA+'nın değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Tez çalışmasından elde edilen bulgular, BİOMTA+ materyalinin literatürdeki farklı MTA materyalleri ile uyumlu sonuçlar gösterdiği gibi (Gandolfi ve ark., 2015; Habib & Habib, 2016; Lin ve ark., 2022), farklı sonuçlar (AL-Hyali, 2017; Khan ve ark., 2012; Kumari ve ark., 2018) da gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu durum, MTA bazlı materyallerin farklı gözeneklilik ve partikül boyutuna sahip olmasından kaynaklanmış olabilir. Aprilla ve ark. (Aprillia ve ark., 2018) yapmış oldukları çalışmada, kalsiyum silikat materyallerinin küçük partikül boyutlarında kalsiyum fosfat çökeltileri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Gandolfi ve ark. (Gandolfi ve ark., 2015; Gandolfi, Siboni, ve ark., 2013) ise yapmış oldukları çalışmalarda iyon salınımının materyallerin su difüzyonuna geçirgenliğine (gözeneklilik) bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Dulger ve ark. (Dulger & Kosar, 2024) yapmış oldukları çalışmada Biodentin, TheraBase ve Ketac Molar materyallerinin Ca^{+2} salınımını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre Biodentin, TheraBase'den anlamlı derecede yüksek Ca^{+2} salınımını göstermiştir. Bu sonuç mevcut çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur.

Çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda; TheraBase ve TheraCal LC'nin test edilen gruplar arasında yüksek basma dayanımı sergilemiştir. Basma dayanımı restoratif materyallerin uzun dönem klinik başarısını belirleyen temel mekanik özelliklerden biri olarak değerlendirilmektedir (Silva & Dias, 2009). Bu materyallerin yüksek basma dayanımı göstermesi, özellikle çiğneme sırasında ortaya çıkan dikey kuvvetlere karşı dirençlerini artırmakta ve böylece deformasyona uğramadan fonksiyonlarını sürdürebilmelerine olanak tanımaktadır (Rueggeberg ve ark., 1994). Çalışma bulguları, BİOMTA+ grubunun basma dayanımı değerinin ISO 9917-1

standardında belirtilen minimum sınırın altında kaldığını ortaya koymuştur. Bu durum, BİOMTA+'nın yüksek mekanik dayanım gerektiren klinik uygulamalarda kullanımını kısıtlayabileceğini ve bu tür endikasyonlarda dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Test edilen gruplar arasında yalnızca BİOMTA+ grubu diş dokularından yüksek radyoopasite göstermiştir. BİOMTA+'nın radyoopasite değerinin mine ve dentin dokusundan daha yüksek olması, klinik kullanım sırasında materyalin radyografik olarak ayırt edilmesini kolaylaştırmaktadır (Yasa ve ark., 2015). Öte yandan, mine dokusundan daha düşük radyoopasiteye sahip materyallerin, diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki marjinal boşlukların ya da taşkınlıkların radyografik olarak belirlenmesini güçleştirdiği belirtilmiştir (Bouschlicher ve ark., 1999). Bu çalışmada, mineden düşük radyoopasite değerlerine sahip olan TheraBase ve TheraCal LC gruplarının derin kavite uygulamalarında radyografik olarak tespit edilmeleri zor olabilir (Bouschlicher ve ark., 1999). Bu durum, materyalin radyografik olarak izlenmesini zorlaştırarak, klinik uygulamalarda değerlendirme sürecini olumsuz etkileyebilir. TheraBase grubu, test edilen materyaller arasında en düşük su emilimi ve çözünürlük değerlerini göstermiştir. Bu bulgu, materyalin ağız içi koşullara karşı daha dirençli olabileceğini ve dolayısıyla uzun ömürlü bir restoratif materyal olarak kullanım potansiyelini desteklemektedir. Düşük su emilimi, materyalin ağız ortamının neminden daha az etkilenmesini sağlayarak boyutsal stabilitesini korumasına katkıda bulunmaktadır (Rosenstiel ve ark., 1998). Benzer şekilde, düşük çözünürlük değeri ise materyalin zamanla çözünerek hacim kaybına uğramasını önleyerek, marjinal adaptasyonun sürdürülmesine ve restorasyonun bütünlüğünün korunmasına olanak tanımaktadır (Dammachke ve ark., 2019). Test edilen tüm gruplar, değerlendirme süresi boyunca alkali pH seviyesini korumuştur. Materyallerin zaman içerisinde alkali pH düzeyini

sürdürebilmesi, ağız ortamında bakteri proliferasyonunu inhibe ederek restoratif materyallere antibakteriyel özellik kazandırmaktadır (Molgatini ve ark., 2002). Bu durum, özellikle pulpa-diş materyali arayüzünde bakteriyel sızıntının önlenmesi açısından klinik uygulamalarda önemli bir avantaj sağlamaktadır (Poggio ve ark., 2015). Biodentin ve BİOMTA+ grubu değerlendirme süreci boyunca diğer gruplara kıyasla yüksek Ca^{+2} salınımı göstermiştir. Bu bulgu, söz konusu materyallerin biyouyumluluk özelliklerinin yanı sıra dokuların iyileşmesini destekleme potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymakta ve pulpa dokusuna yakın restorasyonlarda klinik açıdan önemli avantajlar sunabileceğini göstermektedir (Hilton ve ark., 2013).

Bu tez çalışmasının bazı limitasyonları bulunmaktadır. Çalışma in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olup ağız içi ortamın tam olarak yansıtılabilmesi mümkün değildir. Bu sebeple materyallerin gerçek fiziksel ve kimyasal özelliklerinin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında yeni piyasaya sürülen kalsiyum silikat esaslı siman olan TheraBase'in, sıkça kullanılan kalsiyum silikat içerikli BİOMTA+, Biodentin ve TheraCal LC ile fiziksel ve kimyasal özellikleri karşılaştırılmıştır. Bu in vitro çalışmayla elde edilen bulgular dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur.

1-) Çalışmada değerlendirilen TheraBase, TheraCal LC ve Biodentin gruplarının basma dayanımı değerleri, ISO 9917-1 standardında belirtilen minimum gereksinimleri karşılamıştır. Yapılan mekanik testler sonucunda, en yüksek basma dayanımı değeri TheraBase grubunda ölçülmüş olup, bu grubu sırasıyla TheraCal LC ve Biodentin grupları takip etmiştir. Buna karşılık, en düşük basma dayanımı değeri ise BİOMTA+ grubunda tespit edilmiştir.

2-) Çalışmada değerlendirilen tüm gruplar radyoopasite açısından ISO 4049 standardını karşılamıştır. Elde edilen veriler, tüm grupların dentin dokusundan anlamlı derecede yüksek radyoopasite sergilediğini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, yalnızca Biodentin ve BİOMTA+ gruplarında ölçülen radyoopasite değerlerinin mine dokusunun radyoopasite düzeyini aştığı gözlemlenmiştir.

