T.C
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT DİŞİ PULPA ODASINDAKİ SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Kamil KAHRAMAN

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç.Dr. Gül TOSUN

KONYA-2015

T.C
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT DİŞİ PULPA ODASINDAKİ SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Kamil KAHRAMAN

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç.Dr. Gül TOSUN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Arastırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 14102002 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2015

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren, tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan, her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğinin hep yanımda olduğunu hissettiğim danışman hocam Doç. Dr.Gül TOSUN'a,

İlgi ve desteğini esirgemeyen Pedodonti Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr.Sibel YILDIRIM'a, Yrd. Doç. Dr.Murat Selim BOTSALI'ya ve Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU'na

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum, tezimin hazırlanması sırasında bana destek olan, bana her zaman anlayış gösteren, özverili yaklaşımları ile yardımlarını esirgemeyen can dostum Onur GEZGİN'e

Hayatım boyunca her konuda ilgi, destek ve sevgilerini hissettiğim, beni en iyi koşullarda yetiştiren, teşekkürlerin yetersiz kalacağı canım aileme,

Tezimin hazırlanmasının her aşamasında sabır, anlayış ve hoşgörü ile hep yanımda olan, sevgisini her daim hissettiren sevgili eşim Fatma Betül KAHRAMAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGELER VE KISALTMALAR v
1.GİRİŞ…… 1
1.1. Pulpa 1
1.1.1. Pulpa-Dentin Kompleksi 1
1.1.2. Pulpanın Kan Damarları 4
1.1.3. Pulpanın Sinirleri 5
1.2. Adezyon 6
1.2.1. Diş Dokularına Adezyon 7
1.2.2. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması 9
1.2.3. Adezyon mekanizması ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması 10
1.3. Pedodontide Kullanılan Restoratif Materyaller 13
1.3.1. Cam İyonomer Simanlar 13
1.3.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer 14
1.3.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (KOMPOMER) 15
1.3.4. Kompozit 16
1.4. Dental Işık Kaynakları…… 22
1.4.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları 23
1.4.2. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC) 24
1.4.3. Argon Lazer Işık Kaynakları…. 24
1.4.4. LED (Light Emitting Diodes) 25
1.5. Sıcaklığın Pulpa Dokusu Üzerine Etkisi 26
2. GEREÇ VE YÖNTEM 30
2.1. Dişlerin Hazırlanması 30
2.2. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler, Restoratif Materyaller ve Işık Kaynakları 35

2.2.1. Adeziv Sistemler 35
2.2.2. Kullanılan Restoratif Materyaller 37
2.2.3. Kullanılan Işık Kaynakları 38
2.3. Pulpal Yüzeyde Sıcaklık Değişikliklerinin Ölçülmesi 40
2.4. İstatistiksel Değerlendirme……..48
2.4.1. Işık Kaynakları İçin İstatistiksel Değerlendirme……..……..48
2.4.2. Rezin MateryallerİÇin İstatistiksel Değerlendirme……..……...49
2.4.3. Ölçüm Yöntemleri İçin İstatistiksel Değerlendirme..…….49
3. BULGULAR.....50
3.1. Farklı Işık Kaynaklarının Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular.....50
3.1.1. Prime Bond NT'nin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular.....51
3.1.2. SE Bond'un Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular……. 57
3.1.3. Filtek Z250'nin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular.....64
3.1.4. Dyract XP'nin Polimeriasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık değişikliklerine Ait Bulgular…… 68
3.2. Bonding Materyallerinin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular 71
3.3. Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular 73
4. TARTIŞMA.....75
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....92
6. KAYNAKLAR 94
7. EKLER……. 104
8. ÖZGEÇMİŞ 106

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bis-GMA: Bisphenol A glysidyl methacrylate

cm: Santimetre

C°: Santigrat derece

H^+: Hidroksil iyonu

HEMA: Hidroksi etil metakrilat

gr: Gram

LED: Light Emitting Diode

mm: Milimetre

mm^2: Milimetrekare

mL/dk: mililitre/ dakika

M.S.(+): mikrosirkülasyonlu düzenek

M.S.(-): mikrosirkülasyonsuz düzenek

mW/cm^2: Milivolt/ santimetrekare

NaOCl: Sodyum hipoklorit

nm: Nanometre

µm: Mikrometre

PAC: Plazma Arc Curing

QTH: Kuartz Tungsten Halojen

TCB: Bütan-1, 2, 3, 4-tetrakarboksilik asit di-2-hidroksietilmetakrilat esteri

TCD: Trisiklodekan üretan

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

sn: Saniye

UDMA: Üretan dimetakrilat

ÖZET

T.C
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT DİŞİ PULPA ODASINDAKİ SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kamil Kahraman
Pedodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Bu tez çalışmasında ışık kaynakları ile farklı rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında süt dişi pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden ve mikrosirkülasyonu olmayan düzenekler kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmada 200 adet çürüksüz süt molar dişi kullanıldı. Süt dişlerine paralelometre cihazı ile 3x3 mm genişliğinde, 2 mm derinliğinde, 1 mm dentin kalınlığı olacak şekilde sınıf I kaviteler açıldı. Rezin esaslı materyal olarak Prime Bond NT+ Dyract XP ve SE Bond+ Filtek Z250 kullanıldı. Materyaller; Optiluks 501, Elipar S10, Valo LED Standart mod, Extra güç mod ve Plazma mod ışık kaynakları kullanılarak polimerize edildi. Hem adeziv sistemlerin hem de rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda pulpa odasında ortaya çıkan sıcaklık artışları, mikrosirkülasyonu olan ve olmayan düzenekler kullanılarak, j tip termocupl ile ölçülerek kaydedildi.

Çalışmada kullanılan ışık kaynaklarının rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulundu ($p<0,05$). Genel olarak en düşün sıcaklık artış değerleri Optiluks 501 ışık kaynağında elde edildi. Adeziv sistemlerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışları arasında genel olarak istatistiksel olarak fark gözlenmedi ($p>0,05$) Dyract XP materyali ve Filtek Z250 materyalinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlendi ($p<0,05$). Dyract XP materyali Filtek Z250 materyalinden daha yüksek sıcaklık artışına yol açtığı tespit edildi. Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenek ve pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekler arasında istatistiksel olarak farklılık olduğu gözlendi ($p<0,05$) Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenekte daha düşük sonuçlar kaydedildiği tespit edildi.

Anahtar sözcükler: Işık kaynakları, Polimerizasyon, Pulpal mikrosirkülasyon, Sıcaklık artışı, Süt dişi,

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

EVALUATİON OF TEMPERATURE CHANGES İN PRİMARY TEETH PULP CHAMBER DURİNG POLİMERİZATİN OF RESİN BASED RESTORATIVE MATERIALS

Kamil KAHRAMAN
Department of Pediatric Dentistry

PhD THESIS / KONYA-2015

In this thesis study, it is aimed to investigate primary tooth pulp chamber temperature changes during polimerization of different resin materials with light sources by using devices simulates microcirculation or have no microcirculation.

In this study, 200 non-carious primary molar teeth were used. Class I cavities in 3X3 mm width, 2 mm depth and dentin thickness of 1 mm were opened by using parolometer device. Prime Bond NT+Dyract XP and SE Bond+ Filtek Z250 were used as resin materials. Materials were polymerized with Optiluks 501, Elipar S10, Valo LED Standard mode, Extra power mode and Plasma mode light sources. Pulpal temperature rise during polymerization of adhesive systems and resin restorative materials were recorded with j type thermocouple by using devices with or without microcirculation.

