



**İŞIKLA SERTLEŞEN, REZİN-MODİFİYE KALSİYUM SİLİKAT
DOLDURUCULU MATERYAL OLAN THERACAL LC®' NİN KOMPOZİT
RESTORASYONLARDA MİKROSIZINTI VE BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ**

Kiyun YOON

**UZMANLIK TEZİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

MAYIS 2019

Kiyun YOON tarafından hazırlanan "IŞIKLA SERTLEŞEN, REZİN-MODİFİYE KALSİYUM SİLİKAT DOLDURUCULU MATERYAL OLAN THERACAL LC®' NİN KOMPOZİT RESTORASYONLARDA MİKROSIZINTI VE BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Didem ATABEK
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum



Başkan: Prof. Dr. Melek Dilek TURGUT
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum



Yedek Üye: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum


.....

Yedek Üye: Doç. Dr. Tuğba BEZGİN
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum

.....

Tez Savunma Tarihi: 07/05/2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin UZMANLIK Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.


Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Kiyun YOON

07/05/2019

İŞIKLA SERTLEŞEN, REZİN-MODİFİYE KALSİYUM SİLİKAT DOLDURUCULU
MATERYAL OLAN THERACAL LC®' NİN KOMPOZİT RESTORASYONLARDA
MİKROSIZINTI VE BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ
(Uzmanlık Tezi)

Kiyun YOON

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

Mayıs 2019

ÖZET

Bu araştırmada; rezin-modifiye kalsiyum silikat doldurucu biyomateryal olan *TheraCal LC®* (*Bisco Inc, Schamburg, IL, USA*); kalsiyum silikat bazlı biyomateryal olan *MTA Angelus®* (*Angelus, Londrina, Brazil*) ve *Biodentine®' e* (*Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Creteil, France*) *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemler kullanılarak uygulanan kompozit restorasyon ara yüzey birleşiminin bağlanma dayanıklılığı ve test materyallerinin kompozitle birlikte kullanımının mikrosızıntı düzeyi açısından karşılaştırılması amaçlandı. Bağlanma dayanımı testi için akril bloklar kullanılarak 2 mm x 4 mm boyutunda yuvalar hazırlandı (n:72), üretici firmanın önerileri doğrultusunda yuvalara yerleştirilen test materyallerinin üzerine *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemleri kullanılarak kompozit restorasyon yapıldı (6 grup). Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için, örnekler *Shimadzu AG-IS Autograph* cihazına yerleştirildi. Mikrosızıntı çalışmasında 60 adet 3. büyük azı dişinde standart servikal kavite açıldı ve kavitelere yerleştirilen test materyallerinin üzerine *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemleri kullanılarak kompozit restorasyon yapıldı (6 grup). Örnekler %2 metilen mavisi içinde 4 saat bekletildi. *ATM Brillant 210 Microcut* cihazı ile kesitler alınarak mikrosızıntı incelemesi ve skorlaması yapıldı. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma değerleri her iki adeziv sistemde de *TheraCal LC®* grubunda bulundu ($p<0,001$; $p=0,004$). Mikrosızıntı düzeyleri arasında grup-İçi ve gruplar-arası karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0,096$; $p=0,340$). Sonuç olarak *TheraCal LC®*' nin çalışma verileriyle elde edilen yüksek bağlanma dayanımı ve kullanım kolaylığı özellikleri göz önüne alındığında alternatif bir biyoyumlu-biyoaktif materyal olabileceği düşünülmektedir.

Bilim Kodu : 1047

Anahtar Kelimeler : Mineral Trioksit Agregat, *Biodentine®*, *TheraCal LC®*, Bağlanma Kuvveti, Mikrosızıntı

Sayfa adedi : 86

Danışman : Doç. Dr. Didem ATABEK

THE EVALUATION OF SHEAR BOND STRENGTH AND MICROLEAKAGE OF
RESIN COMPOSITE RESTORATION TO A LIGHT-CURED RESIN MODIFIED
CALCIUM SILICATE BASED MATERIAL THERACAL LC®

(Speciality Thesis)

Kiyun YOON

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY
DEPARTMENT OF PEDIATRIC DENTISTRY

May 2019

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strength of resin modified calcium silicate based biomaterial; TheraCal LC® (Bisco Inc, Schamburg, IL, USA), calcium silicate based materials; MTA Angelus® (Angelus, Londrina, Brazil) and Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Creteil, France) with resin composite restoration by using self-etch and total-etch adhesive systems and the combination of test materials with composite in terms of microleakage level. For the bond strength test, 2 mm x 4 mm size nests were prepared using acrylic blocks (n: 72), and composite materials were placed on self-etch and total-etch adhesive systems on the test materials placed in the cavities according to the manufacturer's recommendations (6 groups). To assess the bond strength, samples were placed on Shimadzu AG-IS Autograph. In the microleakage study, standard cervical cavities were opened on 60 third molars and composite materials were placed on self-etch and total-etch adhesive systems (6 groups). Samples were left in 4% methylene blue for 4 hours. Microleakage examination and scoring was performed by taking the sections of ATM Brilliant 210 Microcut device. When the obtained data were evaluated, the highest bond strength values were found in TheraCal LC® group in both adhesive systems ($p < 0.001$; $p = 0.004$). No statistically significant difference was found between groups and intra-groups comparisons between microleakage levels ($p = 0.096$; $p = 0.340$). As a result, it is thought that TheraCal LC® can be an alternative biocompatible bioactive material considering the high bonding resistance and ease of use obtained by the study data.

Science Code : 1047

Key Words : Mineral Trioxide Aggregate, Biodentine®, TheraCal LC®, Shear Bond Strength, Microleakage

Page Number : 86

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Didem ATABEK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde bana bilgi ve tecrübeleri ile yol göstericim olan, yanlışlarımı hoşgörüyü ve güler yüzüyle karşılayan, topluluk içinde bana sunum yapmayı sevdiren, Türkçemi geliştiren, arkadaşlık, ablalık ve hocalık yapan, bu tez çalışmasının ortaya çıkmasında ve şekillenmesinde en önemli katkısı olan tez danışmanım, ablam ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Didem ATABEK'e,

Tez çalışmasının laboratuvar aşamalarının gerçekleşmesinde katkısı olan Sayın Doç. Dr. Emre BARIŐ'a ve Sayın Dr. Dt. Cemile KEDİCİ ALP'a,

Tezin yazımı sürecinde bana yardımcı olan, Türkçemi düzelten ve her sorumu cevaplayan Dt. Emre BAKIR'a,

Tezin yapım sürecinde malzemelerin hazırlanmasında bana yardımcı olan Dt. Nihan CEVLEK'e,

Tez sürecinde her zaman yanımda olan, benden desteğini eksik etmeyen Dt. Elhan İlayda AKDOĞAN'a,

Uzmanlık eğitim sürecini güzelleştiren ekürilerim Dt. Aycan DAL'a, Dt. Arzu Şükran İNCİOĞLU'na,

Bütün hayatım boyunca maddi manevi desteğini ve sevgisini eksik etmeyen annem, babam ve ablalarım,

Ve kendime,

Sonsuz Teşekkürlerimle..

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Biyoyumlu-Biyoaktif Materyaller	3
2.1.1. Kalsiyum hidroksit	4
2.1.2. Kalsiyum silikat bazlı simanlar	5
2.2. Biyoaktif–Biyoyumlu Materyaller ve Restoratif Materyallerin Birarada Kullanımı	26
2.2.1. Cam iyonomer siman	26
2.2.2. Kompomer	26
2.2.3. Kompozit.....	27
2.3. Restoratif Materyallerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler	27
2.3.1. Statik testler.....	28
2.3.2. Dinamik testler	30
2.4. Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler	30
2.4.1. Boya penetrasyonu	31
2.4.2. Radyoaktif izotop testi	31

	Sayfa
2.4.3. Hava basıncı testi	31
2.4.4. Bakteri aktivite yöntemi	31
2.4.5. Nötron aktivasyon analizi	32
2.4.6. Taramalı elektron mikroskobu	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Bağlanma Dayanımı Testi	33
3.2. Mikrosızıntı Testi	41
3.3. İstatistiksel Analiz	50
4. BULGULAR	53
4.1. Bağlanma Dayanımı Test Bulguları	53
4.2. Mikrosızıntı Test Bulguları	55
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ	69
KAYNAKLAR	71
EKLER	87
Ek-1. Etik Kurul Onayı	88
ÖZGEÇMİŞ	90

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan mikrosızıntı skorlaması.....	50
Çizelge 4.1. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin bağlanma dayanımları	54
Çizelge 4.2. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin mikrosızıntı skorları	566



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin bağlanma dayanımları	54
Şekil 4.2. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin mikrosızıntı skor dağılımı	566



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. MTA' nın karıştırılması ve akrilik bloğa yerleştirilmesi	35
Resim 3.2. MTA' nın yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması.....	35
Resim 3.3. MTA' nın yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	35
Resim 3.4. MTA' nın üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması.....	35
Resim 3.5. <i>Biodentine</i> [®] in amalgamatörde karıştırılması ve akrilik bloğa yerleştirilmesi	37
Resim 3.6. <i>Biodentine</i> [®] in yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması.....	37
Resim 3.7. <i>Biodentine</i> [®] in yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması.....	37
Resim 3.8. <i>Biodentine</i> [®] in üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması.....	37
Resim 3.9. <i>TheraCal LC</i> [®] nin akrilik bloğa yerleştirilmesi ve polimerizasyonu.....	39
Resim 3.10. <i>TheraCal LC</i> [®] nin yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması.....	39
Resim 3.11. <i>TheraCal LC</i> [®] nin yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	39
Resim 3.12. <i>TheraCal LC</i> [®] nin üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması	39
Resim 3.13. Hazırlanan örneklerin bekletildiği etüv	40
Resim 3.14. Kompozit materyal ve kalsiyum silikat bazlı simanların <i>Shimadzu AG-IS Autograph</i> cihazı ile bağlanma dayanımı ölçümü.....	40
Resim 3.15. Mikrosızıntı grubunda bulunan örneklere su soğutması altında standart servikal kavite açılması.....	41
Resim 3.16. MTA' nın karıştırılması ve kaviteye yerleştirilmesi	43
Resim 3.17. MTA' nın yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	43

Resim	Sayfa
Resim 3.18. MTA' nın yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	43
Resim 3.19. Kavite tabanındaki MTA' nın üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması	43
Resim 3.20. <i>Biodentine</i> [®] in amalgamatörde karıştırılması ve kaviteye yerleştirilmesi.	45
Resim 3.21. <i>Biodentine</i> [®] in yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	45
Resim 3.22. <i>Biodentine</i> [®] in yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	45
Resim 3.23. Kavite tabanındaki <i>Biodentine</i> [®] in üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması.....	45
Resim 3.24. <i>TheraCal LC</i> [®] nin kaviteye yerleştirilmesi ve polimerizasyonu	47
Resim 3.25. <i>TheraCal LC</i> [®] nin yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte <i>Total-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	47
Resim 3.26. <i>TheraCal LC</i> [®] nin yüzeyine <i>Self-etch</i> adeziv sistemin uygulanması	47
Resim 3.27. Kavite tabanındaki <i>TheraCal LC</i> [®] nin üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması.....	47
Resim 3.28. SD Mechatronik Thermocycler	48
Resim 3.29. Örneklerin apekslerinin kompozit materyali ile kapatılması, tırnak cilası kullanılarak izolasyon sağlanması.....	49
Resim 3.30. %2 metilen mavisi ve örneklerin akrilik bloklara gömülmesi.....	49
Resim 3.31. ATM Brillant 210 Microcut cihazı ile kesit alınması.....	49
Resim 3.32. Örneklerin mikroskop altında mikrosızıntı incelemesi ve skorlaması	50

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
Ca⁺²	Kalsiyum iyonu
MG63	Osteoblast benzeri hücre
mm	Milimetre
mm²	Milimetre kare
MPa	Mega paskal
N	Newton
OH⁻	Hidroksil iyonu
pH	Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesinin ölçüsü
PO₄⁻³	Fosfat iyonu
SAOS-2	Sarkoma osteojenik hücre
Kısaltmalar	Açıklamalar
CEM	Kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım (Calcium Enriched Mixture)
ERRM	Endosequence kök tamir materyali (Endosequence Root Repair Material)
IL-6	Interlökin 6
ISO	Uluslararası standardizasyon örgütü (International Organization for Standardization)
LED	Light emitting diode
MAP	Mitojenle aktive olan protein
MM-MTA	Mikro-Mega mineral trioksit agregat
MTA	Mineral trioksit agregat
PMMA	Polimetilmetakrilat
SDR	Smart dentin replacement
WHO	Dünya sağlık örgütü (World Health Organization)

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, diş yüzeyinde fermente olabilen diyet karbonhidratları ile karyojenik oral floranın (biofilm) zamanla kompleks etkileşimi sonucu oluşan multifaktöriyel, enfeksiyöz bir ağız hastalığıdır (Heymann, Swift ve Ritter, 2013). Diş çürüğü, küresel olarak büyük bir halk sağlığı problemidir ve bulaşıcı olmayan en yaygın hastalıklardan biri olarak tanımlanmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre dünya nüfusunun neredeyse yarısı diş çürüğünden etkilenmektedir. Dahası diş çürüğü sanayileşmiş ülkelerdeki sağlık hizmetleri bütçelerinin % 5-10' unu tüketen, tedavisi pahalı bir hastalık olarak rapor edilmektedir (Listl, Galloway, Mossey ve Marcenes, 2015).

Diş çürüğü tedavi edilmediği takdirde çürük ilerler ve dişin canlılığını oluşturan pulpanın sağlığını tehdit eder. Vital pulpa dokusu biyolojik ve patolojik uyaranlara cevap olarak sekonder dentin, peritübüler dentin ve onarıcı dentin üretimine katkıda bulunur. Pulpa dokularını istila edebilecek mikroorganizmalardan korunmak için en iyi engel sağlıklı vital pulpa dokusudur. Diş hekimliğinin temel hedeflerinden biri pulpa vitalitesini korumaktır ve bu bağlamda pulpayla ilişkide olacak pulpa dostu materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri büyük önem taşımaktadır (Al-Hiyasat, Barrieshi-Nusair ve Al-Omari, 2006).

Restoratif tedavi materyalleri ve diş dokusu arasındaki etkileşim, diş anatomisinin ve materyal biliminin birçok yönünü kapsar. Yakın zamana kadar, adeziv sistemler aracılığı ile mine veya dentinin üzerine yerleştirilen dental restoratif malzemelerin pulpal dokularla olan ilişkisinin fiziksel ya da kimyasal bağlanmaya dayanan pasif bir sert doku etkileşimi ile sınırlı olduğu düşünülmektedir. Biyoaktivite teriminin diş hekimliğine girmesiyle birlikte dental materyaller ve mine-dentin-pulpa kompleksi arasında gelişen etkileşimlere olan ilgi artmıştır ve bu nedenle biyoaktif materyallere ihtiyaç doğmuştur. Bu bağlamda diş hekimliğinde kullanıma giren biyoaktif materyaller, “dokular ile materyal arasındaki arayüzeyde belirli bir biyolojik tepki ortaya çıkaran materyaller” olarak tanımlanabilir (Watson, Atmeh, Sajini, Cook ve Festy, 2014).

Diş hekimliğinde biyoaktif bir materyal olarak “Kalsiyum-silikat bazlı simanlar” ilk defa 1993'te tanıtılmıştır. Torabinejad, gri formdaki mineral trioksit agregatı (MTA) üretmek için *Portland* çimentosundan bir formül geliştirmiştir (Lee, Monsef ve Torabinejad, 1993). Bu malzeme esas olarak tri-kalsiyum silikat, di-kalsiyum silikat, tri-kalsiyum alüminat ve tetra-

kalsiyum alüminoferritten oluşmuştur. 2002' de, gri forma benzeyen ancak tetra-kalsiyum alüminoferritten yoksun ve alüminat seviyelerinde azalma olan beyaz bir MTA versiyonu geliştirilmiştir. Piyasaya sunulduğundan bu yana, MTA' lar, uzun çalışma süreleri nedeniyle kök perforasyonlarının tamiri, apeksifikasyon veya pulpa kaplaması tedavileri gibi endodontik uygulamalar için kullanılmıştır (Funteas, Wallace ve Fochtman, 2003).

2010 yılında tanıtılan *TheraCal LC*®, direkt ve indirekt pulpa kaplama tedavilerinde kaide olarak kullanılmak üzere geliştirilen rezin ile modifiye edilmiş, kalsiyum silikat bazlı bir biyomateryaldir. Pulpayı korumak ve stimüle etmek için restoratif materyaller altında kullanılmaktadır. Tri-kalsiyum silikat partikülleri, baryum zirkonat ve polietilen-glikol dimetakrilat monomerleri içermektedir (Karadas, Cantekin, Gumus, Ateş ve Duymuş, 2016).

2011 yılında, başka bir biyoaktif materyal olarak hızlı sertleşen kalsiyum-silikat bazlı siman olan *Biodentine*® tanıtılmıştır. *Biodentine*®, kalsiyum silikat bazlı materyaller kapsamında klinik uygulamalarda dentini taklit edebilen ve koronal restorasyon işlevi görebilen yenilikçi bir materyal olarak geliştirilmiştir. MTA' nın aksine, *Biodentine*® kalsiyum sülfat, alüminat veya alümino-ferrat içermemektedir. Toz, su, kalsiyum klorür ve indirgeyici sıvı bir maddeden oluşan iki parçalı kapsül formundadır. Kapsül formundaki *Biodentine*® karıştırma cihazı ile kullanıma hazır hale gelmekte, böylelikle materyal her kullanımda optimum homojenite ve standardizasyona sahip olmaktadır (Watson ve diğerleri, 2014). Ayrıca *Biodentine*® 12 dakikalık kısa sertleşme süresine sahip biyoaktif bir materyal olarak da klinik restoratif uygulamalarda kullanım kolaylığı sağlamaktadır.

Yürütülen tez çalışmasında; rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu biyomateryal olan *TheraCal LC*® (Bisco Inc, Schamburg, IL, Amerika); kalsiyum silikat bazlı biyomateryal olan *MTA Angelus*® (Angelus, Londrina, Brezilya) ve *Biodentine*®' e (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Creteil, Fransa) *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemler kullanılarak uygulanan kompozit restorasyon ara yüzey birleşiminin bağlanma dayanıklılığı ve test materyallerinin kompozitle birlikte kullanımının mikrosızıntı düzeyi açısından karşılaştırılması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

Diş pulpası etrafı dentin dokusu ile çevrili, pulpa odası ve kök kanallarını dolduran özelleşmiş bir bağ dokudur. Hücreler, ana yapı ve fibriller içeren, içerik olarak %25' i organik yapı ve %75' i ise sudan oluşan pulpa dokusunun koruyucu, besleyici ve onarıcı fonksiyonları bulunmaktadır (Nicholson, 1996). Pulpa; odontoblastları, fibroblastları, makrofajları, dendritik hücreleri, lenfositleri, mast hücrelerini ve farklılaşmamış mezenkimal kök hücrelerini içeren sayısız hücre tipini içerir. Odontoblastlar, hem diş gelişimi hem de dişin maturasyonu sırasında dentinogenezisten sorumludurlar. Odontoblastların esas görevi tip 1 kollajen, tip V kollajen, proteoglikanlar, dentin sialoprotein ve alkalın fosfataz sentezlemektir (Cohenca, Paranjpe ve Berg, 2013). Dişin beslenmesinde ve savunmasında görev alan pulpa dokusunun sağlığının korunması, restoratif diş hekimliğinin ana hedeflerinden biridir. Fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal faktörler, pulpayı etkileyebilmektedir (Kivanc, Arisu, Ulusoy ve Sağlam, 2012).

Pulpa kaplama tedavisi, esas olarak pulpanın canlılığını devamlılığını sağlamayı amaçlayan uygulamalardır. Vital pulpa tedavisi prosedürleri, yerel iritanların uzaklaştırılmasını ve koruyucu materyalin doğrudan veya dolaylı olarak pulpa üzerine yerleştirilmesini içerir (Akhlaghi ve Khademi, 2015).

Pulpa canlılığının korunmasını sağlayacak olan ideal materyal, pulpaya veya ağız yapısına zarar vermeden bakterisidal etkili gösterebilecek ve pulpa dokusunun rejenerasyonunu teşvik edebilecek yapıda olmalıdır (Randy, 1994). Bu amaçla kullanılan materyaller genel olarak "Biyouyumlu-Biyoaktif Materyaller" olarak adlandırılmaktadır (Yamamoto, Han, Noiri ve Okiji, 2017).

2.1. Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Biyouyumlu-Biyoaktif Materyaller

Vital pulpa tedavi prosedürlerinde kullanılmak üzere geliştirilen biyomalzemeler; biyouyumluluk, pulpa canlılığını korumak, dentine ve restoratif malzemeye yapışma, restorasyon yerleşimi ve fonksiyonu sırasında kuvvetlere direnme gibi kritik özelliklere sahip olmalıdır (Cohen ve Combe, 1994). Bu materyallerle temas eden dokuların allerjik, genotoksik veya kanserojen tepki göstermemesi gerekmektedir (Bogović, Nižetić, Galić,

Želježić, Micek ve Mladinić, 2011; Oran, Maden ve Senguuven, 2012; Maqbool, Bahadar ve Abdollahi, 2014).

2.1.1. Kalsiyum hidroksit

Kalsiyum hidroksit indirekt ve direkt pulpa tedavileri için altın standart olarak kabul edilmektedir ve 70 yıldan uzun bir süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüksek alkali pH'lı kalsiyum hidroksit çözeltileri, pulpa dokusu ile doğrudan temas halindeyken koagülasyon nekroz tabakası ve temas ettiği yüzeyde mineralleşmiş bir bariyer oluşturur. Kalsiyum hidroksitin yüksek alkali pH'ı sayesinde, pulpa onarımından sorumlu olan dentin kaynaklı bazı büyüme faktörleri serbestleşir. Kalsiyum hidroksit ayrıca osteoklastlar tarafından salgılanan laktik asidi nötralize eder ve mineral doku tahribatını önler. Kalsiyum hidroksitin pulpa kök hücrelerinin çoğalmasını, göçünü ve mineralleşmesini arttırdığı bildirilmiştir (Modena, Casas-Apayco, Atta, Costa, Hebling, Sipert, Navarro ve Santos, 2009). Kalsiyum hidroksitin etki mekanizması incelendiğinde materyalin pulpanın yapısında bulunan "Mitojenle aktive olan protein (MAP)" fonksiyonunu uyardığı görülmektedir. Kalsiyum hidroksitin teması ile aktive olan MAP pulpada gerçekleşen proliferasyon, hücre göçü, gen ekspresyonu, mitoz ve apoptozis gibi geniş fizyolojik süreçleri kontrol ederek pulpa hücrelerinde odontojenik ve odontoblastik farklılaşmalarda rol oynamaktadır (He, Wang, Luo, Yu, Jiang, Zhang, Zhou, Smith ve Cooper, 2015).

Kalsiyum hidroksit' in bakterisidal etkisinin, nemli bir ortamda hidroksil iyonlarının salınmasına bağlı olduğu bildirilmiştir. Hidroksil iyonlarının, çeşitli biyomoleküllerle aşırı tepki veren, proteinlerin denatürasyonuna ve bakteriyel sitoplazmik membrana zarar veren oldukça oksidan serbest radikaller olduğu belirtilmiştir (Siqueira ve Lopes 1999).

Bununla birlikte, pulpa-materyal arasında nekrotik tabaka oluşumu, dentin köprülerindeki potansiyel tünel defektleri ve materyalin zaman içinde çözülmesi de dahil olmak üzere kalsiyum hidroksit kullanımı ile ilgili bazı dezavantajlar vardır (Hilton, 2009; Gandolfi, Siboni ve Prati, 2012). Bu bağlamda son on yılda, daha güvenli biyoyumluluk ve anti-infektif özelliklere sahip olan yeni dental malzemeleri geliştirmek ve test etmek için birçok deneysel ve klinik çalışma yapılmıştır ve alternatif materyal arayışı devam etmektedir (Bogović ve diğerleri, 2011; Oran, Maden ve Senguuven, 2012; Maqbool, Bahadar ve Abdollahi, 2014)

2.1.2. Kalsiyum silikat bazlı simanlar

Kalsiyum silikat bazlı simanların biyolojik aktiviteye sahip olduğu bilinmektedir. Bu simanlar hidroksil iyonları (OH⁻) ve kalsiyum iyonlarını (Ca⁺²) salınım kapasitesine sahiptirler ve fosfat içeren fizyolojik sıvılarla temas edince apatit benzeri çökelti üretebilirler (Han, Kodama ve Okiji, 2015). Bu apatit benzeri çökelti oluşumu, bu malzemelerin olumlu biyolojik özelliklerinin temelini oluşturmaktadır. Kalsiyum hidroksitin çözünmesi hidrasyon reaksiyonuyla oluşur. Bu çözünme fosfat içeren sıvıda pH'nın ve Ca⁺² konsantrasyonunun artmasına sebep olur ve kalsiyum fosfat çökeltisinin birikmesini sağlar (Kokubo ve Takadama, 2006). Kalsiyum fosfat çökelti oluşumunun, materyal-dentin arayüzünün ve dentin tübüllerinin tıkanmasına katkıda bulunduğu bilinmektedir (Yamamoto ve diğerleri, 2017).

Birçok hızlı sertleşen kalsiyum silikat bazlı materyal geliştirilmiştir. Bu malzemelerin çeşitli modifikasyonları bulunmaktadır. Örneğin karıştırma sıvısına kalsiyum klorür gibi sertleşme hızlandırıcıları eklenmiştir (Kogan, He, Glickman ve Watanabe, 2006); toz bileşenleri sertleşme reaksiyonunu hızlandırmak için modifiye edilmiştir (örneğin puzolanlar eklenmiştir) (Han ve diğerleri, 2015); su ile temas eden yüzey alanını arttırmak için daha ince toz parçacıkları kullanılmıştır ve bu sayede hidrasyon reaksiyonları hızlandırılmıştır (Camilleri, Formosa ve Damidot, 2013).

Kalsiyum silikat bazlı simanlarla ilgili endişelerden biri, bu simanların içindeki *Portland* çimentosu' nun ağır metal elementleri içerebilen doğal hammaddelerden üretilmesi nedeniyle, sistemik metal birikimine sebep olabilme ihtimalidir (Chang, Baek ve Yang, 2011). Bu nedenle, günümüzde kullanılan kalsiyum silikat bazlı simanlarda *Portland* çimentosu' nun yerine daha güvenli olduğu düşünülen saf hammaddelerden üretilmiş olan "sentetik trikalsiyum silikat" kullanılmaktadır (Camilleri, Cutajar ve Mallia, 2011). *In-vitro* testler, sentetik trikalsiyum silikatın vücut sıvısı ile temas ettiğinde hidroksiapatit ürettiğini göstermiştir (Zhao, Wang, Zhai, Wang ve Chang, 2005).

