

FARKLI YAPIŞTIRMA SİMANLARININ ISI İLETİM ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Examination of the heat-conductive properties of different luting cements

Meral ARSLAN MALKOÇ*
Şendoğan KARAGÖZ***

Ali KELEŞ**
İsmail Hakkı UZUN*

Esmâ Başak GÜL*

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı içeriği olan yapıştırma simanlarının ısı iletkenliklerinin belirlenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Yapıştırma simanlarından Ketac Cem, Ketac Plus, Clearfil Esthetics, Bis Cem, Rely X U100, Multilink Automix, Rely X ARC ve Variolink 2 incelendi. Bu malzemeler üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanarak standart kalıplara uygulanmıştır. Her materyalden 10'ar örnek hazırlanmıştır. Ölçümler Isı İletim Ünitesi (P.A. Hilton Ltd. UK) ile yapılmıştır. Her örnek için ısı iletim katsayısı Fourier formülü kullanılarak hesaplanmıştır. Katsayılar, Kruskal-Wallis testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Sonuç: Yapıştırma simanlarının termal özellikleri kimyasal bileşimlerinden etkilenmemektedir.

Anahtar Kelimeler: Yapıştırma simanı, ısı iletimi

ABSTRACT

Examination of the heat-conductive properties of different luting cements

Purpose: The purpose of this study is to determine the thermal conductivity of luting cements with different content.

Materials and Methods: Ketac Cem, Ketac Plus, Clearfil Esthetics, Bis Cem, Rely X U100, Multilink Automix, Rely X ARC and Variolink 2 were examined. These materials were prepared according to the manufacturer's instructions and were applied to standard molds. Ten samples of each material were prepared. Measurements were taken using a Heat Conduction Unit (P.A. Hilton Ltd. UK). Heat conducting coefficient was calculated for each sample using the Fourier equation. Coefficients were statistically analyzed by the Kruskal-Wallis test.

Results: Statistically significant differences were not found between the materials ($p>0.05$).

Conclusion: Thermal characteristics were not affected by chemical composition of luting cements.

Key words: Luting cements, heat conductivity

GİRİŞ

Kaybedilen dişlerin ilkel protetik restorasyonu M.Ö. 2500 yılına kadar uzanan bir geçmişe sahiptir. Mouton tarafından 1740 yılında ilk altın kronların yapımından sonra 1800'lü yılların başından itibaren sabit protetik restorasyonlar geliştirilerek estetik diş hekimliğinin de temelleri atılmıştır (1). Kaybolan diş dokusunu yerine koymak, estetik, fonksiyon ve fonasyonu iade etmek üzere diş

* İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

** İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı

*** Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Termodinamik Bölümü

hekimliğinde yoğun çalışmalar devam etmektedir. Sabit protetik restorasyonların kullanımının artışına bağlı olarak dental yapıştırma materyalleri üzerine ilgi her geçen gün artmaktadır. Restoratif malzemelerin diş dokusuyla bütünleşmesi için simanlar yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır (2).

Ağız ortamı alınan sıcak ve soğuk yiyeceklerden dolayı devamlı olarak ısıl değişimlere maruz kalmaktadır. Ağızda oluşan sıcaklık artışı ve azalması diş yapısında çatlak ve kırıklara, restorasyonda ise kenar sızıntılarına neden olabilir (3). Bu konu farklı araştırmacıların ilgisini çekmiştir. Zahn ve Cohen (4) maymun dişleri üzerinde yaptıkları araştırmalarda 5.5 derecelik isi artışının pulpada belirgin hasar oluşturduğunu ve pulpa canlılığının %15 oranında azalacağını öne sürmüşlerdir. Aynı zamanda 11 derece ya da daha fazla isi artışın pulpada geri dönüşümsüz nekroza neden olduğunu belirtmişlerdir. Palmer ve ark.(5) ise doğal diş yüzeyinde oluşan en yüksek ve en düşük sıcaklıkları saptamak için üst çenedeki dişlerin palatal yüzeylerine ve alt çenedeki dişlerin santral fossalarına ısı çift ısı ölçer (thermocouple) yerleştirerek diş yüzeyinde meydana gelen uç sıcaklık değerlerini 0°C ve 67°C olarak belirlemişlerdir. Bu durumda doğal dişlerde pulpal dokunun koruyucusu mine ve dentin tabakasıdır.

