

Farklı Işık Kaynakları Polimerizasyonda Ne Kadar Sıcaklık Oluşturur?

How Much Heat Do Different Light Sources Generate In Polymerization?

Ecem SALMAZ¹ (ORCID-0000-0002-0573-1860), Beril KAPLAN² (ORCID-0000-0003-2141-0116), Gizem AKKUŞ¹ (ORCID-0000-0002-9164-1713),

Sevgi ZORLU¹ (ORCID-0000-0003-3435-6833), Didem ÖNER ÖZDAŞ¹ (ORCID-0000-0002-0112-1539)

¹İstanbul Aydın Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti ABD, İstanbul, Türkiye

¹Istanbul Aydın University, Faculty of Dentistry, Department of Pedodontics, İstanbul, Türkiye

²Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD, İstanbul, Türkiye

²Bezmiâlem Vakıf University Institute of Health Sciences, Department of Orthodontics, İstanbul, Turkey

ÖZ

Amaç: Bu çalışmanın amacı; in vitro ortamda Mineral Trioksit Agregat (MTA) uygulamayı gerektiren derin kavitelerin restorasyonunda, rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu için kullanılan farklı ışık kaynaklarının oluşturduğu sıcaklık değişimlerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntemler: Farklı ışık kaynaklarıyla (Elipar S10/3M-ESPE, St. Paul, MN, USA, WoodPecker/LEDB/KEJU Met. Prod., Foshan, China ve WoodPecker/Kesikli) gerçekleştirilen polimerizasyon sırasında ortaya çıkan sıcaklık farklarını belirleyebilmek için dijital termometreli, ortasında ısıyı algılayan metal proba sahip bir düzeneğe (ENDA ET4420® PID İstanbul/TÜRKİYE) oluşturulmuştur. Düzeneğe yerleştirilmek üzere 2x2 cm boyutlarında, 2 mm kalınlığında, ortasında 3.5 mm çaplı boşluklu teflon kalıplar hazırlanmıştır. Kalıp düzeneğe yerleştirilip ortam sıcaklığı başlangıç olarak kaydedilmiştir. Diskin kalınlığına uygun olarak üretici firmaların önerileri doğrultusunda, MTA (MTA-Forte, Pyrax Polymers, Hindistan) ve rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCIS) uygulanmıştır. Işıklı polimerizasyonun 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık değişimleri not edilip karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analizler IBM SPSS-22 programı ile yapılmış, ışık cihazlarının kıyaslanmasında Mann-Whitney-U testi kullanılmıştır. (p<0.05)

Bulgular: Işık cihazları karşılaştırıldığında başlangıç ile ışık uygulanmasının 20, 30 ve 40. saniyelerindeki sıcaklık farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (pW-E:0.000; pW/K-E:0.000; p<0.05). Doğrudan RMCIS uygulanan örneklerde Elipar cihazı kullanıldığında sıcaklık artış miktarı, Woodpecker cihazından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. MTA üzerine RMCIS uygulanan örneklerde Elipar cihazı ile sıcaklık artış miktarı Woodpecker cihazının kesikli ve kesiksiz polimerizasyon modundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. (p<0.05)

Sonuçlar: Pulpayı örtmek amacıyla kullanılan MTA'nın pulpaya iletilen sıcaklığı azaltmada anlamlı ölçüde etkisi olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dental ışık kaynağı, sıcaklık artışı, MTA, polimerizasyon

ABSTRACT

Background: It's aimed to compare heat changes generated by different light sources used to ensure the polymerization of resin-based materials in restoration of deep cavities requiring the use of Mineral Trioxide Aggregate (MTA).

Methods: In order to determine heat differences during polymerization process performed with different light sources (EliparS10/3M-ESPE, St.Paul, MN, USA, WoodPecker/LEDB/KEJU Met.Prod., Foshan, China and WoodPecker/Discrete), a device with digital thermometer (ENDA ET4420® PID İstanbul/TURKEY) and heat sensitive metal probe in middle was created. Teflon molds of 2x2 cm, 2 mm thickness and 3.5 mm diameter cavity in the middle were prepared and be placed in the device. The mold was inserted into the device and environment temperature (initial) was recorded. Then MTA (MTA-Forte, Pyrax-Polymers, India) and resin-modified-glass-ionomer-cement (RMCIS, Fusion i-Seal-Prevest DenPro) was placed in accordance with the thickness of mold. Temperature changes at 20th, 30th and 40th seconds were noted and compared. Statistical analyzes were made with IBM SPSS-22 programme and Mann-Whitney-U test was used to compare light sources. (p<0.05)