Kalsiyum silikat bazlı biyoaktif materyaller çeşitli pulpa tedavilerinde ve dentin remineralizasyon ajanları olarak materyalden materyale değişen avantaj ve dezavantajlarıyla birlikte yaygın olarak kullanılmakta (Torabinejad ve Chivian, 1999); içeriklerine, göre aşağıdaki şekilde isimlendirilmektedir:

Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyoaktif Materyaller;

- 1- *Mineral Trioksit Agregat*
- 2- *Endosequence®* Kök Tamir Materyali
- 3- *Bioaggregate®*
- 4- *Biodentine®*
- 5- Kalsiyum ile Zenginleştirilmiş Karışım
- 6- *TheraCal LC®*

Mineral trioksit agregat

1990'lı yılların başında *Portland* çimentosundan türetilen (sentetik trikalsiyum silikat kullanılarak) kalsiyum silikat bazlı simanlardan biri olan MTA geliştirildikten sonra, çeşitli endodontik uygulamalar için tercih edilen bir materyal olarak dikkat çekmektedir. MTA esas olarak mükemmel biyouyumluluk ve güçlü sızdırmazlık kabiliyetine sahiptir ve nemden büyük oranda etkilenmemektedir (Camilleri, 2015; Prati ve Gandolfi, 2015). Direkt pulpa tedavisi, kanal-kök dolumu, perforasyon onarımı ve açık apeksleri olan dişlerde apikal bariyer oluşumu gibi çeşitli endodontik uygulamalarda MTA kullanımının klinik açıdan başarılı sonuçları bildirilmiştir (Okiji ve Yoshida, 2009; Li, Cao, Fan ve Xu, 2015; Çalışkan, Tekin, Kaval ve Solmaz, 2016).

Mineral trioksit agregat'ın klinik uygulamaları

Dawood, Parashos, Wong, Reynolds ve Manton (2017) göre MTA'nın endikasyonları;

- Kök kanalı ve furkasyon perforasyonlarının tedavisi
- Retrograd restorasyon ile periapikal cerrahi
- Pulpa kaplaması
- Pulpotomi
- Apeksogenezis
- Apeksifikasyon

Mineral trioksit agregat'ın içeriği

Mineral trioksit agregat, su varlığında sertleşen ince hidrofilik parçacıklardan (toz) oluşmaktadır. Ana unsurları, her biri *Portland* çimentosunda bulunan trikalsiyum alüminat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum oksit ve silikat oksit olup, radyopak özelliklerinin verilmesi de bizmut oksit ilavesi ile gerçekleştirilmektedir. Elektronik mikro analiz, MTA' da mevcut olan ana moleküllerin aynı zamanda diş dokularının bileşenlerinde de bulunan kalsiyum ve fosfat iyonları olduğunu ve bu özelliğin malzemeye biyolojik uyumluluk sağladığını bildirilmiştir. Su ile karıştırıldıktan sonra pH, üç saat sonra 10,2' den 12,5' e yükselir ve diğer özelliklerinin yanı sıra, bazı fakültatif anaerobik bakteriler üzerindeki antimikrobiyal etkinin yüksek alkali pH' sından kaynaklandığı rapor edilmiştir (Torabinejad, Hong, McDonald ve Pitt Ford, 1995). Doku sıvılarıyla temastan sonra kalsiyum hidroksit, Ca^{+2} ve OH^- iyonlarına ayrılır. Kalsiyum iyonları, kalsit granülasyonlarına neden olan dokulardaki karbon dioksit ile reaksiyona girer. Bu granülasyonlarla birlikte, hücresel yapışmaya ve farklılaşmaya izin verecek bir fibronektin birikimi ve zamanla bir sert doku köprüsü oluştuğu bildirilmiştir (Holland, Souza, Nery, Faraco Junior, Bernabe, Otoboni Filho ve Dezan Junior, 2001).

Mineral trioksit agregat'ın sertleşme zamanı

Mineral trioksit agregat sertleşince, su ve kalsiyum hidroksit içeren boşluklara sahip kristal bir yapıya dönüşür. Görünüşüne rağmen, materyal tamamen katı değildir; daha çok ıslak bir sünger içinde tutulan suya benzer bir akışkan durumu vardır. Sertleşme reaksiyonu sırasında, iğne benzeri kristalin hidratlar, tüm parçacıkları bir araya getiren ve orijinal toz-sıvı karışımını katı-benzeri bir koloidal jele dönüştüren bir çerçeve oluşturur. Sertleşme reaksiyonu sırasında su kaybolursa, MTA' yı önemli ölçüde zayıflatacaktır. Bu nedenle, MTA sertleşirken nem kaybı önlenmelidir (Ha, Kahler ve Walsh, 2015).

Mineral trioksit agregat yerleştirildikten sonra yüzeyine sertleşmesi için nemli bir pamuk pelet yerleştirilir. Eğer pamuk pelet çok kuru ise, su simandan dışarı çekilerek simanı zayıflatılacaktır; Pelet çok ıslak ve çok yakında yerleştirilirse de simanı zayıflatacaktır. Pamuklu bir pelet kullanmak aynı zamanda klinik prosedürü tamamlamayı geciktirir ve örtücülük kalitesini bozabilir (Vail ve Steffel, 2006). MTA' nın sertleşmesi nispeten uzun bir "klinik" zaman alır ve farklı markalar arasında değişkenlik gösterdiği gibi yapılan çalışmalarda da birçok farklı sonuç bildirilmektedir. Gri MTA sertleşme süresi 2 saat 45

dakika ile 2 saat 55 dakika arasında değişir ve beyaz MTA 2 saat 20 dakikadır (Beyaz ve Gri *ProRoot MTA*®; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD) (Torabinejad ve diğerleri, 1995). *MTA Angelus*® 10 dakikadan az bir başlangıç sertleşme süresine ve 24 dakikadan az bir son sertleşme süresine sahiptir (Vivan, Zapata, Zeferino, Bramante, Bernardineli, Garcia, Hungaro-Duarte, Tanomaru-Filho, Gomes de ve Moraes, 2010). Lucas, Viapiana, Bosso-Martelo, Guerreiro-Tanomaru, Camilleri ve Tanomaru-Filho' nun (2017) yaptığı çalışmada, beyaz MTA ve *Biodentine*®' in sertleşme süreleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda *Biodentine*®, başlangıç sertleşme süresi $16,2 \pm 1,48$ dakika, final sertleşme süresi $35,4 \pm 5,55$ dakika, MTA' nın başlangıç sertleşme süresi $24 \pm 4,24$ dakika ve final sertleşme süresi $209 \pm 1,58$ dakika olarak rapor edilmiştir. Kaur, Singh, Dhillon, Batra ve Saini (2017) yaptığı çalışmada *ProRoot MTA*®' nın (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD) başlangıç sertleşmesinin 70 dakikada, final sertleşmesinin 175 dakikada tamamlandığını bildirmiştir.

Öte yandan Yesilyurt, Yildirim, Taşdemir ve Kusgoz (2009) *ProRoot MTA*®' nın üreticinin talimatlarına göre hazırlanıp kullanıldıktan 45 dakika sonra, üzerine cam iyonomer veya rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer gibi bir malzemenin doğrudan yerleştirilebileceğini bildirmişlerdir. Bu materyal yerleştirildikten sonra MTA' nın, su kaybı veya kazancı açısından stabil olacağı ve klinisyenin diği beklemeksizin restore etmeye devam edebileceği sonucu ortaya koyulmuştur.

Yapılan bir başka çalışmada, *ProRoot MTA*®' nın sertleşmesi için 10 dakikaya izin verdikten sonra üzerine *self-etch* adeziv sistem uygulanmıştır. *Vickers* mikro sertliği açısından 10 dakika, 1 gün ve 7 gün bekletildikten sonra *self-etch* adezivin uygulanmasıyla oluşturulan örnekler arasında fark bulunamamıştır. Bu sonuç tek seansta MTA üzerine kompozit restorasyonun yapılabileceği şeklinde rapor edilmiştir (Tsujimoto, Tsujimoto, Ookubo, Shiraishi, Watanabe ve Yamada, 2013). Fakat Palma, Marques, Falacho, Vinagre, Santos ve Ramos' un (2018) yaptığı çalışmada *ProRoot MTA*® yerleştirildikten sonra daimi restorasyonu 7 gün sonra yapılmış olan grup, 12 dakika sonra yapılmış olan gruba göre istatistiksel anlamda daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir.

Yapılan çalışmaların sonuçlarındaki farklılıkları ortadan kaldıracak ve daha kısa süreli klinik uygulama sağlayacak materyallerin arayışı halen devam etmektedir.

Mineral trioksit agregat'ın özellikleri

Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, vital periradiküler dokularla temas halinde bulunan bir malzemenin en önemli özelliklerinden biridir. Biyouyumsuz malzemeler, bitişik dokuların dejenerasyonuna sebep olabilmekte ve periradiküler iyileşmeyi geciktirebilmektedir (Emara, Elhennawy ve Schwendicke, 2018).

Emara ve diğerlerinin (2018) yapmış olduğu sistematik derleme, tüm MTA tipi ürünlerin ve diğer çoğu kalsiyum silikat simanların, insan ve hayvan pulpa hücreleri üzerinde olumlu biyouyumlu etkiler gösterdiğini bildirmektedir. Bu çalışmada gözden geçirilen sonuçlara dayanarak, MTA-bazlı ürünlerin hiçbiri ya da diğer kalsiyum silikat bazlı simanların hiçbiri, insan ya da hayvan pulpasında geri dönüşümsüz inflamatuvar tepkiye neden olmamıştır.

Camilleri, Montesin, Papaioannou, McDonald ve Pitt Ford (2004), hücre kültür tekniği kullanarak MTA'nın biyouyumluluğunu araştırmıştır. Biyouyumluluğu değerlendirmek için osteosarkom hücrelerinden sarkoma osteojenik hücreleri (Saos-2) kullanılmıştır. Saos-2 hücreleri, kemik oluşumunu uyarabilen oldukça farklılaşmış bir hücre grubunu temsil eder ve bu nedenle kemik hücre davranışını incelemek için bir model oluşturur. Çalışmanın sonucunda tüm örneklerde MTA'nın biyouyumluluk gösterdiği fakat 28 gün sonra biyouyumluluğu değerlendirilen MTA'nın, 1 günlük MTA'ya göre daha zayıf hücre büyümesi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Çözünürlük

Malzemelerin doku sıvılarında çözünmesi sızıntıya, buna bağlı olarak tedavinin başarısızlığına, neden olabileceğinden istenmeyen bir özelliktir (Cavenago, Pereira, Duarte, Ordinola-Zapata, Marciano ve Bramante, 2014; Dawood, Manton, Parashos, Wong, Palamara ve Stanton, 2014).

Torres, Guerreiro-Tanomaru, Bosso-Martelo, Chavez-Andrade ve Tanomaru-Filho, (2018) yaptığı çalışmada, MTA'nın, *Biodentine*®'in ve çinko oksit öjenol'ün çözünürlüğünü değerlendirmiştir. MTA, 30 gün sonra çözünürlükte en fazla artışı göstermiştir. Kaup, Schäfer ve Dammaschke, (2015a) farklı zamanlarda *ProRoot MTA*® ve *Biodentine*®'in

distile su ve fosfat tamponlu salin içindeki çözünürlüğünü değerlendirmiştir. Distile suya daldırıldığında *Biodentine*®, *ProRoot MTA*®' dan önemli ölçüde daha fazla çözünmüştür. Bununla birlikte, *Biodentine*®' in çözünürlüğü fosfat tamponlu salin' de azalmıştır. Araştırmacılar bunun sebebini dikalsiyum ve trikalsiyum silikat içeren malzemelerden salınan ve çözünürlüğün daha da artmasını önleyen çökelmiş yüzey kristallerine bağlamışlardır. Quintana, Jardine, Grechi, Grazziotin-Soares, Ardenghi, Scarparo, Grecca ve Kopper' ın (2018) çalışmasında, MTA' nın ve *Biodentine*®' in çözünürlüğü değerlendirilmiştir. 7 günün sonunda en fazla çözünürlüğü *Biodentine*® göstermiştir.

Mineralizasyon

Biyoaktif materyaller remineralizasyon sürecinde ortama mineral iyonları verebilmeli, kalsiyum ve fosforun şablonu olarak kollajene bağlanarak apatit kristalleşmesinin nükleasyonunu uyarmalı, kollajenleri bozunmadan koruyabilmeli (Vidal, Tjaderhane ve Scaffa, 2014) ve yeni mineral oluşumunu destekleyecek uygun bir pH sunabilmelidir (Osorio ve Toledano, 2016).

Dentin remineralizasyon mekanizması, cam iyonomer ve çinko polikarboksilat simanları ile karşılaştırıldığında bu malzemelerin alkali doğasına bağlı olarak kalsiyum silikat simanlarla farklı olabilir. Kalsiyum silikat bazlı simanlarda biyoaktivite, simandan ortama salınan kalsiyum-hidroksit varlığına ve ortamdaki minerallerin difüzyon kabiliyetine bağlanabilir (Atmeh, Chong, Richard, Festy ve Watson, 2012). Bu materyaller fosfat içermediğinden, sadece fosfat içeren sıvı ile temas ettiğinde, biyoaktif uyaran apatit formuna dönüşür (Darvell ve Wu, 2011).

Pires, Santos, Fonseca-Gonçalves, Pithon, Lopes, Neves' in (2018) çalışmasında, çinko polikarboksilat siman ve MTA' nın, *Biodentine*® ve cam iyonomer simana göre daha iyi biyoaktivite ve klinik performans gösterdiği rapor edilmiştir. Margunato, Taşlı, Aydın, Karapınar-Kazandağ ve Şahin' in (2015) çalışması sınırlamaları ile birlikte ele alındığında, MTA' nın *Biodentine*®' e kıyasla mineralizasyon süreçlerini uyarmak için daha az toksik ve daha verimli olduğu sonucuna varılabilir.

Antibakteriyal etki

Mineral trioksit agregat' ın antibakteriyel aktivitesi, MTA' nın ana bileşenleri olan trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat sayesinde gerçekleşir. Bu bileşenler su ile karıştırıldığında birkaç saat içinde alkali kalsiyum silikat jeli oluşturmak için hidratlanırlar (Camilleri, Montesin, Brady, Sweeney, Curtis ve Ford, 2005; Dammaschke, Gerth, Zuchner ve Schafer, 2005; Yoshimine, Ono ve Akamine, 2007). Silikat bir matriks içindeki kalsiyum hidroksit, hidroksit iyonları açığa çıkarır ve sonuçta yüksek alkaliteye neden olur (Camilleri ve diğerleri, 2005; Dammaschke ve diğerleri, 2005) ve bu da mikrobiyal gelişim için elverişsiz bir ortam oluşturur. Fridland ve Rosado (2005), MTA' nın sulu bir ortamda 78 gün boyunca 11–12 aralığında yüksek pH değerine sahip olduğunu bildirmiştir.

Örtücülük

Soundappan, Sundaramurthy, Raghu ve Natanasabapathy (2014) tarafından yapılan bir çalışma MTA' nın *Biodentine*®' den daha iyi örtücülük sağladığını bildirmiştir. MTA ve dentin arasında bir boşluk olmaması ve simanın genişlememesi nedeniyle MTA' nın daha iyi marjinal adaptasyona sahip olduğu belirtilmiştir.

Shetty, Hiremath ve Yeli (2017) yaptığı çalışmada, MTA, *Biodentine*® ve cam iyonomer siman arasında, MTA' nın tüm zaman aralıklarında en az mikrosızıntıyı gösterdiğini bildirmiştir. Bunun nedeni MTA' nın, tozun hidrasyonu sırasında suyu emen ince hidrofilik parçacıklardan oluşmasıdır.

Doku rejenerasyonu

da Fonseca, Silva, Guerreiro-Tanomaru, Delfino, Sasso-Cerri, Tanomaru-Filho ve Cerri, (2018) yapmış olduğu çalışmada, *Biodentine*® ve MTA' nın inflamatuvar reaksiyonun gerilemesini ve periodonsiyumun kolajen lifleri ve kemik matriksi gibi yapısal bileşenlerinin oluşumunu destekleyen immünoinflamatuvar yanıt üzerinde bir rol oynadığını bildirmiştir. *Biodentine*® ve MTA gruplarındaki IL-6 immüno-ekspresyonunun azalmasının, inflamatuvar süreç regresyonuna ve zamanla kemik rezorpsiyonundaki azalmaya katkıda bulunabileceği rapor edilmiştir.

Renklenme

Vital pulpa tedavilerinde dişlerde oluşabilecek koronal renk değişikliği istenmeyen bir sonuçtur (Kim, Kim, Shin, Park ve Jung, 2010; Kahler ve Rossi-Fedele, 2016). Bhavya, Sadique, Simon, Ravi ve Lal' in (2017) çalışmasında örneklerin kanla kontaminasyonundan sonra tüm *Portland* çimento bazlı materyallerde renk değişimi görülmüştür. Renk değişikliğinin nedeni malzemelerin mikro yapısındaki gözeneklerin kan bileşenlerini absorbe etmesi olarak açıklanmaktadır (Namazikhah, Nekoofar, Sheykhrezae, Salariyeh, Hayes ve Bryant, 2008).

Bazı diş travmaları ve pulpa ekstirpasyonlarının pulpal hemorojiye bağlı olarak koronal renklenmelere neden olabileceği bilinmektedir. Kan bileşenleri dentin tübüllerine girerek renklenmeyi oluşturmaktadır. Özellikle kırmızı kan hücrelerinin renk değiştirme mekanizmasından sorumlu olduğu bilinmektedir (Plotino, Buono ve Grande, 2008; Marin, Bartold ve Heithersay, 1997).

Mineral trioksit agregat ile ilişkili renk değişimi çeşitli *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalarda ve vaka raporlarında bildirilmiştir (Watts, Holt, Beeson, Kirkpatrick ve Rutledge, 2007; Marciano, Costa, Camilleri, Mondelli, Guimarães ve Duarte, 2014; Belobrov ve Parashos, 2011). Felman ve Parashos (2013), gri MTA' nın renklenme dezavantajına alternatif olarak üretilmiş olan beyaz MTA' nın da komşu kanın varlığında renklenmeyi yoğunlaştırabildiğini, ancak tam mekanizmanın halen açıklanamadığını bildirmiştir. Mümkün olan bir mekanizma, kandan beyaz MTA tozu içine sızan demirin, MTA sertleşirken kalsiyum alüminoferrit fazına oksidasyonu ile ilgili olabilir. Ek olarak, ağır metal iyonlarının salınması ve MTA içinde bir radyoaktif madde olarak bizmut oksidin varlığı renk değişikliğine yol açabilir (Marciano, Duarte ve Camilleri, 2015).

Bağlanma

Restoratif materyaller ve siman arasındaki bağlanma kuvveti, dolgu işlemlerinin kalitesi için önemli bir faktördür. Yeterli bir direnç için 17 MPa ila 20 MPa arasında değişen bir bağlanma kuvvetinin gerekli olduğu bildirilmiştir (Davidson, de Gee ve Feilzer, 1984; Al-Sarheed, 2006). Tulumbaci, Almaz, Arikan ve Mutluay, (2017) *Biodentine*® ve MTA' nın kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki bağlanma dayanımını

karşılaştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, sadece MTA gruplarının 17 MPa' dan daha yüksek değerler sergilediği rapor edilmiştir. Örneklerin başarısızlık durumları incelendiğinde, MTA' lı gruplarda başarısızlıkların çoğunun koheziv tipte olduğu (material içerisinde kırılma), *Biodentine*® li gruplarda ise başarısızlıkların çoğunun adeziv tipte olduğu (adeziv içerisinde kırılma) gözlenmiştir. Yüksek bir bağlanma kuvvetine sahip örneklerin kohezyon başarısızlığı gösterdiği, düşük bağlanması olan örneklerin adeziv başarısızlık gösterme eğiliminde olduğu gözlemlenmiştir.

Sultana, Nawal, Chaudhry, Sivakumar ve Talwar, (2018) yapmış olduğu çalışmada cam iyonomer siman ve farklı kalsiyum silikat bazlı simanlara (*Biodentine*® ve MTA) kompozitin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. MTA ve *Biodentine*® grubunun 1-4 haftalık yaşlandırması arasında bağlanma kuvvetlerinde anlamlı bir fark bulunmazken, Cam iyonomer grubunda anlamlı bir azalma görülmüştür.

Farklı adeziv sistemleri kullanılarak kompozitin MTA' ya bağlanma dayanımları kıyaslandığında, restoratif materyalin MTA' ya optimal bağlanmasının *total-etch* adezivlerle elde edildiği bildirilmiştir (Bayrak, Tunç, Saroğlu ve Eğilmez, 2009; Atabek, Sililelioglu ve Olmez, 2012). Fosforik asit işlemi, substrat materyalinin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde artırır ve daha zayıf asit muamelesinden daha pürüzlü, retantif bir yüzey oluşturur (Kayahan, Nekoofar, Kazandag, Canpolat, Malkondu, Kaptan ve Dummer, 2009; Shin, Jang, Park ve Kim, 2014). Bu durum bonding ajanının yüzeye daha fazla penetre olmasını ve mikromekanik kilitlemenin oluşmasını sağlar (Kanca, 1992). Bununla birlikte, Karadas ve diğerlerinin (2016) çalışmasında farklı adezivlerin MTA' ya bağlanma kuvveti arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir. Bu sonuç, önceki çalışmaların bildirilen bulgularıyla çelişmektedir (Bayrak ve diğerleri, 2009; Atabek, Sililelioglu ve Olmez, 2012).

Altunsoy, Tanriver ve Kucukyilmaz (2015), MTA, *Biodentine*® ve Kalsiyum ile zenginleştirilmiş karışımların (*Calcium Enriched Mixture*, CEM) bağlanma değerleri hakkında yaptığı çalışmada, tek aşamalı *self-etch* adeziv sistemle birlikte kullanılan akışkan kompozitin MTA' nın ideal sertleşme süresine rağmen daha düşük bağlanma değerleri ortaya koyduğunu bulgulamışlardır.

Dezavantajı

Mineral trioksit agregat' ın, uzun sertleşme süresi, manipülasyon zorluğu ve dişte renk değişikliğine neden olması gibi dezavantajları göz önüne alındığında alternatif materyal arayışları devam etmektedir (Damaschke ve diğerleri, 2005) ve bu bağlamda yeni kalsiyum silikat bazlı materyaller geliştirilmiştir (Yamamoto ve diğerleri, 2017).

Endosequence®

Endosequence® kök tamir materyali (ERRM) 2006 yılında ortaya çıkmış olan kalsiyum fosfat silikat simanların yeni bir jenerasyonudur. ERRM de sentetik olarak hazırlanmış trikalsiyum silikat içeren malzemelerden biridir. *Endosequence®* kök tamir materyali “putty” (ERRM putty, Brasseler ABD, Savannah, GA) ve “pat” (ERRM Paste, Brasseler, ABD) formunda piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller önceden karıştırılmış ve kullanıma hazır olduklarından, karıştırılma sırasında oluşabilecek heterojenite ortadan kalkmaktadır. Materyal su içermemektedir ancak içerisinde su ile karışabilen taşıyıcılar bulunmaktadır; bu nedenle ambalaj içerisinde sertleşmemekte ancak su ile temas ettiğinde sertleşme reaksiyonu aktive olmaktadır (Guo, Du, Li, Shen, Mobuchon, Hieawy, Wang, Yang, Ma ve Haapasalo, 2016). ERRM' nin hazır karışım şeklinde olması ve şırınga edilebilir macun kıvamı nedeniyle gelişmiş kullanım özellikleri, materyalin en önemli avantajları olarak bildirilmektedir (Yamamoto ve diğerleri, 2017).

Endosequence® kök tamir materyali' nin içeriğinde kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit, kalsiyum fosfat monobazik ve doldurucu ajanlar bulunmaktadır. Çalışma süresi 30 dakikadan fazladır, sertleşme reaksiyonu nem ile başlar ve final sertleşmesi yaklaşık olarak 4 saatte tamamlanır. Materyalin içinde nem ile etkileşim sonucunda dentin tübüllerine penetrasyonu sağlayan nanosfer partiküller bulunmaktadır. Bu durum mekanik bağlanma ve boyutsal stabiliteyi oldukça arttırmaktadır. ERRM, doku sıvısını taklit eder, içeriğindeki fosfat tükürüğü tamponlayarak apatit kristallerinin çökmesini sağlar ve bu da materyale biyoaktif bir özellik kazandırır (Kakani, Veeramachaneni, Tummala ve Khiyani, 2015).

Bioaggregate®

Bioaggregate® kök kanalı dolumunda, perforasyon tamir materyali olarak, vital pulpa tedavisi ve apeksifikasyon tedavilerinde kullanılabilen trikalsiyum silikat bazlı bir materyaldir. İçeriğinde trikalsiyum silikat, hidroksiapatit, amorf silikon dioksit ve tantalum oksit bulunmaktadır. Trikalsiyum silikat ana fazı oluşturur, tantalum oksit ise radyoopasite özelliği için eklenmiştir. *Bioaggregate®*' in içinde MTA' daki *Portland* çimentosu ve bizmut oksit yerine trikalsiyum silikat ve tantalum oksit bulunmaktadır. Bizmut oksit zamanla dişlerde renklenme yapabilmektedir, bu sebeple *Bioaggregate®*' uygulamalarında renklenme riski öngörülmemektedir. *Bioaggregate®*, biyoaktif ve biyouyumlu bir materyaldir; fibroblast, osteoblast ve mezenşimal hücrelerin farklılaşmasını hızlandırmaktadır. Aynı zamanda materyalin antibakteriyel ve antifungal özellikleri vardır (Chamilleri, Sorrentino ve Damidot, 2015).

Biodentine®

Biodentine® pulpa ile ilişkili endodontik endikasyonlara ek olarak kalıcı dentin replasmanı gibi doğrudan restoratif uygulamalar için de kullanılabilen; demineralize dentini remineralize etme kabiliyetine sahip bir materyaldir (Raskin, Eschrich, Dejou ve About, 2012).

Biodentine®' in klinik uygulamaları

Allazzam, Alamoudi ve El Meligy'e (2015) göre *Biodentine®* endikasyonları;

- Dentin replasmanı
- Pulpa kaplaması
- Pulpotomi
- Apeksifikasyon
- Retrograd restorasyon ile periapikal cerrahi
- Perforasyon tedavisi
- Rezorpsiyon tedavisi

Biodentine®' in içeriği

Biodentine® in temel yapısını, MTA' nın poliakrilik asit ve sodyum tripolifosfat gibi biyomimetik analoglarla karışımı sonucunda elde edilen Hidrolik Kalsiyum Silikat Siman oluşturmaktadır (Li ve diğerleri, 2017). *Biodentine®* in toz içeriği trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve zirkonyum oksitten oluşturmaktadır. Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat temel kor materyalleridir; zirkonyum oksit ise materyale radyoopasite özelliği vermektedir. Likitinde ise hızlandırıcı olarak kalsiyum klorit ve su miktarını azaltmak için suda çözünebilen bir polimer bulunmaktadır (Malkondu, Kazandağ ve Kazazoğlu, 2014).

