

Kalsiyum Silikat İçerikli Pulpa Kapaklama Materyallerinin Farklı Adeziv Sistemler ile Kompozit Rezinlere Makaslama Bağlanma Dayanımı: İn Vitro Çalışma

Shear Bond Strength of Calcium Silicate-Based Pulp Capping Materials to Composite Resins with Different Adhesive Systems: In Vitro Study

Gülşah TONGA^a, Emine ŞİRİN KARAARSLAN^b, Hüseyin HATIRLI^a

^aTokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi ABD, Tokat, Türkiye

^bSerbest Hekim, Gaziantep, Türkiye

ÖZET Amaç: Bu çalışmanın amacı, kalsiyum silikat içerikli pulpa kapaklama materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmektir. **Gereç ve Yöntemler:** Yüz seksen adet merkezinde boşluk olan akrilik rezin blok hazırlandı. Akrilik rezin bloklar 3 gruba ayrıldı ve kalsiyum silikat içerikli materyallerden (ProRoot MTA, Biodentin, TheraCal LC) biri ile dolduruldu. Bu örnekler daha sonra kullanılan adeziv sistem (total-etch, 2 aşamalı self-etch ve üniversal adeziv) ve kompozit rezinlere (6 grup, n=10) göre alt gruplara ayrıldı. Adeziv sistemler uygulandı ve üniversal (Estelite Sigma Quick, Tokuyama) veya akışkan kompozit rezin (Estelite Universal Flow, Tokuyama) tabakalı olarak yerleştirildi ve 20 sn ışıkla sertleştirildi. Daha sonra tüm örnekler 5.000 termal döngü ile yaşlandırmaya tabi tutuldu. Numuneler daha sonra üniversal test cihazı kullanılarak makaslama bağlanma dayanımı açısından değerlendirildi. **Bulgular:** Üç-yönlü ANOVA sonuçları, total-etch adeziv ile üniversal kompozit rezine bağlanan ProRoot MTA'nın en yüksek makaslama bağlanma kuvvetine sahip olduğunu ve en düşük makaslama bağlanma kuvveti değerinin 2 aşamalı self-etch adeziv ile üniversal kompozite bağlanan TheraCal LC'de gözlemlendi (p<0,05). **Sonuç:** Termal yaşlandırma sonrasında TheraCal LC gruplarında çoğunlukla koheziv kırılma görüldü. Biodentin ve MTA ile karşılaştırıldığında, TheraCal LC total-etch ve 2 aşamalı self-etch adeziv kullanılarak üniversal kompozit rezine bağlanan gruplarda daha fazla makaslama bağlanma dayanımı değerleri daha düşüktü.

ABSTRACT Objective: The aim of this study was to evaluate the shear bond strength of calcium silicate-based pulp capping materials bonded to composite resins with different adhesive systems. **Material and Methods:** A total of 180 acrylic resin blocks were prepared with a central hole. Acrylic resin blocks were divided into three groups and each group filled with one of the three calcium silicate-based materials (ProRoot MTA, Biodentine, TheraCal LC). These samples were then subdivided according to the adhesive systems (total-etch, 2 step self-etch, and universal adhesive) and composite resins used (6 groups, n=10). Adhesive systems were applied and universal (Estelite Sigma Quick, Tokuyama) or flowable (Estelite Universal Flow, Tokuyama) composite resin was placed incrementally and light-cured for 20 s. After that, all specimens were subjected to 5,000 thermal aging cycles. The specimens were then evaluated for shear bond strength using a universal testing machine. **Results:** Three-way ANOVA results revealed that the ProRoot MTA bonded to the universal composite resin with a total-etch adhesive had the highest shear bond strength, and the lowest mean shear bond strength value was observed in the TheraCal LC bonded to the universal composite resin with a two-step self-etch adhesive (p<0.05). **Conclusion:** TheraCal LC groups showed mainly cohesive fracture after thermal aging. Shear bond strength values were lower in groups bonded to the universal composite resin using TheraCal LC with total-etch and two-step self-etch adhesive compared to Biodentine and ProRoot MTA.

Anahtar Kelimeler: Dental pulpa kapaklama; mineral trioksit agregat; kalsiyum silikat

Keywords: Dental pulp capping; mineral trioxide aggregate; calcium silicate

Klinik diş hekimliğinde, pulpa biyolojisinin daha iyi anlaşılmasıyla birlikte vital pulpa tedavilerinde (VPT) yeni materyaller kullanılmaya başlanmış

ve başarılı tedavi protokolleri geliştirilmiştir.¹ VPT ile risk altındaki pulpa dokusunun korunması sağlanır ve diş çürüğü, travma ve diğer nedenlerle zarar

Correspondence: Gülşah TONGA

Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi ABD, Tokat, Türkiye

E-mail: gulsahdonga@hotmail.com



Peer review under responsibility of Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.