3-) Yapılan su emilimi testi sonucunda, tüm deney gruplarının 30 günün sonunda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde su emiliminde artış gösterdiği tespit edilmiştir. Zamana bağlı olarak yapılan ölçümlerde, tüm zaman noktalarında en yüksek su emilim değerleri TheraCal LC grubunda gözlenirken, en düşük değerlerin TheraBase grubunda gözlenmiştir.

4-) 30 günlük deney periyodu sonunda, test edilen materyaller arasında en yüksek çözünürlük değerlerinin Biodentin grubunda, en düşük değerinin ise TheraCal LC

grubunda gözlemlenmiştir. TheraCal LC, TheraBase ve BİOMTA+ grupları distile su içerisinde benzer düzeyde çözünürlük göstermiştir.

5-) Yapılan pH ölçümü sonucunda, tüm deney gruplarının test periyodu boyunca alkali karakter sergilediği belirlenmiştir. Ölçümlerde en yüksek pH değerlerinin Biodentin grubunda kaydedildiği gözlenmiştir. İncelenen gruplar arasında, Biodentin ve BİOMTA+ materyallerinin test periyodu boyunca istikrarlı şekilde artan pH değerleri sergilediği gözlemlenmiştir. Buna karşılık, TheraCal LC ve TheraBase gruplarında pH değerlerinin yalnızca ilk 72 saat boyunca artış gösterdiği gözlenmiştir.

6-) Yapılan Ca^{+2} salınımı ölçümü sonucunda, test edilen materyaller arasında en yüksek Ca^{+2} salınımının Biodentin grubunda, en düşük salınımın ise TheraBase grubunda gerçekleştiği gözlenmiştir. Özellikle Biodentin ve BİOMTA+ gruplarında, Ca^{+2} salınımının ilk 3 saatlik periyotta maksimum düzeye ulaştığı ve bu zaman aralığında diğer gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iyon salınımı gösterdiği belirlenmiştir.

7. KAYNAKLAR

- AAE. (2021). Position statement on vital pulp therapy. *J Endod*, 47(9), 1340-1344.
- Abduljawad, J. A. (2022). Porosity, Solubility And Water Sorption Of Two Pulp Capping Materials. *Mustansiria Dental Journal*, 18(1), 47-52.
- Abràmoff, M. D., Magalhães, P. J., & Ram, S. J. (2004). Image processing with ImageJ. *Biophotonics international*, 11(7), 36-42.
- Addy, K., Green, L., & Herron, E. (2004). pH and Alkalinity. *University of Rhode Island, Kingston*.
- Aksoy. (2012). MTA ve Bioaggregate'in, dentin tübüllerinden kök yüzeyine kalsiyum ve hidroksil iyon difüzyonlarının in vitro olarak araştırılması.Yakın Doğu Üniversitesi Endodonti Anabilim dalı (Doktora tezi), Lefkoşa.
- Al-Hezaimi, K., Al-Shalan, T. A., Naghshbandi, J., Oglesby, S., Simon, J. H., & Rotstein, I. (2006). Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1053-1056.
- AL-Hyali, N. A. (2017). Comparison among pulp capping materials in: calcium ion release, pH change, solubility and water sorption (An in vitro study). *Journal of baghdad college of dentistry*, 29(3), 9-16.
- Al-Nazhan, S., & Al-Judai, A. (2003). Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 29(12), 826-827.
- Al-Sherbiny, I. M., Farid, M. H., Abu-Seida, A. M., Motawea, I. T., & Bastawy, H. A. (2021). Chemico-physical and mechanical evaluation of three calcium silicate-based pulp capping materials. *The Saudi Dental Journal*, 33(4), 207-214.
- Alazrag, M., Abu-Seida, A. M., El-Batouty, K. M., & El Ashry, S. H. (2020). Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC Oral Health*, 20, 1-12.
- Ali, N., Scheven, B. A., Palin, W. M., & Camilleri, J. (2024). Proposing new standards for testing solubility of pulp preservation materials. *Dental materials*.
- Almutairi, B. (2023). Solubility, Water Sorption, and Shear Bond Strength of Contemporary Pulp Capping Agents Biodentine, TheraCal LC, and Bioactive Glass Nanoparticles to the Composite Resin Restoration. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 13(12), 1126-1132.
- Alqaderi, H. E., Al-Mutawa, S. A., & Qudeimat, M. A. (2014). MTA pulpotomy as an alternative to root canal treatment in children's permanent teeth in a dental public health setting. *Journal of dentistry*, 42(11), 1390-1395.
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015). Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry*, 43(12), 1511-1518.

- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal*, 35(6), 881-887.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., & Salameh, A. (2016). A comparison of physical and mechanical properties of biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Res Med Dent Sci*, 4(2), 121-126.
- Amirouche, A., Mouzali, M., & Watts, D. (2007). Radiopacity evaluation of Bis-GMA/TEGDMA/opaque mineral filler dental composites. *Journal of applied polymer science*, 104(3), 1632-1639.
- Anusavice, K. (1996). Mechanical properties of dental materials. *Phillips' science of dental materials*.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Anusha, D. B., Prathima, G. S., Sanguida, A., Nandakumar, S., & Kavitha, M. (2022). Role of TheraCal LC in pediatric dentistry: A narrative review. *Journal of International Oral Health*, 14(2), 111-117.
- Aprillia, I., Usman, M., & Asrianti, D. (2018). Comparison of calcium ion release from MTA-Angelus® and Biodentine®. *Journal of Physics: Conference Series*,
- Arhun, N., & Oğlakçı, B. (2017). Adezyon ve Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 3(3), 113-127.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghanavati, F., & Rahimi, H. (2008). A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 106(4), 609-614.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghoddusi, J., Kheirieh, S., & Brink, F. (2009). Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of Endodontics*, 35(2), 243-250.
- Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 31(2), 101-103.
- Asgary, S., Shahabi, S., Jafarzadeh, T., Amini, S., & Kheirieh, S. (2008). The properties of a new endodontic material. *Journal of Endodontics*, 34(8), 990-993.
- Back, S., Jang, Y., Lee, J., Lee, J., Shin, J., Kim, J., Han, M., & Kim, J. (2022). pH, ion release capability, and solubility value of premixed mineral trioxide aggregates. *Journal of the Korean Academy of Pediatric Dentistry*, 49(4), 379-391.
- Bala Anusha, D., Prathima, G. S., Sanguida, A., Nandakumar, S., & Kavitha, M. (2022). Role of TheraCal LC in Pediatric Dentistry: A Narrative Review. *Journal of International Oral Health*, 14(2), 111-117. https://doi.org/10.4103/jioh.jioh_122_21
- Basturk, F. B., Nekoofar, M. H., Gunday, M., & Dummer, P. M. (2015). Effect of varying water-to-powder ratios and ultrasonic placement on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 41(4), 531-534.