Biodentine®' in manipulasyonu ve sertleşme zamanı

Biodentine®, kapsüldeki tozun içerisine 5 damla likit eklendikten sonra 30 saniye amalgamatörde karıştırılarak kullanıma hazır hale gelir ve bir spatül yardımı ile kaviteye yerleştirilir (Bachoo, Seymour ve Brunton, 2013).

Materyalin başlangıç sertleşme zamanı 9-12 dakikadır ve sertleşme zamanının kısa olması materyalin en önemli avantajlarından birisidir (Malkondu ve diğerleri, 2014). Grech, Mallia ve Camilleri (2013), *Biodentine®* in final sertleşme zamanını 45 dakika olarak belirlemişlerdir. Kaup ve diğerleri (2015a) ise *Biodentine®* in final sertleşme zamanını 85 dakika, MTA' nın final sertleşmesini ise 228 dakika olarak bildirmişlerdir.

Biodentine®' in özellikleri

Biyouyumluluk

Mori, Teixeira, de Oliveira, Jacomini ve da Silva (2014), diş materyallerinin biyouyumluluğunun, inflamatuvar reaksiyonlara yol açmamak ve doku iyileşmesine izin vermek için gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Biyolojik olarak uyumlu bir materyal, inflamatuvar reaksiyonu teşvik etmeden düşük toksisite göstermelidir. İnflamatuvar reaksiyon, 14 gün gibi makul bir süre içinde önemsiz seviyelere düşürülürse, bu materyal biyouyumlu olarak kabul edilebilir.

Jung, Mielert, Kleinheinz ve Dammaschke yaptıkları çalışmada (2014) periodontal ligament hücrelerinin miktarının *Biodentine*®' de MTA' ya oranla çok daha yüksek olduğunu ve böylece onarımın ve biyouyumluluğun MTA' ya göre daha iyi olduğunu bildirmiştir. *Biodentine*® esas olarak osteoblast ve osteoklast benzeri hücrelerin biyoaktivitesini artırır. Ayrıca, *Biodentine*®, MTA' dan önemli ölçüde daha yüksek seviyelerde kalsiyum iyonu salınımı göstermiştir.

Ravichandra, Vemisetty, Deepthi, Reddy, Ramkiran, Krishna ve Malathi (2014), *Biodentine*®' in kök ucu dolgu malzemesi olarak kullanıldığında, MTA' ya kıyasla belirgin derecede daha iyi marjinal adaptasyon sağladığını göstermişlerdir. Ancak, Soundappan, Sundaramurthy, Raghu, Natanasabapathy (2014), *Biodentine*®' in, MTA ile kök ucu dolgu malzemesi olarak rekabet edemeyeceğini bildirmiştir. *Biodentine*®' in biyouyumluluğu, odontoblast farklılaşmasını sağlama kabiliyeti ve bakteriyel sızıntı direnci göz önüne alındığında diş hekimliğinde perforasyon tamir materyalleri listesine eklenmesi gerektiği önerilmiştir (Niranjani, Prasad, Vasa, Divya, Thakur ve Saujanya, 2015).

Akbulut, Arpacı ve Eldeniz (2018) yapmış olduğu *in-vitro* çalışmada retrograd dolgu malzemelerinin (*Biodentine*®, *Mikro-Mega mineral trioksit agregat* (MM-MTA), polimetilmetakrilat (PMMA) kemik simanı ve *Smart Dentin Replacement* (SDR)) periodontal ligament fibroblastı üzerindeki biyouyumluluğunu değerlendirmişlerdir. *Biodentine*® ve kompomere maruz kalan hücreler, en yüksek hayatta kalma oranlarını göstermiştir. Üç günlük örnekler, 1 günlük örneklerden daha sitotoksik bulunmuştur. *Biodentine*® ve Kompomer' in, diğer kök uç dolgu maddelerine göre biyolojik olarak daha uyumlu olduğu bildirilmiştir.

Biodentine® sıvı içeriği, materyallerden kalsiyum salarak hücre büyümesini indüklemek için *Portland* çimentosunun bileşimine eklenen kalsiyum klorürü içerir (Gandolfi, Perut, Ciapetti, Mongiorgi ve Prati, 2008). Bu kalsiyum klorür, *Biodentine*®' in biyouyumluluğuna katkıda bulunur. Akbulut, Arpacı ve Eldeniz' in (2018), Corral Nuñez, Bosomworth, Field, Whitworth ve Valentine' nin (2014) ve Zhou, Shen, Wang, Li, Zheng, Hakkinen ve Haapasalo' nun (2013) yürüttükleri çalışmalarda, sitotoksikite bulguları açısından *Biodentine*®' in MTA' ya tercih edilebileceği bildirilmiştir. *Biodentine*®' in üstün biyouyumluluğu, çalışmalarda kullanılan diğer malzemelerin farklı kimyasal bileşimleriyle açıklanabilir. Örneğin zirkonyum oksit, *Biodentine*®' de bir radyoaktif olarak bulunurken;

bizmut oksit, MTA için radyopasite sağlar. Camilleri ve diğerleri, (2004) bizmut oksidin hücre büyümesini uyarmadığını bildirmiştir. *Biodentine*®' in daha düşük sitotoksitesisi ile ilgili başka bir açıklama, MTA' da bulunan metal safsızlıklarını ortadan kaldıran aktif biyosilikat teknolojisi olabilir (Strassler ve Levin, 2011). Camilleri, Kralj, Veber, Sinagra' nın (2012) yapmış olduğu bir çalışmada, *Biodentine*® içeriğinde arsenik, kurşun ve krom izlerinin bulunduğunu bildirmiştir. Bir başka çalışma, *Biodentine*®' in arsenik, bakır, demir, manganez ve çinko içeren ağır metalleri serbest bıraktığını ortaya koymuştur (Jang, Lee, Koh, Park, Joo, Chang, Hwang, Oh ve Hwang, 2014). Ancak Camilleri ve diğerleri (2012), *Biodentine*® örneklerinde tespit edilen arsenik miktarının ihmal edilebilir olduğunu; bu nedenle *Biodentine*®' in güvenilir bir materyal olarak düşünülebileceğini rapor etmiştir.

Nunez, Bosomworth, Field, Whitworth ve Valentine (2014) yaptığı bir çalışmada, hem MTA hem de *Biodentine*®' in hücre proliferasyonunu artırdığını ve osteojenik kabiliyetlerini göstermiştir. İki materyalin de hücre için pozitif ortam sağlama potansiyeline sahip olduğu ve biyouyumluluk açısından benzer olduğu belirtilmiştir.

Çözünürlük

Biodentine®, gözenekliliği azaltmak için katkı maddelerinin kullanımına ek olarak daha düşük bir partikül boyutuna sahiptir (Koubi, Elmerini, Koubi, Tassery ve Camps, 2012). Bir başka önemli özellik ise daha küçük bir tanecik boyutuna sahip olan ve kalsiyum silikatın bulunduğu boşlukların daha fazla doldurulmasını sağlayan, radyoopaklaştırıcı olarak kullanılan zirkonyum oksidin varlığıdır (Li, Yoshihara, De Munck, Cokic, Pongprueksa ve Putzeys, 2016). Bu faktörler, sıvı alım testlerinde ve mikroskopide MTA ile karşılaştırıldığında *Biodentine*® için gözlenen daha düşük gözeneklilik değerlerini haklı gösterebilir. Ayrıca *Biodentine*®, bileşiminde materyalin manipülasyonunu desteklemek için polikarboksilat içerir. Bununla birlikte, malzemenin çözünürlüğünü artırabilecek bir sürfaktan etkisine sahiptir (Dawood, Manton, Parashos, Wong, Palamara ve Stanton, 2014). Gandolfi, Siboni, Botero, Bossù, Riccitiello ve Prati' nin (2015) çalışmasında kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat bazlı materyallerin çözünürlüğü değerlendirilmiştir. Kalsiyum silikat bazlı materyallerden MTA' nın ve *Biodentine*®' in çözünürlüğü arasında *Biodentine*®, MTA' ya göre daha az çözünürlük göstermiştir.

Antibakteriyal etki

Mikroorganizmalar pulpal ve periapikal hastalıkların gelişiminde, ilerlemesinde ve endodontik tedavinin başarısızlığında rol oynar. Endodontik tedavide kök kanal sisteminden mikroorganizmaların yok edilmesi ve restoratif tedavi sırasında bakteriyel girişin önlenmesi klinik başarı için önemli faktörler arasındadır (Kim, Kim, Lee, Lee ve Shin, 2015).

Bhavana, Chaitanya, Gandhi, Patil, Dola ve Reddy (2015)' nin yapmış olduğu çalışmada *Biodentine*®' in, MTA' ya ve cam iyonomer'e göre daha fazla bakteri inhibisyon alanı oluşturduğu bildirilmiştir. Koruyucu, Topcuoglu, Tuna, Ozel, Gencay, Kulekci ve Seymen' in (2015) çalışmasında, MTA ile *Biodentine*®' in benzer mekanizma ile aynı antibakteriyal aktiviteye sahip olduğu rapor edilmiştir.

Örtücülük

Malhotra ve Hegde (2015), daha küçük *Biodentine*® partiküllerinin, boşluk yüzeyinde ve doldurma ara yüzünde daha iyi adaptasyona yardımcı olduğunu öne sürmüşlerdir. MTA' ya kıyasla *Biodentine*®' in gözenek hacmi ve gözenekliliğinin azalması, daha iyi sızdırmazlık kabiliyetini sağlamıştır. Kalsiyum alüminat ve kalsiyum sülfatın olmaması, sıvı içinde kalsiyum klorürün bulunması gibi *Biodentine*® tozunun modifiye edilmiş bileşimi, esas olarak kullanım ve sızdırmazlık kabiliyeti gibi fiziksel özelliklerini geliştirmiştir. *Biodentine*®' in daha hızlı sertleşmesi, uzun süreli sızıntıyı önler ve böylece bakteriyel kontaminasyonu azaltır.

Doku rejenerasyonu

Doku rejenerasyonu için gerekli olan yara iyileşme süreçleri; hücre çoğalması, tutunma ve göçü içeren farklı fazlara ayrılır (Loison-Robert, Tassin, Bonte, Berbar, Isaac, Berdal, Simon ve Fournier, 2018). *Biodentine*®' in pulpa kök hücre üzerindeki etkisine odaklanan bir çalışma, *Biodentine*®' in pulpa kök hücrelerinin çoğalmasını, göçünü ve tutunmasını artırarak doğrudan pulpayla temas ettiğinde iyileşmeyi olumlu etkilediğini göstermiştir (Luo, Li, Kohli, Yu, Kim ve He, 2014). Dentin bariyeri bozulduğunda, pulpa kök hücrelerinin ve pulpa dokusu rejenerasyonunun aktivasyonunu içeren bir dentin iyileşme süreci başlatılır (Simon, Berdal, Cooper, Lumley, Tomson ve Smith, 2011).

Renklenme

Yoldaş, Bani, Atabek ve Bodur' un (2016) çalışmasında *Biodentine®*' in test edilen materyaller arasında (*BioAggregate*, *Biodentine®*, *MTA Angelus*) en az renk değişikliği potansiyeline sahip olduğu bildirilmiştir. *Biodentine®*' in beyaz MTA ve gri MTA ile karşılaştırıldığında benzer sızdırmazlık, daha hızlı sertleşme zamanı ve daha yüksek çözünürlüğe sahip olduğu bildirilmiştir (Kaup ve diğerleri, 2015a; Butt, Talwar, Chaudhry, Nawal, Yadav ve Bali, 2014). *Biodentine®*, MTA' dan daha yüksek çözünürlüğe sahip olmasına rağmen, sertleşme süresi MTA' dan önemli ölçüde daha hızlıdır. Bu nedenle, *Biodentine®* kan bileşenlerini daha hızlı bir şekilde bloke etmeye başlayabilir.

Bağlanma

Odabaş, Bani ve Tirali, (2013), *Biodentine®*' e 12 dakika ve 24 saat sonunda uygulanan 3 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Tüm adeziv grupları arasında aynı zaman aralıklarında anlamlı fark bulunmamıştır. İki zaman aralığı arasında, en düşük değer 12 dakika süre ile *total-etch* adeziv için elde edilmişken; en yüksek değer 24-saatte iki adımlı *self-etch* adeziv sistem ile elde edilmiştir.

Kaup, Dammann, Schäfer ve Dammaschke' nin (2015) çalışmasında, *Biodentine®*' in bağlanma dayanımının 2 gün ile 1 hafta arasında anlamlı bir artış gösterdiği bildirilmiştir. Bachoo, Seymour ve Brunton, (2013) *Biodentine®*' in başlangıç reaksiyonunun yaklaşık 12 dakika sürdüğünü ve tam olgunlaşmanın 2 hafta – 1 ay sürdüğünü bildirmiştir.

Kalsiyum ile zenginleştirilmiş karışım

Kalsiyum ile zenginleştirilmiş karışım (*Calcium Enriched Mixture-CEM*) 2006 yılında endodontik dolum materyali olarak üretilmiştir. Simanın tozunda kalsiyum oksit, sülfür trioksit, fosfor pentaoksit ve silikon dioksit bulunmaktadır. Bu materyalin pH' sı 10,7 civarında alkalın bir özellik göstermektedir. Akışkanlık, film kalınlığı ve sertleşme zamanı (yaklaşık 50 dakika) gibi fiziksel özellikleri MTA ile benzerdir. CEM oldukça biyoyumlu bir materyal olmakla birlikte sert doku oluşumunu ve hidroksiapatit formasyonunu uyarmaktadır. Aynı zamanda yüksek derecede antimikrobiyal etkinlik göstermektedir (Utneja, Nawal, Talwar ve Verma, 2015).

TheraCal LC®

Kalsiyum silikat bazlı simanlar kategorisinde yer alan, en yaygın kullanım alanına sahip materyal olan MTA' nın en önemli dezavantajı olan uzun bekleme süresinin üstesinden gelmek için *TheraCal LC®* geliştirilmiştir. Bu yeni malzeme direkt veya indirekt pulpa tedavileri prosedürleri için tasarlanmış “ışıkla sertleştirilebilir rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı MTA” olarak piyasaya sürülmüştür. Malzemenin geleneksel MTA' ya kıyasla kısa sertleşme süresi, düşük çözünürlük, yüksek akış kabiliyeti ve uygulama kolaylığı olduğu rapor edilmiştir (Gandolfi ve diğerleri, 2012).

TheraCal LC®' nin klinik uygulamaları

Dawood ve diğerlerine (2017) göre *TheraCal LC®*' nin endikasyonları şunlardır:

- Direkt pulpa kaplaması
- İndirekt pulpa kaplaması
- Restorasyonların altına siman kaidesi olarak
- Cam iyonomer, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ojenöl, çinko fosfat simana alternatif olarak

TheraCal LC®' nin içeriği

TheraCal LC®, yaklaşık % 45 *Portland* çimentosu, % 10 radyopak bileşen (bizmut oksit), % 5 hidrofil yoğunlaştırıcı ajan ve ağırlıkça yaklaşık % 40 rezin içermektedir (Gandolfi ve diğerleri, 2012). Suyun *TheraCal LC®* tozu içeriğindeki hidrofilik rezin matrikse nüfuz etmesiyle birlikte malzemenin MTA' ya göre mekanik ve fiziksel özelliklerinin güçlendiği, yüksek alkali pH' nın korunduğu, kalsiyum oksit kullanılabilirliğinin devam ettiği, biyouyumluluk ve anti-bakteriyel niteliklerin korunduğu rapor edilmiştir (Cannon, Gerodias, Vieira, Percinoto ve Jurado, 2014).

TheraCal LC®' nin manipülasyonu ve sertleşme zamanı

TheraCal LC® şırınga yardımıyla kaviteye kolayca yerleştirilir ve *Light Emitting Diode* (LED) ışıklı polimerizasyon cihazı ile 20 saniye ışlandıktan sonra sertleşme reaksiyonu tamamlanır (Gandolfi ve diğerleri, 2012).

TheraCal LC®' nin özellikleri

Biyoyumluluk

Buonavoglia, Lauritano, Perrone, Ardito, Troiano, Dioguardi, Candotto, Silvestre ve Lo Muzio' nun (2017) çalışmasında, *TheraCal LC®*' nin biyoyumluluğu için osteoblast benzeri hücreler (MG63) kullanılmıştır. *TheraCal LC®* ile tedavi edilen MG63 hücrelerinde sitotoksikite gözlenmemiştir. *TheraCal LC®*' nin fizyolojik hücre büyümesine ve farklılaşmasına izin veren MG63 hücreleri üzerinde biyoyumlu olduğu gösterilmiştir.

İnsan kaynaklı pulpa hücrelerinin proliferasyonu, farklılaşması ve mineralize sert dokuların yeniden oluşumunda, kalsiyum iyonlarının biyoyararlanımı önemli bir rol oynar. *TheraCal LC®* den salınan kalsiyum iyonlarının miktarı, diş pulpası ve odontoblastlar üzerinde stimülasyon etkisi yaratacak konsantrasyon aralığındadır (Gandolfi ve diğerleri, 2012; Dawood ve diğerleri, 2017). Gandolfi ve diğerleri, (2012) *TheraCal LC®*' nin test edilen süre boyunca (28 gün) Dycal' a oranla önemli ölçüde daha fazla kalsiyum salınımı yaptığını bildirmişlerdir. Gandolfi ve diğerleri, (2015) MTA ve *TheraCal LC®*' nin kalsiyum salınımının sabit olduğunu (zamanla istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığı) rapor etmişlerdir. Camilleri, Laurent ve About (2014) *TheraCal LC®*' nin kalsiyum serbest bırakma kabiliyetinin *Biodentine®*' den anlamlı şekilde daha az olduğunu bildirmiştir. Bir çalışma, *TheraCal LC®* ve *ProRoot MTA®*' nin benzer odontojenik etkilere sahip olduğunu gösterirken (Lee, Lee, Chang, Hwang, Hwang ve Oh, 2017), başka bir çalışmada ise, odontojenik etkinliklerine göre MTA ve *Biodentine®* ile kıyaslandığında, *TheraCal LC®* ' nin etkinliği zayıf olarak bildirilmiştir (Bortoluzzi, Niu, Palani, El-Awady, Hammond, Pei, Tian, Cutler, Pashley ve Tay, 2015).

Çözünürlük

Geleneksel kalsiyum hidroksit bazlı materyallerin en önemli dezavantajlarından biri, doku sıvılarında zaman içerisinde (uygulamadan 1-2 yıl sonra) yüksek çözünürlük göstermeleridir. Bu materyalin yer yer ortadan kalkmasına, tünel defektlerinin oluşumuna yol açar ve kalıcı bir sızdırmazlık sağlanamaz (Horsted-Bindslev ve Lovshall, 2002; Desai ve Chandler, 2009). Gandolfi ve diğerlerinin (2012) çalışmasına göre, MTA, kalsiyum

hidroksit ve *TheraCal LC®* arasında en düşük çözünürlük değerlerini *TheraCal LC®* grubu göstermiştir.

Gandolfi ve diğerlerinin (2015) bir başka çalışmasında kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat bazlı materyallerin çözünürlüğü değerlendirilmiştir. Kalsiyum hidroksit ve silikat bazlı materyaller arasında en az çözünürlüğü *TheraCal LC®* göstermiştir.

Remineralizasyon

Biyolojik olarak aktif iyonları serbest bırakma yeteneği bir maddenin biyoaktif olması ve apatit oluşumunu tetiklemesi için bir ön şarttır. Önceki çalışmalar, fosfat içeren çözeltilere daldırıldığında kalsiyum silikat bazlı simanlarının yüzeyinde apatit oluşumunu göstermiştir (Gandolfi, Taddei, Tinti ve Prati, 2010; Gandolfi, Van Landuyt, Taddei, Modena, Van Meerbeek ve Prati, 2010a). Apatit formasyonu, hücrelerin sıralı bir şekilde dizilebilmesi için uygun bir yüzey oluşturmak gibi birçok avantaj sunar (Gandolfi, Shah, Feng, Prati, Akintoye, 2011) ve yeni dentin dokusu üretmek için odontoblast benzeri hücreleri uyarabilir, apatit kristallerinin birikmesiyle komşu dentini remineralize edebilir (Tay ve Pashley, 2008). Biyolojik sıvıların (kan, eksüda, plazma, dentin sıvısı) içerdiği fosfat iyonları, materyallerden salınan Ca^{+2} ve OH^- iyonları ile reaksiyona girebilir. Ek olarak, alkalik pH'nın onarıcı dentin oluşumuyla birlikte inflamatuvar bir reaksiyona neden olduğu ve ayrıca hidroksiapatit oluşumuna yardımcı olduğu bilinmektedir (Lazic, 1995). Gandolfi ve diğerlerinin (2012) çalışmasında *TheraCal LC®*'nin kimyasal-fiziksel özellikleri araştırılmıştır. *TheraCal LC®*, *ProRoot MTA®* ve *Dycal'* in 28 gün içinde Ca^{+2} ve OH^- iyon salınımı, 24 saatte çözünürlük ve su alımı (ağırlık yüzdesi değişimi) değerlendirilmiştir. *TheraCal LC®*, *ProRoot MTA®* veya *Dycal'* dan daha yüksek kalsiyum salınım kabiliyeti ve daha düşük çözünürlük sergilemiştir. 7-14 gün sonra *TheraCal LC®*'nin hidroksil iyonu salınımındaki azalma ve fizyolojik pH'ya yaklaşması sayesinde pulpa canlılığının devamlılığı ve tersiyer dentin oluşumu için elverişli bir ortam yaratılabildiği rapor edilmiştir.

Kurun-Aksoy, Tulga ve Orhan (2017) yürüttükleri çalışmada MTA, *Biodentine®*, *TheraCal LC®* ve *Calcimol'* un Ca^{+2} ve OH^- iyon salınımını değerlendirmişlerdir. Tüm materyallerin bekletildiği salinli su çözeltisinde Ca^{+2} iyonları tespit edilmiştir. Tüm ölçümlerde Ca^{+2} iyonları *Biodentine®* ve *TheraCal LC®* için diğer tüm materyallerden daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte, *Biodentine®* ve *TheraCal LC®* arasında anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Tüm materyaller için, ilk 7 günde Ca^{+2} iyon salınımı hızla artmış ve bunu takip eden periyotlarda kademeli bir artış izlenmiştir. Tüm deney gruplarında, 24 saat, 7 gün ve 28 gün arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ve 28. günlerdeki sonuçlar 24 saat ve 7. güne göre anlamlı olarak daha yüksek olarak rapor edilmiştir.

Antibakteriyel etki

Hidroksil iyonlarının salınması, çevredeki ortamın pH' sını artırır ve pulpa dokusunun tahriş olmasına neden olur. Bu alkali pH, bakterilerin hayatta kalma ve proliferasyonu için elverişsiz bir ortam oluşturur (Poggio, Lombardini, Colombo, Beltrami ve Rindi, 2015). Poggio ve diğerleri, (2015) yapmış olduğu *in-vitro* çalışmada 6 pulpa kaplama ajanının (*Dycal*®, *Calcur*®, *Calcimol LC*®, *TheraCal LC*®, *MTA Angelus*® and *ProRoot MTA*®) pH değerlerini değerlendirmişlerdir. Test edilen malzemelerin pH' sı 10 ile 12 arasında değişmiştir. Bu *in-vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde, incelenen pulpa kaplama malzemelerinin tümü oldukça alkali pH değerleri göstermiştir.

Doku rejenerasyonu

TheraCal LC®' nin kalsiyum salınımı yaparak, apatit ve sekonder dentin oluşumunu uyardığı bildirilmiştir (Estrela ve Holland, 2003; Gandolfi ve diğerleri, 2012). Yamamoto ve diğerlerinin (2017) çalışmasında incelenen *Biodentine*®, *Endosequence*® ve *TheraCal LC*® gruplarının hepsinde, Ca^{+2} salınımının gerçekleştiği; alkalik pH değerinin korunduğu; Ca^{+2} ve PO_4^{-3} 'tan oluşan yüzey çökeltilerinin üretilebildiği gösterilmiştir. Bu bulgular *TheraCal LC*®' nin tamir dentinini geliştirme kabiliyetine katkıda bulunabilecek biyoaktiviteye sahip olduğunu göstermektedir (Gandolfi ve diğerleri, 2012).

Bağlanma

Restorasyonun klinik olarak uzun ömürlü olabilmesinde, restoratif materyal ile siman arasındaki bağlanmanın kuvveti ve kalitesi önem teşkil eder (Al-Sarheed, 2006). Karadas ve diğerlerinin (2016) çalışmasında, MTA ve *TheraCal LC*®, *total-etch* ve *self-etch* adeziv sistem kullanılarak karşılaştırılmıştır ve *TheraCal LC*®' nin MTA' ya göre daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.

Cantekin (2015), farklı materyallerin *TheraCal LC®* ye bağlanma kuvvetlerini değerlendirmiş; metakrilat esaslı kompozitin, siloran esaslı kompozit veya cam iyonomer simana kıyasla daha yüksek bağlanma gücü değerlerine sahip olduğunu bildirmiştir.

Doku hasarı

Derin kavitelere ve pulpanın ekspoz olduğu durumlarda kullanılmak amacı ile ışıkla sertleşen pulpa kaplama ajanları geliştirilmiştir. Ancak, bu materyallerin polimerizasyonu sırasında oluşan ısı, *irreversible* pulpa hasarına neden olabilir (Smail, Patterson, McLundie ve Strang, 1988).

Savaş, Botsali, Kucukyılmaz ve Sari' nin (2014) çalışmasına göre, *TheraCal LC®*' nin, mesafe faktöründen bağımsız olarak diğer tüm pulpa kaplama ajanları arasında en düşük ortalama sıcaklık artışını sergilediği belirtilmiştir.

Düşük özgül ısı kapasitesine sahip bir malzeme yüksek ısı yalıtımı özelliklerine sahiptir. Bu yalıtım özelliklerinden dolayı kalsiyum silikat yıllar boyunca pek çok sanayi kolunda bir izolasyon malzemesi olarak kullanılmıştır (Mojumdar, Raki, Mathis, Schimdt ve Lang, 2006). Bu nedenle kalsiyum silikatın yüksek ısı yalıtım özelliği *TheraCal LC®* ye yalıtım kabiliyetini verir. Polimerizasyon esnasında düşük sıcaklık değişiklikleri olan *TheraCal LC®*' nin, derin kavitelere indirekt pulpa kaplama ajanı olarak tercih edilebileceği belirtilmiştir (Savaş ve diğerleri, 2014).