Received: 09 Sep 2021

Received in revised form: 18 Dec 2021

Accepted: 22 Dec 2021

Available online: 19 Jan 2022

2146-8966 / Copyright © 2022 by Türkiye Klinikleri. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

görmüş pulpanın canlılığını koruması ve kalan sağlıklı diş dokularını desteklemesi amaçlanır.² VPT’de, koruyucu bir materyal pulpaya en yakın çürüksüz dentin yüzeyine ya da açığa çıkan pulpa üzerine yerleştirilir ve geriye dönebilir inflamasyonu iyileştirerek dentin köprüsü oluşumunun tetiklenmesi amaçlanır. Bu sayede pulpa kendini iyileştirebilir, canlılığını ve fonksiyonlarını devam ettirebilir.³

Kalsiyum hidroksit (KH), çinko oksit öjenol, glukokortikoidler, siyanoakrilatlar, formokrezol, glutaraldehitler, adeziv sistemler, kollajen lifler ve sitokinler gibi birçok materyal VPT’de kullanılmıştır.⁴ KH uzun yıllardır VPT’de altın standart olarak bilinmektedir ve diş hekimliği kliniklerinde hâlen en sık kullanılan materyaldir.⁵ KH’deki hidroksil iyonları yüksek alkali pH oluşturur ve bu da yüzeyde koagülasyon nekrozunu başlatır. Distrofik kalsifikasyon sonucunda nekroz bölgesinde dentin köprüleri ve tamir dentini oluşur.⁶ Ancak KH pulpa nekrozuna ve dejenerasyona sebep olması, zamanla rezorbe olması ve mikrosızıntı oluşması gibi dezavantajlara sahiptir.⁷ Bu dezavantajlar araştırmacıları VPT’de kullanılacak yeni materyaller geliştirilmesine yöneltmiştir.

Son zamanlarda, mineral trioksit agregat (MTA), TheraCal LC (Bisco Inc, Schaumburg IL, ABD), ve Biodentin (Septodont, Saint Maur des Fausés, Fransa) gibi kalsiyum silikat içerikli biyoseramik materyallerin VPT’de kullanımı popülerlik kazanmıştır.⁸ MTA bu materyaller arasında ilk olarak geliştirilendir ve 20 yılı aşkın bir süredir diş hekimliği alanında kullanılmaktadır. MTA ilk olarak endodontide kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılmıştır, ancak canlı pulpa dokusu ile biyouyumlu olması nedeniyle günümüzde direkt ve indirekt pulpa kapaklamasında kullanılmaktadır.⁹

MTA iyi bir sızdırmazlık gösterir, sert doku oluşumunu indükler, antibakteriyel özelliklere, düşük çözünlülüğe ve yüksek alkali yapıya sahiptir.¹⁰ Bunların yanı sıra MTA pahalı olması, sertleşme zamanının uzun olması, klinikte uygulamasının zor olması ve renklemeye neden olması gibi dezavantajlara sahiptir.¹¹ Ayrıca sertleşme sonrasında MTA’nın uzaklaştırılmasının zor olması, VPT’de alternatif materyaller aranmasına yol açmıştır.¹²

Biodentin, MTA’nın toz partiküllerinin kimyasal reaksiyonu hızlandırıcı bileşenler eklenerek modifiye edilmesi ile elde edilmiş hidrofilik bir materyaldir.¹³ Biodentin’in geliştirilmiş fiziksel özellikleri, kısa sertleşme süresi, kolay uygulanabilirliği, iyi biyomineralizasyon potansiyeli ve üstün örtüleme özellikleri ile MTA’ya alternatif olarak kullanılabilirdiği bildirilmiştir.¹⁴

Kimyasal olarak sertleşen materyallerin uzun sertleşme süresi gerektirmesi ve yetersiz fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda Theracal LC gibi ışıkla sertleşmesi sayesinde uygulama kolaylığı olan ve işlem süresini kısaltan pulpa kapaklama materyalleri geliştirilmiştir.^{15,16} Diğer taraftan, Theracal LC’nin rezin içeriği nedeniyle polimerizasyon büzülmesi göstereceği ve dentine adezyonda başarısızlık görülebileceği ve alerjik reaksiyonlara sebep olabileceği belirtilmiştir.¹⁴

Pulpa kapaklama materyalleri ile restoratif materyal arasındaki bağlanma kuvveti, uygulanan tedavinin ve restorasyonun başarısı açısından oldukça önemlidir.¹⁷ Farklı adeziv sistemlerin ve restoratif materyallerin farklı pulpa kapaklama materyallerine makaslama bağlanma dayanımı daha önceki çalışmalarda değerlendirilmiştir.^{18,19} Ancak literatürde kalsiyum silikat içerikli pulpa kapaklama materyallerinin farklı adeziv sistemler ve kompozit rezinler ile makaslama bağlanma dayanımının, termal yaşlandırma sonrasında değerlendirildiği kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmanın amacı, kalsiyum silikat içerikli pulpa kapaklama materyalleri ile total-etch, 2 aşamalı self-etch ve üniversal adeziv sistemler ile akışkan ve üniversal kompozit rezinlere makaslama bağlanma dayanımının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Bu çalışmada, “Makaslama bağlanma dayanımı açısından pulpa kapaklama materyalleri, adeziv sistemler ve kompozit rezinler arasında farklılık yoktur.” 0 (sıfır) hipotezi test edilmiştir.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada kalsiyum silikat içerikli 3 farklı kapaklama materyali (ProRoot MTA, TheraCal LC, Biodentin), 3 farklı adeziv sistem (total-etch, self-etch ve üniversal) ve 2 kompozit rezin (üniversal ve akışkan)

kullanıldı. Materyallerin içerikleri ve uygulama yöntemleri, **Tablo 1** ve **Tablo 2**'de gösterilmiştir.

ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Kendiliğinden sertleşen akrilik rezin ile merkezinde 5 mm genişlikte ve 2 mm derinlikte boşluk olan 180 adet silindirik blok (çap: 10 mm, yükseklik: 3 mm) hazırlandı. Akrilik rezin bloklar, kalsiyum silikat içerikli materyallere göre 3 gruba ayrıldı (n=60) ve gruplar doğrultusunda kalsiyum silikat içerikli materyaller akrilik rezin bloklarda hazırlanan boşluklara yerleştirildi.

ProRoot MTA (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve Biodentin ile hazırlanan örneklerin üzerine nemli pamuk palet yerleştirildi ve inkübatörde (37°C ve %100 nem) 96 saat bekletildi. TheraCal LC akrilik rezin bloklara 1 mm kalınlığında tabakalı olarak yerleştirildi ve her bir tabaka 20 sn ışıkla polimerize edildi (Valo; Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD).

RESTORATİF MATERYALİN YERLEŞTİRİLMESİ

Her bir kalsiyum silikat içerikli materyal grubundaki örnekler uygulanacak olan kompozit rezin ve adeziv sisteme göre 6 alt gruba ayrıldı (n=10) (**Şekil 1**). Gruplara total-etch (OptiBond Solo Plus, Kerr Co., Orange, CA, ABD), 2 aşamalı self-etch (Clearfil SE Bond, Kuraray, Osaka, Japonya) veya universal adeziv (Bisco All Bond, Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) üretici önerilerine göre uygulandı ve polimerize edildi (**Tablo 2**). Örneklerin orta bölümüne iç çapı ve yüksekliği 3 mm olan silindirik teflon kalıp yerleştirildi. Kalıpların içerisine universal (ESQ, To-

kuyama Estelite Sigma Quick, Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya) veya akışkan kompozit rezin (EUF, Tokuyama Estelite Universal Flow, Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya) tabakalı olarak yerleştirildi, 20 sn ışıkla polimerize edildi ve distile suda 24 saat bekletildi. Daha sonra örnekler, 5.000 döngü ile termal yaşlandırmaya tabi tutuldu (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) (5°C-55 °C/bekleme süresi: 30 sn).

MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

Makaslama bağlanma dayanımı testi üniversal test cihazı (AGS-X Serisi, Schimadzu Europa GmbH, Almanya) ile kopma gerçekleşene kadar gerçekleştirildi. Kopma değerleri bağlanma yüzeyine bölünerek MPa cinsinden (N/mm²) kaydedildi.

KIRILMA TİPLERİ

Örneklerin kırılma tipleri stereomikroskop (Leica MZ-16FA, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) ile x40 büyütme altında değerlendirildi ve belirtilen şekilde sınıflandırıldı:

Adeziv kırılma: Kompozit rezin ile kapaklama materyali arasında; Koheziv kırılma: Kalsiyum silikat içerikli materyalde veya kompozit rezinde meydana gelen; Miks kırılma: Adeziv ve koheziv kırılmanın beraber görüldüğü.²⁰

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İstatistiksel analizler SPSS v.19 paket programı (ISPSS Inc, IBM Corp, Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.

TABLO 1: Çalışmada kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyaller ve uygulama yöntemleri.

Materyal	İçerik	Uygulama yöntemi	Üretici
ProRoot MTA	Trikalsiyum silikat, bizmut oksit, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat ve alçıtaşı (pH=12-13).	Toz ve likit 1:3 oranında karıştırılır. Uygulama sonrasında, nemli pamuk ile kapatılır ve geçici dolgu yapılır.	Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre
Biodentine	Toz: Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit, demir oksit ve zirkonyum oksit. Likit: Kalsiyum klorit ve suda çözünebilir polimer.	Beş damla likit kapsül içerisine damlatılır. Toz ve likit kapsül karıştırıcıda 30 sn karıştırılır.	Saint Maur des Faussés, Fransa
TheraCal LC	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat, polietilen glikol dimetakrilat, bisfenol A diglisidil metakrilat, baryum zirkonat (pH=10).	TheraCal LC 1 mm kalınlıkta uygulanır ve 20 sn polimerize edilir.	Bisco Inc, Schaumburg IL, ABD

TABLO 2: Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve kompozit rezinler.