- Basturk, F. B., Nekoofar, M. H., Günday, M., & Dummer, P. M. (2013). The effect of various mixing and placement techniques on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(1), 111-114.
- Bernardi, A., Bortoluzzi, E., Felipe, W., Felipe, M., Wan, W., & Teixeira, C. (2017). Effects of the addition of nanoparticulate calcium carbonate on setting time, dimensional change, compressive strength, solubility and pH of MTA. *International Endodontic Journal*, 50(1), 97-105.
- Beyer-Olsen, E. M., & Ørstavik, D. (1981). Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 51(3), 320-328.
- Bhavana, V., Chaitanya, K. P., Gandi, P., Patil, J., Dola, B., & Reddy, R. B. (2015). Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(1), 44-46.
- Bilvinaite, G., Drukteinis, S., Brukiene, V., & Rajasekharan, S. (2022). Immediate and long-term radiopacity and surface morphology of hydraulic calcium silicate-based materials. *Materials*, 15(19), 6635.
- Bisco. (2022). <https://global.bisco.com/therabase/>.
- Bisco. (2023a). TheraBase Ca Catalyst Güvenlik Bilgi Formu
- Bisco. (2023b). TheraCal LC Güvenlik Bilgi Formu
- Bogen, G., & Chandler, N. (2008). Vital pulp therapy. *Ingle's endodontics*, 6, 1310-1329.
- Bortoluzzi, E. A., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Tanomaru-Filho, M., & 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 Endodontology*, 108(4), 628-632.
- Boumiz, A., Vernet, C., & Tenoudji, F. C. (1996). Mechanical properties of cement pastes and mortars at early ages: Evolution with time and degree of hydration. *Advanced cement based materials*, 3(3-4), 94-106.
- Bouschlicher, M., Cobb, D., & Boyer, D. (1999). Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Operative dentistry*, 24(1), 20-25.
- Boutsiouki, C., Frankenberger, R., & Krämer, N. (2018). Relative effectiveness of direct and indirect pulp capping in the primary dentition. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 19, 297-309.
- Braga, S. R. M., Vasconcelos, B. T., de Paula Macedo, M. R., Martins, V. R. G., & Sobral, M. A. P. (2007). Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil. *Quintessence International*, 38(4).
- Busato, A. L. S. (2005). Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica. In *Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica* (pp. 377-377).
- Cabeza, M., Keddah, M., Nóvoa, X. R., Sánchez, I., & Takenouti, H. (2006). Impedance spectroscopy to characterize the pore structure during the hardening process of Portland cement paste. *Electrochimica Acta*, 51(8-9), 1831-1841.

- Camilleri, J. (2008). The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. *International Endodontic Journal*, 41(2), 151-157.
- Camilleri, J. (2014). Hydration characteristics of Biodentine and Theracal used as pulp capping materials. *Dental materials*, 30(7), 709-715.
- Camilleri, J., Laurent, P., & About, I. (2014b). Hydration of biodentine, theracal lc, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1846-1854.
- Camilleri, J., & Pitt Ford, T. (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *International Endodontic Journal*, 39(10), 747-754.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental materials*, 29(5), 580-593.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2015). Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate™ and MTA Angelus™. *Clinical Oral Investigations*, 19, 689-698.
- Camps, J., Dejou, J., Remusat, M., & About, I. (2000). Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dental materials*, 16(6), 432-440.
- Cantekin, K. (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(2), 143-148.
- Carvalho-Junior, J. R., Correr-Sobrinho, L., Correr, A. B., Sinforeti, M. A., Consani, S., & Sousa-Neto, M. D. (2007). Solubility and dimensional change after setting of root canal sealers: a proposal for smaller dimensions of test samples. *Journal of Endodontics*, 33(9), 1110-1116.
- Cattani-Lorente, M.-A., Godin, C., & Meyer, J.-M. (1994). Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dental materials*, 10(1), 37-44.
- Ceci, M., Beltrami, R., Chiesa, M., Colombo, M., & Poggio, C. (2015). Biological and chemical-physical properties of root-end filling materials: A comparative study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(2), 94-99.
- Chalas, R., Mielko, E., Zubrzycka-Wrobel, J., & Nowak, J. (2015). A chemical activity evaluation of two dental calcium silicate-based materials. *Current Issues in Pharmacy and Medical Sciences*, 28(2), 89-91.
- Chole, D., Shah, H. K., Kundoor, S., Bakle, S., Gandhi, N., & Hatte, N. (2018). In vitro comparison of flexural strength of cention-n, bulkFill composites, light-cure nanocomposites and resin-modified glass ionomer cement. *J Dent Med Sci*, 17(10), 79â.
- Coomaraswamy, K. S., Lumley, P. J., & Hofmann, M. P. (2007). Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *Journal of Endodontics*, 33(3), 295-298.

- Corral, C., Negrete, P., Estay, J., Osorio, S., Covarrubias, C., de Oliveira Junior, O. B., Barud, H., CORRAL, C., NEGRETE, P., & ESTAY, J. (2018). Radiopacity and chemical assessment of new commercial calcium silicate-based cements. *Int. J. Odontostomatol*, 12, 262-268.
- Cox, C., Sübay, R., Ostro, E., Suzuki, S., & Suzuki, S. (1996). Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping. *Operative dentistry*, 21(1), 4-11.
- Cox, C. F., & Suzuki, S. (1994). Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. cohesive hybridization. *The Journal of the American Dental Association*, 125(7), 823-831.
- da Rosa, W. L., Cocco, A. R., Silva, T. M. d., Mesquita, L. C., Galarca, A. D., Silva, A. F. d., & Piva, E. (2018). Current trends and future perspectives of dental pulp capping materials: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 106(3), 1358-1368.
- Dammaschke, T. (2008). The history of direct pulp capping. *Journal of the History of Dentistry*, 56(1), 9-23.
- Dammaschke, T. (2012). A new bioactive cement for direct pulp capping. *Int Dent*, 2(2), 64-69.
- Dammaschke, T., Galler, K., & Krastl, G. (2019). Current recommendations for vital pulp treatment. *Dtsch Zahnärztl Z Int*, 1, 43-52.
- Dammaschke, T., Gerth, H. U., Züchner, H., & Schäfer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental materials*, 21(8), 731-738.
- Dawood, A., Manton, D., Parashos, P., Wong, R., Palamara, J., Stanton, D., & Reynolds, E. (2015). The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Australian dental journal*, 60(4), 434-444.
- De Lange, G. (1990). Repair of periodontal bone defect with hydroxylapatite implants. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 7(1), 54-58.
- De Lange, G., & Donath, K. (1989). Interface between bone tissue and implants of solid hydroxyapatite or hydroxyapatite-coated titanium implants. *Biomaterials*, 10(2), 121-125.
- de Miranda Candeiro, G. T., Correia, F. C., Duarte, M. A. H., Ribeiro-Siqueira, D. C., & Gavini, G. (2012). Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *Journal of Endodontics*, 38(6), 842-845.
- Desai, S., & Chandler, N. (2009). Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *Journal of Endodontics*, 35(4), 475-480.
- Dhar, V., Marghalani, A. A., Crystal, Y. O., Kumar, A., Ritwik, P., Tulunoglu, O., & Graham, L. (2017). Use of vital pulp therapies in primary teeth with deep caries lesions. *Pediatric dentistry*, 39(5), 146E-159E.
- Ding, S. J., Kao, C. T., Shie, M. Y., Hung Jr, C., & Huang, T. H. (2008). The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na₂HPO₄ as an accelerant. *Journal of Endodontics*, 34(6), 748-751.

- Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Gerasimou, P., & Koliniotou-Koumpia, E. (2017). Effects of shade and composition on radiopacity of dental composite restorative materials. *Oral Radiology*, 33, 178-186.
- Duarte, M. A. H., Martins, C. S., Demarchi, A. C. d. O. C., de Godoy, L. F., Kuga, M. C., & Yamashita, J. C. (2007). Calcium and hydroxide release from different pulp-capping materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(1), e66-e69.
- Dube, K., Jain, P., Rai, A., & Paul, B. (2018). Preventive endodontics by direct pulp capping with restorative dentin substitute-biodentine: a series of fifteen cases. *Indian Journal of Dental Research*, 29(3), 268-274.
- Dulger, K., & Kosar, T. (2024). Comparison of three dentine replacement materials in terms of different characteristics. *Australian Endodontic Journal*.
- Duncan, H. F., Nair, P., & Ford, T. R. P. (2009). Vital pulp treatment: clinical considerations. *Endodontic Practice Today*, 3(1).
- Edwards, D., Stone, S., Bailey, O., & Tomson, P. (2021). Preserving pulp vitality: part two-vital pulp therapies. *British Dental Journal*, 230(3), 148-155.
- El-Ashry, S. H. (2020). *Perforation Repair Potential of Resin Modified Calcium Silicate Cement Material* Ain Shams University].
- El-Mal, E. O. A., Abu-Seida, A. M., & El Ashry, S. H. (2019). A comparative study of the physicochemical properties of hesperidin, MTA-Angelus and calcium hydroxide as pulp capping materials. *The Saudi Dental Journal*, 31(2), 219-227.
- El-Mowafy, O., Brown, J., & McComb, D. (1991). Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. *Journal of dentistry*, 19(6), 366-368.
- Elbanna, A., Atta, D., & Sherief, D. In vitro bioactivity of newly introduced dual-cured resin-modified calcium silicate cement. *Dental Research Journal*2022; 19, 1. In.
- Elbanna, A., Atta, D., & Sherief, D. I. (2022). In vitro bioactivity of newly introduced dual-cured resin-modified calcium silicate cement. *Dental Research Journal*, 19(1), 1. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.336686>
- Eliasson, S. T., & Haasken, B. (1979). Radiopacity of impression materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 47(5), 485-491.
- Elsayed, H. M. (2020). Evaluation of Water Sorption, Solubility and pH of Fluoride and Strontium Fluoride Modified Calcium Silicate Based Cement. *Al-Azhar Journal of Dental Science*, 23(3), 241-246.
- Endodontology, E. S. o. (2006). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*, 39(12), 921-930.
- Endodontology, E. S. o. (2019). European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*, 52(7), 923-934.
- Ergücü, Z., Türkün, L. S., Önem, E., & Güneri, P. (2010). Comparative radiopacity of six flowable resin composites. *Operative dentistry*, 35(4), 436-440.

- Felman, D., & Parashos, P. (2013). Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(4), 484-487.
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials*, 22(3), 211-222.
- Frame, J. W. (1987). Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 16(6), 642-655.
- Francisconi, L. F., Freitas, A. P. d., Scaffa, P. M. C., Mondelli, R. F. L., & Francisconi, P. A. S. (2009). Water sorption and solubility of different calcium hydroxide cements. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 427-431.
- Furtos, G., Bâldea, B., Silaghi-Dumitrescu, L., Moldovan, M., Prejmorean, C., & Nica, L. M. (2012). Influence of inorganic filler content on the radiopacity of dental resin cements. *Dental materials journal*, 31 2, 266-272.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Botero, T., Bossù, M., Riccitiello, F., & Prati, C. (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(1), 43-60.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Polimeni, A., Bossù, M., Riccitiello, F., Rengo, S., & Prati, C. (2013). In vitro screening of the apatite-forming ability, biointeractivity and physical properties of a tricalcium silicate material for endodontics and restorative dentistry. *Dentistry Journal*, 1(4), 41-60.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., & Prati, C. (2012). Chemical–physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International Endodontic Journal*, 45(6), 571-579.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Primus, C. M., & Prati, C. (2014). Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA Plus tricalcium silicate. *Journal of Endodontics*, 40(10), 1632-1637.
- Gandolfi, M. G., Taddei, P., Modena, E., Siboni, F., & Prati, C. (2013). Biointeractivity-related versus chemi/physisorption-related apatite precursor-forming ability of current root end filling materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1107-1123.
- Gardner, D. E., Mitchell, D. F., & McDonald, R. E. (1971). Treatment of pulps of monkeys with vancomycin and calcium hydroxide. *Journal of dental research*, 50(5), 1273-1277.
- Garoushi, S., Vallittu, P., & Lassila, L. (2019). Mechanical properties and radiopacity of flowable fiber-reinforced composite. *Dental materials journal*, 38(2), 196-202.
- Gasperi, T. L., Silveira, J. d. A. C. d., Schmidt, T. F., Teixeira, C. d. S., Garcia, L. d. F. R., & Bortoluzzi, E. A. (2020). Physical-mechanical properties of a resin-modified calcium silicate material for pulp capping. *Brazilian Dental Journal*, 31(3), 252-256.
- Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2013). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian endodontic journal*, 9(1), 15.

- Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2014). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian endodontic journal*, 9(1), 15.
- Ginebra, M.-P., Espanol, M., Montufar, E. B., Perez, R. A., & Mestres, G. (2010). New processing approaches in calcium phosphate cements and their applications in regenerative medicine. *Acta biomaterialia*, 6(8), 2863-2873.
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental materials*, 29(2), e20-e28.
- Guimarães, B. M., Prati, C., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., & Gandolfi, M. G. (2018). Physicochemical properties of calcium silicate-based formulations MTA Repair HP and MTA Vitalcem. *Journal of Applied Oral Science*, 26, e2017115.
- Gul, P., Çağlayan, F., Akgul, N., & Akgul, H. M. (2017). Comparison of radiopacity of different composite resins. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 20(1), 17-20.
- Habib, S. I., & Habib, A. N. A. (2016). Physical evaluation and bioactivity of different pulp capping materials in simulated dentinal fluid. *Int J Heal Sci Res*, 6, 225-238.
- Han, L., & Okiji, T. (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International Endodontic Journal*, 44(12), 1081-1087.
- Hanna, S. N., Alfayate, R. P., & Prichard, J. (2020). Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. *European endodontic journal*, 5(1), 46.
- Hayashi, Y., Imai, M., Yanagiguchi, K., Vilorio, I. L., & Ikeda, T. (1999). Hydroxyapatite applied as direct pulp capping medicine substitutes for osteodentin. *Journal of Endodontics*, 25(4), 225-229.
- Hermann, B. (1928). Ein weiterer Beitrag zur Frage der Pulpenbehandlung. *Zahnarztl Rdsch*, 37, 1372-1376.
- Hermann, B. (1930). Dentinobliteration der Wurzelkanäle nach der Behandlung mit Calcium. *Zahnarztl Rundsch*, 38, 888-899.
- Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Operative dentistry*, 34(5), 615-625.
- Hilton, T. J., Ferracane, J., Mancl, L., & Dentistry, N. P.-b. R. C. i. E.-b. (2013). Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. *Journal of dental research*, 92(7_suppl), S16-S22.
- Hume, W. (1984a). An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. *Journal of dental research*, 63(6), 881-884.
- Hume, W. (1984b). Basic biological sciences effect of eugenol on respiration and division in human pulp, mouse fibroblasts, and liver cells in vitro. *Journal of dental research*, 63(11), 1262-1265.
- Ioannidis, K., Mistakidis, I., Beltes, P., & Karagiannis, V. (2013). Spectrophotometric analysis of coronal discolouration induced by grey and white MTA. *International Endodontic Journal*, 46(2), 137-144.

- Islam, R., Islam, M. R. R., Tanaka, T., Alam, M. K., Ahmed, H. M. A., & Sano, H. (2023). Direct pulp capping procedures—Evidence and practice. *Japanese Dental Science Review*, 59, 48-61.
- Islam, R., Toida, Y., Chen, F., Tanaka, T., Inoue, S., Kitamura, T., Yoshida, Y., Chowdhury, A. F. M. A., Ahmed, H. M. A., & Sano, H. (2021). Histological evaluation of a novel phosphorylated pullulan-based pulp capping material: An in vivo study on rat molars. *International Endodontic Journal*, 54(10), 1902-1914.
- ISO. (2009). Dentistry-Polymer Based Restorative Materials. 20094th ed Geneva, Switzerland International Organization for Standardization.
- ISO, I. (2007). 9917-1: dentistry-water-based cements—part 1: powder/liquid acid–base cements. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2.
- Jaber, L., Mascrès, C., & Donohue, W. B. (1992). Reaction of the dental pulp to hydroxyapatite. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 73(1), 92-98.
- Jalloul, D., Al Abdullah, J., & Alaffif, H. (2018). The chemical and morphological study of calcium silicate-based material (Biodentine®) and glass ionomer cement (GIC®). *The Open Dentistry Journal*, 12(1).
- Jang, Y., Kim, Y., Lee, J., Kim, J., Lee, J., Han, M. R., Kim, J., & Shin, J. (2023). Evaluation of setting time, solubility, and compressive strength of four calcium silicate-based cements. *Journal of the Korean Academy of Pediatric Dentistry*, 50(2), 217-228.
- Kandemir Demirci, G., Çöven, F. O., Güneri, P., Karavana, S. Y., Nalbantsoy, A., Köse, T., & Kaval, M. E. (2023). The solubility, pH value, chemical structure, radiopacity, and cytotoxicity of four different root canal sealers: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 27(9), 5413-5425.
- Kaup, M., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head & face medicine*, 11, 1-8.
- Kaur, M., Singh, H., Dhillon, J. S., Batra, M., & Saini, M. (2017). MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 11(8), ZG01.
- Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., McCann, A., Sunay, H., Kaptan, R. F., Meraji, N., & Dummer, P. M. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate–based endodontic cements. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1646-1648.
- Khan, S. I. R., Ramachandran, A., Deepalakshmi, M., & Kumar, K. S. (2012). EVALUATION OF PH AND CALCIUM ION RELEASE OF MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE AND A NEW ROOT-END FILLING MATERIAL. *E-Journal of Dentistry*, 2(2).
- Kiatwateeratana, T., Kintarak, S., Piwat, S., Chankanka, O., Kamaolmatyakul, S., & Thearmontree, A. (2009). Partial pulpotomy on caries-free teeth using enamel matrix derivative or calcium hydroxide: a randomized controlled trial. *International Endodontic Journal*, 42(7), 584-592.

- Kim, M., Yang, W., Kim, H., & Ko, H. (2014). Comparison of the biological properties of ProRoot MTA, OrthoMTA, and Endocem MTA cements. *Journal of Endodontics*, 40(10), 1649-1653.
- Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R., & Imai, Y. (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dental materials journal*, 35(1), 1-12.
- Koo, H., Cury, J. A., Rosalen, P. L., Ambrosano, G. M., Ikegaki, M., & Park, Y. K. (2002). Effect of a mouthrinse containing selected propolis on 3-day dental plaque accumulation and polysaccharide formation. *Caries research*, 36(6), 445-448.
- Kot, K., Kucharski, Ł., Marek, E., Safranow, K., & Lipski, M. (2022). Alkalizing properties of six calcium-silicate endodontic biomaterials. *Materials*, 15(18), 6482.
- Koubi, G., Colon, P., Franquin, J.-C., Hartmann, A., Richard, G., Faure, M.-O., & Lambert, G. (2013). Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth—a prospective study. *Clinical Oral Investigations*, 17, 243-249.
- Koulaouzidou, E. A., Papazisis, K. T., Economides, N. A., Beltes, P., & Kortsaris, A. H. (2005). Antiproliferative effect of mineral trioxide aggregate, zinc oxide-eugenol cement, and glass-ionomer cement against three fibroblastic cell lines. *Journal of Endodontics*, 31(1), 44-46.
- Koutroulis, A., Kuehne, S. A., Cooper, P. R., & Camilleri, J. (2019). The role of calcium ion release on biocompatibility and antimicrobial properties of hydraulic cements. *Scientific Reports*, 9(1), 19019.
- Kuga, M. C., Duarte, M. A. H., Sant'anna-Júnior, A., Keine, K. C., Faria, G., Dantas, A. A. R., & Guiotti, F. A. (2014). Effects of calcium hydroxide addition on the physical and chemical properties of a calcium silicate-based sealer. *Journal of Applied Oral Science*, 22(3), 180-184.
- Kumari, S., Mittal, A., Dadu, S., Dhaundiyal, A., Abraham, A., & Yendrembam, B. (2018). Comparative Evaluation of Physical and Chemical Properties of Calcium Silicate-Based Root-End Filling Materials (Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine): An in vitro Study. *Indian Journal of Dental Sciences*, 10(4), 197-202.
- Kunert, M., & Lukomska-Szymanska, M. (2020). Bio-inductive materials in direct and indirect pulp capping—a review article. *Materials*, 13(5), 1204.
- Laurent, P., Camps, J., & About, I. (2012). Biodentine™ induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International Endodontic Journal*, 45(5), 439-448.
- Lee, D., & Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatric Dent*, 23(4), 326-330.
- Lee, H., Shin, Y., Kim, S.-O., Lee, H.-S., Choi, H.-J., & Song, J. S. (2015). Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of Endodontics*, 41(8), 1317-1324.