Diş hekimliğinde “Biyouyumlu-Biyoaktif” olarak tanımlanan materyallerin birincil kullanım amacı pulpa sağlığının ve canlılığının devam ettirilebilmesidir. Bu bağlamda pulpayı koruyacak bir diğer etken pulpaya en yakın bölgeye yerleştirilen biyoaktif-biyouyumlu materyallerle, final restorasyonunu oluşturacak olan restoratif materyal arasındaki bağlantının kalitesidir. Günümüzde daimi dişlerin restorasyonunda en çok tercih edilen materyal rezin bazlı kompozit materyallerdir (Tran ve Messer, 2003). Tulumbari ve diğerleri, (2017) *Biodentine®* ve MTA' nin kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki bağlanma dayanımını karşılaştırmıştır. Cantekin ve Avcı (2014) metakrilat bazlı kompozitlerin, siloran bazlı kompozitlerin ve cam iyonomer simanın *Biodentine®* ve MTA' ya bağlanma dayanımını değerlendirmiştir. Niranjani, Shashikiran, Singla, Thakur, Dubey ve Maran, (2016) MTA ve *Biodentine®*' in kompozit restorasyonu

ile arasındaki mikrosızıntıyı değerlendirmişlerdir. Günümüzde diş hekimliğinde biyoaktif-biyouyumlu materyallerin popüleritesi göz önüne alındığında, bu materyallerle birlikte kullanılacak olan adeziv sistemler ve rezin bazlı kompozitlerle ilgili araştırmalar devam etmektedir.

2.2. Biyoaktif–Biyouyumlu Materyaller ve Restoratif Materyallerin Birarada Kullanımı

2.2.1. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer siman, mine ve dentine kimyasal olarak bağlanan “biyouyumlu” olarak tanımlanan bir materyaldir. Floroalüminasilikat cam tozu ve poliakrilik asit arasındaki asit-baz reaksiyonu ile materyalin sertleşmesi gerçekleşir (Mutluay ve Mutluay, 2016). Neme karşı hassas olması, kısa çalışma süresi, kırılma direncinin düşük olması ve çiğneme stresine düşük aşınma direnci sergilemeleri gibi dezavantajlara sahiptir (Somani, Jaidka, Singh ve Sibal, 2016).

Yesilyurt ve diğerlerinin (2009) çalışmasında 2 konvansiyonel cam iyonomer simanın (*Ketac Molar Easymix* ve *Fuji IX*) MTA' ya bağlanma dayanımı 2 farklı sürede (45 dakika ve 72 saat) karşılaştırılmıştır. Test edilen her iki süre arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel anlamda fark bulunmamıştır.

2.2.2. Kompomer

Kompomer, kompozit rezinlere benzer özelliklere sahip flor salınımı yapan hibrit materyaldir. Kompomerler flor salabilme yeteneğine sahip materyaller olarak tanımlansa da, salınan flor miktarı cam iyonomer simanlar ile kıyaslandığında daha düşük bulunmuştur (Mutluay ve Mutluay, 2016).

Tulumbaci ve diğerlerinin (2017) çalışmasında, iki kalsiyum silikat bazlı materyalin (*Biodentine®* ve MTA) üzerine yapılan kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman restorasyonun arasındaki bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır. Bağlanma dayanımı en yüksek olan gruplar istatistiksel anlamda farklılık olacak şekilde MTA' nın üzerine kompozit ve kompomer restorasyon yapılmış gruplar olarak bulunmuştur.

2.2.3. Kompozit

150 yıldan fazla bir süredir, amalgam diş restorasyonları için kullanılan birincil materyaldir (Lynch ve Wilson, 2013). Bugün, kompozit materyaller estetik ve adeziv özelliklerinden dolayı daha fazla tercih edilmektedirler. Son yıllarda fiziksel özelliklerinde meydana gelen önemli gelişmeler yaygınlıklarını arttırmış ve birçok klinik uygulamada kompozit materyaller ilk tercih edilen malzeme haline gelmiştir (Wilson, Dunne ve Gainsford, 1997).

Üretim tekniğindeki yüksek hassasiyet, polimerizasyon sırasında büzülme ve marjinal boşluk oluşturma olasılığı gibi kısıtlamalara ek olarak kompozitlerin dayanıklılığı kritik faktörlerdir (Davidson, de Gee ve Feilzer, 1984). Ancak çalışmalar (Manhart, Chen, Hamm ve Hickel, 2004; Heintze ve Rousson, 2012) kompozitler için yıllık başarısızlık ortalamasının oklüzal ve oklüzoproksimal restorasyonlarda %1 ile %3 arasında değişmekte olduğunu göstermiştir.

Cantekin ve Avcı (2014) metakrilat bazlı kompozitlerin, siloran bazlı kompozitlerin ve cam iyonomer simanın iki kalsiyum silikat bazlı materyale (*Biodentine*® ve MTA) olan bağlanma dayanımını değerlendirmiştir. *Biodentine*®' in üzerine restore edilen metakrilat bazlı kompozit grubu bağlanma dayanımı açısından diğer gruplara göre istatistiksel anlamda daha yüksek bulunmuştur.

Kalsiyum silikat bazlı simanların sahip oldukları yüksek remineralizasyon kabiliyeti sayesinde, kompozitin altında kullanımının pulpa dokusu tarafından biyolojik açıdan daha iyi tolere edileceği (Cannon ve diğerleri, 2014) ve kullanımlarının daha avantajlı olacağı bildirilmektedir (Saito, Toyooka, Ito, Crenshaw, 2003).

2.3. Restoratif Materyallerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde

Kullanılan Testler

Diş hekimliğinde restorasyonların klinik ömrünü etkileyen faktörlerden biri restorasyonu oluşturan materyallerin bağlanma kabiliyetidir ve bu özellik “bağlanma dayanımı testi” ile ölçülmektedir. Yıllar boyunca, klinisyenler günlük uygulamalarında kullanılacak adeziv sistemleri seçmek için laboratuvar değerlendirmelerine güvenmişlerdir. Her ne kadar dental adezivlerin klinik performansını öngörmek için bağlanma kuvveti testlerinin geçerliliği

sorgulanabilir olsa da (Sudsangiam ve van Noort, 1999) mevcut kanıtlar uygun laboratuvar koşullarında bağlanma dayanımı testlerinin klinik performans sonuçlarını değerlendirmek amacıyla kullanılabileceğini bildirilmektedir (Van Meerbeek, De Munck, Yoshida, Inoue, Vargas, Vijay, Van Landuyt, Lambrechts ve Vanherle, 2003).

Laboratuvar ortamında yürütülen bağlanma testleri statik veya dinamik testler olarak ikiye ayrılır (Poitevin, De Munck, Cardoso, Mine, Peumans, Lambrechts ve Van Meerbeek, 2010).

2.3.1. Statik testler

Statik testler, bağlanma alanı $>3 \text{ mm}^2$ olan makro testler ve bağlanma alanı $<3 \text{ mm}^2$ olan mikro testler olarak kategorize edilir (Van Meerbeek, Peumans, Poitevin, Mine, Van Ende, Neves ve De Munck, 2010).

Makro test yöntemleri

Makro-bağlanma dayanımı, makaslama (*shear*), gerilme (*tensile*) veya itme (*push-out*) protokolü kullanılarak ölçülür (Salz ve Bock, 2010). Makro testler basitliği ile bilinmesine rağmen gelişen teknoloji koşullarında dahi halen en çok tercih edilen testlerden biridir (Braga, Meira, Boaro ve Xavier, 2010).

Makro makaslama testi

Makaslama bağlanma testinde, iki malzeme bir adeziv materyal ile yapıştırılır ve malzemeler arasında kırılma meydana gelinceye kadar makaslama kuvveti uygulanır. Materyallerin adeziv sistem ile bağlanması prosedüründen başka bir işlem gerektirmediğinden, makaslama bağlanma testi diş hekimliğinde en yaygın kullanılan testlerden biri olarak bildirilmiştir (Burke, Hussain, Nolan ve Fleming, 2008).

Bağlanma dayanımı testine dahil olan faktörler ile ilgili yapılmış bir meta analizde, dentin, kompozit, adezyon alanı, bağlanma düzeneklerinin depolama koşulları ve test tasarımı gibi çeşitli parametrelerin önemi ortaya çıkmıştır (Leloup, D'Hoore, Bouter, Degrange ve Vreven, 2001). Bir başka değişkenlik kaynağı, tel halkaları, noktalar ve bıçak kenarları dahil

olmak üzere kesme kuvvetini uygulamak için kullanılan farklı konfigürasyonlardır (DeHoff, Anusavice ve Wang, 1995).

Makro gerilme testi

Gerilme testinde, test örneğinin her iki tarafına da yük uygulanır. Örnek aktif veya pasif tutma yöntemleriyle tutulabilir (Armstrong, Geraldeli, Maia, Raposo, Soares ve Yamagawa, 2010). Gerilme testinde gerilmeler ara yüzey boyunca makaslama testine göre daha homojendir ve bu nedenle maksimum temel gerilme değerleri nominal dayanıma çok daha yakındır (Braga ve diğerleri, 2010).

Makro itme testi

Bu yöntemde üniversal test makinesine monte edilmiş bir piston aracılığıyla yük uygulanır. Piston, kök kanal duvarına dokunmadan test malzemesinin neredeyse tamamının kaplanmasını sağlamalıdır (Jainaen, Palamara ve Messer, 2007). Bu yöntem, çoğunlukla kök kanalı doldurucu patinin adezyonunu ve kök kanallarına uygulanmış postların tutuculuğunu test etmek için kullanışlıdır (Goracci, Tavares, Fabianelli, Monticelli, Raffaelli, Cardoso, Tay ve Ferrari, 2004).

Mikro test yöntemleri

Mikro-bağlanma dayanımı testleri örneklere uygulanan baskılara dayanarak mikro makaslama (*shear*), mikro gerilme (*tensile*) veya mikro itme (*push-out*) olarak üç tipe ayrılır (Sirisha, Rambabu, Ravishankar ve Ravikumar, 2014).

Mikro makaslama testi

Kesit alanı 3 mm²' den daha az olan örnekleri değerlendirir (Phrukkanon, Burrow ve Tyas, 1998). Adeziv sistemlerin verimli bir şekilde taranmasına, çeşitli alt tabakaların bölgesel ve derinlik profillerinin alınmasına ve dişlerin korunmasına izin verir. Fakat makaslama kuvveti yüklenmesinin ardından kusurların ve farklı gerilme konsantrasyonlarının ortaya çıkmasına neden olabilir (Van Noort, Cardew, Howard ve Noroozi, 1991).

Mikro gerilme testi

Mikro gerilme testinde, dişlerin daha ekonomik kullanımı, bölgesel farklılıkların daha iyi kontrol edilmesi, arayüzde daha iyi stres dağılımı gibi avantajları vardır; düzensiz yüzeyler ve küçük alanlar nedeniyle başarısız olan bağlanmaların mikroskobik incelemesini kolaylaştırır (Sano, Shono, Sonoda, Takatsu, Ciucchi, Carvalho ve Pashley, 1994).

Mikro itme testi

Mikro itme testi, örnek kalınlığının 1 mm²' den küçük veya ona eşit olduğu makro itme testinin bir modifikasyonudur. Mikro gerilme bağlanma dayanımı test yöntemi, erken bağlanma başarısızlık yüzdesinin yüksek olması ve test sonuçlarındaki büyük farklılıklar nedeniyle intrakanal dolgu malzemeleriyle kullanım için uygun değildir (Soares, Santana, Castro, Santos-Filho, Soares, Qian ve Armstrong, 2008). Mikro itme, fiber postların bağlanma kuvvetini ölçerken mikro çekme tekniğinden daha güvenilirdir (Goracci, Tavares, Fabianelli, Monticelli, Raffaelli, Cardoso, Tay ve Ferrari, 2004).

2.3.2. Dinamik testler

Klinik koşulların simülasyonunu daha iyi oluşturmak için statik bağlanma kuvveti verilerinin dinamik yorulma verileri ile takviye edilmesi gereklidir. Makaslama yorulma testi, itme yorulma testi, gerilme yorulma testi, rotary yorulma testi, 4 noktalı eğilme yorulma testi gibi farklı yorulma protokolleri kullanılmıştır (Braem, 2007).

Yorgunluğu belirlemek için iki yaklaşım vardır: merdiven boşluğu yaklaşımı ve yorulma ömrü yaklaşımı (Draughn, 1979). Ne yazık ki, iddia edilen bir ihtiyaca rağmen, adezivlerin yorulma testi için bir standart mevcut değildir (Braem, Lambrechts ve Vanherle, 1994).

2.4. Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

Mikrosızıntı analizleri restoratif materyallerin performansı hakkında faydalı bilgiler sağlar. Diş ve restorasyon arasında oluşan sızıntının engellenmesi restorasyonların klinik ömrünü uzatır. İdeal restorasyon materyali kavite duvarlarına adapte olmalı ve boşluk oluşturmamalıdır. Yetersiz adaptasyon materyal aralığında bakteri ve toksin geçişine yani

mikrosızıntıya sebep olacaktır ve bunun sonucunda kenar renklenmesi, hassasiyet, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi tablolar gelişecektir (Gwinnett, Tay, Pang ve Wei, 1995).

Mikrosızıntının değerlendirilmesi için farklı teknikler geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Radyoaktif izotopları, hava basıncını, bakteri aktivitesini, nötron aktivasyon analizini, taramalı elektron mikroskopunu ve boya penetrasyonunu kullanan bu testlerin tümünün avantaj ve dezavantajları mevcuttur (Öztürk, Ersöz, Öztürk, Hatunoğlu ve Malkoç, 2016).

2.4.1. Boya penetrasyonu

Oluşan sızıntının belirlenmesinde boya penetrasyonu tekniği en eski mikrosızıntı yöntemlerinden olup basit ve maliyeti ucuz olduğu için en çok tercih edilen yöntemlerden biridir (Taylor ve Lynch, 1992). Bu teknikte, restore edilmiş bir dişin apeksini kompozit materyali ile kapatarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila ile kaplanmasından sonra belirli bir süre boya solüsyonu içinde bekletilen örneklerden kesitler alınarak sızan boyanın mikroskop altında incelemesi ile mikrosızıntı belirlenir (Heintze, 2007).

2.4.2. Radyoaktif izotop testi

Boya penetrasyon yönteminden sonra en çok tercih edilen testtir. Diş ile materyal arasından geçen radyoizotoplar incelenir ve izotopun gözlendiği alanlara göre mikrosızıntı belirlenir (Alani ve Toh, 1997).

2.4.3. Hava basıncı testi

Basıncılı bir hava dişe, pulpa odasına ve kök kanalına gönderilir ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının belirlendiği bir yöntemdir (Taylor ve Lynch, 1992).

2.4.4. Bakteri aktivite yöntemi

Restorasyon yapılan dişler bir bakteri kültürü içerisine daldırılır. Diş ve restorasyon ara yüzeyinde üreyen bakteri miktarı ölçülür (Taylor ve Lynch, 1992).

2.4.5. Nötron aktivasyon analizi

Bu analizde hem *in-vivo* ve *in-vitro* ölçümler yapılabilir. Kimyasal işaretleyicinin restorasyon sınırına sızması sağlandıktan sonra nükleer bir reaktör aracılığı ile mikrosızıntının belirlenmesi yöntemidir (Taylor ve Lynch, 1992).

2.4.6. Taramalı elektron mikroskobu

Bu yöntemle iki yüzey arasında oluşan bağlantının mesafesini ölçmek mümkündür. Restoratif materyallerin özelliklerini de tanımlamaya olanak sağlar. Başka mikrosızıntı yöntemleriyle beraber kullanıldığında sonuçların karşılaştırılmasında bağlantı kurulabilmektedir (Taylor ve Lynch, 1992).

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin klinik başarısını öngörebilmek amacıyla yapılan mikrosızıntı ve bağlanma dayanımını değerlendiren birçok test olsa da güvenilir, yapılması basit, maliyeti ucuz olan altın standart bir test tanımlanamamaktadır ve arayışlar hala devam etmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Yürütülen çalışmada; rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu biyomateryal olan *TheraCal LC*® (Bisco Inc, Schamburg, IL, Amerika); kalsiyum silikat bazlı biyomateryal olan *MTA Angelus*® (Angelus, Londrina, Brezilya) ve *Biodentine*®' e (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, Creteil, Fransa) *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemler kullanılarak uygulanan kompozit (Charisma Smart-Kulzer, Frankfurt, Almanya) restorasyon ara yüzey birleşiminin bağlanma dayanıklılığı ve test materyallerinin kompozitle birlikte mikrosızıntı düzeyi açısından karşılaştırılması amaçlandı. Bu karşılaştırma sonucunda rezin bazlı kompozit materyal ile bağlanma dayanıklılığı açısından en yüksek değeri gösteren ve en düşük mikrosızıntı düzeyini oluşturan kalsiyum silikat bazlı biyomateryalin tespit edilmesi hedeflendi.

3.1. Bağlanma Dayanımı Testi

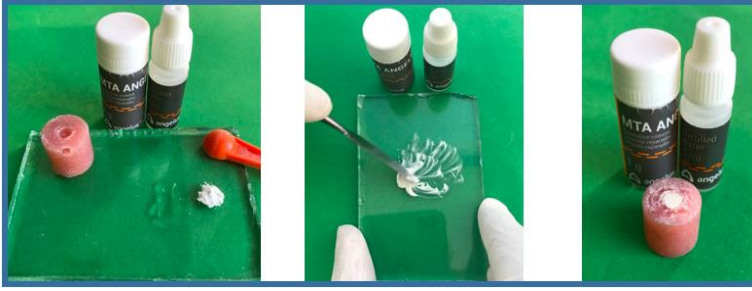
Bağlanma dayanımı yönünden en az 3,7 MPa'lık bir farkın %80 güç ve 0,05 yanılma düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için *Power Analizi* yapıldı, araştırma kapsamında yer alacak grupların her birine en az 12' şer denegin dahil edilmesi öngörüldü. Örneklem genişliği hesaplamaları *G*Power* 3.0.10. (Franz Faul, Universität Kiel, Kiel, Almanya) paket programında yapıldı.

Bağlanma dayanımına bakılacak olan örneklerin yerleştirilmesi için öncelikle 2 mm derinliğinde ve 4 mm genişliğinde standardize silikon kalıplar hazırlandı. Silindir şeklindeki akril blokların yüzeyine yerleştirilen kalıplar akril polimerizasyonu tamamlandıktan sonra yüzeyden uzaklaştırıldı ve test materyallerinin yerleştirileceği standardize boşluklu (2 mm x 4 mm) akril bloklar elde edildi (n=72). Ardından *TheraCal LC*®, *MTA Angelus*® ve *Biodentine*® üretici firmaların önerileri doğrultusunda hazırlanarak akril bloklar içerisindeki boşluklara yerleştirildi ve 3 adet deney grubu oluşturuldu (n=24). Her bir çalışma grubu için hazırlanan 24 akril blok; *TheraCal LC*®, *MTA Angelus*® ve *Biodentine*® gruplarının *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemleri ile kullanımının bağlanma dayanıklılığını karşılaştırmak amacıyla 2 alt gruba ayrıldı ve her alt gruba 12 blok dahil edildi. Kompozit materyalinin test edilecek olan biyoaktif materyallerin yüzeyine standart olarak uygulanabilmesi amacıyla digital kumpas (Digitaler Messschieber Tchibo TCM, Rottweil, Almanya) kullanılarak 2 mm yüksekliğinde, 3 mm çapında silikondan standart halka kalıplar oluşturuldu.

Grup 1: (*MTA Angelus*®) (n:12) Toz ve likit 1/1 oranında cam üzerinde metal siman spatülü ile 30 saniye süre ile karıştırıldı ve akril blok içerisine yerleştirildi (Resim 3.1). MTA' nın sertleşmesi için üzerine nemli pamuk pelet yerleştirilerek 37°C'deki etüvde (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein, Avusturya) önerilen sertleşme süresi doğrultusunda 15 dakika bekletildi. Sertleşme süresi sonrasında etüvden çıkarılan örneklerden pamuk peletler uzaklaştırıldı ve %37 fosforik asit (Imicryl-Panora 200, Konya, Türkiye) test materyalinin yüzeyine 30 saniye uygulandı. Örnekler 30 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. Yıkanan örnekler 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem (Prime&Bond NT, Dentsply, Milford, ABD) üretici firma önerileri doğrultusunda MTA yüzeyine uygulandı (Resim 3.2).

Grup 2: (*MTA Angelus*®) (n:12) Toz ve likit 1/1 oranında cam üzerinde metal siman spatülü ile 30 saniye süre ile karıştırıldı ve akril blok içerisine yerleştirildi (Resim 3.1). MTA' nın sertleşmesi için üzerine nemli pamuk pelet yerleştirilerek 37°C'deki etüvde önerilen sertleşme süresi doğrultusunda 15 dakika bekletildi. Sertleşme süresi sonrasında etüvden çıkarılan örneklerden pamuk peletler uzaklaştırıldı ve MTA' nın üzerine *self-etch* adeziv sistem (3M ESPE Single Bond Universal, Neuss, Almanya) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.3).

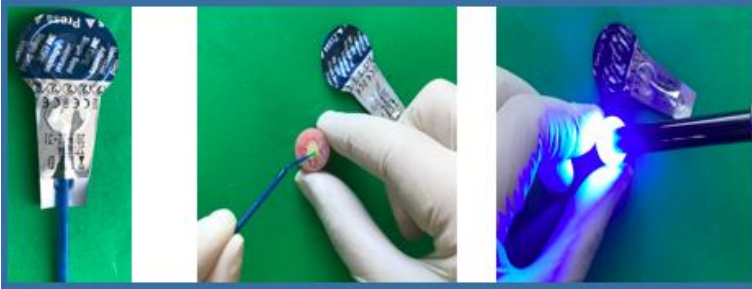
Standart silikon halkalar rehberliğinde kompozit materyali MTA' nın üzerine yerleştirildi ve üretici firma önerileri doğrultusunda LED cihazı (Woodpecker, Guilin, Çin) ile 20 saniye polimerize edildi. Silikon halka kalıp bistüri ile kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 3.4).



Resim 3.1. MTA' nın karıştırılması ve akrilik bloğa yerleştirilmesi



Resim 3.2. MTA' nın yüzeyine %37 fosforik asitle, *Total-etch* adeziv sistemin uygulanması



Resim 3.3. MTA' nın yüzeyine *self-etch* adeziv sistemin uygulanması



Resim 3.4. MTA' nın üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması

Grup 3: (*Biodentine*®) (n:12) Kapsül içindeki toza 5 damla likit eklenip 30 saniye yüksek hızlı amalgamatörde (SDI, Victoria, Avusturalya) karıştırıldı ve akril blok içerisine yerleştirildi (Resim 3.5). 37°C'deki etüvde önerilen sertleşme süresi doğrultusunda 12 dakika bekletildi. Sertleşme süresi sonrasında etüvden çıkarılan bloklara %37 fosforik asit 30 saniye uygulandı. 30 saniye boyunca bloklar su spreyi ile yıkandı. Yıkanan bloklar 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem *Prime&Bond NT* üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.6).

Grup 4: (*Biodentine*®) (n:12) Kapsül içindeki toza 5 damla likit eklenip 30 saniye yüksek hızlı amalgamatörde karıştırıldı ve akril blok içerisine yerleştirildi (Resim 3.5). 37°C'deki etüvde önerilen sertleşme süresi doğrultusunda 12 dakika bekletildi. Sertleşme süresi sonrasında etüvden çıkarılan bloklara *self-etch* adeziv sistem üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.7).

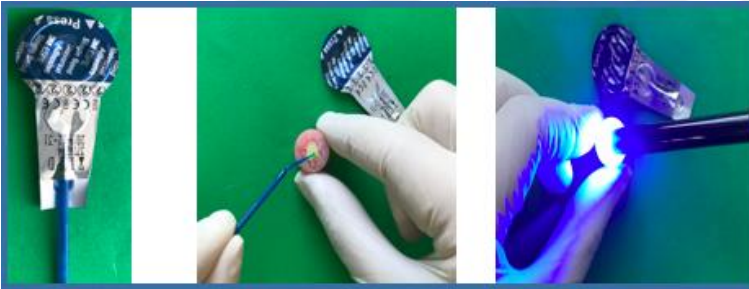
Standart silikon halkalar rehberliğinde kompozit materyali *Biodentine*®' in üzerine yerleştirildi ve üretici firma önerileri doğrultusunda LED cihazı ile 20 saniye polimerize edildi. Silikon halka kalıp bistüri ile kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 3.8).



Resim 3.5. *Biodentine®*'in amalgamatörde karıştırılması ve akrilik bloğa yerleştirilmesi



Resim 3.6. *Biodentine®*'in yüzeyine %37 fosforik asitle birlikte *Total-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.7. *Biodentine®*'in yüzeyine *self-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.8. *Biodentine®*'in üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması

Grup 5: (*TheraCal LC*®) (n:12) Işıklıla sertleşen, rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu materyal olan *TheraCal LC*®, akril bloklara yerleştirildi ve 20 saniye LED cihazı ile ışık uygulandı (Resim 3.9). Tüm bloklara %37 fosforik asit 30 saniye uygulandı. 30 saniye boyunca bloklar su spreyi ile yıkandı. Yıkanan bloklar 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem *Prime&Bond NT* üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.10).

Grup 6: (*TheraCal LC*®) (n:12) Işıklıla sertleşen, rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu materyal olan *TheraCal LC*®, akril bloklara yerleştirildi ve 20 saniye LED cihazı ile ışık uygulandı (Resim 3.9). *Self-etch* adeziv sistem üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.11).

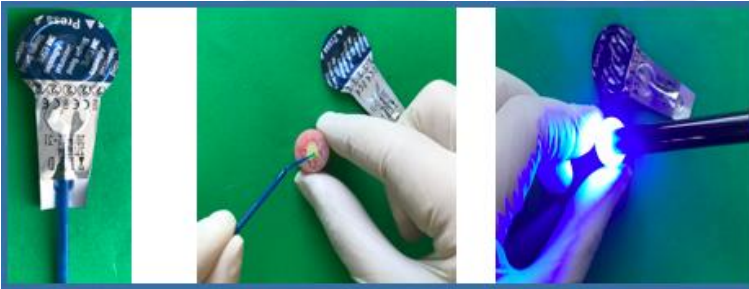
Standart silikon halkalar rehberliğinde kompozit materyali *TheraCal LC*®' nin üzerine yerleştirildi ve üretici firma önerileri doğrultusunda LED cihazı ile 20 saniye polimerize edildi. Silikon halka kalıp bistiiri ile kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 3.12).