Materyal	Tip	İçerik	Uygulama yöntemi	Üretici
OptiBond Solo Plus	Total-etch adeziv	Bis-GMA, GPDM, HEMA, baryum alümina borosilikat cam, silikon dioksit, sodyum heksafluor silikat, etanol	Materyal yüzeyi 15 sn asitlenir, 10 sn yıkanır ve kurutulur. Adeziv, materyal yüzeyine 15 sn uygulanır, 3 sn güçlü hava ile inceltilir ve 20 sn polimerize edilir.	Kerr Co., Orange, CA, ABD
Clearfil SE Bond	Self-etch adeziv	Primer: MDP, HEMA, Dimetakrilatlar, Di-kamforokinon, N-Dietanol-p-toluidin, su Bond: MDP, BisGMA, HEMA, Dimetakrilat, Di-kamforokinon, N, N-Dietanol-p-toluidin, siyanize kolloidal silika	Primer tüm yüzeye 20 sn uygulanır ve hafif hava ile kurutulur. Bond yüzeye uygulanır ve kaviteye hafif hava ile dağıtılır. 10 sn polimerize edilir.	Kuraray, Osaka, Japonya
Bisco All Bond	Üniversal adeziv	MDP, Bis-GMA, HEMA, etanol, su, başlatıcı	Adeziv her tabaka 10-15 sn olmak üzere 2 kat olarak uygulanır (polimerize edilmeyen). Çözücü 10 sn süre ile hava uygulanarak uzaklaştırılır ve adeziv 10 sn polimerize edilir.	Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD
Tokuyama Estelite Sigma Quick	Üniversal kompozit (ESQ)	Bis-GMA, trietil glkol dimetakrilat, silika-zirkonyum	Kompozit rezin 2 mm tabakalar ile uygulanır ve her tabaka 20 sn polimerize edilir.	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya
Tokuyama Estelite Universal Flow	Akışkan kompozit (EUF)	Bis-GMA, Bis-MEEP, TEGDMA, UDMA, di-kamforokinon, başlatıcı, silika-zirkonyum, prepolymerize dolunucu	Akışkan kompozit 2 mm tabakalar ile uygulanır ve her tabaka 20 sn polimerize edilir.	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya
Kerr Gel Etchant	Asit jel	%37,5 fosforik asit	Fosforik asit uygulanmış yüzey 15 sn sonra hava-su spreyi ile yıkanır ve kurutulur.	Kerr, Orange, CA, ABD

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil dimetakrilat; HEMA: Hidroksietil metakrilat; MDP: Metakriloiksidisil dihidrojen fosfat; TEGDMA: Trietil glkol dimetakrilat; silika-zirkonyum: Üretan dimetakrilat; UDMA: Üretan dimetakrilat; Bis-MEEP: Bisfenol A etoksilat dimetakrilat.

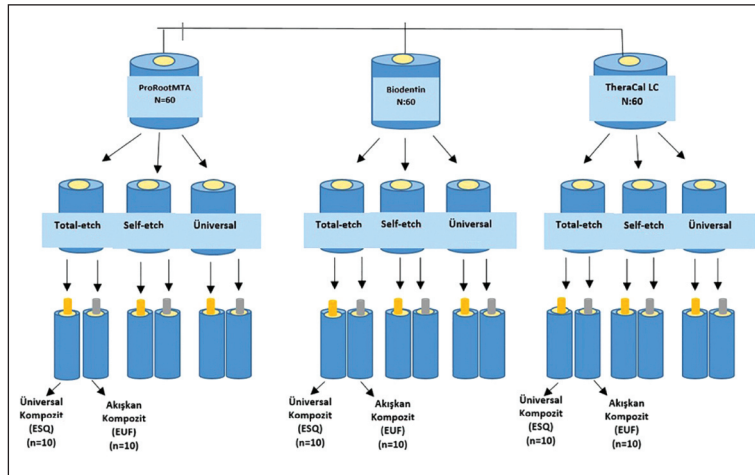
Shapiro-Wilk testi ile makaslama bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılım gösterdiği belirlendi. Kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyali, adeziv sistem ve kompozit rezin tipinden oluşan faktörlerin değerlendirilmesi için üç-yönlü ANOVA kullanıldı. Gruplar arasındaki çoklu karşılaştırmalar için ise Tukey HSD testi kullanıldı ($p<0,05$).

BULGULAR

MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

Üç-yönlü ANOVA sonuçlarına göre yalnızca kalsiyum silikat içerikli pulpa kapaklama materyali tipinin makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisinin olduğu görüldü ($p=0,001$). Test edilen grupların ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları Tablo 3'te gösterilmiştir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri ProRoot MTA'nın total-etch adeziv sistem ile ESQ'ye bağlandığı grupta görüldü ($8,42\pm 4,40$ MPa). En düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri ise TheraCal LC'nin 2 aşamalı self-etch adeziv sistem ile ESQ'ye bağlandığı grupta görüldü ($3,08\pm 1,87$ MPa).