Light sources used in the study were found to have a statistically significant differences between temperature rises during polymerization of the resin materials ($p < 0.05$). In general, the lowest temperature rise values were obtained with Optiluks 501 light source. No statistically significant difference between the temperature rises were observed during the polymerization of the adhesive systems ($p > 0.05$). Statistically significant difference was determined between the temperature rise values during polymerization of Dyract XP and Filtek Z250 material ($p < 0.05$). Dyract XP material was found to lead to higher temperature rise than Filtek Z250 material. Significant difference were found between devices simulates pulpal microcirculation and have no microcirculation ($p<0,05$). Lower values were recorded with microcirculation.

Key words: Light sources, Polimerisation, Primary teeth, Pulp microcirculation, Temperature rise

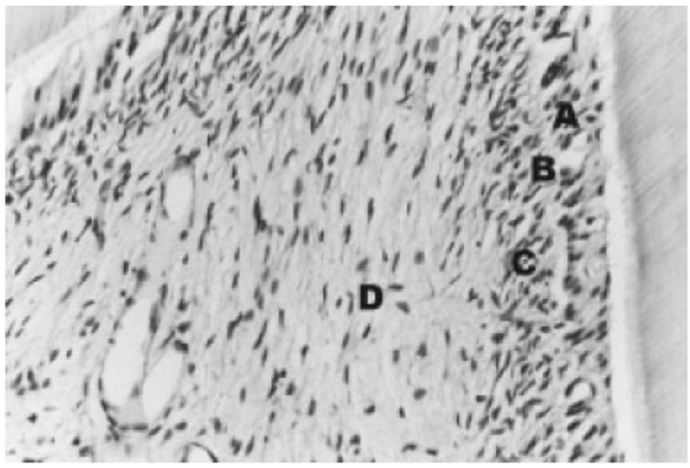
1.GİRİŞ

1.1. Pulpa

1.1.1. Pulpa-Dentin Kompleksi

Pulpa, nöral krest ektomezenşimal hücreleri tarafından oluşturulan müköz tipte bir bağ dokusudur. Vücuttaki diğer bağ dokularından farklı olarak diş sert dokularından biri olan dentinle çevrilmiştir. Dişin iskeletini oluşturan, mineralize bir doku olan dentin dışarıdan gelecek patojen ve iatrojenik yaralanmalara karşı fiziksel bir bariyer oluşturur (Bayırlı 1999b, Mjör ve ark 2002).

Pulpa; hücreler arası esas madde, hücreler, lifler, damarlar ve sinirlerden oluşan son derece özelleşmiş ve mezodermden köken alan bir bağ dokusu sistemidir. Dişten dekalsifiye edilmiş bir kesit alındığında dıştan içe doğru dentin, predentin, odontoblast tabakası, hücreden fakir (Weil tabakası) tabaka, hücreden zengin (hücreli) tabaka ve santral bölgeden oluşur (Bayırlı 1999b, Mjör ve ark 2002, Özçobanoğlu ve Durutürk 2013).



Şekil 1.1. Pulpa'nın histolojik kesiti (X200)(a) Odontoblast bölgesi, (b) Hücreden fakir bölge (c) Hücreden zengin bölge (d) Santral bölge (Santamaria ve ark 2007)

Odontoblast tabakası; pulpa ve dentin dokusu arasında yer alan odontoblast hücre gövdelerinden oluşan ve odontoblastların tek sıra halinde dizildiği bir tabakadır. Odontoblast gövdesinin devamı olan odontoblast uzantıları dentin kanalcıkları içinde yer almaktadır (Bayırlı 1999b, Okiji 2002).

Odontoblastlar, pulpayı bir kılıf gibi sarmaktadırlar. Dentin teşekkülünü hayat boyu devam ettirdiklerinden pulpa dentin kompleksi hücrelerinin büyük çoğunluğunu oluşturan en önemli hücrelerdir. Yüksek derecede diferansiye olan bu hücreler, dentinogenezis esnasında dentinin başlangıç mineralizasyonunda mineral kristallerini salgılarlar. Oluşturulan mineral yapının ardından yalnızca matriks salgılarlar ve dentin kanallarını yaparlar. Bu hücreler dentin ve predentinin organik matriksinin bileşenleri olan kollajen ve proteoglikanları üretirler. Bunların yanında non-kollajenöz proteinler de salgılarlar (Okiji 2002, Pashley ve Liewehr 2006).

Odontoblastlar; dentin tübülleri içinde yer almakta ve odontoblastik uzantıları ile dış ortama yakın konumlanmaktadır. Pulpanın içindeki sinir uçları, odontoblastik hücrelerin sitoplazmaları ile dentin içinde her yöne dağılmaktadır. Çeşitli uyaranların pulpayı çabuk etkilemesi (restoratif materyaller, restoratif işlemler ve bakteri toksinleri) bu temele dayandırılarak izah edilmektedir. Aynı zamanda odontoblastlar enfeksiyonun yan ürünlerini ve demineralizasyonda ortaya çıkan dentin matriks içeriğini ilk algılayan hücrelerdir. Alttaki doku için invaze olacak bakterilere karşı koruyucu bir bariyer görevi üstlenen bu hücreler bir immünokomponent olarak enflamatuar cevapta yönetici rol oynarlar (Bayırlı 1999b, Staquet ve ark 2008).

Hücreden fakir tabaka; 40 milimikron genişliğinde odontoblastik tabakanın hemen altında yer alan, zamanla genişliği azalan ve kuron pulpasında daha belirgin olarak ayırt edilen bir bölgedir. ‘‘Weil tabakası’’ olarak da adlandırılır. Pulpanın fonksiyonuna bağlı olarak bu tabakanın genişliği değişebilir. Hücreden zengin tabakada bulunan pek çok hücreye ait dallanmış sitoplazmik uzantılar, sub-odontoblastik kapiller kan damarları, duyusal ve miyelin kılıfını kaybetmiş sinir liflerine ait terminal dallanmalar yaygın olarak bulunur (Okiji 2002, Pashley ve Liewehr 2006).

Hücreden zengin tabaka; pulpanın esas kütlesini oluşturan tabakadır. Makrofaj, lenfosit ve plazma hücrelerinin yanı sıra farklılaşmamış mezenkim hücreleri ve fibroblastlar yoğun olarak bu tabakada bulunmaktadır. Bu tabaka kuron pulpasında kök pulpasına göre daha belirgin olarak bulunmaktadır. Bu tabakada farklılaşmamış mezenkim hücrelerinin proliferasyon ve farklılaşması ile çeşitli sebeplerle harabiyete uğramış odontoblast hücrelerinin yeniden teşekkülü meydana gelmektedir (Bayırlı 1999b, Fuks 2008).

Santral bölge pulpanın en iç tabakasıdır. Temel olarak fibroblastlar ve farklılaşmamış hücrelerden oluşurlar. Ekstrasellüler matriks kollajenöz fibriller, elastin lifler ve ince lif demetleri, büyük kan damarları ve sinir gövdeleri içerir. Tüm bu pulpal yapılar jel benzeri bir madde içinde gömülmüşlerdir. Bu madde yüksek miktarda su ve bunun yanında çeşitli bileşenler içerir (Tziafas 2007).

Dişin gelişimi sırasında düzgün bir şekilde oluşturulan kök oluşumunun tamamlanmasına kadar üretilen dentine **Primer dentin** adı verilir ve büyük bir kısmı dişin sürmesinden önce meydana gelmektedir. Kök gelişiminin tamamlamasından sonra, çok daha yavaş bir hız ile hayat boyu yapılan dentin **sekonder dentin** adını alır (Goldberg ve Smith 2004, Pashley ve Liewehr 2006).

Sekonder dentin ve primer dentinin her ikiside birincil odontoblastlar tarafından salgılandığı için tübüller devamlılık gözlenmektedir. Fakat sekonder dentinde tübüllerin düzenli görünümü kaybolur. Bu yüzden primer ve sekonder dentin sınırı fark edilebilir. Sekonder dentinin (veya henüz teşekkül etmemiş ise primer dentinin) pulpaya komşu olan yüzünde henüz tam kireçlenmemiş bir tabaka vardır ki bu tabakaya **predentin adı** verilir (Mjor ve ark 2001, Embery ve ark 2001).