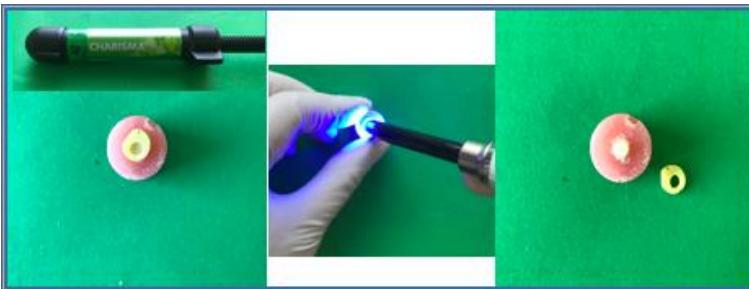
Resim 3.9. *TheraCal LC®*'nin akrilik bloğa yerleştirilmesi ve polimerizasyonu



Resim 3.10. *TheraCal LC®*'nin yüzeyine %37 fosforik asitle, *Total-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.11. *TheraCal LC®*'nin yüzeyine *self-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.12. *TheraCal LC®*'nin üzerine kompozit materyalinin silikon halka kalıp rehberliğinde uygulanması

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için örnekler 48 saat 37°C'deki etüvde (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein, Avusturya) (Resim 3.13) bekletildi. Etüvden çıkarılan örnekler, *Shimadzu AG-IS Autograph* (Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, Amerika) cihazına yerleştirildi. Cihazın üzerinde yer alan özel bıçak, materyalin yüzeyine konumlandırılarak kompozit materyal ve kalsiyum silikat bazlı simanların makaslama yöntemiyle (1 mm/dakika) bağlanma dayanımı ölçüldü. Kopma bağlanma değeri N (Newton) cinsinden elde edildi. Elde edilen değer yüzey alanına bölünerek MPa (Megapaskal) olarak hesaplandı (Resim 3.14).



Resim 3.13. Hazırlanan örneklerin bekletildiği etüv



Resim 3.14. Kompozit materyal ve kalsiyum silikat bazlı simanların *Shimadzu AG-IS Autograph* cihazı ile bağlanma dayanımı ölçümü

3.2. Mikrosızıntı Testi

Mikrosızıntı çalışmasında insan dişlerinin kullanılabilmesi için Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesinden, “Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar” kapsamında etik kurul onayı alındı (Ek-1, Karar no: 453). Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Kliniği’ne başvuran hastaların çekim endikasyonu konulan ve aydınlatılmış onamları alınan hastalardan çekilen alt ve üst daimi 3. büyük azı dişler toplandı. Toplanan dişlerin mine yüzeyleri büyüteçle incelenerek dişler, çalışmaya dahil edilme kriterleri doğrultusunda seçildi:

- Diş yüzeyinin çürüksüz olması,
- Mine yüzeyinde hipomineralizasyon olmaması,
- Mine-dentin defekti bulunmaması,
- Çekime bağlı defekt bulunmaması,
- Diş yüzeyinde daha önceden yapılmış bir restorasyon bulunmamasıdır.

Sonuç olarak 60 adet diş kriterler doğrultusunda çalışmaya dahil edildi. Mikrosızıntı grubunda bulunan her dişin bukkaline digital kumpas yardımı ile 2 mm okluzogingival, 2 mm bukkolingual ve 3 mm meziodistal boyutlarında 801-014-C numaralı rond elmas frez (G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) ile su soğutması altında standart servikal kavite açıldı ve 837-012-8-C numaralı fissür uçlu elmas frez (G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) ile açılan kavite düzeltildi (Resim 3.15). Kaviteyi açılan dişler kavite tabanında *TheraCal LC®*, *MTA Angelus®* ve *Biodentine®* kullanımına göre 3 gruba ayrıldı. Her bir kalsiyum silikat bazlı siman için hazırlanan 20 standardize kaviteye sahip diş; simanların *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemleri ile kullanımının mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırılması amacıyla 2 alt gruba ayrıldı ve her alt gruba 10 standardize kaviteye sahip diş dahil edildi.

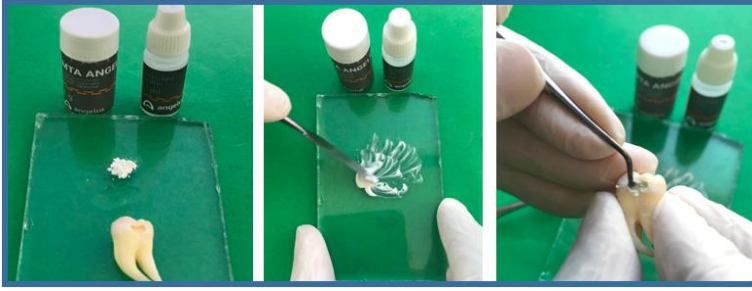


Resim 3.15. Mikrosızıntı grubunda bulunan örneklere su soğutması altında standart servikal kavite açılması

Mikrosızıntı Grup 1: (*MTA Angelus*®) (n:10) Toz ve likit 1/1 oranında cam üzerinde metal siman spatülü ile 30 saniye süre ile karıştırıldı ve kavitelelerin içine yerleştirildi (Resim 3.16). MTA' nın sertleşmesi için üzerine nemli pamuk pelet koyuldu. Sertleşme süresi (15 dakika) sonrasında pamuk pelet çıkarıldı ve %37' lik fosforik asit kavitenin mine kenarından başlanarak dentin ve siman yüzeyine 30 saniye uygulandı. 30 saniye boyunca kaviteleler su spreyi ile yıkandı. Yıkanan kaviteleler 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem olarak *Prime&Bond NT* üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.17).

Mikrosızıntı Grup 2: (*MTA Angelus*®) (n:10) Toz ve likit 1/1 oranında cam üzerinde metal siman spatülü ile 30 saniye süre ile karıştırıldı ve kavitelelerin içine yerleştirildi (Resim 3.16). MTA' nın sertleşmesi için üzerine nemli pamuk pelet koyuldu. Sertleşme süresi (15 dakika) sonrasında pamuk pelet çıkarıldı ve kaviteye *self-etch* adeziv sistem üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.18).

Derinliği 2 mm olan kaviteleler kompozitle restore edildi ve polisaj diskleri (Maxflex Snap On, Stoddard, İngiltere) ile bitim yapıldı (Resim 3.19).



Resim 3.16. MTA' nın karıştırılması ve kaviteye yerleştirilmesi



Resim 3.17. MTA' nın yüzeyine %37 fosforik asitle, *Total-etch* adeziv sistemin uygulanması



Resim 3.18. MTA' nın yüzeyine *self-etch* adeziv sistemin uygulanması



Resim 3.19. Kavite tabanındaki MTA' nın üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması

Mikrosızıntı Grup 3: (*Biodentine*®) (n:10) Kapsül içindeki toza 5 damla likit eklenip 30 saniye yüksek hızlı amalgamatörde (SDI, Victoria, Avusturalya) karıştırıldı ve kavitelelerin içerisine yerleştirildi (Resim 3.20). Sertleşme süresi (12 dakika) sonrasında %37' lik fosforik asit kavitenin mine kenarından başlanarak dentin ve siman yüzeyine 30 saniye uygulandı. 30 saniye boyunca kaviteleler su spreyi ile yıkandı. Yıkanan kaviteleler 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem olarak *Prime&Bond NT* üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.21).

Mikrosızıntı Grup 4: (*Biodentine*®) (n:10) Kapsül içindeki toza 5 damla likit eklenip 30 saniye yüksek hızlı amalgamatörde karıştırıldı ve kavitelelerin içerisine yerleştirildi (Resim 3.20). Sertleşme süresi (12 dakika) sonrasında kaviteye *self-etch* adeziv sistem üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.22).

Derinliği 2 mm olan kaviteleler kompozitle restore edildi ve polisaj diskleri ile bitim yapıldı (Resim 3.23).



Resim 3.20. *Biodentine®*'in amalgamatörde karıştırılması ve kaviteye yerleştirilmesi



Resim 3.21. *Biodentine®*'in yüzeyine %37 fosforik asitle, *Total-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.22. *Biodentine®*'in yüzeyine *self-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.23. Kavite tabanındaki *Biodentine®*'in üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması

Mikrosızıntı Grup 5: (*TheraCal LC*®) (n:10) Işıklı sertleşen, rezin-modifiye kalsiyum silikat doldurucu materyal olan *TheraCal LC*®, kavitelere yerleştirildi ve LED cihazı ile 20 saniye ışık uygulandı (Resim 3.24). Polimerizasyon işleminin ardından %37' lik fosforik asit kavitenin mine kenarından başlanarak dentin ve siman yüzeyine 30 saniye uygulandı. 30 saniye boyunca kaviter su spreyi ile yıkandı. Yıkanan kaviter 5 saniye hava spreyi ile kurutuldu. *Total-etch* adeziv sistem olarak *Prime&Bond NT* üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.25).

Mikrosızıntı Grup 6: (*TheraCal LC*®) (n:10) *TheraCal LC*®, standardize kavitelere yerleştirildi ve LED cihazı ile 20 saniye ışık uygulandı (Resim 3.24). Polimerizasyon işlemi sonrasında *self-etch* adeziv sistem üretici firma önerileri doğrultusunda uygulandı (Resim 3.26).

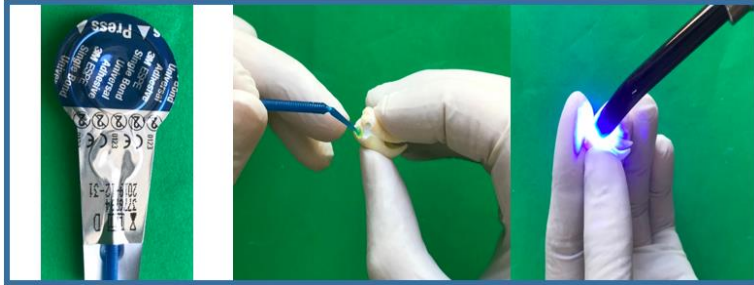
Derinliği 2 mm olan kaviter kompozitle restore edildi ve polisaj diskleri ile bitim yapıldı (Resim 3.27).



Resim 3.24. *TheraCal LC®*'nin kaviteye yerleştirilmesi ve polimerizasyonu



Resim 3.25. *TheraCal LC®*'nin yüzeyine %37 fosforik asitle, *Total-etch* adeziv sisteminin uygulanması



Resim 3.26. *TheraCal LC®*'nin yüzeyine *self-etch* adeziv sisteminin uygulanması



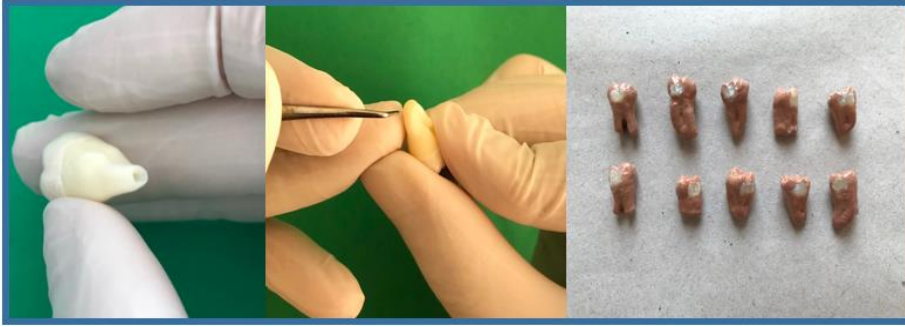
Resim 3.27. Kavite tabanındaki *TheraCal LC®*'nin üzerine kompozit materyalinin uygulanması, polimerizasyonu ve polisaj diskleri ile bitim yapılması

Mikrosızıntı grubundaki tüm örnekler 48 saat süreyle 37°C' de etüvde (Bknz. Resim 3.13) bekletildi. Etüvden çıkarılan dişlere ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla 5-55°C' de, banyoda kalma süresi 30 saniye; banyolar arası geçiş süresinin ise 10 saniye olduğu 500 kez tekrarlanan termal siklus ile yaşlandırma işlemi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Laboratuvarında *SD Mechatronik Thermocycler* (SD MECHATRONİK GMBH, Felderkirchen-Westerhan, Almanya) (Resim 3.28) cihazı ile uygulandı.



Resim 3.28. *SD Mechatronik Thermocycler*

Termal siklus işleminden sonra dişlerin apeksleri kompozit ile kapatıldı. Adeziv bantlar dişin bukkalindeki restorasyon sınırlarından 1-2 mm taşacak şekilde yapıştırıldı. İki kat tırnak cilası kullanılarak izolasyon sağlandı (Resim 3.29). Adeziv bantların uzaklaştırıldığı örnekler %2 metilen mavisi (Merck, Darmstadt, Almanya) içinde 4 saat bekletildi, 5 dakika akan su altında yıkandı ve akrilik bloklara gömüldü (Resim 3.30). *ATM Brillant 210 Microcut* cihazı (ATM-M, Mammelzen, Almanya) ile 1 mm boyutunda kesitler alınarak (Resim 3.31) mikrosızıntı değerlendirmesi Bknz. Çizelge 3.1'de gösterilen skorlamalar doğrultusunda iki ayrı gözlemci tarafından çift-kör olarak yapıldı (International Standards Organization, 2003) (Bknz. Resim 3.32).



Resim 3.29. Örneğin apekslerinin kompozit materyali ile kapatılması, tırnak cilası kullanılarak izolasyon sağlanması



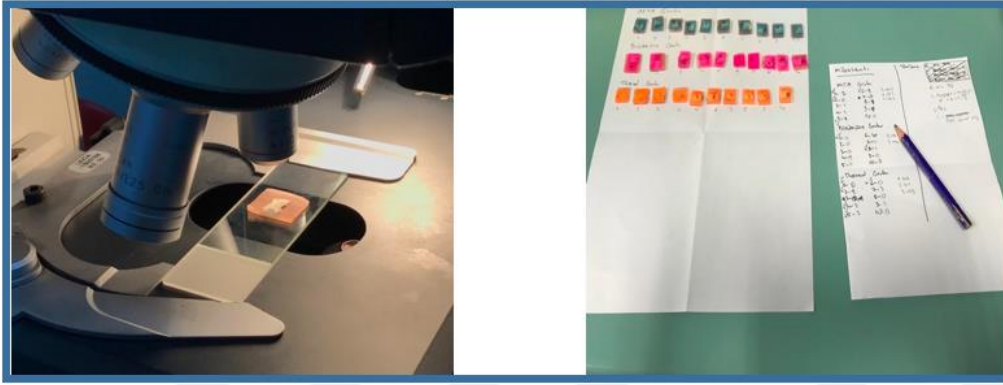
Resim 3.30. %2 metilen mavisi ve örneklerin akrilik bloklara gömülmesi



Resim 3.31. ATM Brilliant 210 Microcut cihazı ile kesit alınması

Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılan mikrosızıntı skorlaması (International Standards Organization, 2003)

Skor 0	Boya penetrasyonu yok
Skor 1	Kavite duvarının mine kısmında boya penetrasyonu
Skor 2	Kavite duvarının dentin kısmında, ancak kavitenin pulpal tabanını içermeyen boya penetrasyonu
Skor 3	Kavitenin pulpal tabanı dahil olmak üzere boya penetrasyonu



Resim 3.32. Örneklerin mikroskop altında mikrosızıntı incelemesi ve skorlaması

3.3. İstatistiksel Analiz

Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normale yakın dağılıp dağılmadığı *Kolmogorov-Smirnov* testi ile varyansların homojenliği ise *Levene* testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler; sürekli sayısal değişkenler için medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) şeklinde, sıralanabilir değişkenler ise denek sayısı ve (%) olarak ifade edildi.

Materyaller sabit tutulduğunda *self-etch* ve *total-etch* sistemleri arasında mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı yönünden farkın önemliliği *Mann Whitney U* testiyle değerlendirildi. *Bonferroni* Düzeltmesine göre $p < 0,0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sistemler sabit tutulduğunda MTA, *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® materyalleri arasında mikrosızıntı skoru ve bağlanma dayanımı düzeyleri yönünden farkın önemliliği ise *Kruskal Wallis* testi ile incelendi. *Bonferroni* Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel

olarak anlamlı kabul edildi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunduğu durumunda *Conover*'in çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan materyal(ler) tespit edildi.

Mikrosızıntı skorlamasında gözlemciler arası uyum düzeyi *Cohen*' in *Kappa* testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. *Kappa* hesaplamasına göre %75' in üzerindeki değerler çok iyi; %40-70 arası iyi; %40' ın altındaki değerler kötü olarak tanımlandı.

Verilerin analizi IBM SPSS *Statistics* 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapıldı. Olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip I hatayı kontrol edebilmek için *Bonferroni* Düzeltmesi yapılmıştır.





4. BULGULAR

4.1. Bağlanma Dayanımı Test Bulguları

Mineral trioksit agregat materyalinin *total-etch* sistemi ile birlikte kullanıldığı grupta elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, materyalin *self-etch* sistemi ile birlikte kullanımına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak düzeyde daha yüksek bulgularını ($p<0,001$) (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

Benzer şekilde *Biodentine*® materyalinin *total-etch* sistemi ile birlikte kullanıldığı örneklerden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, materyalin *self-etch* sistemi ile birlikte kullanımına göre istatistiksel anlamlı farklılık yaratacak düzeyde daha yüksek olarak saptandı ($p<0,001$) (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

TheraCal LC® materyalinin *total-etch* ve *self-etch* sistemleri ile birlikte kullanıldığı örnekler bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığında, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,319$) (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

Her bir kalsiyum silikat bazlı simanın *self-etch* sistemi ile birlikte kullanımı karşılaştırıldığında, bağlanma dayanımı yönünden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p<0,001$).

Mineral trioksit agregat grubuna göre sırasıyla; *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® gruplarının bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olarak belirlendi ($p<0,001$ ve $p<0,001$). Ayrıca, *TheraCal LC*® grubunun bağlanma dayanımı değerleri, *Biodentine*® grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak düzeyde daha yüksek bulgularını ($p<0,001$). Başka bir ifade ile *self-etch* adeziv sisteminin kullanıldığı örneklerde bağlanma dayanımı açısından grupların $MTA < Biodentine® < TheraCal LC®$ şeklinde sıralanabileceği raporlandı (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

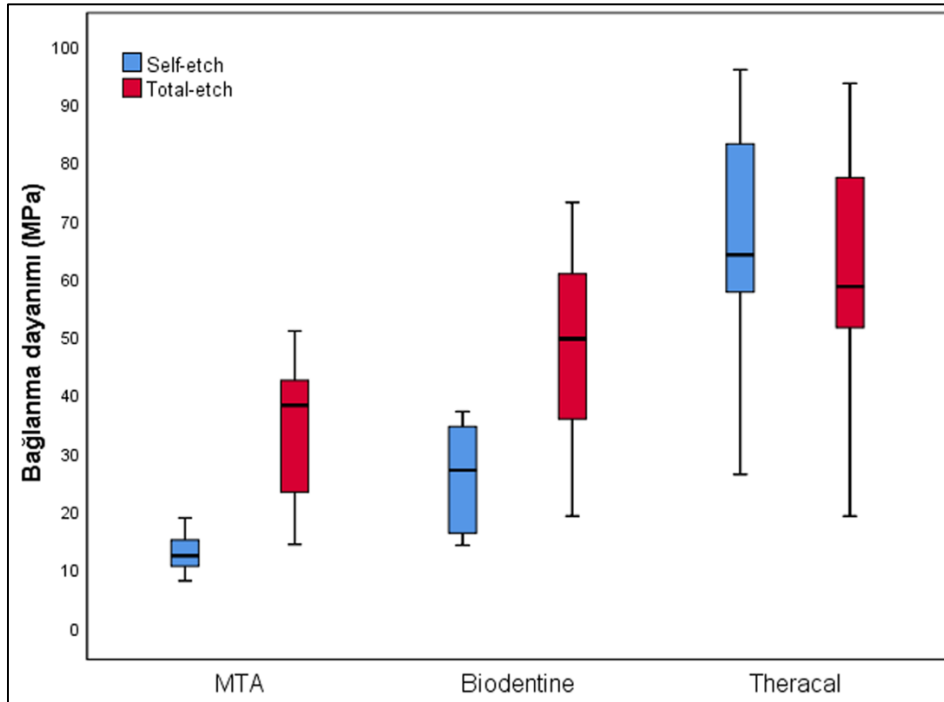
Total-etch sisteminin MTA, *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® materyalleri ile birlikte kullanımı bağlanma dayanımı yönünden karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p=0,004$).

Mineral trioksit agregat grubuna göre sırasıyla; *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® gruplarının bağlanma dayanımı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olarak belirlendi ($p=0,007$ ve $p<0,001$). *Biodentine*® grubuna göre *TheraCal LC*® grubunun bağlanma dayanımı daha yüksek olmasına karşın Bonferroni Düzeltmesine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,027$). Başka bir ifade ile *total-etch* adeziv sisteminin kullanıldığı örneklerde bağlanma dayanımı açısından gruplar $MTA < Biodentine® \approx TheraCal LC®$ şeklinde sıralandı (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

Çizelge 4.1. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin bağlanma dayanımları (MPa)

	<i>Self-etch</i>	<i>Total-etch</i>	p-değeri †
<i>MTA Angelus</i> ®	12,3 (4,78) ^{a,b}	38,1 (20,04) ^{a,b}	<0,001
<i>Biodentine</i> ®	27,0 (18,87) ^{a,c}	49,5 (28,87) ^a	<0,001
<i>TheraCal LC</i> ®	64,0 (26,17) ^{b,c}	58,5 (26,95) ^b	0,319
p-değeri ‡	<0,001	0,004	

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde gösterildi, †: Materyaller sabit tutulduğunda *self-ve total-etch* grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡: Sistemler sabit tutulduğunda *MTA, Biodentine*® ve *TheraCal LC*® materyalleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: *MTA* grubu ile *Biodentine*® grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,01$), b: *MTA* grubu ile *TheraCal LC*® grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), c: *Biodentine*® grubu ile *TheraCal LC*® grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$).



Şekil 4.1. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin bağlanma dayanımları (MPa)

4.2. Mikrosızıntı Test Bulguları

Yürütölen tez çalışmasında iki ayrı gözlemci tarafından çift-kör olarak yapılan mikrosızıntı skorlamalarında gözlemciler-arası uyum düzeyi “ok iyi” olarak bulgalandı (Cohen’in $\kappa=0.83$).

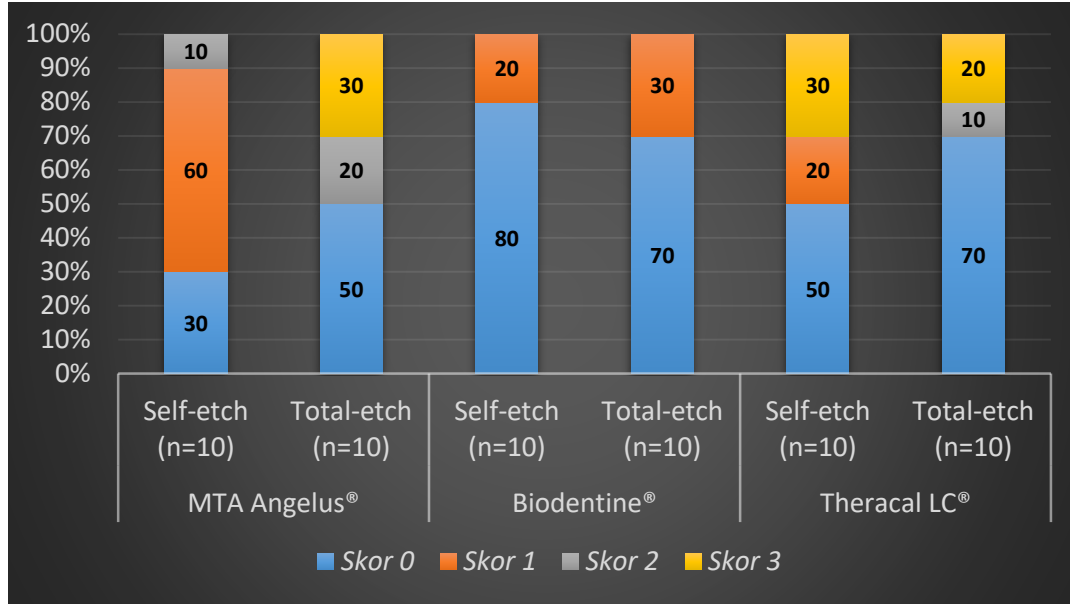
Mineral trioksit agregat ($p=0,631$), *Biodentine*® ($p=0,739$) ve *TheraCal LC*®’nin ($p=0,529$) *self-etch* ya da *total-etch* adeziv sistemleri ile birlikte kullanımlarında, her test materyali kendi içinde adeziv sistemlere göre karşılaştırıldığında elde edilen mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı. Sadece *TheraCal LC*® grubunda *total-etch* adeziv uygulamasıyla birlikte istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla birlikte mikrosızıntı düzeyinin daha da azaldığı bulgalandı (izelge 4.2 ve Şekil 4.2).

Benzer Şekilde her bir kalsiyum silikat bazlı simanının *self-etch* ($p=0,096$) ya da *total-etch* ($p=0,340$) sistemleri ile birlikte kullanımında, adeziv sistemlere göre test materyalleri karşılaştırıldığında mikrosızıntı düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmemekle birlikte, materyaller *self-etch* adeziv sistemle birlikte kullanıldığında en düşük mikrosızıntı düzeyi *Biodentine*® için elde edildi. Test materyalleri *total-etch* adeziv sistemi ile birlikte kullanıldığında ise *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® gruplarında benzer skorlamalarla en düşük mikrosızıntı düzeyleri saptandı (izelge 4.2 ve Şekil 4.2).

Çizelge 4.2. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin mikrosızıntı skorları

	<i>Self-etch</i>	<i>Total-etch</i>	p-değeri †
MTA Angelus®	1,00 (1,00)	1,00 (3,00)	0,631
Biodentine®	0,00 (0,25)	0,00 (1,00)	0,739
TheraCal LC®	0,50 (3,00)	0,00 (2,25)	0,529
p-değeri ‡	0,096	0,340	

Veriler; medyan (çeyrekler arası dağılım genişliği) biçiminde gösterildi, †: Materyaller sabit tutulduğunda self-ve *total-etch* grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0167$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡: Sistemler sabit tutulduğunda *MTA Angelus®*, *Biodentine®* ve *TheraCal LC®* materyalleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.2. Materyal ve adeziv sistemlere göre örneklerin mikrosızıntı skor dağılımı

5. TARTIŞMA

Diş pulpası, koruyucu bir dentin tabakasına sahip ve mine tabakası ile çevrili olan özelleşmiş bir organdır. Embriyolojik, histolojik ve fonksiyonel olarak, dentin ve pulpa bir bütün olarak değerlendirilmektedir (Cohenca, Paranjpe ve Berg, 2013). Diş hekimliğinin ana hedeflerinden biri pulpa sağlığının korunmasıdır ve bu bağlamda en yaygın olarak “vital pulpa tedavisi” protokolleri uygulanır. Vital pulpa tedavi protokollerinde amaç, pulpa dokusunun iyileşmesini teşvik etmek, pulpa canlılığını ve sağlığını korumak için onarıcı dentin oluşumunu kolaylaştırmaktır. İnflamasyon şiddeti, homeostaz elde etme, ekspoz olan bölgenin dezenfeksiyonu, antibakteriyel özellikler ve pulpa kaplama maddelerinin biyouyumluluğu gibi çeşitli faktörler vital pulpa tedavisinin başarısını etkileyebilir. Vital pulpa tedavisinin başarısındaki en önemli faktör, özellikle odontoblastların aktif oluşumu ve fonksiyonun devamlılığı ile pulpanın canlılığı için gerekli olan uygun vaskülarizasyonun varlığı ve devamlılığıdır (Parisay, Ghoddusi ve Forghani, 2015). Pulpayla ilişkide olacak materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri pulpaya zarar vermeden pulpa dostu olmalıdır (Al-Hiyasat ve diğerleri, 2006). Bu bağlamda 70 yıldan uzun bir süredir yaygın olarak kalsiyum hidroksit indirekt ve direkt pulpa tedavileri için altın standart olarak kullanılmıştır (Modena ve diğerleri, 2009), fakat materyalin zaman içinde çözünmesi ve düşük örtücülük gibi özelliklerinden dolayı araştırmacılar yeni biyomateryallerin arayışı içerisine girmişlerdir (Hilton, 2009).