Results: There was statistically significant difference between light sources in terms of initial and in 20th, 30th and 40th-second temperature differences (pW-E:0.000; pW/K-E:0.000; p<0.05). The heat increase amount of Elipar device was found to be significantly higher than Woodpecker device in the samples applied directly to RMCIS. The heat increase amount of Elipar device was found to be significantly higher than Woodpecker and Woodpecker/Discrete devices in the samples applied RMCIS on MTA. (p<0.05)

Conclusion: Using of MTA to cover the pulp has a significant heat reducing effect.

Keywords: Dental light curing units, temperature increase, MTA, polymerization

Giriş

Geçmişten bugüne kavite preparasyon tekniklerinin değişmesi, restorasyon materyallerinin çeşitliliğinin artması ve estetik diş hekimliğine olan talep artışı ile birlikte ışık ile polimerize olan kompozit rezinler, rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCIS), poliasit modifiye kompozit rezinler, fissür örtücüler ve dentin bağlayıcı ajanlar vazgeçilmez hale gelmiştir.¹

Günümüzde rezin esaslı materyallerin polimerizasyonunda birçok farklı ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bunlar; Quartz Tungsten Halojen (QTH), Light Emitting Diode (LED), Plazma Ark (PAC) ve lazer ışık kaynaklarıdır.²

Kuartz tungsten halojen ışık kaynaklarının ışık şiddeti 400-800 mW/cm²'dir.³ Bu sistemlerde zamanla ortaya çıkan ışık yoğunluğunda azalma ve pulpa dokusunda sıcaklık artışı gibi sorunlar sebebiyle ışık yayan diyot (Light Emitting Diode, LED) ışık kaynaklarının kullanımı yaygınlaşmıştır.^{4,5}

1990'lı yılların ortalarında geliştirilerek ortaya çıkan LED ışık kaynaklarının kullanım ömürleri yaklaşık 10.000 saattir. Yayıdıkları ışığın dalga boyu optimum olduğu için herhangi bir filtrelemeye gerek kalmamaktadır. Kablosuz ve pille çalışabilmeleri, sessiz ve darbelere karşı dirençli olmaları, halojenlere kıyasla ortaya çıkardıkları enerjinin çok az bir kısmını ısıya dönüştürmeleri gibi avantajlı özellikleriyle kısa sürede geniş kullanım alanına sahip olmuşlardır.^{6,7} Ayrıca diğer ışık kaynaklarından farklı olarak sabit ışık yoğunluğunun devamlı uygulanması (standart polimerizasyon) yanı sıra hekimlerin ihtiyaçlarına göre yavaş, hızlı, kesikli, destek ve kademeli polimerizasyon seçenekleri de sunmaktadır.⁸

Gönderilme Tarihi/Received: 23 Ocak, 2023

Kabul Tarihi/Accepted: 11 Haziran, 2023

Yayınlanma Tarihi/Published: 15 Haziran, 2023

Atıf Bilgisi/Cite this article as: Salmaz E, Kaplan B, Akkuş G, Zorlu S, Öner Özdaş D, Farklı Işık Kaynakları Polimerizasyonda Ne Kadar Sıcaklık Oluşturur? Selçuk Dent J 2023; Selçuk Üniversitesi 3. Uluslararası Yenilikçi Diş Hekimliği Kongresi Özel Sayı: 300-305 Doi: 10.15311/ selcukdentj.1239114

Sorumlu yazar/Corresponding Author: Ecem SALMAZ
E-mail: ecemsalmaz@stu.aydin.edu.tr
Doi: 10.15311/ selcukdentj.1239114