Tersiyer dentin; kimyasal iritanlar, atrizyon, çürük, kavite preparasyonu ve restoratif işlemler gibi dış etkenlere cevaben lokal olarak şekillenen dentin matriksidir (Goldberg ve Smith 2004). Tersiyer dentin oluşumu sekonder dentin oluşumunun tersine dışarıdan gelen uyaranlara karşı odontoblast uzantılarındaki kesintilere bağlı olarak daha az duyarlılık göstermektedir. Tersiyer dentin, kendi içinde dış etkenin şiddeti ve gelişen biyolojik olaylara bağlı olarak **reaksiyoner** ve **reperatif dentin** olarak iki alt sınıfta ayrılmaktadır (Smith ve ark 1995, Smith 2002). Hafif uyaranlar karşısında birincil odontoblastlar tarafından üretilen dentine reaksiyoner dentin denir. Güçlü bir uyaran tarfından birincil odontoblastlar zarar gördüklerinde subodontoblastik hücrelerden ve perisitlerden köken alan 'odontoblast benzeri hücreler' veya 'sekonder odontoblastlar' oluşur. Bu hücreler de tersiyer dentinin reperatif tipini salgılar (Hargreaves ve Goodis 2002).

Pulpanın uyaranlara karşı gösterdiği cevapta pulpanın sağlık durumu, kalan dentin kalınlığı ve dentin geçirgenliği önemli bir faktördür (Vitalariu ve ark 2005) Uyaranların şiddetine karşı pulpanın verdiği cevap; dentin kanallarının tıkanması,

tersiyer dentin oluşumu veya pulpal enflamasyon şeklinde olabilir (Fejerskov ve ark 2008).

1.1.2. Pulpanın Kan Damarları

Pulpa dokusu arteriol ve venüller gibi çok küçük damar sistemine sahip olduğundan, pulpa dokusu içerisinde meydana gelen kan dolaşımı gerçek anlamda bir mikrosirkülasyondur. Pulpada kollateral dolaşım sistemi bulunmamasına bağlı olarak pulpa içerisinde meydana gelen mikrosirkülasyon apikal foramen aracılığıyla dişin içine giren 100µm çapındaki arterioller ile gerçekleşmektedir (Trowbridge 1998, Pashley ve Liewehr 2006). Apikal foramen içinden kron pulpasına kadar yan dallar vererek uzanan arterioller odontoblastik tabaka altında küçülerek terminal arteriolleri ve prekapilleri oluşturmak suretiyle kapiller ağ meydana getirirler. Odontoblast tabakası içerisinde bu ağdan meydana gelen uzantılar odontoblast hücrelerinin metabolik aktivitesinde rol oynarlar (Rapp 1992).

Kapillerler pulpanın her yerinde bulunsalar da odontoblastlara komşu olan ve hücreden zengin tabakanın bulunduğu koronal bölgede daha yoğun dağılım gösterirler. Aynı zamanda bu bölgede kan dolaşımı kök bölgesindeki kan dolaşımının iki katıdır. Arteriollerdeki kan akış hızı saniyede 0,3-1 mm, venlerde 0,15 mm ve kapillerde 0,08mm'dir (Pashley ve Liewehr 2006).

Pulpal mikrosirkülasyonda; sinir iletimi ve hormanal etkenler önemli rol oynamaktadır. Pulpa içinde bulunan arterioller, gelen uyaranlar karşısında kontraksiyon yeteneklerine sahip olmalarından dolayı genişleyip daralabilmektedirler. Kan damarlarının içinde bulunan alfa reseptörler damar lümeninin daralmasına yol açarken, beta reseptörler damar lümeninin genişlemesine yol açmaktadır (Seltzer ve Bender 1984).

Pulpa içinde meydana gelen 10-15ºC'lik sıcaklık artışları, arterlerde genişlemeye yol açmakta ve her bir santigrat derece artışı pulpa içi basıncın 2,5 mm Hg artmasına yol açmaktadır. Pulpa dokusunun 45 ºC'de uzun süre tutulması durumunda, yükselen basıncın normale dönmediği ve irreversible değişiklikler meydana getirdiği görülmüştür (Seltzer ve Bender 1984).

1.1.3. Pulpanın Sinirleri

Pulpa içerisine apikal foramen vasıtasıyla trigeminal sinirden ayrılan afferent sinirler ile santral sinir sistemi arasında bilgi aktarımı meydana gelmektedir. Termal etkenler, mekanik yaralanmalar, fiziksel ve kimyasal irritanlar pulpa ile santral sistemi arasında ağrı iletiminin meydana gelmesine neden olmaktadır. Olgunlaşmış bir dişin pulpasında iki çeşit duyu sinir lifi vardır. Bunlar miyelinli (A-lifi) ve miyelinsiz (C- lifi) sinir lifleridir. Her iki sinir lifi de somatik afferent lifler olmasına rağmen A lifleri, çaplarının geniş olmasından dolayı impulsları C liflerinden daha hızlı iletmektedirler. A lifleri mekanik ve termal uyaranlarla ortaya çıkan keskin ve batıcı tipteki hızlı ağrıların iletiminden sorumludur. C lifleri ise çaplarının kısa olmasından dolayı yavaş ağrı ile bağlantılıdır (Pashley ve Liewehr 2006, Özçobanoğlu ve Durutürk 2013).

Miyelinli A (delta) lifleri, A liflerinin büyük kısmını oluştururlar. Uyarı eşikleri düşüktür. Dentin hassasiyeti ve reversible pulpa enflamasyonu ile ilişkilidir. Miyelinsiz C liflerinin ise uyarı eşikleri yüksektir. Bu lifler ilerlemiş irreversible pulpal enflamasyon durumunda oluşan künt ve şiddetli ağrının iletimini gerçekleştirirler (Pashley ve Liewehr 2006, Özçobanoğlu ve Durutürk 2013).

Diş dokusunun frez ile kesilmesi, sıcak veya soğuk hava, tatlı veya ekşi gıdaların alınması pulpa dokusunda ağrılı bir reaksiyona yol açmaktadır. Dentin yüzeyi açığa çıkmamış bölgenin sıcak uygulanmasına maruz kalması ile temel olarak C liflerinin aktive edildiği ve dentin kanalı içindeki sıvının pulpa yönündeki hareketine yol açarak ağrı oluşumuna yol açtığı bildirilmiştir (Narhi 1985). Açığa çıkmış dentin yüzeyi üzerinde ise ısı oluşumu sonrası A liflerinin aktive edildiği bildirilmiştir (Brannstrom 1986).

1.2. Adezyon

Adezyon kelimesi Latinceden, 'Adhaerere' kelimesinden köken almakta olup iki farklı materyalin temas ettiği zaman bu materyallerin sahip olduğu moleküller arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Adezyonun gerçekleşmesinde rol oynayan maddeye adeziv, yüzeye de aderent adı verilir (Van Meeerbeek ve ark 2006).

Adezyonun fiziksel, kimyasal ve mekanik adezyon olmak üzere türleri vardır. Fiziksel adezyon Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu oluşmakta ve zayıf bir bağlanma sağlamaktadır. Kimyasal adezyon farklı yapıdaki yüzeyler arasında primer (iyonik, kovalent, metalik) ve sekonder (hidrojen, London Dispersiyon kuvvetleri) kimyasal kuvvetlerle oluşan adezyon türüdür. Mekanik adezyon düzensiz yüzeye sahip aderentin gerçekleştirdiği, adeziv ve aderent molekülleri arasında meydana gelen kilitlenme sonucu oluşan adezyon türüdür. Diş hekimliğinde adezyon daha çok mekanik adezyon ile gerçekleşir. Mine yüzeyine asitlenme sonrası rezin infiltrasyonu ve dentinde monomer kollajen fibril etkileşimi sonrası meydana gelen hibrit tabaka oluşumu mekanik adezyona örnek verilebilir (Van Meerbeek ve ark 2003, Marshall ve ark 2010).