Remineralize etme potansiyeline sahip biyoaktif materyallerin üretilmesinde kapsamlı araştırmalar yapılmaktadır. Biyoaktivite, apatit oluşumunu indükleyebilme yeteneğini ifade etmekte (Watson ve diğerleri, 2014); biyomineralizasyon ise, mineral açısından zengin ara yüzey tabakası ve bu tabakadan dentin tübüllerine uzanan “tag” benzeri bir yapı oluşturarak altta kalan dentine sabitlenebilme özelliği anlamına gelmektedir (Gandolfi ve diğerleri, 2011).

Biyoaktif bir materyal olarak “Kalsiyum-silikat bazlı simanlar” diş hekimliğinde ilk defa 1993'te tanıtılmıştır (Yamamoto ve diğerleri, 2017). Kalsiyum silikat bazlı materyaller, kalsiyum silikat veya kalsiyum alüminat kullanarak apatit formasyonu oluşturabilen biyoaktif maddelerdir. Bu malzemeler aynı zamanda biyointeraktiftir (Camilleri, 2014); dentin köprüsünü teşvik etmek için gereken iyonları salgırlar. Diş hekimliğinde biyoaktif bir materyal olarak tanıtılan MTA, süt ve daimi dişlerde direkt ve indirekt pulpa

tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat bazlı bir malzemedir. Mekanik olarak pulpa ekspozu meydana gelen dişlerin pulpa kaplamasında MTA' nın biyouyumluluk ve biyoaktivite açısından kalsiyum hidroksitten üstün olduğu bildirilmiştir (Nair, Duncan, Pitt-Ford ve Luder, 2008). Bununla birlikte MTA, manipülasyonunun zor olması, uzun sertleşme süresi ve renklenme gibi birçok dezavantaja sahiptir (Komabayashi, Zhu, Eberhart ve Imai, 2016).

Piyasada bulunan iki ana MTA ürünü *ProRoot MTA®* ve *MTA Angelus®* dur. Her iki formülasyon da benzer bir kimyasal bileşime sahiptir. Malzemelerin dokusunda ve parçacıklarında farklılıklar vardır. *MTA Angelus®*, *ProRoot MTA®* ya göre daha fazla büyük ve küçük parçacıklar içerir. *MTA Angelus®* parçacıkları nispeten düşük daireselliğe ve geniş boyut dağılımına sahiptir ve *ProRoot MTA®* dan daha az homojendir. *MTA Angelus®* kalsiyum sülfat fazı içermez. Bu, malzemenin daha kısa sürede sertleşmesiyle sonuçlanır. Ayrıca, *MTA Angelus®* daha az radyopaktır. Fakat *MTA Angelus®*, *ProRoot MTA®* dan daha yüksek miktarda kalsiyum iyonu salınımı yapar ve daha yüksek pH' ya sahiptir (Camilleri, Formosa ve Damidot, 2013).

Bueno, Vasques, Cury, Sivieri-Araújo, Jacinto, Gomes-Filho, Cintra ve Dezan-Júnior' ın (2019) yaptığı *in-vivo* çalışmada üç farklı MTA' nın (*MTA Flow®*, *ProRoot MTA®*, *MTA Angelus®*) mineralizasyon kabiliyeti ile subkutan inflamasyonlu dokuda biyouyumluluğunu değerlendirmişlerdir. Her üç materyal arasında 30. ve 60. gün sonrası yapılan testlerde biyouyumluluk açısından herhangi bir fark bulunamamıştır.

Rahoma, AlShwaimi ve Majeed, (2018) üç çeşit MTA (*Ortho MTA®*, *MTA Angelus®*, *ProRoot MTA®*) ürününün kök dentinindeki gerilme dayanımını ölçmüşlerdir. Ortalama bağlanma değerleri *Ortho MTA®* için $68,69 \pm 29,63$ MPa, *MTA Angelus®* için $42,54 \pm 32,78$ MPa ve *ProRoot MTA®* grupları için $72,75 \pm 26,27$ MPa olarak rapor edilmiştir. Test edilen malzemelerin bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Yürütülen çalışmada, klinik kullanım yaygınlığı ve geçmiş çalışmaların ortaya koyduğu başarı raporları dikkate alınarak günümüzde biyouyumlu materyaller arasında altın standart olarak kabul edilen MTA'nın kullanılmasına karar verilmiştir. Üretici firmanın verilerine göre *MTA Angelus®* un son sertleşme süresi 15 dakikadır. Dawood ve diğerleri, (2017) *ProRoot MTA®* nın sertleşme süresini 165 dakika, *MTA Angelus®* un sertleşme süresini

24 dakika olarak rapor etmiştir. Lucas ve diğerlerinin (2017) yaptığı çalışmada, *MTA Angelus*®' un sertleşme süreleri değerlendirilmiştir. *MTA Angelus*®' un başlangıç sertleşme süresi $24 \pm 4,24$ dakika ve final sertleşme süresi $209 \pm 1,58$ dakika olarak rapor edilmiştir. Vivan ve diğerlerinin (2010) yürüttüğü çalışmada *MTA Angelus*®' un başlangıç sertleşme süresi 9,33 dakika ve final sertleşme süresi 23,33 dakika olarak bildirilmiştir. Çalışmada kullanılacak örneklerin hazırlanma aşamasında klinik uygulama aşamaları göz önüne alınarak, sertleşme süresi daha kısa olan *MTA Angelus*® kullanılmıştır.

Trikalsiyum silikat, MTA' nın ana bileşenlerinden biridir. Trikalsiyum silikat, kemik simanı ve endodontik malzeme olarak kullanılır. Bu malzeme laboratuarda MTA' daki *Portland* çimentolarının aksine yüksek saflıktaki hammaddelerden sentezlenir. Trikalsiyum silikat simanının MTA' dan daha kısa sertleşme süresi, enjekte edilebilirlik ve biyoaktivitesi olduğu bulunmuştur. Saf trikalsiyum silikatın, MTA' ya benzer bileşimleri ve biyoaktiviteleri nedeniyle, MTA' ya uygun bir alternatif olabileceğini göstermiştir. Septodont firması bu bağlamda *Biodentine*® adlı ürününü üretmiştir (Odabaş ve diğerleri, 2013).

Biodentine®, dentin köprüsü oluşumunu uyaran biyoaktif bir dentin replasmanı olarak doğrudan kaviteye uygulanabilir. *Biodentine*® altındaki dentine mikromekanik olarak sabitlenir, mineral bakımından zengin bir ara yüzey katmanı ve ara yüzey katmanından diş tübüllerine uzanan *tag* benzeri bir yapı oluşturduğu bildirilmiştir (Atmeh ve diğerleri, 2012). Mükemmel biyouyumluluk ve biyoaktif davranış gibi iyi mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir. Buna ek olarak, yaklaşık 12 dakika içinde sertleşmesi tamamlanır ve dişte renklenmeye neden olmaz (About, 2016).

Bununla birlikte, *Biodentine*® kullanımının ana dezavantajı su bazlı kimyasıdır ve bu nedenle bağlanma esas olarak üstteki rezin restorasyonun mikromekanik bağlanmasına bağlıdır. Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için, ışıkla sertleşebilir rezin ile modifiye trikalsiyum silikat "*TheraCal LC*®" pulpa kaplama malzemesi geliştirilmiştir (Arandi ve Rabi, 2018).

TheraCal LC®, tek macunlu kalsiyum silikat bazlı bir malzemedir. Pulpa kaplama malzemesi olarak, daimi restorasyon olarak, siman veya diğer siman malzemeleri ile birlikte uygulanması gibi kullanım alanları vardır. Bu materyal, 4. nesil kalsiyum silikat materyali olarak sınıflandırılmıştır (Dutta ve Saunders, 2014).

Yapılan literatür taramalarında bu üç kalsiyum silikat bazlı materyalin bir arada çalışıldığı, üzerine farklı adeziv sistemler kullanılarak yapılan kompozit restorasyonun mikrosızıntı düzeyini ölçen ve bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bilgilerin ışığı altında; yürütülen tez çalışmasında rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu materyal olan *TheraCal LC®*; kalsiyum silikat bazlı biyomateryal olan *MTA Angelus®* ve *Biodentine®*' in üzerine yapılacak olan kompozit restorasyonun *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemlerle birlikte uygulanmasının bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı düzeyi açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

El Mourad, (2018) yapmış olduğu derlemede, adeziv malzemelerin dişe yapışma etkinliğini değerlendirmek için farklı bağlanma test yöntemlerinin geçerliliğini incelemiştir ve bağlanma kuvveti ölçümünü etkileyebilecek faktörleri tartışmıştır. Mevcut bağlanma test yöntemlerinin aynı laboratuvar ortamında test edilen materyalleri karşılaştırmak için kullanılmasını, ancak sonuçların klinik uygulamalara doğrudan çıkarım yapmak için kullanılmaması gerektiğini bildirmiştir. Standardize bağlanma kuvveti test yöntemleri geliştirilmeli ve kullanılmalıdır.

Makaslama ve gerilme testleri, adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini değerlendirmek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemlerdir (El-Askary, Nassif, Andrade, Reis ve Loguercio, 2012). Cardoso, Braga ve Carrilho'nun (1998) çalışmasında gerilme testi ve makaslama testi istatistiksel olarak benzer ortalama değerler göstermiştir. Bununla birlikte, gerilme testi dikkatli bir şekilde yapılmazsa, örneğin bağlanma dayanımı değerini düşüren tork gerilimine maruz kalabileceği bildirilmiştir (Sano ve diğerleri, 1994). Uluslararası standardizasyon örgütü (*International Organization for Standardization-ISO*) 29022' ye göre makaslama testi, diş hekimliği malzemelerinin kullanım onayı için uygulanan en yaygın test tasarımlarından birisidir. Test kurulumu ve test prosedürü basittir. Polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme bu test tasarımında dikkate alınmaz (Hu, Weiger ve Fischer, 2016). Yürütülen çalışmada, bağlanma dayanımı testi için araştırmalarda en çok kullanılan test olan "makro makaslama testi" tercih edilmiştir.

Meraji ve Camilleri (2017) ve Cengiz ve Ulusoy' un (2016) çalışmasında *total-etch* ve *self-etch* sistemlerde *TheraCal LC®*' nin bağlanma kuvveti *Biodentine®*' in *total-etch* ve *self-etch* gruplarına göre istatistiksel anlamda daha iyi bulunmuştur. Deepa, Dhamaraju, Bollu ve Balaji, (2016) *self-etch* adeziv sistem ve *TheraCal LC®*' nin bir arada kullanıldığı

örneklerde, *Biodentine*®' e göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha iyi bağlanma değerleri ölçüldüğünü bildirmişlerdir. Yürütülen çalışmada da *TheraCal LC*® ve *Biodentine*®' in restoratif materyallere bağlanma kuvveti değerleri karşılaştırıldığında, benzer çalışmalar ile uyumlu sonuçlar bulunmuştur. *TheraCal LC*® grubu her iki adeziv sistem (*self-etch*, $p<0,001$; *total-etch*, $p=0,004$) açısından da *Biodentine*®' e göre daha yüksek bağlanma değerleri ortaya koymuştur. Meraji ve Camilleri (2017) *TheraCal LC*®' nin rezin bazlı bir materyal olmasından dolayı *Biodentine*®' e göre daha iyi bağlanma değerleri göstermiş olduğunu bildirmişlerdir. Deepa ve diğerleri (2016) ise *Biodentine*®' in sertleşmesi tamamlandıktan sonra (12 dakika) üzerine daimi restorasyonu uyguladıkları çalışmalarında elde ettikleri düşük bağlanma kuvveti değerlerini farklı çalışmalarla karşılaştırdıklarında, *Biodentine*®' in polimerizasyon streslerine dayanacak güce ulaşmak için kristalleştirilmesinin en az 2 haftaya ihtiyaç duyduğunu düşünmüşlerdir. Yürütülen çalışmada *TheraCal LC*®' ve adeziv bağlantısının, *Biodentine*®' den daha yüksek bağlanma kuvvetine sahip olması, *TheraCal LC*® ve adeziv arasında kimyasal yapışmayı destekleyen *dimethacrylate monomer*' in varlığı ile açıklanabilir (Huang, He, Lin, Liu, Lassila ve Vallittu, 2016).

Kaup ve diğerleri, (2015) tarafından yürütülen çalışmada *Biodentine*® ve MTA' nın rezin bazlı kompozit restorasyonuna bağlanma dayanımını ölçmek için *self-etch* adeziv sistem kullanılmıştır. *Biodentine*®' in bağlanma dayanımı istatistiksel olarak MTA' dan daha yüksek bulunmuştur. Majeed ve AlShwaimi, (2017) çalışmalarında koronal ve apikal kök dentinindeki bağlanma kuvvetini değerlendirmiştir. Koronal dentinde *Biodentine*®, MTA' ya göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratarak daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. Yürütülen çalışmanın sonuçları yukarıdaki iki çalışmayı destekler niteliktedir. *Biodentine*® grubu hem *self-etch* ($p<0,001$), hem de *total-etch* ($p=0,004$) adeziv sistemle birlikte kullanılan kompozit restorasyona, istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak şekilde MTA'ya göre daha iyi bağlanma değerleri sergilemiştir. Kaup ve diğerleri (2015) *ProRoot MTA*® ve *Biodentine*®' in farklı bağlanma kuvveti değerlerinin, bu materyallerin farklı partikül büyüklüğü ile açıklanabileceğini, daha küçük partikül büyüklüğü ve tek tip bileşenlerin, dentin ile daha iyi kilitletmesinde rol oynayabileceğini bildirmiştir. Majeed ve AlShwaimi (2017) *Biodentine*®' in *ProRoot MTA*®' ya göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermesinin siman-dentin ara yüzünde *tag* benzeri yapıların oluşumunu tetikleyen kalsiyum salınımı ile ilişkili olabileceğini rapor etmiştir. Ayrıca dentin tübülleri içerisinde *Biodentine*® varlığında meydana gelen kristal büyümesinin bir sonucu olarak

dentin köprülerinin oluşması ve buna bağlı olarak dentinde mikromekanik bağlanmanın arttırmış olabileceği düşünülmektedir. Yürütülen çalışmalarda esas olarak *Biodentine®*' in dentin yapısını taklit ettiği bildirilmektedir (Nagas, Cehreli, Uyanik, Vallittu ve Lassila, 2016). Mevcut çalışmada MTA' ya göre *Biodentine®* örneklerinden elde edilen yüksek bağlanma değerlerinin, materyalin partikül büyüklüğü ve kalsiyum salınımının mikromekanik ve kimyasal bağlanmayı desteklemesi sonucunda elde edildiğini düşünmekteyiz.

Karadas ve diğerlerinin (2016)' da yapmış olduğu çalışmasında *TheraCal LC®*' nin farklı adeziv sistemler (*total-etch*, iki aşamalı *self-etch* ve tek aşamalı *self-etch*) kullanılarak kompozit materyallere bağlanma kuvveti değerlendirilmiş; MTA gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak düzeyde daha yüksek değerler bulunmuştur. Cantekin, (2015) *TheraCal LC®*' yi ve MTA' yı farklı restoratif materyallerde (metakrilat bazlı, siloran bazlı kompozit, cam iyonomer siman) bağlanma kuvvetleri açısından karşılaştırmıştır. *TheraCal LC®*, cam iyonomer grubu dışında bütün materyallerde bağlanma kuvveti açısından MTA grubuna göre istatistiksel anlamda farklılık yaratacak düzeyde daha iyi sonuçlar sergilemiştir. Alzraikat, Taha, Qasrawi ve Burrow'ın (2016) yaptığı çalışmada *self-etch* ve *total-etch* sistemlerinin her ikisi için de, MTA ve *Fuji IX* örnekleri ile karşılaştırıldığında kompozite en yüksek bağlanma değeri *TheraCal LC®* örneklerinde bulunmuştur. En az bağlanma değeri gösteren grup *self-etch* uygulanan MTA grubunda görülmüştür. *Self-etch* uygulanan MTA grubundaki bulgular, yürütülen çalışmada elde edilen sonuçlarla da örtüşmektedir. Mevcut çalışmada da *TheraCal LC®* grubunun bağlanma dayanımı her iki adeziv sistemde de MTA' ya göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak düzeyde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$, $p=0,004$). Alzraikat ve diğerleri (2016) MTA' nın yüzeyinin parlatılması, restoratif malzemelerin türü ve bağlanma yüzey alanı gibi diğer faktörlerin sonuçları etkilemiş olabileceğini belirtmiştir. Mevcut çalışmada MTA ile kompozit arasındaki bağlanma kuvveti değerleri *self-etch* adeziv sistem kullanılan grupta 12,3 MPa, *total-etch* adeziv sistem kullanılan grupta 38,1 MPa; *TheraCal LC®* ile kompozit arasındaki bağlanma kuvveti değerleri ise adeziv sistemler için 64,0 MPa (*self-etch*) ve 58,5 MPa (*total-etch*) olarak bulunmuştur. Materyallerin bağlanma kuvveti arasındaki fark, *TheraCal LC®*' nin, yapışma dayanıklılığını arttıran bir hidrofilik rezin monomer içermesiyle açıklanabilir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). *TheraCal LC®*, %43 rezin içerir (Arandi ve Rabi, 2018).

Çeşitli çalışmalar, farklı adeziv sistemler kullanarak MTA' nın restoratif materyallere bağlanma dayanımını incelemiş ve *total-etch* uygulaması ile restorasyon materyalinin MTA' ya optimum bağlanma kuvvetini elde ettiğini bildirmişlerdir (Bayrak ve diğerleri, 2009; Atabek ve diğerleri, 2012). Fosforik asit işlemi, yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde artırır ve zayıf asite kıyasla daha yıkıcı bir yüzey oluşturur (Kayahan ve diğerleri, 2009; Shin ve diğerleri, 2014). Karadas ve diğerleri (2016), *total-etch* ve *self-etch* prosedürünün MTA *Angelus*®' un yüzey morfolojisi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Asit uygulamasından sonra MTA *Angelus*®' un yüzeyinde aşınmış ve çatlak bir yüzey oluşumu gözlenmiştir. Karadas ve diğerlerinin (2016) bulguları ile uyumlu olarak, Kayahan ve diğerleri (2009) ve Shin ve diğerleri (2014), MTA yüzeyinde *total-etch* işleminin ardından yüzey çatlakları bildirmiştir. *Self-etch* ile işlem görmüş MTA *Angelus*® yüzeyinde pürüzlülük görülmüştür, ancak çatlak yüzey gözlenmemiştir. Çatlak yüzey oluşumunun bonding ajanının daha iyi penetrasyonuna yol açarak bağlanmayı pozitif yönde etkiliyor olabileceği bildirilmiştir. Bu sonuçlar yürütülen çalışmanın sonuçlarını da destekler niteliktedir. Bağlanma kuvveti, istatistiksel anlamlı farklılık yaratacak şekilde *self-etch* uygulanan MTA grubunda 12,3 MPa, *total-etch* uygulanan MTA grubunda 38,1 MPa bulunmuştur ($p < 0,001$).

Restorasyon materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak *Bondentine*® ile olan bağlanma kuvvetleri incelenmiş ve çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Odabaş ve diğerleri (2013) *Bondentine*®' e farklı adeziv sistemler (*Total-etch*, *self-etch*, adeziv kullanılmamış, 2 adımlı *self-etch*) uygulandığında, bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını belirtmiştir. 2 adımlı *self-etch* uygulanan grubun en yüksek bağlanma kuvveti değeri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Nekoofar, Motevasselian, Mirzaei, Yassini, Pouyanfar ve Dummer' ın (2018) yapmış olduğu çalışmada *Bondentine*®' in üzerini 3 farklı zamanda restore ederek (12 dakika, 1 hafta, 1 ay) ve farklı adeziv sistemler (*total-etch*, *self-etch*, 2 adımlı *self-etch*, adeziv sistem kullanılmamış) kullanarak kompozit restorasyona bağlanma derecelerini değerlendirmişlerdir. *Self-etch* adeziv uygulanmış grup diğer gruplar arasında istatistiksel anlamda daha iyi bağlanma kuvveti değerleri göstermiştir. Fakat Meraji ve Camilleri' nin (2017) çalışması ile benzer şekilde mevcut çalışmada *total-etch* uygulanan *Bondentine*®' in bağlanma kuvveti *self-etch* uygulanan *Bondentine*®' e göre istatistiksel anlamda farklılık yaratacak şekilde daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Araştırmacılar *Bondentine*®' e ideal bağlanan bir adeziv sistemin taşınması gereken özelliklerle ilgili net bir karara varamamışlardır. Mevcut çalışmada kompozitin *self-etch* uygulanan *Bondentine*®' e 27,0 MPa, *Total-etch* uygulanan *Bondentine*®' e 49,5 MPa' lık

bağlanma değerleri bulgulanmıştır. Camilleri, (2013) asitleme işleminden sonra *Biodentine*® in mikro yapısının tahrip olduğunu bildirmiştir. Adeziv sistemler arasındaki bağlanma kuvveti farkının *Biodentine*® in yüzeyinde oluşan tahribattan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca yürütülen çalışma ve konuyla ilgili diğer araştırmalardaki sonuçların tutarsızlıklarının, kullanılan farklı test metotları ve adeziv sistem markalarından kaynaklanabileceği kanısındayız.

Meraji ve Camilleri'nin (2017)'de yapmış oldukları çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte *TheraCal LC*® için *total-etch* grubu, *self-etch* grubuna göre daha yüksek bağlanma kuvveti göstermiştir. Araştırmacılar ayrıca asitleme işleminin *TheraCal LC*® yüzeyinde bir etkisinin olmadığını belirtmiştir. Karadas ve diğerleri (2016), *total-etch* ve *self-etch* prosedürlerinin *TheraCal LC*® nin yüzey morfolojisi üzerindeki etkilerini incelemiştir. *TheraCal LC*® nin molekül büyüklüğü MTA'ya kıyasla daha fazla olduğu için, daha az gözenekli bir yapıya sahiptir. Asit uygulamasından sonra *TheraCal LC*® yüzeyinde sınırlı miktarda yüzey pürüzlülüğü gözlenmiştir. *Self-etch* ile işlem görmüş *TheraCal LC*® de, bir yüzey pürüzlülüğü gözlenmiştir ancak *self-etch*, örneklerin yüzeyini, fosforik asit ile aynı derecede etkilememiştir. Cengiz ve Ulusoy (2016), *TheraCal LC*® nin *self-etch* adeziv sistemi ile birlikte kullanımının kompozit restorasyona bağlanma dayanımını, *total-etch* sistemine göre daha fazla arttırdığını rapor etmiştir. Öte yandan, Karadas ve diğerleri (2016) *total-etch* uygulanan *TheraCal LC*® grubunun, istatistiksel anlamda *self-etch* uygulanan gruba göre daha iyi bağlanma kuvvetine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Mevcut çalışmada da *TheraCal LC*®, *self-etch* adeziv sistem ile birlikte kullanıldığında, istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla birlikte *total-etch* sistemine kıyasla daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri sergilemiştir ($p=0,319$). *TheraCal LC*® de bulunan büyük partiküllerin, buna bağlı olarak sahip olduğu az gözenekli yapının, rezin içeriğinden kaynaklanan polimerizasyon işlemi sonrasında kazandığı pürüzsüz yüzey varlığının materyalin uygulanan asit türünden etkilenmesini önlediği kanısındayız. Bu bağlamda yürütülen çalışmada kullanılan asitlerin pH değerlerinin farklı olması *TheraCal LC*® nin yüzey yapısını etkilememiş, *self-etch* (pH: >2) ya da *total-etch* (pH: <0,5) kullanımı *TheraCal LC*® nin adeziv sistemlere ve dolayısı ile kompozit materyale bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratmamıştır.

Mevcut tez çalışmasında referans olarak kullanılan kaynakların bir kısmında bağlanma dayanımı değerlendirilirken kırılma modlarının analizi de yapılmıştır (Kaup ve diğerleri,

2015; Karadas ve diğeri, 2016). Buna karşın bir çok kaynak bağlanma dayanımını, kırılma modu analizlerinden bağımsız olarak ele almıştır (Odabaş ve diğeri, 2013; Yesilyurt ve diğeri, 2009). Rüttermann, Braun ve Janda 2013 yılında yürüttükleri çalışmalarında, makaslama bağlanma kuvveti ile kırılma modu analizi arasında bir korelasyon olmadığını rapor etmişlerdir. Bu bağlamda, araştırmacılar bağlanma dayanımı çok düşük olarak ölçülen durumlarda “koheziv” yani materyal içi kırılma modunun elde edilebilmesini sorgulamaktadır. Kırılma Modu olarak “Koheziv” olarak tanımlanan, materyal içi kırık modlarının bağlanmanın kalitesini değerlendirmekle ilgili olmadığı vurgulanmaktadır. Bu nedenle, koheziv kırıklar meydana geldiğinde ölçülen bağlanma dayanımı kuvvetleri ile gerçekçi bir ilişkilendirilme yapılamayacağı belirtilmiştir. Karadas ve diğeri, 2016’ da yapmış olduğu çalışmada, kırılma modu analizinde test edilen tüm MTA örnekleri için kırılma modlarının çoğunlukla koheziv tipte olduğu; *TheraCal LC*® örneklerinde ise çoğunlukla adeziv tipte kırılmalar meydana geldiği bildirilmiştir. Ancak ölçülen bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında *TheraCal LC*®’ nin, MTA’ya göre daha kuvvetli bir bağlanma oluşturduğu rapor edilmiştir. MTA’ nın materyal içindeki kırılmaları nedeniyle, elde edilen verilerin adeziv ile MTA arasındaki gerçek arayüzey bağlanma dayanımı değerlerini yansıtmadığı vurgulanmıştır. Bu bilgiler ışığında yürütülen tez çalışmasında, bağlanma dayanımı değerlendirilmesi kırık modu analizlerinden bağımsız olarak gerçekleştirilmiştir.