Plazma ark ışık kaynaklarının üretim amacı, kompozit rezinlerin polimerizasyon süresini kısaltmak ve etkinliğini arttırmaktır.⁹ Diş hekimliği literatürüne bakıldığında, polimerizasyon süresi kısa olan materyallerin mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilendiğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır.^{10,11} Şener ve ark.¹² kompozit rezini plazma ark ışık kaynağı kullanarak polimerize ettikleri çalışmalarında; polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmediğini bildirmişlerdir. Ilie ve arkadaşları¹³ yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynakları kullanarak kompozit rezinlerin polimerizasyon bütülmelerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak düşük enerjili LED ışık kaynağının; plazma ark, QTH ve yüksek enerjili LED ışık kaynaklarına oranla daha düşük polimerizasyon stresi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Diş hekimliğinde lazerler, uzun yıllardır kullanılmaktadır. Işık dalga boyları 400-500 nm olup uygulama süreleri kısadır. Yapılan çalışmalarda lazer ışık kaynağı ile polimerize edildiklerinde rezin esaslı materyallerin sıkışma-gerilme dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve aşınma direncinin arttığı gösterilmiştir. Ayrıca lazer kullanımının dokulara zararlı etkileri olduğu da bildirilmiştir.¹⁴

Rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında; ekzotermik reaksiyonlar, ışık kaynakları ve iatrojenik nedenlerle ısı oluşmaktadır. Çeşitli yollarla diş dokularında oluşan ısı, şiddetine ve süresine bağlı olarak farklı düzeylerde vasküler bozukluklara ve pulpada patolojik lezyonların oluşmasına neden olabilmektedir.^{15,16,17,18}

Pulpada istenmeyen etkiler sıcaklığın 43-44 °C'nin üzerine çıkması sonucu olabilmektedir.^{19,20,21} 1965 yılında Zach ve Cohen²² 'in *in vivo* çalışmasının sonucunda pulpada 5,5 °C'lik sıcaklık artışı ile histolojik değişikliklerin olduğu, pulpanın %15'inin nekroze olduğu, ayrıca 11 °C ve 16 °C'lik pulpa içi sıcaklık artışı durumlarında sırasıyla dişlerin %60'ının ve %100'ünün geri dönüşümsüz pulpa hasarına uğradıkları bildirilmiştir. Bununla birlikte pulpada oluşan en küçük sıcaklık artışında bile çeşitli derecelerde pulpitis gerçekleştiğinin histolojik kanıtları mevcuttur.²²

Pulpa kaplama materyallerinin ısı yalıtım etkisi pulpaya iletilen sıcaklığın en aza indirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu sebeple restoratif işlemler esnasında ve sonrasında oluşabilecek termal uyarılardan pulpayı izole etmek için kaide materyallerinin kullanılması gerekmektedir. Geçmişten günümüze kadar birçok pulpa kaplama materyali kullanılmıştır. Bu materyallerden kalsiyum hidroksit uzun yıllardır altın standart olarak kabul edilse de MTA, mükemmel biyouyumluluk ve örtücülük kapasitesi gibi üstün özellikleriyle kalsiyum hidroksite göre daha başarılı sonuçlar göstermiştir.²³

Bu çalışma vital pulpa tedavilerinde RMCİS materyalinin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında pulpada meydana gelen sıcaklık değişimlerini karşılaştırmak ve bu değişimlere örtüleme materyali olarak MTA varlığının etkisini değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. *In vitro* ortamda gerçekleştirilen çalışmanın h_0 hipotezi, "Kaide materyali olarak RMCİS kullanılan derin kaviteyi dişlerde pulpa yüzeyinin MTA ile örtülenmesinin pulpada oluşan sıcaklık değişimine etkisi yoktur" şeklindedir.

Gereç ve Yöntemler

Sıcaklık Ölçüm Düzenine Hazırlanması

Sıcaklık ölçer cihaz (ENDA ET 4420® PID İstanbul/Türkiye); sıcaklık algılayan metal prop (Thermistor NTC 3950 100K, Hictop, Japonya) ve dijital göstergeden oluşmaktadır. Sıcaklık algılayan prop, pulpanın doğal konumunu taklit edebilmesi için bir plastik tablanın (3 cm x 3 cm) merkezine 0,2 mm yukarıda kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Çalışmada kullanılacak teflon kalıpların yerleştirilmesinin standardize edilebilmesi amacıyla plastik tablanın ortasına 2 cm x 2 cm'lik kare şeklinde 3 mm derinliğinde rehber bir oyuk oluşturulmuştur. Sıcaklık ölçer cihazı anlık değişimleri yansıtacak şekilde kalibre edilmiştir. (Resim 1)



Resim 1. Sıcaklık ölçer cihaz

Teflon Kalıpların Hazırlanması

Çalışmada uygulanan materyallerin kalınlık ve çaplarını standardize etmek için plastik tablaya tam oturacak biçimde; 2x2 cm boyutlarında, 2 mm kalınlığında teflon kalıplar kullanılmıştır. Teflon kalıpların ortalarına kaviteyi temsilen 3.5 mm çaplı boşluk açılmıştır.