Günümüzde sabit protetik restorasyonlar için hazırlanan dişlerde mine dokusu büyük oranda dişten uzaklaştırılmakta ve dentin tabakası açığa çıkmaktadır. Böylece pulpal doku mikrobiyal ataklara ve ısıl değişimlere karşı hassas hale gelir. Bu durumda restorasyon için kullanılan malzeme ve restorasyon- dentin arasında kullanılan simanın ısı iletim karakteri pupanın ısıl hasarlardan korunması açısından önemlidir.

Literatür genel olarak incelendiğinde bu konuda ağızda kullanılan restorasyonların türleri, kalınlıkları, pulpaya uzaklıkları ya da polimerizasyon için kullanılan tekniklerin çeşitliliği araştırılmış ve pulpadaki ısı değişimleri ölçülmüştür (6-8). Ancak restorasyon ve dentin dokusu arasında kalan malzemenin ısı iletim özellikleri konusunda yeterli bilgi mevcut değildir. Bu çalışmanın amacı sabit protetik restorasyonların yapıştırılması amacıyla kullanılan sekiz farklı simanın ısı iletim özelliğinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızın başlangıç hipotezi simanlar arasında ısı iletimi açısından farklılık yoktur savı üzerine kurulmuştur.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma sabit parsiyel protez restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan simanlardan, 1 adet cam iyonomer siman (Ketac Cem, 3M ESPE, St. Paul,

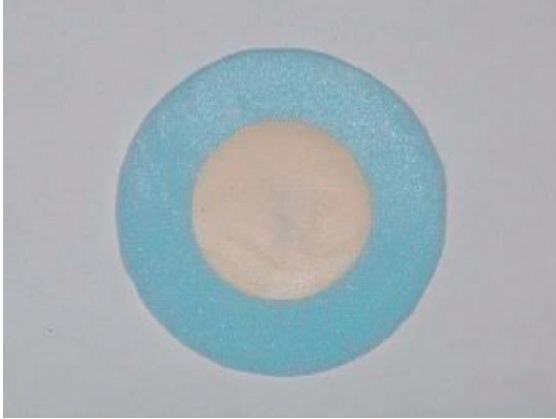
Tablo 1. Araştırmada kullanılan simanlar

Yapıştırıcı Tipi	Ürün Adı	İçerikleri	Polimerizasyon Tipi	Üretici Firma
Cam İyonomer	Ketac Cem	Likit: Su (%80-90), Tartarik asit (%10-20) Toz: Cam tozu (%80-85), Polikarboksilik asit (%10-20)	Self Cure	3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA
Rezin Modifiye Cam İyonomer	Ketac Cem Plus	Su (%10-15), HEMA (%15-20), Silika (% 5), 4-(Dimethylamino)-Benzenethanol (%1)	Self Cure	3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA
Rezin Siman	Variolink II	Bis-GMA (%10-14), TEDGMA (%5-7), UDMA (%5-7), Benzoylperoxide (%1), In.dol. (% 73)	Dual Cure	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Rezin Siman	Rely X ARC	Base: TEDGMA (%10-20), Bis-GMA(%10-20),DMA(%1-10), In.dol.(%60-70) Katalizör: TEDGMA (%10-20), Bis-GMA(%10-20), DMA(%1-10), Benzoylperoxide (%1), In.dol.(%55-65)	Dual Cure	3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA
Rezin Siman	Clearfill Esthetic	BisGMA (%<10), TEDGMA (%<8), In.dol. (%<85)	Dual Cure	Kuraray Medical Inc. Okayama , Japan
Rezin Siman	Bis Cem	HEMA (%<10), TEDGMA (%<25), In.dol. (<85)	Dual Cure	Bisco, Schaumburg, IL, USA
Rezin Siman	Rely X U 100	Base: TEDGMA (%10-20), Silika (%1-5), Metakrilatfosforik asit (%15-25), Cam tozu (%55-65) Katalizör: Dimetakrilat (%20-30), Cam tozu (%55-65), Silika (%1-5)	Self Cure	3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA
Rezin Siman	Multilink Automix	DMA (%22-26), HEMA (%6-7), Benzoylperoxide(%1), In.dol. (% 65-70)	Self Cure	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