Dental materyallerin klinik performansının değerlendirilmesi kapsamında kullanılan yöntemlerden biri olan mikrosızıntı testleri, boya penetrasyon yönteminin kullanıldığı en yaygın tekniktir. Boya penetrasyon yöntemi yüzeyler arası mikrosızıntının değerlendirildiği diğer tekniklere göre birçok avantaja sahiptir. İlk olarak, hiçbir reaktif kimyasal kullanılmaz. İkincisi, kullanılacak farklı boya çözeltileri mevcuttur; teknik son derece uygulanabilir ve kolayca tekrarlanabilir özelliktedir (Orłowski, Tarczydło ve Chałas, 2015). Boya penetrasyon yönteminde en çok kullanılan çözeltiler; % 0,5 bazik fuksin, % 2 metilen mavisi ve % 50 gümüş nitrattır. Fakat mikrosızıntı testlerinde bazik fuksin kullanımı dentin ile reaksiyona girebilmesi nedeniyle tavsiye edilmemiştir (Fusayama ve Terachima, 1972). Elde edilen bilgiler ışığında yürütülen tez çalışmasında mikrosızıntı testi için boya penetrasyonu yöntemi ve örneklerinin boyanması için metilen mavisi kullanılmıştır.

Boya penetrasyon yöntemi, mikrosızıntı alanlarında leke oluşumunu sağlayabilmek için bir daldırma çözeltisi olarak kontrast boyaların kullanılmasını içerir ve örneklerden kesitler

alınarak diş ile restorasyon ara yüzeyi sızdırma açısından incelenir. Williams, Schramke ve Stockton (2002) birden fazla kesit alınmasının mikrosızıntı tespitinde fazladan yararı olmadığını, tam tersine sızıntı derecesinin saptanmasına zarar verebileceğini bildirmiştir. Bu bağlamda, yürütülen çalışmada kullanılan materyallerin mikrosızıntı açısından karşılaştırılması amacıyla boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiş ve 1 mm boyutunda tek kesit alınarak mikrosızıntı skorlamaları yapılmıştır.

Biodentine®' in mikrosızıntısıyla ilgili yapılan çalışmaların çoğu materyal-dentin arasındaki örtme kabiliyetini ölçen ve mikrosızıntıyı değerlendiren endodontik çalışmaları içermektedir (Butt ve diğerleri, 2014; Ramezanalı, Aryanezhad, Mohammadian, Dibaji ve Kharazifard, 2017; Mousavi, Khademi, Soltani, Shahnasari ve Poorghorban, 2018). Yapılan literatür taramalarında *Biodentine®*' in kompozit materyali ile farklı adeziv sistemler kullanıldığında mikrosızıntı düzeyini karşılaştıran ve *self-etch* adeziv sistemini kullanıp mikrosızıntı düzeyini değerlendiren çalışmaya rastlanmamıştır. Taranan literatürlerde *Biodentine®*' in *total-etch* adeziv sistemi aracılığı ile kompozit restorasyon bağlantısının gerçekleştirildiği ve mikrosızıntı düzeyini değerlendiren sadece iki adet çalışma bulunmaktadır.

Niranjan, Shashikiran, Singla, Thakur, Dubey ve Maran, (2016) yapmış olduğu çalışmada, boya penetrasyon tekniği kullanarak MTA ve *Biodentine®*' in üzerine yerleştirilen kompozit restorasyon ara yüzeyini mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. *Total-etch* adeziv sistem kullanılan çalışmada mikrosızıntı açısından her iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Raju, Venumbaka, Mungara, Vijayakumar, Rajendran ve Elangovan' un (2014)' te yapmış olduğu çalışmada, boya penetrasyon tekniği kullanarak *Biodentine®* ve cam iyonomer simanın kompozit restorasyonu altındaki mikrosızıntı düzeylerini karşılaştırmışlardır. *Total-etch* adeziv sistem kullanılan çalışmada mikrosızıntı skorları *Biodentine®* grubunda daha az bulunsa da, her iki materyalde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık sergilememiştir. *Self-etch* (p=0,096) ve *Total-etch* (p=0,340) adeziv sistemler kullanılarak yürütülen bir başka çalışmada da *Biodentine®* ve MTA grupları arasında istatistiksel anlamda fark bulunmamıştır. Niranjan ve diğerleri (2016) materyallerin kristal boyutunun fiziksel özelliklerini etkileyebileceğini, küçük partiküllerin sıvı ile karıştırıldıklarında yüzey temasını arttıracaklarını bildirmiştir. *Biodentine®*' in partikül büyüklüğü 5 mikron; Lee, Lee, Lin, Yun-Lin, Lan ve Lin, (2004) MTA tozunun partikül boyutunun ise 1 ile 10 mikron arasında değişebileceğini rapor etmişlerdir. Raju ve diğerleri (2014) *Biodentine®*' in iyi marjinal bütünlüğünün, kalsiyum silikat materyallerinin yüzeyde

hidroksiapatit kristalleri oluşturma kabiliyetinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Restoratif materyal ile dentin duvarları arasındaki ara yüzeyde oluşan bu kristaller, materyalin sızdırmazlık etkinliğine katkıda bulunabilir. Apatit kristallerinin oluşumuna ek olarak, kalsiyum silikat hidratın nano yapısı da kalsiyum silikat simanının iyi sızdırmazlık niteliklerini açıklayabilir. Yürütülen çalışmada en yüksek mikrosızıntı skoru MTA grubunda (1,0), en düşük skor *Biodentine*® grubunda (0,0) elde edilmiştir. Klinik kullanım olarak standardize bir mekanik karıştırma işlemi gerektiren *Biodentine*®' in elde edilen homojen ve optimum yapısı sayesinde, elle karıştırılan MTA' ya göre kullanılan adeziv materyalle daha kaliteli bir bağlanma meydana getirdiği; bu bağlamda daha az mikrosızıntı değerleri gösterdiği kanısındayız.

Yapılan literatür taramasında, bilginiz dahilinde, rezin içerikli kalsiyum silikat bazlı bir materyal olan *TheraCal LC*®' nin farklı adeziv sistemler kullanıldığında kompozit materyali ile birlikte kullanımının mikrosızıntı açısından değerlendirildiği çalışmaya rastlanmamıştır.

Mevcut tez çalışmasında, *TheraCal LC*® grubunda en fazla skor 3 (Mikrosızıntı var), *Biodentine*® grubunda ise en fazla skor 0 (Mikrosızıntı yok) olarak gözlenmiştir. Oluşan bu fark *TheraCal LC*®' de bulunan rezin içeriğinin polimerizasyonu sırasındaki büzülme miktarı ile açıklanabilir. Tipik olarak, restoratif prosedürlerde kullanılan dental kompozitler, formülasyon ve sertleştirme koşullarına bağlı olarak % 1'den % 6'ya kadar değişen hacimsel büzülme sergilerler (Elderton, 1988). Resin bazlı simanlar, benzer veya daha yüksek polimerizasyon büzülme değerlerine sahiptirler (Condon ve Ferracane, 1998).

Yürütülen çalışmada mikrosızıntı skoru 0 olan, materyal ve komşu diş dokusu ara yüzeyinde mikrosızıntı varlığı gözlenmeyen örnek sayısı MTA grubunda 8, *Biodentine*® grubunda 15, *TheraCal LC*® grubunda 12 adet olarak bulunmuştur (Bknz. Şekil 4.2). Bulunan bu fark materyallerden salınan Ca^{+2} oranlarındaki farklılıklar ile açıklanabilir. Kurun-Aksoy, Tulga ve Orhan' ın 2017 yılında yapmış olduğu çalışmada indirekt pulpa kaplama işleminde kullanılan 4 materyalin (MTA, *Biodentine*®, *TheraCal LC*®, *Calsimol*®) Ca^{+2} ve OH^- iyon salınımını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda tüm malzemeler için deney periyodunda Ca^{+2} iyonları salın çözeltisinde tespit edilmiştir. Fakat *Biodentine*® ve *TheraCal LC*®' nin Ca^{+2} iyon seviyeleri diğer materyallerden istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak şekilde daha yüksek bulunmuştur. Ca^{+2} iyonları osteoblast farklılaşması, proliferasyon ve odontojenik marker ekspresyonu ile sert doku oluşumunu uyarır ve apatit

benzeri kristal bir yapı oluşturur (Okiji ve Yoshiba, 2009). Bu kristaller, özellikle materyal ile diş duvarlarının ara yüzeyinde oluşturulduğunda, sızdırmazlık özelliğini potansiyel olarak artırabilir. *Biodentine®*' in iyi marjinal adaptasyonu, hidroksiapatit kristalleri oluşturma kabiliyetiyle açıklanmıştır (Mousavi ve diğerleri, 2018). Ayatollahi, Hazeri Baqdad Abad, Razavi, Tabrizzadeh, Ayatollahi, Zarebidoki' nin 2017' de yaptığı çalışmanın sonuçları marjinal adaptasyon ve sızdırmazlık kabiliyeti arasında doğrudan bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Sonuç olarak; “Biyoyumlu-Biyoaktif” olarak tanımlanan materyallerin final restorasyonu ile iyi bir bağlanma içinde olması ve sızdırmazlık, tedavinin klinik başarısı ve ömrü için büyük bir önem taşımaktadır. Günümüzde biyomateryaller arasında altın standart olarak kabul edilen MTA' nın manipülasyonunun zor olması, sertleşme süresinin uzun olması ve dişler de renklenme yapabilmesi gibi dezavantajları sebebiyle alternatif materyaller aranmaktadır. Rezin modifiye kalsiyum silikat dolduruculu materyal olan *TheraCal LC®*' nin, karıştırma işleminin olmaması, manipülasyonunun kolay olması ve LED ışıklı polimerizasyon cihazı ile 20 saniye ışlandıktan sonra sertleşmesinin tamamlanması gibi avantajlarıyla MTA' ya alternatif bir “Biyoyumlu-Biyoaktif” materyal olabileceği düşünülmektedir. Öte yandan rezin içerikli yeni bir materyal olan ve kullanımında bir polimerizasyon süreci içeren *TheraCal LC®* ile ilgili birçok *in-vivo* ve *in-vitro* çalışma yapılabileceği, uzun süreli takipli klinik araştırmalar, materyalin ve uygulanma prosedürünün özellikle pulpal etkilerinin incelendiği çalışmalar sonucunda materyalin daha gerçekçi verilerle değerlendirilebileceği kanısındayız.

6. SONUÇ

Rezin-modifiye kalsiyum silikat dolduruculu materyal olan *TheraCal LC*®; kalsiyum silikat bazlı biyomateryal olan *MTA Angelus*® ve *Biodentine*®' in *self-etch* ve *total-etch* adeziv sistemler kullanılarak yapılan kompozit restorasyonu ile oluşturduğu ara yüzey birleşiminin bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı açısından değerlendirildiği tez çalışmamızda;

1. Hem *self-etch* ve hem de *total-etch* adeziv sistemlerinin kullanıldığı örneklerde, MTA ve *Biodentine*® gruplarına göre en yüksek bağlanma değerleri *TheraCal LC*® grubunda tespit edilmiştir ($p<0,001$, $p=0,004$).
2. Hem *self-etch* ve hem de *total-etch* adeziv sistemlerinin kullanıldığı örneklerde, *TheraCal LC*® ve *Biodentine*® gruplarına göre en az bağlanma değerleri MTA grubunda tespit edilmiştir ($p<0,001$, $p=0,004$).
3. Mikrosızıntı skorları açısından *self-etch* adeziv sistem kullanılarak hazırlanan örneklerde, MTA, *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulgulanmamıştır ($p=0,096$).
4. Mikrosızıntı skorları açısından *total-etch* adeziv sistem kullanılarak hazırlanan örneklerde, MTA, *Biodentine*® ve *TheraCal LC*® grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulgulanmamıştır ($p=0,340$).
5. MTA, *Biodentine*® ve *TheraCal LC*®'nin iki adeziv sistemle birlikte kullanımları mikrosızıntı skorları açısından karşılaştırıldığında, adeziv sistemlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0,631$, $p=0,739$, $p=0,529$).



KAYNAKLAR

- About, I. (2016). Biodentine®: From biochemical and bioactive properties to clinical applications. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 30(2), 81–88.
- Akbulut, M. B., Arpacı, P. U. and Eldeniz, A. U. (2018). Effects of four novel root-end filling materials on the viability of periodontal ligament fibroblasts. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 43(3), 24.
- Akhlaghi, N. and Khademi, A. (2015). Outcomes of vital pulp therapy in permanent teeth with different medicaments based on review of the literature. *Dental Research Journal (Isfahan)*, 12(5), 406-17.
- Alani, A. H. and Toh, C. G. (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 22, 173-185.
- Al-Hiyasat, A. S., Barrieshi-Nusair, K. M. and Al-Omari, M. A. (2006). The radiographic outcomes of direct pulp-capping procedures performed by dental students: A retrospective study. *Journal American Dental Association*, 137(12), 1699-705.
- Allazzam, S. M., Alamoudi, M. N., El Meligy, O. A. E. (2015). Clinical Applications of Biodentine® in Pediatric Dentistry: A Review of Literature. *Oral Hygiene Health*, 3(3), 1000179.
- Al-Sarheed, M. A. (2006). Evaluation of shear bond strength and SEM observation of all-in-one self-etching primer used for bonding of fissure sealants. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 7, 9–16.
- Altunsoy, M., Tanriver, M., Ok, E. and Kucukyilmaz, E. (2015). Shear bond strength of a self-adhering flowable composite and a flowable base composite to mineral trioxide aggregate, calcium enriched mixture cement, and Biodentine®. *Journal of Endodontics*, 41, 1691-1695.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D. and 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.
- Arandi, N. Z. and Rabi, T. (2018). TheraCal LC®: From Biochemical and Bioactive Properties to Clinical Applications. *International Journal of Dentistry*, 3484653.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J. and Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26, 50–62.
- Atabek, D., Sillelioglu, H. and Olmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of Endodontics*, 38, 1288–1292.
- Atmeh, A. R., Chong, E. Z., Richard, G., Festy, F. and Watson, T. F. (2012) Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*, 91, 454–459.

- Ayatollahi, F., Hazeri Baqdad Abad, M., Razavi, S. H., Tabrizizadeh, M., Ayatollahi, R. and Zarebidoki, F. (2017). Evaluating the Accuracy of Two Microleakage Assessment Methods for Mineral Trioxide Aggregate and Calcium-enriched Mixture Cement. *Iranian Endodontic Journal*, 12(4), 497-501.
- Bachoo, I. K., Seymour, D. and Brunton, P. (2013). A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *British Dental Journal*, 214(2), 5.
- Bayrak, S., Tunç, E. S., Saroğlu, I. and EğiImez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal*, 28(1), 62-67.
- Belobrov, I. and Parashos, P. (2011). Treatment of tooth discoloration after the use of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 37, 1017-1020.
- Bhavana, V., Chaitanya, K. P., Gandi, P., Patil, J., Dola, B. and 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*, 18(1), 44-46.
- Bhavya, B., Sadique, M., Simon, E. P., Ravi, S. V. and Lal, S. (2017). Spectrophotometric analysis of coronal discoloration induced by white mineral trioxide aggregate and Biodentine®: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 20(4), 237-240.
- Bogović, A., Nižetić, J., Galić, N., Želježić, D., Micek, V. and Mladinić, M. (2011). The effects of hyaluronic acid, calcium hydroxide, and dentin adhesive on rat odontoblasts and fibroblasts. *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*, 62, 155-61.
- Bortoluzzi, E. A., Niu, L. N., Palani, C. D., El-Awady, A. R., Hammond, B. D., Pei, D. D., Tian, F. C., Cutler, C. W., Pashley, D. H. and Tay, F. R. (2015). Cytotoxicity and osteogenic potential of silicate calcium cements as potential protective materials for pulpal revascularization. *Dental Materials*, 31(12), 1510-1522.
- Braem, M. (2007). Microshear fatigue testing of tooth/adhesive interfaces. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 249-253.
- Braem, M., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of Dentistry*, 22, 97-102.
- Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C. and Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.
- Bueno, C. R. E., Vasques, A. M. V., Cury, M. T. S., Sivieri-Araújo, G., Jacinto, R. C., Gomes-Filho, J. E., Cintra, L. T. A. and Dezan-Júnior, E. (2019). Biocompatibility and biomineralization assessment of mineral trioxide aggregate flow. *Clinical Oral Investigation*, 23(1), 169-177.
- Buonavoglia, A., Lauritano, D., Perrone, D., Ardito, F., Troiano, G., Dioguardi, M., Candotto, V., Silvestre, F. J. and Lo Muzio, L. (2017). Evaluation of chemical-physical properties and cytocompatibility of TheraCal LC®. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, 31(2-1), 1-9.

- Burke, F. J., Hussain, A., Nolan, L. and Fleming, G. J. (2008). Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16, 158–165.
- Butt, N., Talwar, S., Chaudhry, S., Nawal, R. R., Yadav, S. and Bali, A. (2014). Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine®. *Indian Journal of Dental Research*, 25, 692-697.
- Camilleri, J. (2013). Investigation of Biodentine® as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*, 41(7), 600-610.
- Camilleri, J. (2014). Hydration characteristics of Biodentine® and TheraCal LC® used as pulp capping materials. *Dental Materials*, 30, 709–715.
- Camilleri, J. (2015) Mineral trioxide aggregate: present and future developments. *Endodontic Topics*, 32, 31–46.
- Camilleri, J., Cutajar, A. and Mallia, B. (2011) Hydration characteristics of zirconium oxide replaced Portland cement for use as a root-end filling material. *Dental Materials*, 27, 845–854.
- Camilleri, J., Formosa, L. and Damidot, D. (2013) The setting characteristics of MTA Plus in different environmental conditions. *International Endodontic Journal*, 46, 831–840.
- Camilleri, J., Kralj, P., Veber, M. and Sinagra, E. (2012). Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *International Endodontic Journal*, 45, 737–743.
- Camilleri, J., Laurent, P. and About, I. (2014). 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., Montesin, F. E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R. V. and Ford, T. R. (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials*, 21(4), 297–303.
- Camilleri, J., Montesin, F. E., Papaioannou, S., McDonald, F. and Pitt-Ford, T. R. (2004). Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontics Journal*, 37, 699–704.
- Cannon, M., Gerodias, N., Vieira, A., Percinoto, C. and Jurado, R. (2014). Primate Pulpal Healing after Exposure and TheraCal LC® Application. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(4), 333-337.
- Cantekin, K. (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39, 143–148.
- Cantekin, K. and Avci, S. (2014). Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine®). *Journal of Applied Oral Science*, 22(4), 302-6.

- Cardoso, P. E., Braga, R. R. and Carrilho, M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6), 394-398.
- Cavenago, B. C., Pereira, T. C., Duarte, M. A., Ordinola-Zapata, R., Marciano, M. A. and Bramante, C. M. (2014). Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 47(2), 120–126.
- Cengiz, E. and Ulusoy, N. (2016). Microshear Bond Strength of Tri-Calcium Silicate-based Cements to Different Restorative Materials. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(3), 231-237.
- Chamilleri, J., Sorrentino, F. and Damidot, D. (2015) Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate and MTA Angelus. *Clinical Oral Investigations*, 19, 689-698.
- Chang, S. W., Baek, S. H. and Yang, H. C. (2011) Heavy metal analysis of Ortho MTA and ProRoot MTA. *Journal of Endodontics*, 37, 1673–1676.
- Cohen, B. D. and Combe, E. C. (1994). Development of new adhesive pulp capping materials. *Dental Update*, 21, 57-62.
- Cohenca, N., Paranjpe, A. and Berg, J. (2013). Vital pulp therapy. *Dental Clinics of North America*,. 57(1), 59-73.
- Condon, J. R. and Ferracane, J. L. (1998). Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dental Materials*, 14(4), 256–60.
- Corral-Nuñez, C. M., Bosomworth, H. J., Field, C., Whitworth, J. M. and Valentine, R. A. (2014). Biodentine® and mineral trioxide aggregate induce similar cellular responses in a fibroblast cell line. *Journal of Endodontics*, 40, 406–411.
- Çalışkan, M. K., Tekin, U., Kaval, M. E. and Solmaz, M. C. (2016) The outcome of apical microsurgery using MTA as the root-end filling material: 2- to 6-year follow-up study. *International Endodontic Journal*, 49, 245–254.
- da Fonseca, T. S., Silva, G. F., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Delfino, M. M., Sasso-Cerri, E., Tanomaru-Filho, M. and Cerri, P. S. (2018). Biodentine® and MTA modulate immunoinflammatory response favoring bone formation in sealing of furcation perforations in rat molars. *Clinical Oral Investigations*. doi: 10.1007/s00784-018-2550-7.
- Dammaschke, T., Gerth, H. U., Zuchner, H. and Schafer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white *ProRoot MTA* and two Portland cements. *Dental Materials*, 21(8), 731–738.
- Darvell, B.W. and Wu, R.C. (2011). "MTA"- an hydraulic silicate cement: Review update and setting reaction. *Dental Materials*, 27, 407-22.
- Davidson, C. L., de Gee, A. J. and Feilzer, A. (1984). The competition between the composite- dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research*, 63(12), 1396–1399.

- Dawood, A. E., Manton, D. J., Parashos, P., Wong, R., Palamara, J. and Stanton, D. P. (2014). The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Australian Dental Journal*, 60(4), 434–444.
- Dawood, A. E., Parashos, P., Wong, R. H. K., Reynolds, E. C. and Manton, D. J. (2017). Calcium silicate-based cements : Composition, properties, and clinical applications. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(2), 1–15.
- Deepa, V. L., Dhamaraju, B., Bollu, I. P. and Balaji, T. S. (2016). Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC®, Biodentine®, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(2), 166-170.
- DeHoff, P. H., Anusavice, K. J. and Wang, Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, 11, 126–31.
- Desai, S. and Chandler, N. (2009). Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *Journal of Endodontics*, 39, 415–22.
- Draughn, R. A. (1979). Compressive fatigue limits of composite restorative materials. *Journal Dental Research*, 58, 1093–6.
- Dutta, A. and Saunders, W. (2014). Calcium silicate materials in endodontics. *Dental Updates*, 41(8), 708–722.
- El-Askary, F. M., Nassif, M. S., Andrade, A. M., Reis, A. and Loguercio, A. D. (2012). Effect of surface area and air-drying distance on shear bond strength of etch-and-rinse adhesive. *Brazilian Oral Research*, 26(5), 418-423.
- Elderton, R. J. (1988). Restorations without conventional cavity preparations. *International Dental Journal*, 38, 112–118.
- El-Mourad, A. M. (2018). Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dentistry Journal*, 12, 664-678.
- Emara, R., Elhennawy, K. and Schwendicke, F. (2018). Effects of calcium silicate cements on dental pulp cells: A systematic review. *Journal of Dentistry*, 77, 18-36.
- Estrela, C. and Holland, R. (2003). Calcium hydroxide: study based on scientific evidences. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 269–282.
- Felman, D. and Parashos, P. (2013). Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39, 484-487.
- Fridland, M. and Rosado, R. (2005). MTA solubility: a long term study. *Journal of Endodontics*, 31(5), 376–379.
- Funteas, U. R., Wallace, J. A. and Fochtman, E. W. (2003). A comparative analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Australian Endodontic Journal*, 29, 43–44.

- Fusayama, T. and Terachima, S. (1972). Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *Journal of Dental Research*, 51, 866.
- Gandolfi, M. G., Perut, F., Ciapetti, G., Mongiorgi, R. and Prati, C. (2008). New Portland cement-based materials for endodontics mixed with articaine solution: A study of cellular response. *Journal of Endodontics*, 34, 39–44.
- Gandolfi, M. G., Shah, S. N., Feng, R., Prati, C. and Akintoye, S. O. (2011). Biomimetic calcium-silicate cements support differentiation of human orofacial bone marrow stromal cells. *Journal of Endodontics*, 37, 1102–8.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F. and Prati, C. (2012). Chemical-physical properties of TheraCal LC®, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International Endodontic Journal*, 45(6), 571-579.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Botero, T., Bossù, M., Riccitiello, F. and Prati, C. (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials and Fundamental Materials*, 13(1), 43–60.
- Gandolfi, M. G., Taddei, P., Tinti, A. and Prati, C. (2010). Apatite-forming ability of ProRoot MTA. *International Endodontic Journal*, 43, 917–929.
- Gandolfi, M. G., Van Landuyt, K., Taddei, P., Modena, E., Van Meerbeek, B. and Prati, C. (2010a). ESEM-EDX and Raman techniques to study ProRoot MTA and calcium-silicate cements in wet conditions and in real-time. *Journal of Endodontics*, 36, 851–857.
- Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., Tay, F. and Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences*, 112, 353–361.
- Grech, L., Mallia, B. and Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*, 20(2), 20-28.
- Guo, Y., Du, T., Li, H., Shen, Y., Mobuchon, C., Hieawy, A., Wang, Z., Yang, Y., Ma, J. and Haapasalo, M. (2016). Physical properties and hydration behavior of a fast-setting bioceramic endodontic material. *BMC Oral Health*, 16(23), 1-6.
- Gwinnett, J. A., Tay, F. R., Pang, K. M. and Wei, S. H. (1995). Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74, 575-585.
- Ha, W., N., Kahler, B. and Walsh, L., J. (2015). Clinical manipulation of mineral trioxide aggregate: lessons from the construction industry and their relevance to clinical practice. *Journal of the Canadian Dental Association*, 81, 4.
- Han, L., Kodama, S. and Okiji, T. (2015) Evaluation of calcium-releasing and apatite-forming abilities of fast-setting calcium silicate-based endodontic materials. *International Endodontic Journal*, 48, 124–30.

- He, W., Wang, Z., Luo, Z., Yu, Q., Jiang, Y., Zhang, Y., Zhou, Z., Smith, A. J. and Cooper, P. R. (2015). LPS promote the odontoblastic differentiation of human dental pulp stem cells via MAPK signaling pathway. *Journal of Cellular Physiology*, 230(3), 554-561.
- Heintze, S. D. (2007). Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1), 77-106.
- Heintze, S. D. and Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 407-431.
- Heymann, H. O., Swift, E. J. and Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. (Sixth Edition), Canada: Elsevier Mosby, 41,42.
- Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Operative Dentistry*, 34, 615–625.
- Holland, R., Souza, V., Nery, M. J., Faraco-Junior, I. M., Bernabe, P. F., Otoboni-Filho, J. A. and Deza-Junior, E. (2001). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, portland cement or calcium hydroxide. *Brazilian Dental Journal*, 112, 3-8.
- Horsted-Bindslev, P. and Lovshall, H. (2002). Treatment outcome of vital pulp treatment. *Endodontic Topics*, 2, 24–34.
- Hu, M., Weiger, R. and Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 32(2), 223-232.
- Huang, Q., T., He, J. W., Lin, Z. M., Liu, F., Lassila, L. V. J. and Vallittu, P. K. (2016). Physical and chemical properties of an antimicrobial Bis-GMA free dental resin with quaternary ammonium dimethacrylate monomer. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 56, 68-76.
- International Standards Organization. (2003). *Dental Materials - Testing of Adhesion to Tooth Structure* (2nd edition). ISO Standard 11405:2003. Geneva: ISO/TS; p. 1-20.
- Jainaen, A., Palamara, J. E. and Messer, H. H. (2007). Push-out bond strengths of the dentine — sealer interface with and without a main cone. *International Endodontic Journal*, 40, 882–90.
- Jang, Y. E., Lee, B. N., Koh, J. T., Park, Y. J., Joo, N. E., Chang, H. S., Hwang, I. N., Oh, W. M. and Hwang, Y. C. (2014). Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39, 89–94.
- Jung, S., Mielert, J., Kleinheinz, J. and Dammaschke, T. (2014). Human oral cells' response to different endodontic restorative materials: An in vitro study. *Head & Face Medicine*, 10, 55.
- Kahler, B. and Rossi-Fedele, G. (2016) A review of tooth discoloration after regenerative endodontic therapy. *Journal of Endodontics*, 42,563–569.