- Lee, S.-J., Monsef, M., & Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 19(11), 541-544.
- Lenherr, P., Allgayer, N., Weiger, R., Filippi, A., Attin, T., & Krastl, G. (2012). Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *International Endodontic Journal*, 45(10), 942-949.
- Li, Y., Lin, H., Zheng, G., Zhang, X., & Xu, Y. (2015). A comparison study on the flexural strength and compressive strength of four resin-modified luting glass ionomer cements. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S9-S17.
- Lianjia, Y., Yuhao, G., & White, F. H. (1993). Bovine bone morphogenetic protein-induced dentinogenesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 295, 305-312.
- Lin, Y.-Y., Zhang, P., Cheon, K., Jackson, J. G., & Lawson, N. C. (2022). Chemical and physical properties of contemporary pulp capping materials. *Pediatric dentistry*, 44(3), 207-212.
- Luczaj-Cepowicz, E., Marczuk-Kolada, G., Pawinska, M., Obidzinska, M., & Holownia, A. (2017). Evaluation of cytotoxicity and pH changes generated by various dental pulp capping materials—an in vitro study. *Folia Histochemica et Cytobiologica*, 55(2), 86-93.
- Macwan, C., & Deshpande, A. (2014). Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. *Journal of Oral Research and Review*, 6(2), 71-74.
- Mann, A., Zeng, Y., Kirkpatrick, T., van der Hoeven, R., Silva, R., Letra, A., & de Souza, L. C. (2022). Evaluation of the physicochemical and biological properties of EndoSequence BC Sealer HiFlow. *Journal of Endodontics*, 48(1), 123-131.
- Maqsood, M., Gul, H., & Kaleem, M. (2023). Comparative in-Vitro Evaluation of Material Properties of Commonly Used Root-End Filling Materials. *Annals of King Edward Medical University*, 29(4).
- Marsh, P., Martin, M., Lewis, M., & Williams, D. (2009). *Oral microbiology*: Elsevier Health Sciences.
- McCabe, J. F., & Rusby, S. (2004). Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials*, 25(18), 4001-4007.
- Mehrdad, L., Malekafzali, B., Shekarchi, F., Safi, Y., & Asgary, S. (2013). Histological and CBCT evaluation of a pulpotomised primary molar using calcium enriched mixture cement. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 14, 191-194.
- Mitchell, C., & Douglas, W. (1997). Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials*, 18(16), 1127-1131.
- Molgatini, S., Pérez, S., Tejerina, D., La Rosa, A., & Kaplan, A. (2002). Changes of pH produced by immersion of endodontic sealers. *Acta odontologica latinoamericana: AOL*, 15(1-2), 15-19.
- Morimoto, Y., Tanaka, T., Yamamoto, N., Kodama, M., Seta, Y., Habu, M., Oda, M., Kito, S., Wakasugi-Sato, N., Matsumoto-Takeda, S., Fukai, Y., Tokitsu, T., Tomikawa,

- M., Matoba, K., Yamashita, Y., Yoshioka, I., Takahashi, T., & Tominaga, K. (2009). New Trends and Advances in Oral and Maxillofacial Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 5, 226-237.
- Mortier, E., Gerdolle, D. A., Jacquot, B., & Panighi, M. M. (2004). Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper Dent*, 29(6), 669-676.
- Mount, G. J., Hume, W. R., Ngo, H. C., & Wolff, M. S. (2016). *Preservation and restoration of tooth structure*. John Wiley & Sons.
- Mustafa, R., Alshali, R. Z., & Silikas, N. (2018). The effect of desiccation on water sorption, solubility and hygroscopic volumetric expansion of dentine replacement materials. *Dental materials*, 34(8), e205-e213.
- Mutlu, Ş. N., & Akbulut, M. B. (2022a). BIOfactor MTA'nın Radyoopasitesinin Dijital Radyografi ile Değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*.
- Mutlu, Ş. N., & Akbulut, M. B. (2022b). BIOfactor MTA'nın Radyoopasitesinin Dijital Radyografi ile Değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 9(2), 520-526.
- Nandini, S., Ballal, S., & Kandaswamy, D. (2007). Influence of glass-ionomer cement on the interface and setting reaction of mineral trioxide aggregate when used as a furcal repair material using laser Raman spectroscopic analysis. *Journal of Endodontics*, 33(2), 167-172.
- Natale, L. C., Rodrigues, M. C., Alania, Y., Chiari, M. D., Boaro, L. C., Cotrim, M., Vega, O., & Braga, R. R. (2018). Mechanical characterization and ion release of bioactive dental composites containing calcium phosphate particles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84, 161-167.
- Nekoofar, M. H., Aseeley, Z., & Dummer, P. M. H. (2010). The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 43(4), 312-320.
- Nerwich, A., Figdor, D., & Messer, H. H. (1993). pH changes in root dentin over a 4-week period following root canal dressing with calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*, 19(6), 302-306.
- Nezir, M., & Özcan, S. (2024). Yeni Nesil Restoratif Materyal: Alkasitler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*.
- Nielsen, M. J., Casey, J. A., VanderWeele, R. A., & Vandewalle, K. S. (2016). Mechanical properties of new dental pulp-capping materials. *General dentistry*, 64(1), 44-48.
- Nilsen, B. W., Jensen, E., Örtengren, U., & Michelsen, V. B. (2017). Analysis of organic components in resin-modified pulp capping materials: critical considerations. *European journal of oral sciences*, 125(3), 183-194.
- Nosrat, & Nosrat. (1998). Reparative hard tissue formation following calcium hydroxide application after partial pulpotomy in cariously exposed pulps of permanent teeth. *International Endodontic Journal*, 31(3), 221-226.
- Orstavik, D. (2020). *Essential endodontology: prevention and treatment of apical periodontitis*. John Wiley & Sons.