Adeziv ve aderent arasındaki mesafenin kısalığı, iyi bir adezyonun gerçekleşmesi için önemli bir parametredir. Adezyonun gerçekleşeceği maddeler arasındaki mesafe dışında yüzey gerilimi, değim açısı ve ıslanabilirlik adezyonun gerçekleşmesinde rol oynayan diğer faktörlerdir. Adezivin tüm yüzeyi tamamen ıslatabilmesi ideal bir adezyonun elde edilebilmesi için gereklidir. Adezivin, aderentin tüm yüzeyine akması sonrası güçlü bir adezyon gerçekleşecektir. Adezivin ıslanabilirliği aderent yüzeyi ile gerçekleştirdiği değim açısına bağlıdır. Değim açısı, adezivin aderent yüzeyine damlatılmasıyla oluşan küre parçasına adeziv ile aderentin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Islanabilirlik açısından bu açının sıfıra yakın olması ideal bir adezyonun gerçekleşmesine olanak sağlayacaktır (Dayangaç 2000, Perdigao ve Swift 2002, Van Meerbeek ve ark 2006).

Aderentin yüzey gerilimi adezivin yüzey gerilimine eşit veya yüksek olmalıdır (Eick ve ark 1997). Aderentin yüzey geriliminin yüksek olması değim açısını da artıracak ve daha güçlü bir adezyon oluşmasına yol açacaktır.

1.2.1. Diş Dokularına Adezyon

Mine dokusu ve adezyon mekanizması

Mine dokusunun ağırlıkça %95-98'i inorganik, %1-2'si organik materyalden ve %4'ü de sudan oluşmaktadır. İnorganik içeriğinin esas içeriği hacim olarak %90-92'lik kısmını hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır (Solak 1991, Sturdevant ve ark 2002).

Mine dokusuna adezyon; yüksek mineral kompozisyonuna sahip mine dokusuna asit uygulanmasını takiben, prizmatik ve interprizmatik mine kristallerinin çözünmesi ile oluşan mikropöröz yapı ile elde edilir (Nakabayashi ve ark 1992, Toledano ve ark 2001). Çoğunluğu inorganik yapıdan oluşan mineye adezyon fikri ilk olarak Buonocore (1955) tarafından ortaya atılmıştır. Araştırmacı, %85'lik ortofosforik asit ile mine dokusunu 2 dakika boyunca asitlemiş ve bu süre sonunda uyguladığında, mine dokusunun pürüzlendiğini rapor etmiştir.

Mineyi asitleme işlemi sonrası minenin serbest yüzey enerjisi iki kat artmakta ve minede yaklaşık olarak 5-50 µm derinliğinde çukurcuklar oluşmaktadır (Swift ve ark 1995).

Asit uygulanmasıyla pürüzlendirilen minede kullanılan asidin konsantrasyonu ve uygulama süresine bağlı olarak 3 adet pürüzlendirme tipi oluşmaktadır (Silverstone ve ark 1975):

- ✓ Tip 1 pürüzlendirmede mine prizma gövdelerinin çözülmesi,
- ✓ Tip 2 pürüzlendirmede prizmaların periferinin çözülmesi.
- ✓ Tip 3 pürüzlendirmede ise prizma yapılarının belirsiz olduğu, Tip 1 ve Tip 2'nin karışımı görünümünde olan prizma yapısı gözlenmektedir.

Asitleme sonrası minenin yüzey geriliminde artma, rezin materyalin mineye değim açısında azalma meydana gelmektedir (Takeya 1984, Swift ve ark 1995). Bunun yanı sıra substrat yüzeyinde mikropöröz yapıya rezin infiltrasyonu gerçekleşmesiyle makrouzantılar ve mikrouzantılar meydana gelmektedir. Bu yapıların oluşması ile mikromekanik adezyon gerçekleşmektedir (Retief 1973, Swift

ve ark 1995, Perdigao 2007, Cardoso ve ark 2011). Makrotaglar mine prizmalarının periferinde, mikrotaglar ise prizmaların gövde kısmında meydana gelmektedir. Mikrotagların makrotaglara göre sayıca çokluğu, yüzey alanlarının fazlalığı nedeniyle mine yüzeyindeki bağlanmadan sorumlu olduğu düşünülmektedir (Van Meerbeek ve ark 2006). Dentin dokusunun mine dokusuna göre kompleks histolojik yapıda olması, her zaman nemli ve yüksek protein oranına sahip olması; yüzey enerjisini düşürmekte bu da dentine bağlanmayı mineye bağlanmaya göre daha güç hale getirmektedir (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark 2006).

Dentin dokusu ve adezyon mekanizması

Dentin dokusu ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %10 diğer maddeleri içermektedir. Dentin dokusunun büyük bir kısmı tip 1 kollajenden oluşup inorganik yapının büyük bir bölümü hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Hidroksiapatit kristalleri minedeki büyük ve düzenli dokusunun tersine, dentinde küçük ve organik matriks içerisinde rastgele dağılmışlardır (Solak 1991, Marshall 1993, Eick ve ark 1997, Dayangaç 2000). Dentin dokusu hacimsel olarak %25 organik materyal, %25 su, %50 inorganik yapıdan oluşmaktadır. Dentin içeriğini oluşturan bu materyaller dentin ve peritübüler dentin içinde homojen olarak dağılmadığından dentin heterojen bir yapıya sahiptir (Van Meerbeek ve ark 2006).

Dentin, mine sınırından pulpaya kadar uzanan 0,5-2,5 µm çapındaki dentin tübüllerinden oluşturmaktadır. Dentin tübülleri dentinin geçirgen bir yapıya sahip olmasından sorumludur. Dentin tübüllerinin sayısı pulpaya komşu yüzeyde 45.000/mm^2 civarındadır. Mine dentin sınırında ise 15.000 /mm^2 civarındadır. Aynı zamanda dentin tübüllerinin çapı pulpaya yakın yüzeyden mine dentin sınırına kadar düşmektedir (Eick ve ark 1997, Kidd ve ark 2003, Van Meerbeek ve ark 2006). Dentin tübüllerinin sayı ve çaplarındaki bu değişiklik pulpaya yakın bölgedeki dentin geçirgenliğinin fazla olmasıyla ilişkilidir (Pashley ve ark 1993).

Dentin, içerisinde fizyolojik ve patolojik değişikliklerin gözlendiği dinamik bir dokudur. Dentinin heterojen bir yapıya sahip olması ıslanabilirlik, ideal bir adezyonun sağlanması, bağlanma kuvveti, yüzey sertliği, geçirgenlik gibi birçok özelliğin değişiklik göstermesine yol açmaktadır (Marshall ve ark 1997, Pashley ve Carvalho 1997).

Mine dokusu ile karşılaştırıldığında dentin dokusunda adeziv uygulamalar daha zordur. Dentin kompozisyonu, dentin kanallarının çapının değişkenliği, peritübüler ve intertübüler dentin oranı, dentinin sklerotik yapıya sahip olup olmaması ve operatif işlemler esnasında smear tabakasının varlığı bu farklılığın oluşmasına neden olabilecek faktörlerdir (Marshall ve ark 1997, Mjör 2009).

Dentin dokusuna bağlanma iki tip mekanizma ile gerçekleşmektedir. Bunlardan birincisi asitle pürüzlendirme sonrası yüzey demineralizasyonuna rezin infiltrasyonu ile meydana gelen mikromekanik bağlantı ile oluşmaktadır. İkinci mekanizma ise asit uygulanması sonucu açığa çıkan kollajenin rezin ile güçlendirilmesiyle 1-5 μm kalınlığında ortaya çıkan aside dirençli 'hibrit tabaka' ile meydana gelen bağlanmadır (Nakabayashi 1992, Van Meerbeek ve ark 2006).