Örneklerin Hazırlanmasında Kullanılan Materyaller

Kaide materyali olarak RMCİS, (Fusion i-Seal-Prevest, DenPro, Hindistan), pulpa kaplama materyali olarak MTA (MTA-Forte, Pyrax Polymers, Hindistan) ve ışık kaynağı olarak iki farklı LED ışık kaynağı; Elipar (S10/3M-ESPE, St. Paul, MN, USA), WoodPecker (LEDB/KEJU Met. Prod., Foshan, China) cihazları kullanılmıştır. Kullanılan ışık kaynakları üretici firmaların direktifleri doğrultusunda kalibre edilmiştir.

MTA'nın Hazırlanışı

Pulpada oluşabilecek sıcaklık değişimini tespit edebilmek için örnekler; MTA kullanımı, kullanılan ışık kaynağı ve moduna göre her grupta 24 adet örnek olacak şekilde 6 gruba ayrılmıştır. Gruplarda kullanılan ışık cihazları, modları ve materyaller Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Gruplarda kullanılan ışık cihazları, modları ve materyaller

Woodpecker/Kesiksiz		Woodpecker/Kesikli		Elipar	
Grup 1 (n=24)	Grup 2 (n=24)	Grup 3 (n=24)	Grup 4 (n=24)	Grup 5 (n=24)	Grup 6 (n=24)
RMCİS	MTA+RMCİS	RMCİS	MTA+RMCİS	RMCİS	MTA+RMCİS

MTA Uygulanması

Sıcaklık ölçer cihazının plastik tablasındaki rehber oyuğa ilk teflon kalıp yerleştirilip ortam sıcaklığı ölçülmüş ve başlangıç değeri olarak not edilmiştir. Ardından üretici firmanın önerisi doğrultusunda toz:likit = 3:1 oranında karıştırılan MTA teflon kalıbı tümüyle dolduracak şekilde (2mm yüksekliğinde, 3,5mm çapında) yerleştirilmiştir. 1 dakika sonunda sıcaklık ölçülerek MTA sıcaklığı olarak kaydedilmiştir.

RMCİS Uygulanması

MTA uygulanan gruplarda ilk kalıbın üzerine, MTA uygulanmayan gruplarda doğrudan plastik tabladaki rehber oyuğa teflon kalıp yerleştirilmiştir. Bu teflon kalıpların rehberliğinde 2mm yüksekliğinde, 3,5mm çapında uygulanan RMCİS materyali üretici firmanın kullanım kılavuzundaki önerisi doğrultusunda 40 sn polimerize edilmiştir. Polimerizasyon 3 ve 4. gruplarda kesikli ışık modunda olmak üzere 1, 2, 3 ve 4. gruplarda Woodpecker, 5. ve 6. gruplarda ise Elipar cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Gruplara özgü ışık cihazı ve uygulanma moduna göre polimerizasyonun 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık değerleri ile başlangıç sıcaklık değerleri arasındaki farklar hesaplanarak sıcaklık değişimleri Excel tablosuna kaydedilmiştir.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanılmıştır. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, farklılığa neden olan grubun tespitinde ise Dunn's test kullanılmıştır. Parametrelerin ışık cihazları arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanılmıştır. Anlamlılık p<0,05 düzeyinde değerlendirilmiştir.