Kapaklama materyallerinin total-etch adeziv veya 2 aşamalı self-etch adeziv kullanılarak ESQ'ye bağlandığı gruplarda anlamlı farklılık izlendi ve total-etch adeziv sistem ile ProRoot MTA'ya ve 2 aşamalı self-etch adeziv ile Biodentin'e bağlanan gruplarda TheraCal LC gruplarına kıyasla anlamlı olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri görüldü (sırasıyla $p=0,006$ ve $p=0,005$). Ancak üniversal adeziv sistem ile bağlanan kapaklama materyalleri arasında anlamlı fark olmadığı belirlendi ($p=0,953$).



ŞEKİL 1: Çalışma gruplarının şema içerisinde gösterimi.

TABLO 3: Grupların ortalama makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Kompozit rezin	Adeziv sistem	n	ProRoot MTA			p değeri
			TheraCal LC	Ortalama±SS	Biodentin	
Üniversal kompozit (ESQ)	Total-etch adeziv	10	3,48±1,05 ^(a)	8,42±4,40 ^(b)	5,74±3,00 ^(ab)	0,006
	Self-etch adeziv	10	3,08±1,87 ^(a)	4,59±2,48 ^(ab)	6,49±2,04 ^(b)	0,005
	Üniversal adeziv	10	4,64±2,12	4,83±4,21	4,41±2,32	0,953
p değeri			0,132	0,057	0,184	
Akışkan kompozit (EUF)	Total-etch adeziv	10	4,22±2,27	5,66±2,28	6,44±4,05	0,259
	Self-etch adeziv	10	4,53±2,48	3,98±2,86	6,14±3,64	0,270
	Üniversal adeziv	10	4,05±3,80	5,06±2,17	6,29±3,02	0,280
p değeri			0,932	0,316	0,983	

Üst simge olarak gösterilen farklı küçük harfler satır içerisindeki anlamlı farklılığı gösterir (p<0,05); SS: Standart sapma.

EUF'nin farklı adeziv sistemler ile kapaklama materyallerine bağlandığı gruplar arasında anlamlı fark olmadığı belirlendi (sırasıyla p=0,259, p=0,270, p=0,280).

KIRILMA TİPİ ANALİZLERİ

Test edilen gruplara ait kırılma tipi dağılımları Tablo 4'te, örnek kırılma tipi görüntüleri ise Resim 1'de gösterilmektedir. Tüm gruplar arasında en yaygın kırılma tipinin koheziv kırılma olduğu görüldü. Koheziv tip kırılmaların hepsi kapaklama materyalleri içerisinde meydana geldiği görülürken, kompozit rezinlerde herhangi bir kırılma izlenmedi. TheraCal LC'nin EUF'ye total-etch ve 2 aşamalı self-etch adeziv sistemler ile bağlandığı gruplarda hiç adeziv tip kırılma görülmedi. Buna karşılık, Biodentin'in total-etch adeziv ile ESQ'e bağlandığı gruplarda ise çoğunlukla adeziv tip kırılma görüldü.

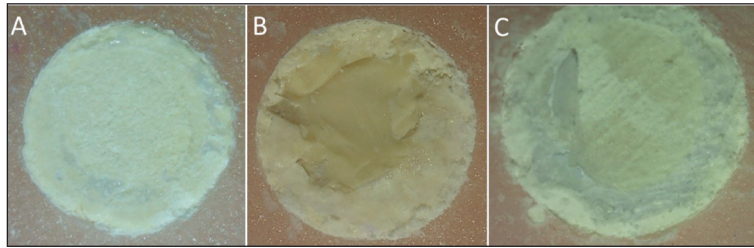
TARTIŞMA

Bu çalışma sonucunda, pulpa kapaklama materyalinin makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu, ancak kompozit resin tipi ve adeziv sistemin anlamlı bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle "Makaslama bağlanma dayanımı açısından pulpa kapaklama materyalleri, adeziv sistemler ve kompozit rezinler arasında farklılık yoktur." sıfır (0) hipotezi kısmen reddedilmiştir.

Canlı pulpa dokusunun biyolojik ve patolojik uyarılara karşı sklerotik dentin ya da tamir dentini oluşturarak diş yapısını koruyabilmesi nedeniyle pulpa canlılığının korunması tedavinin prognozu açısından oldukça önemlidir.²¹ Restoratif işlemler sırasında açığa çıkan pulpa yüzeyi tam olarak kapatılmaz ise

TABLO 4: Kırılma tiplerinin çalışmadaki gruplara göre dağılımı.