HEMA: Hydroxyethyl Methacrylate, TEDGMA: Triethylene Glycol Dimethacrylate, Bis GMA: Bisphenol A Diglycidyl Ether Methacrylate, UDMA: Urethanedimethacrylate, DMA: Dimethacrylates, In.dol: İnorganik doldurucu

Minnesota,USA), 1 adet rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac Cem Plus, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA) ve 6 adet rezin siman [Clearfil Esthetic (Kuraray Medical Inc. Okayama, Japan), Bis Cem (Bisco, Schaumburg, IL, USA), Rely X U 100 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota,USA), Multilink Automix (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Rely X ARC (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) , Variolink II (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)] olmak üzere toplam 8 adet farklı siman materyali kullanılmıştır. Kullanılan simanların içerikleri ve üretici bilgileri Tablo 1 de verilmiştir.

Bu materyaller iç çapı 25 mm ve kalınlığı 1.5 mm olan teflon kalıplar kullanılarak üretici firmanın talimatlarına göre hazırlandı. Test materyalleri sertleşmesini tamamladıktan sonra özel olarak hazırlanan poliüretan kalıplara yerleştirildi (Resim 1). Her bir gruptan onar adet örnek hazırlandı ve test edildi.

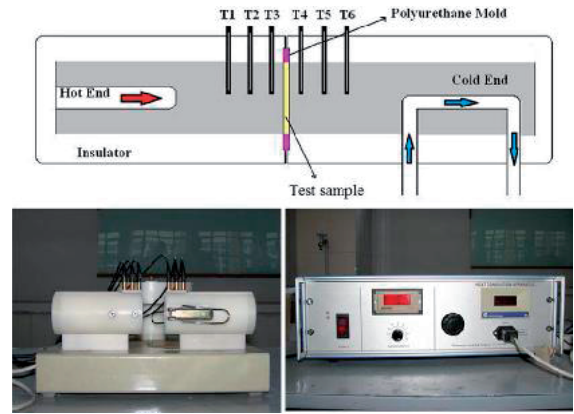


Resim 1

ISI İLETİM DÜZENEGİ VE DENEYİ

Örneklerin ısı iletkenliğini belirlemek için ısı iletim ünitesi'nin (P.A. Hilton Ltd. Stockbridge, Hants, UK) lineer ısı iletim modülü kullanıldı (Resim 2). Örnek ile aparat arasında daha fazla yüzey kontağı sağlanabilmesi için örneğin her iki tarafı da ısı ileten macun ile kaplandı. Poliüretan kalıp içerisine konan test örneği özel bir macunla ısı iletme aparatının örnek yuvasına yerleştirildi. Örnek ısı iletme parçasının ısıtma ve soğutma

kısımları arasındaki lineer modülün örnek taşıyıcısına yerleştirildi. Test edilen her bir örnek için modülün ısı giriş noktası 10 W enerji ile ısıtılırken ısı kuyusu bölümü ise su ile soğutuldu. Bu nedenle, istenen dengeye ulaşılan kadar ısı iletimi ölçüm cihazı, örneğin bir yüzeyinde ısı artışı yapılırken diğer yüzeyde soğutma işlemi gerçekleştirildi, daha sonraki aşamada istenen ısı dengesini oluşuncaya kadar beklenildi ve değerler kaydedildi. Değerler Fourier'in ısı iletim katsayısı olarak kaydedildi (9).