Adeziv rezinler ışıkla, kimyasal yolla ve hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilirler. Yeterli derecede polimerize edilen adeziv rezin, kompozit rezinin büzülmesi sonucu oluşan stresleri azaltmaktadır (Erickson 1992, Schwartz ve ark 1996).

1.2.2. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerde gelişmelere paralel olarak dentin adeziv sistemlerin sınıflandırılması oldukça zordur. Literatüre bakıldığında pek çok sınıflandırma olduğu fakat tam bir görüş birliğine varılamadığı görülmüştür (Van Meerbeek ve ark 2005).

Tarihsel gelişimlerine göre dentin adeziv sistemler 7 grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve diğerleri 2006).

Birinci nesil adeziv sistemler: Mine ve dentinin yapısında bulunan hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile şelasyon yapması ile bağlantının gerçekleştiği rezin sistemlerdir. Bağlanma kuvvet değerleri 1-3 MPa arasında olup klinik kullanımda istenilen sonuçlar elde edilememiştir (Torres ve ark 2005).

İkinci nesil adeziv sistemler: Bu adeziv sistemlerde dentinde asit kullanımı yapılmamaktadır. Adeziv uygulanması takiben smear tabakasında bulunan pozitif yüklü kalsiyum iyonları ile negatif yüklü klorofosfat iyonları arasında oluşan iyonik bağ oluşumu ile adezyon gerçekleşmektedir. Bağlanma kuvvet değerleri 1-10 MPa

arasında olup bu sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinin istenilen sonuçları vermediği ifade edilmiştir (Torres ve ark 2005).

Üçüncü nesil adeziv sistemler: Smear tabaksının modifiye edilmesi veya ortadan kaldırılması ile rezin infiltrasyonunun gerçekleştiği sistemlerdir (Swift 2002).

Dördüncü nesil adeziv sistemler: Mine ve dentin aynı anda asit ile pürüzlendirilmektedir. Total-etch sistemler olarak da adlandırılmakta ve üç basamaktan oluşmaktadırlar. Bu basamakların birincisi; asit uygulanması ve bunu takiben yüzeyin yıkanıp kurutulmasıdır. İkinci basamak primer uygulanmasıdır. Üçüncü basamak da doldurucu içermeyen adeziv uygulanmasıdır (Leinfelder 2001).

Beşinci nesil adeziv sistemler: Üretici firmalar tarafından basamak sayısını azaltarak uygulama kolaylığı sağlamak için geliştirilmiş tek basamak ve tek şişe içeren sistemlerdir (Freedman ve Leinfelder 2002).

Altıncı nesil adeziv sistemler: İki basamaklı self etch adeziv sistemlerdir. Birinci basamak asidik karaktere sahip primerin kullanılması ikinci basamak ise adeziv uygulanmasıdır.

Yedinci nesil adeziv sitemler: Asit, primer ve adezivin tek şişede birleştirildiği "all in one" olarak adlandırılan adeziv sistemlerdir.

1.2.3. Adezyon Mekanizması ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerde birçok sınıflandırma olmasına rağmen bu sınıflandırmaların güvenilirlik ve geçerlilik açısından bilimsel bir temeli olmadığını ve objektif olarak sınıflandırılamadığını bildirmişlerdir. Araştımacılar, daha bilimsel olacağı iddiasıyla adeziv sistemleri, adeziv dentin arasındaki ilişkiye ve basamak sayılarına göre 3 ana grupta toplamışlardır (Van Meerbeek ve ark 2003).

- Total-etch (*etch &rinse*)adeziv sistemler
- Self-etch adeziv sistemler
- Cam iyonomer adeziv sistemler

Total-etch (Etch&Rinse) adeziv sistemler

Bu adeziv sistemler, mine ve dentinin aynı anda asitlenmesi, primer ve adeziv rezin uygulanmasını içeren üç basamaklı sistem ve adeziv ile rezinin aynı şişede bulunduğu iki aşamalı sistemler olarak sınıflandırılır (Swift ve ark 2002, Van Meerbeek ve ark 2005).

Üç basamaklı sistem; asit uygulanması ile smear tabakasının uzaklaştırılması, dentin tübüllerinin açılması ve ortaya çıkan kollagen ağ yapısının rezin infiltrasyonu ile sarılması ile hibrit tabakasının meydana gelmesinden ibarettir (Silva e Souza ve ark 2010, Cardoso ve ark 2011).

Bu sistemde, iyi bir bağlantının gerçekleşmesi için dentin yüzeyinde bir miktar su bırakılması önerilmektedir. Mine yüzeyinde ise dentin dokusundaki bağlantının tersine kuru bir yüzeyin elde edilmesi gerekmektedir. Diş yüzeyinin kuvvetli hava ile kurutulması sonrası kollagen yapının çökmesine neden olunabilir. (Ulusoy ve ark 1998, Cardoso ve ark 2011) Dentin yüzeyinde meydana gelebilecek bu olumsuz durumun önlenmesi amacıyla adeziv sistemlerde kullanılan primer tipine göre farklı yaklaşımlar ortaya çıkmıştır. ‘‘Wet-bonding’’ sisteminde aseton bazlı primer kullanılması ile dentin yüzeyinin tamamen kurutulması önerilmektedir. ‘‘Dry-bonding’’ sisteminde ise su/etanol bazlı bir primer kullanılması ile dentin yüzeyinin hava ile kurutulması tavsiye edilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2003, Van Meerbeek ve ark 2005).

İki aşamalı total-etch adezivlerde, fosforik asit uygulanmasını takiben primer ve adezivin tek bir şişede birleştirildiği solüsyon kullanılmaktadır. Bu solüsyon aseton, su ve etanol gibi çözücülere hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin ilave edilmesi ile elde edilmiştir (Van Meerbeek ve ark 2005, Silva ve ark 2010).

Self-etch adezivler

Self–etch adeziv sistem, primerin yapısına asidik monomer ilavesiyle asit ve primerin tek solüsyonda birleştirildiği ve sonrasında adeziv uygulanmasını içeren iki aşamalı sistemler olduğu gibi tek aşamada asit, primer ve adezivin aynı solüsyonda birleştirildiği sistemler de olabilirler. Self-etch adezivlerin; yıkama ve kurutma işlemi

gerektirmemesi, koltuk zamanını kısaltması, teknik hassasiyeti azaltması gibi avantajları vardır (Çınar 2011).

Self etch adeziv sistemlerde total etch adeziv sistemlerin tersine smear tabakası modifiye edilir, böylece hibrit tabakanın oluşumuna smear tıkaçlar da dahil edilmiş olunur (Perdigao 2007).

Self-etch adezivler asiditelerine veya uygulama sayısına göre sınıflandırılabilirler. Asiditelerine göre sınıflandırmada self-etch adezivler zayıf, orta kuvvetli ve kuvvetli olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2003, Van Meerbeek ve ark 2005). Total-etch sistemlerdeki gibi yüksek asiditeye sahip adezivlerin (ph=1.5) kullanılması mine ve dentinde derin bir demineralizasyon oluşturmakta ve kalın bir hibrit tabaka oluşumu gözlenmesine yol açmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2005). Yüksek asiditeye sahip sistemde dentinin hidroksiapatit kristallerinin büyük kısmının çözünmesi ve kollajenlerin açığa çıkması meydana gelir. Hidroksiapatit kristallerinin büyük bir kısmının çözünmesinden dolayı bu sistemlerde meydan agelen adezyon kimyasal adezyondan çok mikromekanik adezyondur. Demineralizasyonun ve monomer infiltrasyonunun aynı anda gerçekleştiği bu sistemlerde hibrit tabakası kalınlığı 3-4 µm kadar ulaşabilir (Peumans ve ark 2005, Van Meerbeek ve ark 2010).