	Total-etch adeziv			Self-etch adeziv			Üniversal adeziv			Total-etch adeziv			Self-etch adeziv			Üniversal adeziv		
	TheraCal LC	MTA	Biodentin	TheraCal LC	MTA	Biodentin	TheraCal LC	MTA	Biodentin	TheraCal LC	MTA	Biodentin	TheraCal LC	MTA	Biodentin	TheraCal LC	MTA	Biodentin
Adeziv	4	2	6	2	4	3	3	2	4	0	1	2	0	4	1	1	2	4
Koheziv	5	7	3	8	5	7	6	8	5	9	8	7	9	5	8	8	7	5
Miks	1	1	1	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

**RESİM 1:** Kırılma tiplerinin örnek görüntüleri: A) Adeziv kırılma, B) Koheziv kırılma, C) Miks kırılma.

bakteriler pulpaya ilerleyebilir ve pulpa hasarına sebep olabilir.³ Bu nedenle restoratif materyal ile pulpa kapaklama materyalinin adezyonu, VPT'lerinin başarısı açısından önemlidir ve bu konuda pek çok araştırmalar yapılmıştır.¹⁷⁻¹⁹

Kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyallerinin ilk sertleşme süreleri materyaller arasında farklılıklar göstermektedir. İlk sertleşme süresi ProRoot MTA için nemli pamuk pelet altında 4 s bekleme ve Biodentin için 12 dk bekleme olarak bildirilmiştir. TheraCal LC için ise ışıkla sertleştirildikten hemen sonra daimî restorasyonun yapılması üretici firma tarafından önerilmektedir. Ancak literatürde kimyasal olarak sertleşen kalsiyum silikat içerikli materyallerin optimum fiziksel özellikleri kazanması için gerekli olan sertleşme süresi konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Restoratif materyaller ile kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyallerinin bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda, MTA için 4 s ile 96 s arasında ve Biodentin için 12 dk ile 96 s arasında materyalin sertleşmesi için bekleme süresi uygulandığı görülmektedir.²²⁻²⁵ Bu çalışmalar göz önüne alınarak yapmış olduğumuz çalışmada, MTA ve Biodentin örnekler tam sertleşme sağlanması için 96 s süre ile nemli pamuk altında bekletilmiştir.

Ağız içerisinde restoratif materyaller sürekli olarak sıcaklık ve pH değişikliklerine maruz kalır ve restoratif materyallerin bağlanma dayanımı zamanla azalır. Termal yaşlandırma, ağız içi koşulların taklit edilmesi amacıyla etkili ve en çok kullanılan yöntemdir. Literatürde restoratif materyaller ile pulpa kapaklama materyallerinin makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği daha önceki çalışmalar incelendiğinde, bu çalışmalarda herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmadığı görülmektedir.¹⁷⁻¹⁹

ProRoot MTA'nın farklı sertleşme süreleri sonrasında kompozit rezinle makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda 3,08-8,9 MPa arasında değişen bağlanma dayanımı değerleri bildirilmiştir.^{18,26,27} Bu çalışma sonucunda da ProRoot MTA farklı adeziv sistemler ve kompozit rezinler ile önceki çalışmalara benzer aralıkta makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir (3,98-8,42 MPa). Daha önceki çalışmalarda, fosforik asit uygulanmasının MTA yüzeyinin ıslanabilirliğini ve porozitesini artırdığı bildirilmiştir.^{17,28,29} Sismanoglu ve ark., MTA'nın sertleşmesi tamamlandıktan sonra uygulanan fosforik asitin kristalin yapı etrafındaki matrisin seçici olarak uzaklaştırılmasıyla bal peteğine benzer şekilde bir yapı oluşturulduğunu ve bu sayede MTA ile kompozit rezin arasında bağlanma kuvvetinin arttığını bil-

dirmiştir.²⁴ Alzraikat ve ark., total-etch adezivin ProRoot MTA'ya tek aşamalı self-etch adezivden daha yüksek bağlanma gösterdiğini bildirmiştir.¹⁸ Çalışmamızda da daha önceki çalışmalarla benzer şekilde total-etch adeziv ile uygulanan ProRoot MTA grubunda daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı görülmüştür.

TheraCal LC, hidroksietil metakrilat (HEMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bazlı rezin ile kalsiyum silikat tozlarını içerir. Işıklı polimerize edildiğinde HEMA ve TEGDMA'nın polimerizasyonu ile polimer ağı kurulur ve bu ağ materyalin dış yüzeyini stabilize eder.³⁰ Bu çalışmada, farklı adeziv sistemler ile kompozit rezinlere bağlanan TheraCal LC gruplarında 3,08-4,53 MPa arasında değişen bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Ancak daha önceki çalışmalarda TheraCal LC ile kompozit rezinin daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (10,88-19,3 MPa arasında).^{18,19,31} Çalışmamızda, termal yaşlandırma uygulanmasının, daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerinde önemli etkisi olabilir. TheraCal LC, hidrofilik rezin monomer içeriğine sahiptir ve bu nedenle termal yaşlandırma sırasında materyalin su emmesi bağlantının zarar görmesinin nedeni olabilir. İki aşamalı self-etch adeziv ile ESQ'e bağlanan Biodentin'in makaslama bağlanma dayanımı değeri TheraCal LC grubundan anlamlı olarak daha yüksektir. Bu durum, Biodentin'in biyomineralizasyon kabiliyeti, partikül boyutlarının daha küçük olması ve üniform bileşenleri sayesinde kompozit rezin ve adeziv ile daha iyi bir kilitlenme sağlanabilmesinden kaynaklanabilir.^{32,33}