- Örtengren, U., Andersson, F., Elgh, U., Terselius, B., & Karlsson, S. (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of dentistry*, 29(1), 35-41.
- Özmen, B., & Kaya, Z. (2023). Yeni Bir Dolgu Maddesi Olan Cention N'in Radyoopasitesinin Değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 40(2), 43-47.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*, 36(3), 400-413.
- Parirokh, M., Torabinejad, M., & Dummer, P. (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview—part I: vital pulp therapy. *International Endodontic Journal*, 51(2), 177-205.
- Park, S.-M., Rhee, W.-R., Park, K.-M., Kim, Y.-J., Ahn, J., Knowles, J. C., Kim, J., Shin, J., Jang, T.-S., & Jun, S.-K. (2021). Calcium silicate-based biocompatible light-curable dental material for dental pulpal complex. *Nanomaterials*, 11(3), 596.
- Park, Y. K., Alencar, S. M., & Aguiar, C. L. (2002). Botanical origin and chemical composition of Brazilian propolis. *Journal of agricultural and food chemistry*, 50(9), 2502-2506.
- Parolia, A., Kundabala, M., Rao, N., Acharya, S., Agrawal, P., Mohan, M., & Thomas, M. (2010). A comparative histological analysis of human pulp following direct pulp capping with Propolis, mineral trioxide aggregate and Dycal. *Australian dental journal*, 55(1), 59-64.
- Paterson, R. (1976). Corticosteroids and the exposed pulp. *British Dental Journal*, 140(5), 174-177.
- Pedreira, P. R., Damasceno, J. E., Cerqueira, G. A. d., Souza, A. F., Aguiar, F. H. B., & Marchi, G. M. (2023). Radiopacity and physical properties evaluation of infiltrants with Barium and Ytterbium addition. *Brazilian Dental Journal*, 34, 93-106.
- Pekkan, G. (2016). Radiopacity of dental materials: An overview. *Avicenna Journal of Dental Research*, 8(2), 8-8.
- Pelepenco, L. E., Saavedra, F., Antunes, T. B., Bombarda, G. F., Gomes, B. P., Zaia, A. A., Camilleri, J., & Marciano, M. A. (2021). Physicochemical, antimicrobial, and biological properties of White-MTAFlow. *Clinical Oral Investigations*, 25, 663-672.
- Poggio, C., Arciola, C. R., Beltrami, R., Monaco, A., Dagna, A., Lombardini, M., & Visai, L. (2014). Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *The Scientific World Journal*, 2014(1), 181945.
- Poggio, C., Lombardini, M., Colombo, M., Beltrami, R., & Rindi, S. (2015). Solubility and pH of direct pulp capping materials: a comparative study. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(2), 181-185.
- Prajakta, G., & Maneesha Das, M. (2013). Biodentine: A Revolution in Conservative Dentistry & Endodontics. *Journal of Interdisciplinary Dental Sciences*, 2(1), 7.

- Priyadharshini, S. S., Ragavendran, C., Unnikrishnan, M., Sherwood, I. A., & Amaechi, B. T. (2024). Physicochemical and Biological Properties of Pulp Capping Agents: A Systematic Review of In Vitro Studies. *Journal of International Oral Health*, 16(4), 274-282. https://doi.org/10.4103/jioh.jioh_31_24
- Raghavendra, S. S., Jadhav, G. R., Gathani, K. M., & Kotadia, P. (2017). Bioceramics in endodontics—a review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 51(3 Suppl 1), 128-137.
- Rai, A. V., & Naik, B. D. (2020). EFFECT OF DIFFERENT WATER-TO-POWDER RATIO ON THE SOLUBILITY AND MICROHARDNESS OF A BIOACTIVE MATERIAL-AN IN-VITRO STUDY. *Guident*, 14(1).
- Ranjan, M. (2014). Review on Biodentine-A Bioactive Dentin Substitute.
- Ranjbar Omrani, L., Moradi, Z., Abbasi, M., Kharazifard, M. J., & Tabatabaei, S. N. (2021). Evaluation of Compressive Strength of Several Pulp Capping Materials. *J Dent (Shiraz)*, 22(1), 41-47. <https://doi.org/10.30476/dentjods.2020.83964.1063>
- Rebel, H. (1992). Über die Ausheilung der freigelegten Pulpa. *Dtsch Zahnheilk*, 55, 1-83.
- Rehman, K., Saunders, W., Foye, R., & Sharkey, S. (1996). Calcium ion diffusion from calcium hydroxide-containing materials in endodontically-treated teeth: An in vitro study. *International Endodontic Journal*, 29(4), 271-279.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3), 280-301.
- Rueggeberg, F., Caughman, W. F., & Curtis, J. (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative dentistry*, 19, 26-26.
- Sahin, D., Kapdan, A., Unal, M., & Hurmuzlu, F. (2011). Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal*, 12(1), 22-28.
- Sardana, D., InduShekar, K., Manchanda, S., Saraf, B. G., & Sheoran, N. (2013). Role of propolis in dentistry: review of the literature. *Focus on Alternative and Complementary Therapies*, 18(3), 118-125.
- Sari, Ş., & Sönmez, D. (2006). Internal resorption treated with mineral trioxide aggregate in a primary molar tooth: 18-month follow-up. *Journal of Endodontics*, 32(1), 69-71.
- Schröder, U. (1985). Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *Journal of dental research*, 64(4), 541-548.
- Schwartz, R. S., Mauger, M., Clement, D. J., & WALKER III, W. A. (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 130(7), 967-975.
- Sen, H. G., Helvacioğlu-Yigit, D., & Yilmaz, A. (2023). Radiopacity evaluation of calcium silicate cements. *BMC Oral Health*, 23(1), 491.
- Septodont, S. (2010). Biodentine active biosilicate technology: scientific file. *Saint-Maur-Des-Fosses Cedex, France: R and D Department, Septodont*.

- Shah, P. M., San Chong, B., Sidhu, S. K., & Ford, T. R. P. (1996). Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 81(4), 476-479.
- Silva, C. M., & Dias, K. R. H. C. (2009). Compressive strength of esthetic restorative materials polymerized with quartz-tungsten-halogen light and blue LED. *Brazilian Dental Journal*, 20, 54-57.
- Silva, E., Ferreira, C., Pinto, K., Barbosa, A., Colaço, M., & Sassone, L. (2021). Influence of variations in the environmental pH on the solubility and water sorption of a calcium silicate-based root canal sealer. *International Endodontic Journal*, 54(8), 1394-1402.
- Singh, H., Kaur, M., Markan, S., & Kapoor, P. (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*, 2(140), 2.
- Sluyk, S., Moon, P., & Hartwell, G. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics*, 24(11), 768-771.
- Smith, A. (2002). Pulpal responses to caries and dental repair. *Caries research*, 36(4), 223-232.
- Souza, L. C. d., Yadlapati, M., Dorn, S. O., Silva, R., & Letra, A. (2015). Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 383-389.
- Srinivasan, V., Waterhouse, P., & Whitworth, J. (2009). Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 19(1), 34-47.
- Stringhini Junior, E., Dos Santos, M. G. C., Oliveira, L. B., & Mercadé, M. (2019). MTA and biodentine for primary teeth pulpotomy: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Clinical Oral Investigations*, 23, 1967-1976.
- Suh, B., Yin, R., Cannon, M., & Martin, D. E. (2008). Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. In: Google Patents.
- Sujlana, A., & Pannu, P. K. (2017). Direct pulp capping: A treatment option in primary teeth?? *Pediatric dental journal*, 27(1), 1-7.
- Şimşek, E., & Akbulut, M. B. (2021). Güncel Kalsiyum Silikat Esaslı Kök Tamir Materyallerinin Fizikokimyasal ve Biyolojik Özellikleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 27(1), 117-128.
- Tabarsi, B., Parirokh, M., Eghbal, M., Haghdoust, A., Torabzadeh, H., & Asgary, S. (2010). A comparative study of dental pulp response to several pulpotomy agents. *International Endodontic Journal*, 43(7), 565-571.
- Tahir, A., Moeen, F., Mehmood, M., Mansoor, A., Abbas, Z., Hussain, A., & Kashif, M. (2019). Compressive Strength and Flexural Strength of Titanium Nano-Enriched Gic at Different PercentagesAn. *Annals of Dental Specialty*, 7(3-2019), 1-6.
- Taira, Y., Shinkai, K., Suzuki, M., Kato, C., & Katoh, Y. (2011). Direct pulp capping effect with experimentally developed adhesive resin systems containing reparative dentin-promoting agents on rat pulp: mixed amounts of additives and their effect on wound healing. *Odontology*, 99, 135-147.