Resim 2

Fourier'in ısı iletim yasası $Q = -k A \Delta T / \Delta x$ dir (10). Bu denklem özellikle de katı ve sıvıların termal iletkenlik katsayısını belirlemek amacı ile kullanılır (11-13). Zamanla transfer edilen ısı birimleri (Q) deneyde kullanılan materyalin kesit alanı (A) ve iki nokta arasındaki ısı farkı (ΔT) ile direkt orantılıdır. Termal iletim katsayısı (k) da bir materyalin önemli özelliklerinden birisidir. (10)

Elde edilen katsayılar Kruskal-Wallis tek yönlü varyans analizi testi ve Mann Whitney U testi (SPSS 10.0; SPSS, Chicago, IL, USA) uygulanarak karşılaştırıldı ve farklılıklar $p < 0.05$ önem seviyesinde istatistiksel olarak analiz edildi.

SONUÇLAR

Elde edilen ısı değerleri ile test örneğinin ısıtılan yüzeyindeki (T_a) ve soğutulan yüzeyindeki (T_b) ısı değerleri regresyon eğrisi analizi yapılarak (Tablo 2) belirlendi. Her

Tablo2. Test örneklerinin ısıtılan (Ta) ve soğutulan (Tb) yüzeylerindeki ısı değerleri (°C)

SİMANLAR	Ta		Tb	
	Ortalama	St Sapma	Ortalama	St Sapma
Clearfill Esthetic	29,5033	,15011	13,6700	,62386
Bis Cem	29,8367	,14844	16,3733	1,39665
Rely X U 100	30,2533	,34790	15,9167	2,27212
Ketac Cem	30,9867	,25106	15,4667	,73078
Ketac Cem Plus	31,2600	,07810	14,3400	1,26574
Multilink Automix	31,5167	,07638	15,0367	,95511
Rely X ARC	31,7067	,09504	15,5867	,24502
Variolink II	33,8633	2,46628	15,2467	,73201

Tablo 3: Isı iletim katsayısı (K) karşılaştırması

SİMANLAR	Ortalama	Standart Sapma	Mann- Whitney U*
Clearfill Esthetic	2,41	0,29	A
Bis Cem	1,85	0,06	A
Rely X U 100	1,75	0,05	A
Ketac Cem	1,75	0,33	A
Ketac Cem Plus	1,85	0,08	A
Multilink Automix	1,90	0,05	A
Rely X ARC	2,15	0,06	AB
Variolink II	1,94	0,09	A

*Aynı harfi alan değerler arasında fark yoktur

örnek için 8 farklı noktada ısı kaydedildi ve Fourier denklemi oluşturularak ısı iletim katsayısının (k) değeri her bir örnek için W/mK olarak hesaplandı (Tablo 3). Test edilen sekiz farklı yapıdırma simanı arasında ısı iletkenliği açısından anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Ayrıca test örneklerinin ısıtılan yüzeyindeki (Ta) ve soğutulan yüzeyindeki (Tb) ısı değerleri bakımından da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$).

TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde kurulan başlangıç hipotezimiz doğrulanmaktadır. Test edilen simanların ısı iletim katsayıları ve ısıtılan ve soğutulan yüzeylerdeki ısı değerleri arasında farklılık saptanmamıştır.

Diş hekimliğinde sabit parsiyel restorasyon uygulamalarının artışına paralel

olarak yapıştırıcı simanlar için çok farklı sistemler ortaya konulmaktadır. Her geçen gün bu tür materyallerin sayısı, içeriği ve çeşitliliğinde artış görülmektedir. Sabit protetik tedavi hastanın ağız hazırlığı, ölçü işlemi, laboratuvar safhası gibi bir takım hassas, pahalı ve karmaşık safhalardan sonra sonlandırılmaktadır. Bu önemli safhaların en sonuncusu sabit parsiyel restorasyonun seçilen uygun bir siman materyaliyle dişe yapıştırılmasıdır. Sabit parsiyel protezlerin ve geleneksel kronların başarısızlığında simantasyon hatalarının ikinci en büyük neden olduğu düşünüldüğünde simanların seçiminin ne kadar önemli olduğu anlaşılmaktadır (14).