Kırılma tipi adeziv yüzey yerine, materyal içerisinde koheziv olduğunda bağlanmanın genellikle yeterli olduğu kabul edilir. Sismanoglu ve ark. kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyalleri ile bir akışkan kompozitin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada self-etch adeziv sistem kullanıldığında adeziv tip kırılmanın daha fazla, total-etch adeziv sistem kullanıldığında ise adeziv ile koheziv tip kırılmanın benzer oranlarda görüldüğünü bildirmişlerdir.²⁴ Bunun yanı sıra Akbiyik ve ark. ise kalsiyum silikat içerikli materyallerin ilk sertleşmesi sonrasında farklı adeziv sistemler kullanarak kompozit rezin ile bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir.²³ TheraCal

LC grubunda çoğunlukla adeziv ve miks tip kırılma görülürken, Biodentin ve MTA gruplarında ise çoğunlukla koheziv tip kırılma görüldüğünü ve bunun da materyalin maturasyonunu tamamlayamamasından kaynaklandığını belirtmiştir. Çalışmamızda ise tüm kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyallerinde çoğunlukla koheziv tip kırılma meydana geldiği görüldü. Bu durumun çalışmada termal döngü ile yaşlandırma uygulanmasına ve termal streslere bağlı olarak ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir.

Güncel adeziv sistemler, farklı fonksiyonel monomer gruplarını yapı içerisinde bulundurmaktadır. 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomeri kalsiyuma kimyasal olarak bağlanabilme ve bu sayede kimyasal adezyon ve mikro-mekanik bağlantıyı artırabilme özelliklerine sahiptir.³⁴ Ancak bu çalışmada, 10-MDP içeren Clearfil SE Bond ve All Bond Universal gruplarında daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Her iki adezivin de kalsiyuma bağlanma açısından 10-MDP ile yarışan 2-HEMA içermesi kimyasal bağlanmayı olumsuz etkileyerek bağlanma değerlerini düşürmüş olabilir.³⁵

Bu çalışma, *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir ve termal yaşlandırma ile ağız içi koşulları taklit edilebilmeye çalışılmıştır. Bu nedenle materyallerin bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerin tam olarak anlaşılabilmesi için bu konuda daha ileri klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

SONUÇ

Bu çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde:

1) Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve adeziv sistemler termal yaşlandırma sonrasında kalsiyum silikat içerikli kapaklama materyallerine benzer makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.

2) TheraCal LC'de termal yaşlandırma sonrasında çoğunlukla koheziv tip kırık görülmüştür. Üni-versal kompozit rezin ile bağlanan TheraCal LC gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, total-etch adezivle uygulandığında ProRoot MTA, 2 aşamalı self-etch adezivle uygulandığında ise Biodentin gruplarından daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Finansal Kaynak

Bu çalışma sırasında, yapılan araştırma konusu ile ilgili doğrudan bağlantısı bulunan herhangi bir ilaç firmasından, tıbbi alet, gereç ve malzeme sağlayan ve/veya üreten bir firma veya herhangi bir ticari firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

Çıkar Çatışması

Bu çalışma ile ilgili olarak yazarların ve/veya aile bireylerinin çıkar çatışması potansiyeli olabilecek bilimsel ve tıbbi komite üyeliği veya üyeleri ile ilişkisi, danışmanlık, bilirkişilik, herhangi bir firmada çalışma durumu, hissedarlık ve benzer durumları yoktur.

Yazar Katkıları

Fikir/Kavram: Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Tasarım:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Denetleme/Danışmanlık:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Gülşah Tonga; **Analiz ve/veya Yorum:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Kaynak Taraması:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Makalenin Yazımı:** Gülşah Tonga; **Eleştirel İnceleme:** Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Kaynaklar ve Fon Sağlama:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan; **Malzemeler:** Gülşah Tonga, Hüseyin Hatırlı, Emine Şirin Karaarslan.