Orta self-etch adezivlerin (ph=1.5) kullanılması sonucu hibrit tabakanın üst kısmında tamamen demineralizasyon meydana gelirken alt kısımlarda demineralize olmayan kısımlar oluştururlar. Yeterli derecede yüzey pürüzlülüğü sağladıklarından zayıf self-etch adezivlere göre daha güçlü bir mikromekanik bağlantı gerçekleştirirler (Van Meerbeek ve ark 2011).

Zayıf self-etch adezivler (ph>2) dentin yüzeyinde sığ bir demineralizasyon yapar ve açığa çıkan demineralizasyon derinliği 1 µm'yi geçmez. Zayıf self-etch adezivler hidroksiapatit kristallerini tamamen çözememekte ve yüzeyel bir hibrit tabakası oluşturmaktadır (Cardoso ve ark 2011). Çözünmeyen hidroksiapatit kristallerinin bulunması hem mikromekanik hem de kimyasal adezyon ile restorasyonun dayanıklılığını artırmaktadır (De Munck ve ark 2005).

Cam-iyonomer adezivler

Cam iyonomerler, mine ve dentin yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan bağlanan tek diş hekimliği materyalidir. Bunun yanında cam iyonomerlerin bağlantısını artırmak için diş yüzeyine kısa süreli polialkenoik asit uygulanılabilir (De Munck ve ark 2005). Uygulama sonrası smear tabakasının uzaklaştırılması ile, 0,5-1 μm derinliğe kadar kollagen fibriller açığa çıkartılır (Inoue ve ark 2001). Cam iyonomer adeziv sistemlerin adezyonunda hem hibrit tabaka oluşumu hem de kimyasal bağlantı gerçekleşmektedir. Kimyasal bağlantı, polialkenoik asidin karboksil grubu ile hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında meydana gelen iyonik bağla elde edilir (Yoshida ve ark 2000, Van Meerbeek ve ark 2006).

Üretici firmalar, morfolojik ve kimyasal açıdan süt ve daimi diş arasında fark olmasına rağmen süt dişlerinde adeziv uygulamalar için özel bir yöntem belirtmemişlerdir. Daimi diş ile karşılaştırıldığında pulpal yüzeye yaklaşıldıkça dentin tübüllerinin yoğunluğu daha az ve çapları daha kısadır (Çınar 2011). Bu nedenden dolayı dentinal sıvı hareketine bağlı olarak asidin seyreltilmesi daimi dişlerdeki kadar hızlı olmadığı ifade edilmiştir. Ayrıca süt ve daimi dişlerin eşit süre aside maruz kalması sonucu süt dişlerinde hibrit tabaka kalınlığı daha fazladır. Bu nedenle süt dişlerinde mine ve dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi daimi dişlere göre daha kısa tutulmalıdır (Nor ve ark 1996).

1.3. Pedodontide Kullanılan Restoratif Materyaller

Pedodonti kliniğinde sıklıkla dört farklı restoratif materyal kullanılmaktadır. Bunlar;

- Cam iyonomer siman
- Rezin modifiye cam iyonomer
- Poliasit modifiye kompozit rezin
- Kompozit

1.3.1. Cam İyonomer Simanlar

Diş dokularına kimyasal olarak bağlanan cam iyonomer simanlar toz (silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür alüminofosfosilikat gibi cam tozları) ve likit (poliakrilik asit, tartarik asit, itatonik asit) olmak üzere iki kısımdam meydana gelmektedir (Tyas 1998).

Bu materyallerin, mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal bağlanma, flor salınımı yaparak antikaryojenik özellik gösterme, dişe yakın düşük ısısal genleşme katsayısı ve sertleşme sırasında düşük büzülme göstermesi gibi avantajları vardır. Ancak bu simanlar düşük kırılma ve aşınma direnci göstermesinin yanı sıra; kuruluğa karşı çatlak ve yarıklar oluşturması, nem kontaminasyonu varlığında sertliğinin azalması ve çözünmenin artması gibi dezavantajlar göstermektedir (Caughman ve ark 1990, Yap ve ark 2003). Bu simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir (Tyas 1998, Karaoğlanoğlu ve ark 2009). Cam iyonomer simanların erken dönemde suya maruz kalma hassasiyetini azaltmak, sertliğini ve aşınma direncini artırmak ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılabilmelerini sağlamak amacıyla son yıllarda daha visköz cam iyonomer simanlar piyasaya sunulmuştur. Bu materyallerde, cam partiküllerinin yüzeyindeki fazla kalsiyum iyonları uzaklaştırılarak ve toz/ likit oranı, partikül boyutları ve dağılımı değiştirilerek daha iyi mekanik özellikler ve aşınma direnci elde edilmeye çalışılmıştır (Basting ve ark 2002).

1.3.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer

1980'li yılların sonunda, cam iyonomer simanların içerisine rezin (HEMA= hidroksi etil metakrilat) ilave edilerek rezin-modifiye cam iyonomer simanlar üretilmişdir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 rezinden oluşmaktadır. En büyük avantajı polimerizasyonunun ilave edilen metakrilat monomerleri sayesinde ışık ile aktivasyonuna sahip olması aynı zamanda cam iyonomer simanlardaki gibi asit- baz reaksiyonu gösterebilmesidir. Bu materyallerin kullanımlarının geleneksel cam iyonomer simanlardan daha kolay olduğu, basınca ve aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek olduğu, bitirme ve cilalama işlemlerinin hemen yapılabildiği ve estetik uyum gösterebildiği bildirilmiştir (Bala 1998, Tyas 1998, Davidson ve Mjör 1999, Basting ve ark 2002). Buna karşın rezin modifiye cam

iyonomer simanların en büyük dezavantajı hidrofilik polimer matrikse sahip olmalarından dolayı yüksek su emilimi göstermeleridir (Beriat ve Nalbant 2009).

1.3.3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (Kompomer)

Cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinlerin üstün özelliklerini bir araya getirerek poliasit modifiye kompozit rezinler geliştirilmiş ve 'kompomer' adı verilmiştir. Yapısında rezin (urethan dimetakrilat, HEMA ve bütan tetra karboksilik asit), asit monomeri, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve doldurucu olarak florosilikat cam bulunmaktadır.

Bu materyalin sertleşme reaksiyonu cam iyonomer simandan daha çok kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonuna benzemekte, ışık ile polimerize olmaktadır (Davidson ve Mjör 1999). Işık uygulamasını takiben, monomerler arasında kompozit rezinde olduğu gibi çapraz bağlar meydana gelmekte ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşmektedir. Sertleşen materyalin nem ile temas etmesi sonucu, materyal içine su emilimi başlamaktadır. Bu durum haftalarca, hatta aylarca devam edebilmektedir. Emilim sonucunda H+ iyonları salınarak, cam partikülleri ile reaksiyona girmektedir. Böylece asit-baz reaksiyonu başlayarak, florid iyonu salımı başlamaktadır. Ancak florid iyonun salınımının geleneksel cam iyonomer simanlara göre sınırlı olduğu belirtilmektedir (Tyas 1998; Davidson ve Mjör 1999).

Qvist ve ark (2010) süt dişlerinde rezin modifiye ve kompomerin cam iyonomer simanlara göre daha uzun ömürlü olduğunu belirtmişlerdir. Kompomerler cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre daha estetik bir restoratif materyaldir. İçeriğindeki rezin oranına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Kompomer materyalinin çocuk hastalarda uygulanması kolaydır ve ışıkla polimerize olmaları çalışma rahatlığı sağlamaktadır.