İdeal bir yapıştırıcı siman; öncelikle doku ile uyumlu olmalı, içeriğinde diş dokularına zarar verecek toksik madde bulundurmamalı, çürük önleyici özellikleri olmalı, ağız ortamında bozulmaya karşı yeterli dirence sahip olmalı, nemden etkilenmemeli, restorasyon ile diş arasındaki en ince ayrıntılara kadar ulaşabilmeli, düşük viskoziteye sahip olmalı, restorasyon ile diş arasındaki streslere dirençli olmalı, yüksek gerilme makaslama ve çekme dayanımı göstermeli, estetik materyallerle birlikte kullanılacak ise ışık geçirgenliği yeterli olmalı, ısı yalıtımlığına sahip olmalı, yeterli çalışma ve sertleşme süresi olmalı, uygulaması kolay olmalı, üzerine gelecek malzemenin yapısını bozmamalı, diş sert dokularına bağlanması iyi olmalı, radyo opak görüntü vermeli, uygulandıktan sonra restorasyon altında homojen yapısını korunmalı, raf ömrü uzun olmalı ve ekonomik olmalıdır (1,15,16). Ancak günümüzde hala ideal bir yapıştırıcı siman üretilmemiştir.

Sabit protetik restorasyonların yapıştırılması söz konusu olduğunda mine tabakasından yoksun dişin pulpa ve dentin dokusunun ısısal, mikrobik ve mekanik travmadan korunması için, seçilen siman önem taşımaktadır. Siman materyallerinin kimyasal birleşimi farklıdır, bu durum materyaller arasında belirgin olarak fiziksel, kimyasal ve biyolojik farklılıkları doğurur (1). Simanlarla ilgili fiziksel, kimyasal ve biyolojik etkilerine dair ayrıntılı laboratuvar çalışmaları yapılmış olmasına rağmen (17-19) klinikte uygulanan

simantasyon işlemi sonrasında restorasyon ve diş dokusu arasında kalan simanın ısı iletimi hakkında bilgi eksikliği göze çarpmaktadır. Yapıştırıcı simanların sertleştikten yada polimerize olduktan sonra ağız içinde oluşan farklı ısılar sonucunda özellikle restorasyon marjinlerinde diş dokusunu etkileyebilecek ısı iletim özelliklerini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda Fourier'in ısı iletim prensipleri uygulanmıştır. Materyallerin ısı iletimi, sıcaklık sensörleri bulunan ısıtılan ve soğutulan parçalar arasına örneklerin yerleştirilmesiyle incelenmiştir. Sistemde ısı, ısıtılan bölümden soğutulan bölüme doğru, test edilen malzeme üzerinden taşınmaktadır. Eğer materyal yüksek ısı iletkenliğine sahipse ısıtılan bölümde üretilen ısı kolaylıkla soğutulan bölüme iletilmektedir. Buna karşın materyalinin ısı iletkenliği iyi değilse, soğuk tarafa daha az ısı iletilecek ve ısıtılan taraftaki sıcaklık artacaktır. Sistemde kararlı durum koşulları oluştuğunda sıcaklık sabit hale gelir ve ölçüm yapılabilir. Sunulan yöntem son derece güvenilir ve kolaydır (9).