Bulgular

Işıklı polimerizasyon yöntemleri arasında başlangıça göre 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık farkları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (pW-E: 0,000; pW/K-E: 0,000; p<0,05). Anlamlılığın tespiti için yapılan post hoc Dunn's test sonucunda; Elipar cihazının oluşturduğu sıcaklık artış miktarı, Woodpecker cihazı kullanılarak yapılan her iki moddaki polimerizasyona göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (pW-E:0,000; pW/K-E:0,000; p<0,05). Woodpecker cihazı ile kesikli uygulamanın oluşturduğu sıcaklık artış miktarı, kesiksiz uygulamadan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (pW/K-W:0,000; p<0,05) (Tablo 2)

Tablo 2. Kullanılan ışıkla polimerizasyon yönteminin örnekler üzerinde oluşturduğu sıcaklık farklarının karşılaştırılması

(MTA+RMCİS)	Woodpecker	Elipar	Woodpecker/kesikli	p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
Başlangıç-20.sn	2,37±0,58 (2,35)	6,44±1,3 (6,95)	3,56±0,39 (3,5)	0,000*
Başlangıç-40.sn	2,44±0,58 (2,45)	8,15±1,43 (8,65)	3,65±0,39 (3,65)	0,000*
20-30.sn	0,06±0,08 (0,1)	0,88±0,19 (0,9)	0,07±0,06 (0,1)	0,000*
30-40.sn	0±0,06 (0)	0,87±0,2 (0,8)	0,03±0,05 (0)	0,000*

Kruskal Wallis Test

*p<0,05

Kesiksiz ışık verilen gruplarda; MTA kullanılmayan örneklerde başlangıç sıcaklığı ile 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık farkı ortalaması, MTA'lı örneklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir (p: 0,000; p<0,05). (Tablo 3)

Işık cihazları karşılaştırıldığında başlangıça göre 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (pW-E:0,000; pW/K-E:0,000; p<0,05). Anlamlılığın hangi ışık cihazları arasında olduğunun tespiti için yapılan post hoc Dunn's test sonucunda; hem doğrudan RMCİS hem de MTA+RMCİS uygulanan örneklerde Elipar cihazının oluşturduğu sıcaklık artış miktarı, Woodpecker cihazından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (pW-E:0,000; pW/K-E:0,000; p<0,05). (Tablo 3)

Tablo 3. Doğrudan RMCİS uygulanan ile RMCİS+MTA uygulanan gruplarda ışıkla polimerizasyon esnasında 20. ve 40.sn'deki sıcaklık değerleri ile başlangıç sıcaklık değerleri arasında oluşan farkların karşılaştırılması

		RMCİS	RMCİS+MTA	p
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Woodpecker	Başlangıç-20.sn sıcaklık farkı	7,20±0,53 (7,10)	2,37±0,58 (2,35)	0,000*
	Başlangıç-40.sn sıcaklık farkı	6,38±0,52 (6,20)	2,44±0,58 (2,45)	0,000*
Elipar	Başlangıç-20.sn sıcaklık farkı	9,66±0,80 (9,55)	6,44±1,30 (6,95)	0,000*
	Başlangıç-40.sn sıcaklık farkı	9,90±0,67 (9,85)	8,15±1,43 (8,65)	0,000*

Mann Whitney U Test

*p<0,05

Tartışma

Bu *in vitro* çalışma, pulpayı örtülemede MTA kullanımının kaide materyali olarak kullanılan RMCİS materyalinin polimerizasyonu sırasında pulpada meydana gelen sıcaklık değişimlerine etkisini araştırmak amacıyla yapılmıştır. Çalışmanın "kaide materyali olarak RMCİS kullanılan derin kavite dişlerde pulpa yüzeyinin MTA ile örtülmesinin pulpada oluşan sıcaklık değişimine etkisi yoktur" h₀ hipotezi reddedilmiştir. MTA materyalinin varlığında pulpaya iletilen sıcaklığın istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı görülmüştür.

Pulpada oluşan sıcaklık değişikliklerinde rol oynayan etkenler; kavite tabanı ile pulpa odası arasında kalan dentin kalınlığı ile kullanılan rezin esaslı materyalin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynaklarıdır.²⁴ Ortaya çıkan sıcaklığı etkileyen etmenler ise; kullanılan ışık kaynağının çıkış gücü, tasarımı, diş veya polimerize edilen materyale ulaşan ışık yoğunluğu ve kullanılan polimerizasyon modudur.²⁵ Bu nedenle LED, plazma

ark, lazer gibi çeşitli ışık kaynakları; halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak geliştirilmiştir. Fakat plazma ark ve lazer ışık kaynaklarının oluşturdukları sıcaklığın ve maliyetlerinin yüksek olması dezavantaj oluşturmaktadır.^{26,27}