Kompomerlerin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilmektedir. Bu mekanizmanın sağlanabilmesi için farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilmektedir. Günümüzde sıklıkla içerisinde hidrofilik karboksilik asit üniteleri bulunan primer ve bonding ajanı içeren adezivin tek şişede kombine edildiği tek basamaklı bağlayıcı sistemler kullanılmaktadır. Bu nedenle kompomerlerin klinik

uygulamalarında dişin mine dokusuna asitleme yapılmasına gerek yoktur (Dayangaç 2000, Nicholsan 2007).

Lazaridou ve ark (2014) süt dişlerinde kompomerin aşınma direncinin, rezin modifiye cam iyonomer ve cam iyonomer simanlardan daha yüksek olduğunu bildirmişler. Welburry ve ark (2000) süt dişlerine uyguladıkları cam iyonomer siman ve kompomer restorasyonların klinik başarılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, kompomer restorasyonlarda anatomik form, marjinal uyum, kenar renklenmesi ve aproksimal kontağın cam iyonomer siman ile yapılan restorasyonlara göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

1.3.4. Kompozit

Kompozit terimi; birbiri içerisinde erimeyen en az iki ayrı kimyasal maddenin dağılması, karışması veya birleşmesi anlamına gelmektedir (Bayne ve ark 2002, McCabe ve Walls 2008).

Akrilik ve silikat simanların fiziksel özelliklerinin, amalgam dolgu materyalinin de estetik yetersizliğinden dolayı diş hekimliğinde estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler tartışmasız bir üstünlüğe sahiptirler (Bowen ve Marjenhoff 1992). 1962 yılında Bowen tarafından glisidilmetrakrilat ve Bisfenol A epoksi rezinin matriks sentezinde kullanılmasıyla kimyasal olarak polimerize olan kompozitler gündeme gelmiştir (Bowen ve Marjenhoff 1992, Ferracane 1995, Hervás-García ve ark 2006).

Kompozit rezinlerde en büyük gelişme 1970 yılında ışıkla polimerize edilen rezinlerin geliştirilmesiyle elde edilmiştir. Daha sonraki yıllarda ışıkla polimerize olan kompozitlerin yapısına değişik partikül boyutlarına sahip doldurucuların eklenmesiyle hibrit kompozit rezinler üretilmiştir. Ardından daha küçük hacimli partiküler yapıya sahip nano dolduruculu kompozitlerin üretilmesiyle kompozit rezinlerin gelişiminde önemli aşama kaydedilmiştir (Fortin ve Vargas 2000, Roberson ve ark 2002, Hervás-García ve ark 2006).

Kompozit rezinlerin yapısı

Kompozit rezinler, organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve bağlayıcı fazdan (ara faz, silan) oluşmaktadır (Bowen ve Marjenhoff 1992, Dayangaç 2000, Zimmerli ve ark 2010, Ferracane 2011).

Organik faz

Organik faz içinde monomerler, foto başlatıcılar, komonomerler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole stabilitörleri bulunmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt 1998). 1962 yılında Bowen tarafından geliştirilen glisidilmetrakrilat ve Bisfenol A epoksi rezin organik matriks içinde en fazla bulunan monomer olup Bis-GMA olarak adlandırılmıştır (Bowen ve Marjenhoff 1992). Bu monomer yüksek moleküler ağırlığına sahip olmasından dolayı polimerizasyon büzülmesi düşük olup mekanik özellikleri güçlüdür. Fakat yapısındaki hidroksil grupları arasında var olan hidrojen bağlarından dolayı viskozitesi yüksek bir monomerdir. Bu nedenle viskoziteyi azaltmak için komonomer olarak adlandırılan maddelerle seyreltilmektedir. En yaygın olarak kullanılan monomer trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tır (Pucket ve ark 2007, Schneider ve ark 2010).

Organik matris içinde sıklıkla kullanılan diğer monomer ise üretan dimetakrilat (UDMA)'tır. UDMA, molekül ağırlığı Bis-GMA'ya benzer olsada viskozitesi düşüktür. Kompozit materyallerinin içine kıvam düzenleyici olarak katılmaktadır (Schneider ve ark 2010).

Bis-GMA ve UDMA molekülünün klinik başarısını geliştirmek, polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve viskozite sorununu çözmek için dimetakrilatlara epoksi esaslı rezinler, siloranlar, yüksek molekül ağırlıklı bir monomer olan dimer asit esaslı dimetakrilatlar, trisiklodekan üretan (TCD) ve organik olarak modifiye seramikler (ormoser) eklenerek piyasaya sürülmüştür (Ilıe ve Hickel 2011).

Işıkla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon başlatıcı olarak alfa diketon (kamferokinon) kullanılırken, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde benzoil peroksit kullanılmaktadır (Bayne ve ark 2002, Hervás-García ve ark 2006).

İnorganik faz

Kompozit rezinlerin estetik, fiziksel ve mekanik özelliklerini (termal genleşme, polimerizasyon büzülmesi vb.) geliştirmek, için organik matriks içine kuartz, cam partikülleri, lityum alüminyum silikatlar, bor silikat gibi doldurucular ilave edilmiştir. Aynı zamanda kompozit rezinlerin radyoopasitesini sağlamak için inorganik doldurucuların yapısına baryum, çinko, alüminyum veya zirkonyum ilave edilmiştir (Ferracane 1995, Bayne ve ark 2002, Kidd ve ark 2003, Hervás-García ve ark 2006, Chen 2010, Zimmerli ve ark 2010).

Kompozit rezinlerin mekanik özellikleri; doldurucunun tipine, konsantrasyonuna, partikül büyüklüğüne ve organik matriks içindeki dağılımına bağlıdır (Ikejima ve ark 2003). İnorganik doldurucu içeriğinin artmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalmakta, baskı ve gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü, sertlik ve aşınma direnci artmaktadır (Kim ve ark 2002).

Bağlayıcı faz (Ara faz)

Kompozit rezinler; organik matriks ile inorganik doldurucular arasında kimyasal bağlantının olmamasından dolayı bağlayıcı ajan kullanılmasına gerek duymaktadır (Bowen ve Marjenhoff 1992). Silan bağlayıcı ajanı, doldurucu partiküller ile organik matriks arasındaki bağlantıyı güçlendirir. Silanlar bir yandan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer yandan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapmaktadırlar (Zimmerli ve ark 2010).

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine (Lutz ve Phillips 1983), polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Bayne ve ark 2002, McCabe ve Walls 2008).

a) İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Günümüzde en yaygın olan sınıflandırma Lutz ve Philips' in (1983) inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğünü esas alarak yaptıkları sınıflandırmadır.

Megafil kompozitler

Aşınma kapasitesi yüksek bölgelere yerleştirilerek, aşınmaya direnç sağlamak için üretilen megafil kompozitler 50-100 μm büyüklüğünde doldurucu partiküllere sahiptirler. Bu kompozitlere insert diye isimlendirilen büyük cam partiküller yerleştirilmiştir. Bu tip kompozitler özel amaçlar için üretilmektedir (Bowen ve ark 1991, Bayne ve ark 2002, Roberson ve ark 2002, McCabe ve Walls 2008).

Makrofil kompozitler

Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Makrofil kompozitler 1960'lı yıllarda geliştirilmiştir. Ağırlığının % 70-80'ini, hacminin ise %10-15'ini 10-100 μm büyüklüğünde doldurucu partikül oluşturmaktadır (Dayangaç 2000).