Çalışmamızda, test edilecek siman materyalinin seçiminde klinikte güncel olarak kullanılan cam iyonomer, rezin esaslı cam iyonomer ve rezin esaslı simanlar gibi içeriği ve polimerizasyon biçimleri farklı olan materyaller tercih edilmiştir. Diş dokularının ve diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin ısı iletkenliği birçok araştırmacı tarafından farklı metotlar kullanılarak incelenmiştir (20-24). Bu noktada önemli olan durum test edilen malzemenin ısı iletkenliğinin diş dokularından az olmasıdır. Dentinin ısı iletimini Lisanti ve Zander (25) $2.35 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$, Simeral (26) ise $2.29 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$ olarak tespit etmişlerdir. Minede ise bu değer Soyenkoff and Okun (27) tarafından $1.55 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$ olarak rapor edilmiştir. Graig ve Peyton (28) ise bu değerleri dentin için $1.36-1.39 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$, mine için ise $2.23 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$ olarak tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada araştırmacılar ısı iletim değerlerini çinko fosfat siman için $2.5-3.1 \times 10^{-3} \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$, silikat siman için ise $1.78-1.86 \text{ cal/sec/cm}^2/^{\circ}\text{C/cm}^2$ olarak rapor etmişlerdir. Çalışmamızda

kullanılan yöntem ve ısı iletim katsayısı farklı olsa bile elde edilen sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarla uyum göstermektedir. Sunulan çalışmada ısı iletim katsayısı $1,75 \pm 0,05 \text{ W/mx}^0\text{C}$ ile $2,41 \pm 0,29 \text{ W/mx}^0\text{C}$ değerleri arasında değişmektedir. Genel olarak bu değerler minenin ısı iletim değerinden yüksek, dentin ile benzer değerlerdedir. Keleş ve arkadaşlarının (9) kompozit, amalgam ve dolgu malzemesi olarak kullanılan cam iyonomer simanlar ile yaptıkları çalışmada ise bu değer $2.05- 2.98 \text{ W/mx}^0\text{C}$ arasında değişmektedir. Dolgu malzemesi olarak kullanılan cam iyonomer simanlarda bu değer genel olarak daha yüksek çıkmıştır, aradaki farklılığın sebebi siman içerikleri ve doldurucu oranındaki değişikliklere bağlanabilir. Çalışmamızın sonuçlarına göre ısı iletimi açısından, test edilen simanlar dentine yakın değerlerde ısı iletimi göstermektedirler ve klinik olarak kullanımlarında sakınca yoktur. Bu durumda siman seçiminde renk uyumu, bağlanma dayanımı, biyouyumluluğu, kenar sızıntısı gibi diğer faktörler göz önüne alınmalıdır.

Klinik olarak protetik sabit restorasyon ve diş dokuları arasında kalan siman kalınlığı 25-100 mikron kalınlığındadır. Bu kalınlık ısı iletimimde önemli rol oynayabilir. Çalışmamızda kullanılan ısı iletim düzeneğinde cihaz standartları gereği siman kalınlığını 1.5 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer klinik kalınlığın çok üzerindedir ve bu kalınlıkta simanların ısı iletim karakteristiği farklılık gösterebilir. Klinik koşullarda pulpal dokunun korunması için preperasyondan sonra kalan dentinin ve nihai restorasyonun yapıştırılmasından sonra siman kalınlığının ısı izolasyonu açısından önemi büyüktür. Seçilmiş ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre dentin kalınlığının azalması ısı iletimini önemli oranda artırmaktadır (7). Restoratif işlemlerin diş dokularında oluşturduğu ısı etkilerinin incelendiği pek çok çalışmada oral kavitenin başlangıç sıcaklığı $36-37^{\circ}\text{C}$ olarak kabul edilmiş ve ağız içerisinde oluşan uç sıcaklık değerleri göz önünde bulundurularak analizler değerlendirilmiştir (7,8).