KAYNAKLAR

- Hargreaves KM, Goodis HE, Tay FR. Seltzer and Bender's Dental Pulp. 2nd ed. Hanover Park, IL: Quintessence Pub.; 2012.
- Hilton TJ. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. Oper Dent. 2009;34(5):615-25. [Crossref] [PubMed] [PMC]
- Tziafas D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. J Dent. 2000;28(2):77-92. [Crossref] [PubMed]
- Kopel HM. Considerations for the direct pulp capping procedure in primary teeth: a review of the literature. ASDC J Dent Child. 1992; 59(2):141-9. [PubMed]
- Hilton TJ, Ferracane JL, Mancl L; Northwest Practice-based Research Collaborative in Evidence-based Dentistry (NWP). Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. J Dent Res. 2013;92(7 Suppl):16S-22S. [Crossref] [PubMed] [PMC]
- de Souza Costa CA, Duarte PT, de Souza PP, Giro EM, Hebling J. Cytotoxic effects and pulpal response caused by a mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. Am J Dent. 2008;21(4):255-61. [PubMed]
- Briso AL, Rahal V, Mestreneur SR, Dezan Junior E. Biological response of pulps submitted to different capping materials. Braz Oral Res. 2006;20(3):219-25. [Crossref] [PubMed]
- Parirokh M, Torabinejad M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview-part I: vital pulp therapy. Int Endod J. 2018;51(2):177-205. [Crossref] [PubMed]
- Giraud T, Jeanneau C, Rombouts C, Bakhtiar H, Laurent P, About I. Pulp capping materials modulate the balance between inflammation and regeneration. Dent Mater. 2019;35(1):24-35. [Crossref] [PubMed]
- Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, TheraCal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. J Endod. 2014;40(11):1846-54. [Crossref] [PubMed]
- Makkar S, Vashisht R, Kalsi A, Gupta P. The effect of altered pH on push-out bond strength of biodentin, glass ionomer cement, mineral trioxide aggregate and theraCal. Stomatol Glas Srb. 2015;62(1):7-13. [Crossref]
- Macwan C, Deshpande A. Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: a review of literature. J Oral Res. 2014;6(2):71-4. [Crossref]
- Dammaschke T. A new bioactive cement for direct pulp capping. Int Dent. 2012;7:52-8. [Link]
- Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. J Investig Clin Dent. 2017;8(2). [Crossref] [PubMed]
- Giraud T, Jeanneau C, Bergmann M, Laurent P, About I. Tricalcium silicate capping materials modulate pulp healing and inflammatory activity in vitro. J Endod. 2018;44(11):1686-91. [Crossref] [PubMed]
- Jeanneau C, Laurent P, Rombouts C, Giraud T, About I. Light-cured tricalcium silicate toxicity to the dental pulp. J Endod. 2017;43(12):2074-80. [Crossref] [PubMed]
- Tunç ES, Sönmez IS, Bayrak S, Eçilmez T. The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. J Endod. 2008;34(5):603-5. [Crossref] [PubMed]
- Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, Burrow MF. Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. Dent Mater J. 2016;35(6):881-7. [Crossref] [PubMed]
- Karadas M, Cantekin K, Gumus H, Ateş SM, Duymuş ZY. Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC). Scanning. 2016;38(5):403-11. [Crossref] [PubMed]
- Woronko GA Jr, St Germain HA Jr, Meiers JC. Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and ena mel. Oper Dent. 1996;21(3):116-21. [PubMed]
- Stanley HR. Pulp capping: conserving the dental pulp--can it be done? Is it worth it? Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1989;68(5):628-39. [Crossref] [PubMed]
- Raina A, Sawhny A, Paul S, Nandamuri S. Comparative evaluation of the bond strength of self-adhering and bulk-fill flowable composites to MTA Plus, Dycal, Biodentine, and TheraCal: an in vitro study. Restor Dent Endod. 2020;45(1):e10. [Crossref] [PubMed] [PMC]
- Akbiyik SY, Bakir EP, Bakir Se. Evaluation of the bond strength of different pulp capping materials to dental adhesive systems: an in vitro study. J Adv Oral Res. 2021;12(2). [Crossref]
- Sismanoglu S, Yildirim-Bilmez Z, Gurcan A, Gumustas B. Influence of application mode of universal adhesive on the surface morphology, elemental composition and bond strength of calcium silicate-based cements to composite resin: a SEM-EDX microanalysis study. J Adhes Sci Technol. 2021;1-14. [Crossref]

25. Buldur B, Öznurhan F, Kayabaşı M, Şahin F. Shear bond strength of two calcium silicate-based cements to compomer. *Cumhuriyet Dent J.* 2018;21(1):18-23. [[Crossref](#)]
26. Savadi Oskoe S, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *J Dent (Tehran).* 2014;11(6):665-71. [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
27. Cantekin K, Avcı S. Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine®). *J Appl Oral Sci.* 2014;22(4):302-6. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
28. Atabek D, Sillelioğlu H, Olmez A. Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *J Endod.* 2012;38(9):1288-92. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
29. Bachoo IK, Seymour D, Brunton P. A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *Br Dent J.* 2013;214(2):E5. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
30. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C. Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical-physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater.* 2011;27(7): e134-57. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
31. Cantekin K. Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(2):143-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
32. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod.* 2013;39(3):380-4. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
33. Pradeep P, Randhya R, Shanavas Palliyal MK, Hima S. An in vitro comparative evaluation of shear bond strength of biodentine and MTA. *Int J Appl Dent Sci.* 2018;4(2):01-03. [[Link](#)]
34. Hashem DF, Foxton R, Manoharan A, Watson TF, Banerjee A. The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater.* 2014;30(3):343-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
35. Yoshida Y, Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, et al. HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *J Dent Res.* 2012;91(11):1060-5. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]