- Kakani, K. A., Veeramachaneni, C., Majeti, C., Tummala, M. and Khiyani, L. (2015). A Review on Perforation Repair Materials. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(9), 09-13.
- Kanca, J. (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *The Journal of the American Dental Association*, 123, 35–43.
- Karadas, M., Cantekin, K., Gumus, H., Ateş, S. M. ve Duymuş, Z. Y. (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC®). *Scanning*, 38(5), 403-411.
- Kaup, M., Dammann, C. H., Schäfer, E. and Dammaschke, T. (2015). Shear bond strength of Biodentine®, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head & Face Medicine*, 11, 14.
- Kaup, M., Schäfer, E. and Dammaschke, T. (2015a). An in vitro study of different material properties of Biodentine® compared to ProRoot MTA. *Head & Face Medicine*, 11, 16–16.
- Kaur, M., Singh, H., Dhillon, J. S., Batra, M. and Saini, M. (2017). MTA versus Biodentine®: Review of Literature with a Comparative Analysis. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(8), 01-05.
- Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., Kazandag, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F. ve Dummer, P. M. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 42, 1004–1014.
- Kim, J. H., Kim, Y., Shin, S. J., Park, J. W. and Jung, I. Y. (2010) Tooth discoloration of immature permanent incisor associated with triple antibiotic therapy: A case report. *Journal of Endodontics*, 36, 1086–1091.
- Kim, R. J., Kim, M. O., Lee, K. S., Lee, D. Y. and Shin, J. H. (2015). An in vitro evaluation of the antibacterial properties of three mineral trioxide aggregate (MTA) against five oral bacteria. *Archives of Oral Biology*, 60(10), 1497-502.
- Kivanc, B. H., Arisu, H. D., Ulusoy, O. I. and Saglam, B. C. (2012). Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: an in vitro study. *Australian Endodontic Journal*, 38, 76-79.
- Kogan, P., He, J., Glickman, G. N. and Watanabe, I. (2006) The effects of various additives on setting properties of MTA. *Journal of Endodontics*, 32, 569–572.
- Kokubo, T. and Takadama, H. (2006) How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*, 27, 2907–2915.
- Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R. and Imai, Y. (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dental Material Journal*, 35(1), 1–12.

- Koruyucu, M., Topcuoglu, N., Tuna, E. B., Ozel, S., Gencay, K., Kulekci, G. and Seymen, F. (2015). An assessment of antibacterial activity of three pulp capping materials on *Enterococcus faecalis* by a direct contact test: An in vitro study. *European Journal of Dentistry*, 9(2), 240-245.
- Koubi, S., Elmerini, H., Koubi, G., Tassery, H. and Camps, J. (2012). Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *International Journal of Dentistry*, 105863–105863.
- Kurun-Aksoy, M., Tulga, O. F. ve Orhan, K. (2017). Evaluation of calcium (Ca²⁺) and hydroxide (OH⁻) ion diffusion rates of indirect pulp capping materials. *The International Journal of Artificial Organs*, 40(11), 641-646.
- Lazic, S. (1995) Microcrystalline hydroxyapatite formation from alkaline solutions. *Journal of Crystal Growth*, 147, 147–154.
- Lee, B. N., Lee, B. G., Chang, H. S., Hwang, Y. C., Hwang, I. N. and Oh, W. M. (2017). Effects of a novel light-curable material on odontoblastic differentiation of human dental pulp cells. *International Endodontic Journal*, 50(5), 464-471.
- Lee, S. J., Monsef, M. and Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 19(11), 541–544.
- Lee, Y. L., Lee, B. S., Lin, F. H., Yun-Lin, A., Lan, W. H. and Lin, C. P. (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 25, 787-793.
- Leloup, G., D’Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M. and Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80, 1605–1614.
- Li, X., Yoshihara, K., De Munck, J., Cokic, S., Pongprueksa, P. and Putzeys, E. (2016). Modified tricalcium silicate cement formulations with added zirconium oxide. *Clinical Oral Investigations*, 21(3), 895–905.
- Li, Z., Cao, L., Fan, M. and Xu, Q. (2015) Direct pulp capping with calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate: a meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 41, 1412–1417.
- Listl, S., Galloway, J., Mossey, P. A. and Marcenes, W. (2015). Global economic impact of dental diseases. *Journal of Dental Research*, 94(10), 1355–1361.
- Loison-Robert, L. S., Tassin, M., Bonte, E., Berbar, T., Isaac, J., Berdal, A., Simon, S. and Fournier, B. P. J. (2018). In vitro effects of two silicate-based materials, *Biodentine*® and BioRoot RCS, on dental pulp stem cells in models of reactionary and reparative dentinogenesis. *PLoS One*, 13(1), e0190014.
- Lucas, C. P., Viapiana, R., Bosso-Martelo, R., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Camilleri, J. and Tanomaru-Filho, M. (2017). Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. *Brazilian Dental Journal*, 28(1), 51-56.

- Luo, Z., Li, D., Kohli, M. R., Yu, Q., Kim, S. and He, W. X. (2014). Effect of Biodentine® on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. *Journal of Dentistry*, 42, 490–497.
- Lynch, C. D. and Wilson, N. H. (2013) Managing the phase- down of amalgam: Part I. Educational and training issues. *British Dental Journal*, 215(3), 109-113.
- Majeed, A. and AlShwaimi, E. (2017). Push-Out Bond Strength and Surface Microhardness of Calcium Silicate-Based Biomaterials: An in vitro Study. *Medical Principles and Practice*, 26(2),139-145.
- Malhotra, S. and Hegde, M. (2015). Analysis of marginal seal of *ProRoot MTA*, MTA angleus, Biodentine® and glass ionomer cement as root end filling materials: An in vitro study. *Journal of Oral Research and Review*, 7, 44–49.
- Malkondu, Ö., Kazandağ, M. K. ve Kazazoğlu, E. (2014). A review on *Biodentine®*, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed Research International*, 1-10.
- Manhart, J., Chen, H., Hamm, G. and Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, 29(5), 481-508.
- Maqbool, F., Bahadar, H. ve Abdollahi, M. (2014). Exposure to mercury from dental amalgams: A threat to society. *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*, 65, 339-40.
- Marciano, M. A., Costa, R. M., Camilleri, J., Mondelli, R. F., Guimarães, B. M. and Duarte, M. A. (2014). Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate *Angelus* and bismuth oxide in contact with tooth structure. *Journal of Endodontics*, 40, 1235-1240.
- Marciano, M. A., Duarte, M. A. and Camilleri, J. (2015). Dental discoloration caused by bismuth oxide in MTA in the presence of sodium hypochlorite. *Clinical Oral Investigations*, 19, 2201-2209.
- Margunato, S., Taşlı, P. N., Aydın, S., Karapınar-Kazandağ, M. and Şahin, F. (2015). In Vitro Evaluation of ProRoot MTA, Biodentine®, and MM-MTA on Human Alveolar Bone Marrow Stem Cells in Terms of Biocompatibility and Mineralization. *Journal of Endodontics*, 41(10), 1646-52.
- Marin, P. D., Bartold, P. M. and Heithersay, G. S. (1997). Tooth discoloration by blood: An in vitro histochemical study. *Endodontics and Dental Traumatology*, 13, 132-138.
- Meraji, N. and Camilleri, J. (2017). Bonding over Dentin Replacement Materials. *Journal of Endodontics*, 43(8),1343-1349.
- Modena, K. C., Casas-Apayco, L. C., Atta, M. T., Costa, C. A., Hebling, J., Sipert, C. R., Navarro, M.F. and Santos, C.F. (2009). Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *Journal of Applied Oral Science*; 17, 544-554.

- Mojumdar, S. C., Raki, L., Mathis, N., Schimdt, K. and Lang, S. (2006). Thermal, spectral and AFM studies of calcium silicate hydrate-polymer nanocomposite material. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 85, 119-124.
- Mori, G. G., Teixeira, L. M., de Oliveira, D. L., Jacomini, L. M. and da Silva, S. R. (2014). Biocompatibility evaluation of *Biodentine*® in subcutaneous tissue of rats. *Journal of Endodontics*, 40(9),1485-8.
- Mousavi, S. A., Khademi, A., Soltani, P., Shahnasari, S. and Poorghorban, M. (2018). Comparison of sealing ability of *ProRoot* mineral trioxide aggregate, *Biodentine*®, and ortho mineral trioxide aggregate for canal obturation by the fluid infiltration technique. *Dental Research Journal (Isfahan)*, 15(5), 307-312.
- Mutluay, M. S. ve Mutluay, A. T. (2016) Süt dişlerinde restoratif materyal seçimi ve etkileyen faktörler. *Selcuk Dental Journal*, 3, 151-158.
- Nagas, E., Cehreli, Z. C., Uyanik, M. O., Vallittu, P. K. and Lassila, L. V. (2016). Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and *Biodentine*®. *International Endodontic Journal*, 49(2), 184-188.
- Nair, P. N. R., Duncan, H. F., Pitt-Ford, T. R. and Luder, H. U. (2008). Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. *International Endodontic Journal*, 41(2), 128–150.
- Namazikhah, M. S., Nekoofar, M. H., Sheykhrezae, M. S., Salariyeh, S., Hayes, S. J. and Bryant, S. T. (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 41, 108–116.
- Nekoofar, M. H., Motevasselian, F., Mirzaei, M., Yassini, E., Pouyanfar, H. and Dummer, P.M. (2018). The Micro-Shear Bond Strength of Various Resinous Restorative Materials to Aged *Biodentine*®. *Iranian Endodontic Journal*, 13(3), 356-361.
- Nicholson, J. W. (1996). Biologic considerations. In R. S. Schwartz, J. B. Summitt (Eds.), *Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach*. Illinois(IL). Quintessence Publishing Co,Inc, pp. 1-26.
- Niranjan, B., Shashikiran, N. D., Singla, S., Thakur, R., Dubey, A. and Maran, S. (2016). A comparative microleakage evaluation of three different base materials in Class I cavity in deciduous molars in sandwich technique using dye penetration and dentin surface interface by scanning electron microscope. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 34(4), 324-330.
- Niranjani, K., Prasad, M. G., Vasa, A. A., Divya, G., Thakur, M. S., Saujanya, K. (2015). Clinical Evaluation of Success of Primary Teeth Pulpotomy Using Mineral Trioxide Aggregate, Laser and *Biodentine*®- an In Vivo Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(4), 35–37.
- Nunez, C. M., Bosomworth, H. J., Field, C., Whitworth, J. M. and Valentine, R. A. (2014). *Biodentine*® and MTA induce similar cellular responses in a fibroblast cell line. *Journal of Endodontics*, 40, 406–411.

- Odabaş, M. E., Bani, M. and Tirali, R. E. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to Biodentine®. *The Scientific World Journal*, 626103.
- Okiji, T. and Yoshida, K. (2009) Reparative dentinogenesis induced by mineral trioxide aggregate: a review from the biological and physicochemical points of view. *International Journal of Dentistry*; doi:10.1155/2009/464280.
- Oran, E.O., Maden, M. and Sengüven, B. (2012). Odontoblast-like cell numbers and reparative dentine thickness after direct pulp capping with platelet-rich plasma and enamel matrix derivative: a histomorphometric evaluation. *International Endodontic Journal*, 45, 317-325.
- Orłowski, M., Tarczydło, B. and Chałas, R. (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: In vitro study. *The Scientific World Journal*, 701262.
- Osorio, R. and Toledano, M. (2016) Biomaterials for catalysed mineralization of dental hard tissues. In C. Aparicio and M. P. Ginebra (Eds.), *Biomaterialization and Biomaterials Fundamentals and Applications*. Cambridge. Woodhead Publishing Series in Biomaterials. pp. 365-376.
- Öztürk, F., Ersöz, M., Öztürk, S.A., Hatunoğlu, E. ve Malkoç, S. (2016). Micro-CT evaluation of microleakage under orthodontic ceramic brackets bonded with different bonding techniques and adhesives. *European Journal of Orthodontics*, 38, 163-169.
- Palma, P.J., Marques, J.A., Falacho, R.I., Vinagre, A., Santos, J.M. and Ramos, J.C. (2018). Does Delayed Restoration Improve Shear Bond Strength of Different Restorative Protocols to Calcium Silicate-Based Cements?. *Materials (Basel)*, 8;11(11), pii: E2216.
- Parisay, I., Ghoddsi, J. and Forghani, M. (2015). A review on vital pulp therapy in primary teeth. *Iranian Endodontic Journal*, 10(1), 6-15.
- Phrukkanon, S., Burrow, M. F. and Tyas, M. J. (1998). Effect of cross sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*, 14, 120–128.
- Pires, P.M., Santos, T.P., Fonseca-Gonçalves, A., Pithon, M.M., Lopes, R.T. and Neves, A.A. (2018). Mineral density in carious dentine after treatment with calcium silicates and polyacrylic acid-based cements. *International Endodontic Journal*, 51(11), 1292-1300.
- Plotino, G., Buono, L. and Grande, N.M. (2008). Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *Journal of Endodontics*, 34, 394-407.
- Poggio, C., Lombardini, M., Colombo, M., Beltrami, R. and Rindi, S. (2015). Solubility and pH of direct pulp capping materials: a comparative study. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(2), 173–193.
- Poitevin, A., De Munck, J., Cardoso, M.V., Mine, A., Peumans, M., Lambrechts, P. and Van Meerbeek, B. (2010). Dynamic versus static bond-strength testing of adhesive interfaces. *Dental Materials*, 26, 1068–1076.

- Prati, C. and Gandolfi, M.G. (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials*, 31, 351–370.
- Quintana, R.M., Jardine, A.P., Grechi, T.R., Grazziotin-Soares, R., Ardenghi, D.M., Scarparo, R.K., Grecca, F.S. and Kopper, P.M.P. (2018). Bone tissue reaction, setting time, solubility, and pH of root repair materials. *Clinical Oral Investigations*, doi: 10.1007/s00784-018-2564-1.
- Rahoma, A., AlShwaimi, E. and Majeed, A. (2018). Push-out bond strength of different types of mineral trioxide aggregate in root dentin. *International Journal of Health Sciences (Qassim)*, 12(5), 66-69.
- Raju, V. G., Venumbaka, N. R., Mungara, J., Vijayakumar, P., Rajendran, S. and Elangovan, A. (2014). Comparative evaluation of shear bond strength and microleakage of tricalcium silicate-based restorative material and radioopaque posterior glass ionomer restorative cement in primary and permanent teeth: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 32(4), 304-310.
- Ramezani, F., Aryanezhad, S., Mohammadian, F., Dibaji, F. and Kharazifard, M. J. (2017). In Vitro Microleakage of Mineral Trioxide Aggregate, Calcium-Enriched Mixture Cement and Biodentine® Intra-Orifice Barriers. *Iranian Endodontic Journal*, 12(2), 211-215.
- Raskin, A., Eschrich, G., Dejou, J. and About, I. (2012), In vitro microleakage of Biodentine® as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*; 14, 535-542.
- Ravichandra, P.V., Vemisetty, H., Deepthi, K., Reddy, S.J., Ramkiran, D., Krishna, M.J.N. and Malathi, G. (2014). Comparative Evaluation of Marginal Adaptation of Biodentine®(TM) and Other Commonly Used Root End Filling Materials-An Invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(3), 243-245.
- Rüttermann, S., Braun, A., Janda, R. (2013). Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. *PLoS One*. ;8(3):e59181. doi: 10.1371/journal.pone.0059181.
- Salz, U. and Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12, 343–371.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. and Pashley, D.H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10, 236–240.
- Savaş, S., Botsali, M.S., Kucukyilmaz, E. ve Sari, T. (2014). Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. *Dental Materials Journal*, 33(6), 764–769.
- Shetty, S., Hiremath, G. and Yeli, M. (2017). A comparative evaluation of sealing ability of four root end filling materials using fluid filtration method: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 20(5), 307-310.

- Shin, J.H., Jang, J.H., Park, S.H. and Kim, E. (2014). Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1210-1216.
- Simon, S.R., Berdal, A., Cooper, P.R., Lumley, P.J., Tomson, P.L. and Smith, A.J. (2011). Dentin-pulp complex regeneration: from lab to clinic. *Advances in Dental Research*, 23, 340–345.
- Siqueira, J.F.Jr. and Lopes, H.P. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *International Endodontic Journal*, 32, 361–369.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y. and Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(5), 420-426.
- Smail, S., R., Patterson, C.J., McLundie, A.C. and Strang, R. (1988). In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15, 361-366.
- Soares, C.J., Santana, F.R., Castro, C.G., Santos-Filho, P.C., Soares, P.V., Qian, F. and Armstrong, S.R. (2008). Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and pushout tests. *Dental Materials*, 24, 1405–1411.
- Somani, R., Jaidka, S., Singh, D. J. and Sibal, G. K. (2016). Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Various Glass Ionomer Cements to Dentin of Primary Teeth: An in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 9,192-196.
- Soundappan, S., Sundaramurthy, J., L., Raghu, S., Natanasabapathy, V. (2014). Biodentine® versus mineral trioxide aggregate versus intermediate restorative material for retrograde root end filling: An in vitro study. *Journal of Dentistry (Tehran)*, 11, 143–9.
- Strassler, H.E. and Levin, R. (2011). Biodentine® tricalcium-silicate cement. *Inside Dentistry*, 7, 98–100.
- Sudsangiam, S. and van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1, 57–67.
- Sultana, N., Nawal, R.R., Chaudhry, S., Sivakumar, M. and Talwar, S. (2018). Effect of acid etching on the micro-shear bond strength of resin composite-calcium silicate interface evaluated over different time intervals of bond aging. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(2), 194-197.
- Tay, F.R. and Pashley, D.H. (2008). Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. *Biomaterials*, 29, 1127–37.
- Taylor, M. J. and Lynch, E. (1992). Microleakage. *Journal of Dentistry*, 20, 3-10.
- Torabinejad, M. and Chivian, N. (1999), Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25, 197-205.

- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F. and Pitt-Ford, T. R. (1995) Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21, 349–353.
- Torres, F. F. E., Guerreiro-Tanomaru, J.M., Bosso-Martelo, R., Chavez-Andrade, G.M. and Tanomaru-Filho, M. (2018). Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *Journal of Applied Oral Science*, 26, e20170465.
- Tran, L. A. and Messer, L. B. (2003). Clinicians' choices of restorative materials for children. *Australian Dental Journal*, 48, 221-232.
- Tsujimoto, M., Tsujimoto, Y., Ookubo, A., Shiraishi, T., Watanabe, I., Yamada, S. and Hayashi, Y. (2013). Timing for composite resin placement on mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(9), 1167-1170.
- Tulumbaci, F., Almaz, M.E., Arikan, V. and Mutluay, M.S. (2017). Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine®. *Journal of Conservative Dentistry*, 20(5), 292-296.
- Utneja, S., Nawal, R.R., Talwar, S. and Verma, M. (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement review of its composition, properties and applications. *The Korean Academy of Conservative Dentistry*, doi. 10.5395.
- Vail, M.M. and Steffel, C.L. (2006). Preference of temporary restorations and spacers: a survey of Diplomates of the American Board of Endodontists. *Journal of Endodontics*, 32, 513-515.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28, 215–235.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26, 100-121.
- Van Noort, R., Cardew, G. E., Howard, I. C. and Noroozi, S. (1991). The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*, 70, 889–893.
- Vidal, C. M., Tjaderhane, L. and Scaffa, P. M. (2014) Abundance of MMPs and cysteine cathepsins in caries-affected dentin. *Journal of Dental Research*, 93, 269-274.
- Vivan, R. R., Zapata, R. O., Zeferino, M. A., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Hungaro-Duarte, M. A., Tanomaru-Filho, M. and Gomes de Moraes, I. (2010). Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, 110, 250–256.

- Watson, T. F., Atmeh, A. R., Sajini, S., Cook, R. J. and Festy, F. (2014). Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry: biophotonics-based interfacial analyses in health and disease. *Dental Materials*, 30(1), 50-61.
- Watts, J. D., Holt, D. M., Beeson, T. J., Kirkpatrick, T. C. and Rutledge, R. E. (2007). Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 33, 970-973.
- Williams, P. T., Schramke, D., Stockton, L. (2002). Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Operative Dentistry*. ;27(6):628-35.
- Wilson, N. H., Dunne, S. M. and Gainsford, I. D. (1997). Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 2: Resin composite systems. *International Dental Journal*, 47(4), 185-193.
- Yamamoto, S., Han, L., Noiri, Y. and Okiji, T. (2017). Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International Endodontic Journal*, 50(2), 73-82.
- Yesilyurt, C., Yildirim, T., Taşdemir, T. and Kuşgoz, A. (2009). Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 35, 1381-1383.
- Yoldaş, S. E., Bani, M., Atabek, D. and Bodur, H. (2016). Comparison of the Potential Discoloration Effect of Bioaggregate, Biodentine®, and White Mineral Trioxide Aggregate on Bovine Teeth: In Vitro Research. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1815-1818.
- Yoshimine, Y., Ono, M. and Akamine, A. (2007). In vitro comparison of the biocompatibility of mineral trioxide aggregate, 4META/MMA-TBB resin, and intermediate restorative material as root-end-filling materials. *Journal of Endodontics*, 33(9), 1066–1069.
- Zhao, W., Wang, J., Zhai, W., Wang, Z. and Chang, J. (2005) The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. *Biomaterials*, 26, 6113–21.
- Zhou, H. M., Shen, Y., Wang, Z. J., Li, L., Zheng, Y. F., Hakkinen, L. and Haapasalo, M. (2013). In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *Journal of Endodontics*, 39,478–483.

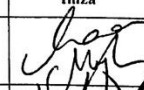
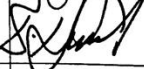



Ek-1. Etik Kurul Onayı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR KARAR FORMU

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUNUN ADI	Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRES	Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası 06500 Beşevler/Ankara
	TELEFON	0312 202 69 58
	FAKS	0312 202 46 73
	E-POSTA	tipetikkurul@gazi.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Işıklı Sertleşen, Rezin-modifiye Kalsiyum Silikat Doldurucu Materyal Olan Theracal LC'nin Kompozit Restorasyonlarda Mikrosızıntı ve Bağlanma Dayanıklılığına Etkisi				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Didem ATABEK				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI /UZMANLIK ALANI/ BULUNDUĞU MERKEZ	G.Ü. Diş Hekimliği Fak.				
	DESTEKLEYİCİ (Varsa)					
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Kan, idrar, doku, radyolojik görüntü gibi biyokimya, mikrobiyoloji, patoloji ve radyoloji kolleksiyon materyalleriyle veya rutin muayene tetkik tahlil ve tedavi işlemleri sırasında (önceden) elde edilmiş materyallerle yapılacak araştırmalar -Hücre ve doku kültürleriyle yapılacak in-vitro çalışmalar- Uzmanlık tezi				
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Ver.No	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	26.09.2017	1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU	26.09.2017	1	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>				
	BİYOLOJİK MATERYAL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	DİĞER	<input type="checkbox"/>				

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 453	Toplantı tarihi: 09.10.2017						
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmannın gerekçe amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırma dosyasında belirtilen merkez/merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına, G.Ü. Klinik Araştırmalar Etik Kurulu üyelerinin oybirliği ile karar verilmiştir.							
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU								
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN ÜNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Canan ULUOĞLU							
Ünvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Canan ULUOĞLU BAŞKAN	Tıbbi Farmakoloji A.D	G.Ü.T.F	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		
Prof. Dr. Birol DEMİREL BAŞKAN YARD.	Adli Tıp AD.	G.Ü.T.F	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		
Prof. Dr. Gonca AKBULUT RAPORTÖR	Fizyoloji AD	G.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>		

Ek-1. (devam) Etik Kurul Onayı

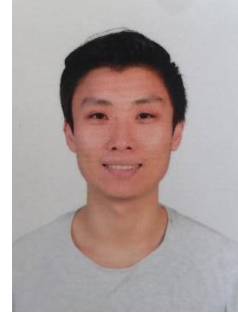
Prof. Dr. Bülent BOYACI ÜYE	Kardiyoloji AD.	G.Ü.T.F.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Öznur L.BOYUNAĞA ÜYE	Radyoloji AD.	G.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa KAVUTÇU ÜYE	Tıbbi Biyokimya A.D	G.Ü.T.F.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nesrin ÇOBANOĞLU ÜYE	Tıp Tarihi ve Etik AD.	G.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Aslı KURUOĞLU ÜYE	Psikiyatri AD.	G.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hakan KAYIR ÜYE	Tıbbi Farmakoloji	COMMAT Ltd.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mutlu DOĞAN ÜYE	İç Hast. AD. Tıbbi Onkoloji BD.	Ank.Numune Eğt. ve Araşt.Hast.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. N.Arda DEMIRKAN ÜYE	Genel Cerrahi AD.	A.Ü.T.F.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç. Dr. Anıl TAPISIZ ÜYE	Çocuk Sağlığı ve Hast.AD.Ç.Nör. BD.	G.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç. Dr. Pınar ÖZDEMİR ÜYE	Biyostatistik AD.	H.Ü.T.F.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Yrd .Doç. Dr. Mustafa GÖKSU ÜYE	Hukukçu	G.Ü .Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Aysel ÖZER ÜYE	Sivil Temsilci	Emekli Öğr. Üyesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Araştırma ile İlişki
** :Toplantıda Bulunma

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YOON, Kiyun
 Uyuğu : Güney Kore
 Doğum tarihi ve yeri : 16/10/1990 İstanbul
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0534 972 20 65
 e-mail : kiyunyun@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	İstanbul Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Özel Eyüboğlu Koleji	2009
Ortaokul	Özel Ata Koleji	2004
İlkokul	Özel Ata Koleji	2001

Yabancı Dil

İngilizce, Korece

Yayınlar

Yoon K, Atabek D. Kalsifikasyon Bozukluklarında Estetik Yaklaşımlar. Güven Polat G, editör. Dişlerin Gelişimsel Anomalileri. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2018. s.31-7.

Yoon K, Atabek D. The Evaluation of Shear Bond Strength and Microleakage of Resin Composite Restoration to a Light-cured Resin Modified Calcium Silicate Based Material TheraCal LC. Tezin yayını The Journal of Adhesive Dentistry dergisinde değerlendirilmeye alındı.

Katıldığı Bilimsel Kongreler

Yoon, K. (2017-29 Ağustos-1 Eylül). *FDI Annual World Dental Congress*. Madrid, İspanya-
Sözlü Sunum (Efficacy of Comparative Dentin Deproteinization on Microleakage and
Shear Bond Strength of Composite Restorations).

Yoon, K. (2018-27-30 Eylül). *TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi*. Ankara, Türkiye-
Poster Sunumu (Pulpotomy Treatment with MTA in Permanent Teeth with Open
Apex: A Case Report).





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..