LED ışık kaynakları ise uzun ömürleri, polimerizasyon esnasında daha az sıcaklık oluşturmaları ve polimerizasyon sürelerinin kısa olması nedeniyle tercih edilmektedirler.^{26,27} Hofmann ve ark.²⁸, LED ışık kaynağı ile polimerizasyon esnasında sıcaklık artışının, halojen ışık kaynağına oranla daha az olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca ışık uygulama süresi polimerizasyonu etkileyen en önemli faktörlerden birisidir.²⁹ Bu nedenle bu çalışmada sıklıkla kullanılan LED ışık kaynakları olan "Elipar® ve Woodpecker® cihazları tercih edilmiş, Woodpecker cihazının iki farklı modu kullanılmış ve ışık uygulaması sırasında 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık değişimleri karşılaştırılmıştır.

Yapılan çalışmalarda kullanılan materyalleri yerleştirmek için hazırlanan diskin kalınlığı 2 mm'dir.^{30,31,32} Bu çalışmada da pulpaya yakın olduğu öngörülen bir kavitenin ortalama 4 mm yüksekliğinde olduğu düşünülerek restoratif materyal için de belirli bir yükseklik gerektiği için standardizasyon sağlamak adına 2 mm kalınlığında teflon kalıplar kullanılmıştır.

Kalan dentin kalınlığının intrapulpal sıcaklık artışı üzerinde belirgin bir etkisi bulunmaktadır. Bu nedenle derin kavitelere pulpayı korumak için pulpa kaplama materyali kullanımı gerekmektedir. Botsalı ve ark.³³, dentin kalınlığı 1 mm'den fazla olduğunda RMCİS kullanımının pulpa üzerinde herhangi bir patolojik yan etkisinin olmadığını ancak geriye kalan dentin kalınlığının 1mm'den daha az olduğu durumlarda RMCİS'lerin altında pulpayı koruyucu bir materyal kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada kurulan düzenekte restoratif materyal sıcaklık probu ile direkt değişimde, pulpanın açığa çıktığı durumu temsil etmektedir. Nitekim, her iki ışık cihazı ve uygulama modunda da doğrudan RMCİS uygulanan örneklerde MTA+RMCİS uygulanan örneklerle oranla daha fazla sıcaklık artışı olmuştur.

Intrapulpal sıcaklık üzerinde dentin kalınlığı ve pulpa kaplama materyali kullanımı dışında kullanılan ışık yoğunluğu, polimerizasyon modu gibi faktörler de etkili olabilmektedir.

Bu çalışmada da Elipar cihazı ile polimerize edilen doğrudan RMCİS ve RMCİS + MTA uygulanan örneklerde başlangıç ile 40. saniyelerdeki sıcaklık farklarının ortalamasının sırasıyla 9,85° C ve 8,65° C olduğu görülmüştür.

Woodpecker cihazı ile polimerize edilen doğrudan RMCİS ve RMCİS + MTA uygulanan örneklerde başlangıç ile 40. saniyelerdeki sıcaklık farklarının ortalamasının sırasıyla 6,20° C ve 2,45° C olduğu görülmüştür.

Özellikle derin kavitelere, yeni dentin oluşumu için mineral stimülasyonu yapabilecek ve antibakteriyel etki gösterebilecek bir pulpa kaplama materyalinin kullanılması; etkilenmiş pulpanın canlılığının korunarak bir bariyer görevi görmesi amacıyla önerilmektedir.³⁴

Kesikli ışık uygulama tekniğinin polimerizasyon büzülmesini azaltmada etkili olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmektedir. Ancak rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpaya iletilen sıcaklığın sabit polimerizasyon tekniğine oranla daha fazla olduğu görülmüştür.³

Bu çalışmada kullanılan ışık kaynağının pulpada olan sıcaklık artışı üzerine doğrudan etkisi olduğu görülmüştür. MTA+RMCİS uygulamalarında Elipar cihazının 20, 30 ve 40. saniyelerdeki sıcaklık artış miktarı, Woodpecker cihazının sabit ve kesikli modundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Woodpecker cihazı ile kesikli ışık uygulamasının oluşturduğu sıcaklık artış miktarı, kesiksiz uygulamanınkinden anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur.