- Talabani, R. M., Garib, B. T., & Masaeli, R. (2020). Bioactivity and physicochemical properties of three calcium silicate-based cements: An in vitro study. *BioMed Research International*, 2020(1), 9576930.
- Tamburić, S., Vuleta, G., & Ognjanović, J. (1993). In vitro release of calcium and hydroxyl ions from two types of calcium hydroxide preparation. *International Endodontic Journal*, 26(2), 125-130.
- Tanomaru-Filho, M., Morales, V., da Silva, G. F., Bosso, R., Reis, J. M., Duarte, M. A., & Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2012). Compressive strength and setting time of MTA and Portland cement associated with different radiopacifying agents. *International Scholarly Research Notices*, 2012(1), 898051.
- Tanomaru-Filho, M., Jorge, E., Tanomaru, J. M. G., & Gonçalves, M. (2008). Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide-and glass-ionomer-based root canal sealers. *International Endodontic Journal*, 41(1), 50-53.
- Tarim, B., Hafez, A. A., & Cox, C. F. (1998). Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence International*, 29(8).
- Taylor, H. (1997). Cement chemistry 2 Thomas Telford London. *Crossref Search Google Scholar Export Citation*.
- Tewari, S., & Tewari, S. (2002). Assessment of coronal microleakage in intermediately restored endodontic access cavities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 93(6), 716-719.
- Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25(3), 197-205.
- Torabinejad, M., Ford, T. R. P., McKendry, D. J., Abedi, H. R., Miller, D. A., & Kariyawasam, S. P. (1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of Endodontics*, 23(4), 225-228.
- Torabinejad, M., Hong, C., Ford, T. P., & Kettering, J. (1995). Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of Endodontics*, 21(8), 403-406.
- Torabinejad, M., Hong, C., McDonald, F., & Ford, T. P. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349-353.
- Torres, C. R. G. (2019). *Modern operative dentistry: Principles for clinical practice*. Springer Nature.
- Torres, F. F. E., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Bosso-Martelo, R., Chavez-Andrade, G. M., & Tanomaru Filho, M. (2018). Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *Journal of Applied Oral Science*, 26, e20170465.
- Tronstad, L., Andreasen, J., Hasselgren, G., Kristerson, L., & Riis, I. (1981). pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*, 7(1), 17-21.
- Tuloglu, N., & Bayrak, S. (2016). Comparative evaluation of mineral trioxide aggregate and bioaggregate as apical barrier material in traumatized nonvital, immature teeth: A clinical pilot study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 19(1), 52-57.

- Tyler, J., & Poole, D. (1984). Uptake of fluoride by human surface enamel from ammonium bifluoride and consequent reduction in the penetration in vitro by caries-like lesions. *Archives of Oral Biology*, 29(12), 971-974.
- Uslu, Y. Ş., Çelebi, E., & Berkman, M. (2024). Radiopacity evaluations of the novel calcium-silicate and glass-ionomer-based materials. *Journal of Health Sciences and Medicine*, 7(2), 192-198.
- Utneja, S., Nawal, R. R., Talwar, S., & Verma, M. (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement-review of its composition, properties and applications. *Restorative dentistry & endodontics*, 40(1), 1-13.
- Vallittu, P. K., Boccaccini, A. R., Hupa, L., & Watts, D. C. (2018). Bioactive dental materials-Do they exist and what does bioactivity mean? In (Vol. 34, pp. 693-694).
- Van Der Varst, P., Brekelmans, W., De Vree, J., & De Groot, R. (1993). Mechanical performance of a dental composite: probabilistic failure prediction. *Journal of dental research*, 72(8), 1249-1256.
- Varma, P., Krishna, G. G., Alla, R. K., Sowmya, S., Swamy, K., & Malkapuram, R. S. (2023). Calcium Hydroxide Pulp Capping Agent: An Overview on Composition, Properties, and Clinical Applications. *UTTAR PRADESH JOURNAL OF ZOOLOGY*, 44(10), 63-72.
- Wassel, M. O., Amin, D. H., & Badran, A. S. (2017). Clinical, Radiographic, and histological evaluation of TheraCal pulpotomy in human primary teeth. *Egyptian Dental Journal*, 63(3-July (Orthodontics, Pediatric & Preventive Dentistry)), 2175-2185.
- Watts, D., & McCabe, J. (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *Journal of dentistry*, 27(1), 73-78.
- Williams, J., & Billington, R. (1987). A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*, 14(3), 267-269.
- Yamamoto, S., Han, L., Noiri, Y., & Okiji, T. (2017). Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International Endodontic Journal*, 50, e73-e82.
- Yap, A., & Lee, C. (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of oral rehabilitation*, 24(4), 310-314.
- Yasa, B., Kucukyilmaz, E., Yasa, E., & Ertas, E. T. (2015). Comparative study of radiopacity of resin-based and glass ionomer-based bulk-fill restoratives using digital radiography. *Journal of Oral Science*, 57(2), 79-85.
- Yaylacı, A., Karaarslan, E. S., & Hatırlı, H. (2021). Evaluation of the radiopacity of restorative materials with different structures and thicknesses using a digital radiography system. *Imaging Science in Dentistry*, 51(3), 261.
- Zander, H., & Glass, R. (1949). The healing of phenolized pulp exposures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 2(6), 803-810.

- Zarrabi, M. H., Javidi, M., Jafarian, A. H., & Joushan, B. (2010). Histologic assessment of human pulp response to capping with mineral trioxide aggregate and a novel endodontic cement. *Journal of Endodontics*, 36(11), 1778-1781.
- Zeid, S., Alothmani, O. S., & Yousef, M. K. (2015). Biodentine and mineral trioxide aggregate: an analysis of solubility, pH changes and leaching elements. *Life Science Journal*, 12(4), 18-23.
- Zhang, W., & Yelick, P. C. (2010). Vital pulp therapy—current progress of dental pulp regeneration and revascularization. *International journal of dentistry*, 2010(1), 856087.