SONUÇ

Yapıştırma simanlarının termal özellikleri kimyasal bileşimlerinden etkilenmemektedir. Daha ilerdeki çalışmalar farklı deney düzenekleri, farklı dentin kalınlıkları ya da restorasyon çeşitleri kullanılarak yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Michigan: Quintessence Publishing Co; 2002; 132-56.
2. Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120: 45-8.
3. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent 2001;86:74-80.
4. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19: 515-30.
5. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992;67:325-7.
6. Malkoc S, Uysal T, Usumez S, Isman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:379-83.
7. Secilmis A, Bulbul M, Sari T, Usumez A. Effects of different dentin thicknesses and air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. Lasers Med Sci 2013 ;28:167-70.
8. Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. Oper Dent 2004;29:325-32.
9. Keleş A, Ahmetoğlu F, Yalçın M, Şimşek N, Bulut E.T, Karagöz S. Amalgam, Kompozit ve Cam İyonomer Simanların Isı İletkenlik Özelliklerinin İncelenmesi. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2012; 2: 25-8.
10. Çengel YA, Heat Transfer: A Practical Approach, 2nd ed. McGraw-Hill, New York, 2003.
11. Saatci B, Maraslı N, Gunduz M. Thermal conductivities of solid and liquid phases in Pb-Cd and Sn-Zn binary eutectic alloys. Thermochimica Acta 2007; 454: 128-34.

12. Meydaneri F, Saatci B, Ozdemir M. Thermal conductivities solid and liquid phases for pure Al, pure Sn and their binary alloys. *Fluid Phase Equilibria* 2010; 298: 97-105.

13. Garrido PL, Hurtado PI, Nadrowski B. Simple one-dimensional model of heat conduction which obeys fourier's law. *Phys Rev Lett* 2001;86:5486-9.

14. Diaz-Arnold AM, Holmes DC, Wistrom DW, Swift EJ Jr. Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. *Dent Mater* 1995;11: 96-101.

15. Aydın M. Diş hekimliğinde simantasyon ve kuralları. *TDBD* 1999;47: 45-8.

16. Işıksal KG. Fluorid bileşikleri ve linoleik asitle hazırlanan geçici simanın basma dayanımı, çözünürlük, florid salınımı, ph, radyoopasite ve antimikrobiyal özelliklerinin araştırılması. Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul, Türkiye. 2007.

17. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer JM. Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dent Mater* 1999; 15: 21-32.

18. Attar N, Tam LE, Mc Comb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 127-34.

19. Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç, Öztaş D, Kaplan R. Farklı Tiplerdeki Geleneksel Ve Rezin-Modifiye Cam İyonomer Simanların Su Emilimi Ve Suda Çözünürlüğü. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005; 32: 25-34.

20. Little PA, Wood DJ, Bubb NL, Maskill SA, Mair LH, Youngson CC. Thermal conductivity through various restorative lining materials. *J Dent* 2005; 33: 585-91.

21. Yondem I, Altintas SH, Usumez A. Temperature Rise during Resin Composite Polymerization under Different Ceramic Restorations. *Eur J Dent* 2011;5:305-9.

22. Panas AJ, Zmuda S, Terpilowski J, Preiskorn M. Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue. *Int J Thermophys* 2003; 24:837-47.

23. Civjan S, Barone JJ, Reinke PE, Selting WJ. Thermal properties of nonmetallic restorative materials. *J Dent Res* 1972; 51: 1030-7.

24. Figueiredo de Magalhaes M, Neto Ferreira RA, Grossi PA, de Andrade RM. Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J Dent* 2008; 36: 588-94.

25. Lisanti VF, Zander HA. Thermal Conductivity of Dentin. *J Dent Res* 1950; 29:493-7.

26. Simeral W.G. Thermal Conductivity of Dental Maternals, Microfilm of papers presented at the Annual I.A.D.R. Dental Materials Group Meeting, March 17-18, 1951, J. D. Res., 30:499, 1951 (abstr.)

27. Soyenkoff BC, Okun JH. Thermal Conductivity Measurements of Dental Tissues with the Aid of Thermistors. *J Am Dent Assoc* 1958;57:23-30.

28. Craig R. G, Peyton F. A. Thermal Conductivity of Tooth Structure, Dental Cements, and Amalgam. *J Dent Res* 1961; 40:3:411-18.

Sorumlu Yazar:

Yard. Doç.Dr. Meral Arslan Malkoç

İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi AD, Malatya 44280, Türkiye

E mail: mrlmalkoc@hotmail.com

Tel: + 90 422 3416305-06

Fax: + 90 422 3411107