MTA uygulaması yapılmadan direkt RMCİS uygulaması yapılan örneklerde meydana gelen sıcaklık farkı MTA uygulanan örneklerle göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Doğrudan RMCİS uygulanan örneklerde kullanılan her iki ışık cihazında oluşan sıcaklık artış miktarının 5,5° C'den yüksek olduğu ve ortalama sıcaklık farkının 7,5° C'ye ulaştığı görülmüştür.

Çalışmanın Limitasyonları

Çalışmada aynı kalınlık ve çaplarda kullanılan materyallerin daha farklı kalınlık ve çaplarda uygulandığı ileri çalışmalara gereksinim bulunmaktadır. Bu farklılıklar, termal iletkenlik ve ısı transferi üzerinde değişkenliklere neden olabilir. Çalışmada farklı marka MTA kullanılması da farklı sonuçlar ortaya çıkarabilir. Farklı marka MTA materyali; içerik, özellikler ve performans açısından farklılık gösterebilir. Bu da sonuçların marka spesifik olabileceği anlamına gelir. In vitro çalışmalar, gerçek klinik koşulları tam olarak simüle etmekten uzaktır. Bu çalışma da laboratuvar ortamında gerçekleştirildiği için, diğer faktörlerin (örneğin, ağız ortamındaki sıvılar, dokular arası etkileşimler, mikrobiyal aktivite vb.) etkisi göz ardı edilmiş olabilir.

Sonuç

Pulpayı örtmek amacıyla kullanılan MTA'nın pulpaya iletilen ısıyı azaltmada anlamlı ölçüde etkisi olduğu görülmüştür. Derin kavitelere pulpaya yakın restorasyonlarda pulpa kaplama materyalinin kullanımı ve tercih edilen ışık kaynağı büyük öneme sahiptir. Kaide materyalinin polimerizasyonu için kullanılacak olan ışık kaynağı seçilirken cihazın gücüne dikkat edilmeli, polimerizasyon esnasında en az sıcaklık artışı oluşturan cihaz tercih edilmelidir.

Değerlendirme / Peer-Review

İki Dış Hakem / Çift Taraflı Körlenme

Etik Beyan / Ethical statement

Bu çalışma Selçuk Üniversitesi 3. Uluslararası Yenilikçi Diş Hekimliği Kongresi'nde (25-27 Kasım 2022, Konya, Türkiye) sözlü bildiri olarak sunuldu.

Çalışma herhangi bir tez çalışması değildir.

Bu çalışmanın hazırlanma sürecinde bilimsel ve etik ilkelere uyulduğu ve yararlanılan tüm çalışmaların kaynakçada belirtildiği beyan olunur.

This study was presented as an oral presentation at Selcuk University 3rd International Congress of Innovative Dentistry (25-27 November 2022, Konya, Turkey).

The study is not any thesis work

It is declared that during the preparation process of this study, scientific and ethical principles were followed and all the studies benefited are stated in the bibliography.

Benzerlik Taraması / Similarity scan

Yapıldı - ithenticate

Etik Bildirim / Ethical statement

ethic.selcukdentaljournal@hotmail.com

Telif Hakkı & Lisans / Copyright & License

Yazarlar dergide yayınlanan çalışmalarının telif hakkına sahiptirler ve çalışmalarını CC BY-NC 4.0 lisansı altında yayımlanmaktadır.

Finansman / Grant Support

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. | The authors declared that this study has received no financial support.

Çıkar Çatışması / Conflict of Interest

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. | The authors have no conflict of interest to declare.

Yazar Katkıları / Author Contributions

Çalışmanın Tasarlanması: SZ %50, DÖÖ %50

Veri Toplanması: ES%30, BK %30, GA %20, SZ %10, DÖÖ %10

Veri Analizi: DÖÖ %50, SZ %50

Makalenin Yazımı: ES %50, BK %30, DÖÖ %10, SZ %10

Makalenin Gönderimi ve Revizyonu: ES %30, SZ%30, DÖÖ %30, GA %10

KAYNAKLAR / RESOURCES

1. Knežević A, Tarle Z, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes J Oral Rehabil 2001 Jun;28:586-91
2. Çelik Ç, Özel Y., Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları, ADO Klinik Bilimler Dergisi, Cilt: 2, Sayı: 2, 2008 Sayfa: 109-115
3. Çekiç I, Ergün G. Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları. GÜ Diş Hek Fak Derg 2007; 24: 131-6
4. Lohbauer U., Rahiotis C., Krämer N., Petschelt A., Eliades G.: The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. Dent Mater., 21(7):608-615, 2005
5. Nomoto R., McCabe J.F., Hirano S.: Comparison of Halogen, Plasma and LED Curing Units. Oper Dent., 29(3): 287-294, 2004
6. Kucukesmen C. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. Cumhuriyet Dent J 2006;9:126-7
7. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent 2002;14:286-95
8. Bektas OO, Herguner S, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. EU Dis Hek Fak Derg 2006;27:117-124
9. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: New techniques and materials. J Am Dent Assoc 131: 26- 30, 2000
10. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 16: 330-336, 2000
11. Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. J Clin Pediatr Dent 24: 221-227, 2000
12. Şener Y, Şengün A, Koyutürk AE. Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen kompozit rezin materyalin mikrosertliği. Ondokuz Mayıs Üni. Dişhek. Fak. Derg. 6: 3-7, 2005
13. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann K-H. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. Dent Mater 21:483-489, 2005
14. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. J Esthet Dent 12: 340-349, 2000
15. Gökay O, Yıldız Ç. Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşurdukları ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. AÜ Diş Hek Fak Derg 27: 37-43, 2000
16. Lloyd CH, Joshi AE, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater 1986;2:170-7
17. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. Biomaterials 2000; 21:1379-85
18. Altun C, Kabalay U, Güven G, Başak F, Akbulut E. Pediatrik Dişhekimliğinde fotoaktivasyon yöntemlerinin restoratif materyalin polimerizasyonu üzerinde etkileri. Gülhane Tıp Dergisi 2005;47:127-31
19. Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JDB. Effect of CO2 laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. J Dent 2001;29:521-9
20. Michalakakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. J Prosthet Dent 2006; 96: 418-23
21. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental led light curing unit. J Oral Rehabil 2002; 29: 662-7
22. Zach L, Cohen A. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg 1965;19:515-30
23. Kundzina R, Stangvaltaite L, Eriksen HM, Kerosuo E. (2017) Capping carious exposures in adults: a randomized controlled trial investigating mineral trioxide aggregate versus calcium hydroxide. Int Endod J.;50(10):924-32
24. Guiraldito RD, Consani S, Lympius T, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. J Oral Sci 2008;50:137-42
25. Küçükylmaz E., Botsalı M. S., Sarı T., Savaş S., Özkan B., Kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin ışık kaynağının üç farklı modu ile polimerizasyonu esnasında oluşan ısı artışının incelenmesi, J Dent Fac Atatürk Uni, Cilt:24, Sayı:2, Yıl: 2014, Sayfa: 178-184
26. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental led light curing unit. J Oral Rehabil 2002; 29: 662-7
27. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. J Invest Clin Dent 2002;3:3-16
28. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of Teg-DMA and Bis-GMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. Eur J Oral Sci 108:341-345, 2000
29. Nalçacı A., Ulusoy N., Effects of different polymerization time on surface hardness of packable composites, A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 32(2) 79-84 , 2005
30. Malul and Zilberman, The Effect of Heat Application on Microhardness of Glass Ionomer Cement and on Pulp Temperature-What to Use in the Clinic, Oral health case, Rep 2016, 2:1
31. Altıntaş SH, Yöndem I, Tak O, Usumez A. Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. Clin Oral Investig 2007;12:283-6.
32. Singh MR, Tripathi A, Dhiman CRK, Kumar CD. Intrapulpal thermal changes during direct provisionalization using various autopolymerizing resins: ex-vivo study. AFMS India. 2015;71:313- 20.
33. Botsalı, Murat Selim, et al. Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. Brazilian oral research, 2016, 30.
34. Briso ALF, Rahal V, Mestrener SR, Junior RD. Biological response of pulps submitted to different capping materials. Braz Oral Res 2006;20:219-25
35. Uluakay Merve, et al. Kompozit rezinler ve polimerizasyon bütülmeleri. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 2011, 5.2: 895-902.
36. Bala, O., Arısu, H. D., Yıkılğan, İ., Yanar, N. Ö., & Kalaycı, Ş. (2014). Transdental ışık uygulamasının kompozit rezinlerin polimerizasyonu üzerine etkisi. Selcuk Dental Journal, 1(3), 108-114.