Midifil kompozitler

Organik matriks içerisine dağılmış inorganik doldurucuların ağırlıkça yüzdesi %75-80 oranında cam ve kuartz doldurucu içermektedirler. 0,1-1 μm doldurucu partikül büyüklüğüne sahiptir. Geleneksel kompozitlerde doldurucu partiküllerinin büyük ve sert karakterinden dolayı, bu kompozitlerin aşınma eğilimi yüksektir. Aşınma eğiliminin yüksek olması, bu kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye yol açmaktadır. Geleneksel kompozitlerin aşınmaya karşı dirençleri düşüktür (Bowen ve ark 1991, Bayne ve ark 2002, Roberson ve ark 2002, McCabe ve Walls 2008).

Mikrofil kompozitler

Mikrofil kompozitler; 0,01-0,1 μm arasında büyüklüğe sahip kolloidal silika doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır. İnorganik doldurucu içeriği %35-60 civarında olup, doldurucu içeriği oldukça düşüktür. Doldurucu içeriğinin düşük olmasından dolayı kırılma eğilimleri yüksektir. Geleneksel kompozitlere göre partikül büyüklüğü azaltılıp, partikül oranının arttırılması ile düzgün bir yüzey elde edilir ve cilalanma işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir. Geleneksel kompozitlere göre elastisite modülünün düşük olmasından dolayı çiğneme kuvvetleri karşısında esneme özelliği gösterirler (Goldstein 1998, Roberson ve ark 2002, Murchison ve ark 2006, Beun ve ark 2007, McCabe ve Walls 2008).

Nanofil kompozitler

Nanokompozitler; 5-100 nm büyüklüğünde doldurucu partiküllerin organik matriks içerisinde ilave edilmesinden oluşur. Bu kompozitlerde yüksek translusentlik ve cilalanabilme özelliği sayesinde estetik özellikleri ön plandadır. Bu bakımdan mikrofil kompozitlere benzemektedir (de Moraes ve ark 2009). Ayrıca bu kompozitlerin gerilme, kırılma ve sıkıştırma dirençleri gibi fiziksel özellikleri ve aşınma dirençleri bakımından hibrit kompozitlere benzemektedir. Bu bakımdan nanofil kompozitler hem ön hem de arka dişlerin restorasyonunun sağlanmasında rahatlıkla kullanılabilir (Beun ve ark 2007).

Hibrit kompozitler

Makrofil kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden, mikrofil kompozitlerin de yüzey düzgünlüğü özelliğinden yararlanmak amacıyla her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımak için hibrit kompozitler üretilmiştir (Roberson ve ark 2002). Hibrit kompozitler 0,04-1 μm arasında değişen doldurucu partiküllere sahiptir. Ve toplam ağırlığın %75- 85'ini oluştururlar. Büyük partiküller arasında küçük partiküllerin bulunması aşınma ve kırılma direncini artırmış, bu kompozitlerin hem ön hem de arka bölgede kullanımına olanak sağlamıştır (Roberson ve ark 2002, Hervás-García ve ark 2006).

b) Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, baz ve katalizör olmak üzere 2 bileşenlidir. Bileşenlerden birinde polimerizasyon başlatıcı olarak benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyon hızlandırıcı olarak organik amin bulunmaktadır. Bu bileşenlerin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlamaktadır. (Ferracane 1995, Dayangaç 2000, McCabe ve Walls 2008).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere alternatif olarak üretilen ışık ile polimerize olan kompozitler birçok bileşenden oluşmaktadırlar. Bu bileşenler doldurucular, monomer, komonomerler ve ultraviyole ışık varlığında harekete geçerek polimerizasyonu başlatan benzoin metileterden oluşmaktadır. (Dayangaç 2000, McCabe ve Walls 2008, Robberson ve ark 2011).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda birçok ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bunlar; kuartz–tungsten halojen, LED (light emitting diode), plazma ark, diyot lazer ve argon lazer ışık kaynaklarıdır (Fleming ve Maillet 1999, Rueggeberg 1999, Knezevic ve ark 2005, Cekic-Nagas ve Ergun 2011, Yaman ve ark 2011). Rezin materyallerin polimerizasyonun başlaması için rezinin yapısında bulunan aktivatör maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir (Dayangaç 2000).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler

Dual-cure kompozit rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyonu yavaştır. Fakat rezin materyale fotoaktivasyon ile ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Bu rezinler ışıkla polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her durumda kullanılması önerilmektedir. Akışkan kıvamda oldukları içinde daha çok yapıştırma materyali olarak tercih edilirler (Dayangaç 2000, Roberson ve ark 2002).

c) Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kondanse olabilen (packable) kompozit rezinler

Kondanse olabilen kompozitler yüksek doldurucu oranına sahip kompozitlerdir. Visköz bir karaktere sahip olmasından dolayı amalgama benzer bir şekilde işlenebilme, posterior dişlerde manipülasyon kolaylığı sağlama, sınıf 2 restorasyonlarda fizyolojik kontak oluşturmada kolaylık sağlama özelliklerine sahiptir. Fakat bu kompozitlerin yüksek viskozitelerinden dolayı küçük kavitelere uygulanması zordur. Hibrit kompozitlere göre daha büyük doldurucu partikül içermesinden dolayı bitirme ve polisaj işlemleri daha pürüzlü oluşmaktadır (Leinfelder ve ark 1999, Jackson ve ark 2000, Hervás-García ve ark 2006).

Akışkan kompozitler

Akışkan kompozitler; geleneksel hibrit kompozitlerle benzer doldurucu partikülleri içermesine rağmen doldurucu miktarı daha düşüktür. Ve seyreltici monomer olan TEGDMA monomerinin miktarının artırılmasından dolayı düşük viskoziteye sahip hibrit kompozitlerdir (Ferracane 2011). Düşük viskoziteleri nedeniyle doldurucu oranı az olan akışkan kompozitler fissür örtücü ve küçük kavitelerin restorasyonunda kullanılmaktadırlar (Cadenaro ve ark 2009, Lee ve ark 2010). Akışkan kompozitlerin doldurucu oranının düşük olması ve düşük viskoziteye sahip olması posterior dişlerde stres taşıyan kavitelerde kullanılmasını kısıtlamıştır. Günümüzde akışkan kompozitler kondanse olabilen ve hibrit kompozitlerin altında polimerizasyon büzülmesi stresini ve mikrosızıntıyı azaltmak için kullanılmaktadır (Cadenaro ve ark 2009, Salerno ve ark 2011, Van Dijken ve Pallasen 2011).

1.4. Dental Işık Kaynakları

Estetik diş hekimliğine artan talep ile birlikte dental materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları için de yeni fikirler ortaya atılmıştır. Dental teknolojilerde en büyük değişiklikler, rezin polimerizasyon sistemlerinde ve ışık kaynaklarında görülmüştür (Dabanoğlu ve Yücel 2003).

İlk geliştirilen kompozitler, ultraviyole ışık ile polimerize olmaktaydı. Daha sonraki yıllarda ultraviyole ışığa göre daha az zararı olan görünür ışık ile polimerize olan kompozitler geliştirilmiştir (Dabanoğlu ve Yücel 2003).

Günümüzde dört farklı tipte ışık kaynağı sistemi ön plana çıkmıştır (Dabanoğlu ve Yücel 2003). Bunlar;

- Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları (Quarts tungsten halogen lights) (QTH)
- Plazma ark ışık kaynakları
- Lazer ışık kaynakları
- Işık yayan diyotlar (Light Emitting Diodes) (LED)

1.4.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynakları; halojen gazı bulunan ampullerin içindeki tungsten telin ısı ile akkor haline gelmesinin ardından, yayılan radyasyon filtre edilmektedir. Mavi ışık üretimi 380-400 nm dalga boyu aralığında başlamakta ve 500-520 nm dalga boyuna kadar ulaşabilmektedir. Geleneksel halojen ışık kaynaklarından elde edilen ışığın şiddeti 400-800 mW/cm^2 arasında değişmektedir. Bununla birlikte, 1000 mW/cm^2'den fazla ışık şiddetine sahip ışık kaynakları da sıklıkla günümüzde kullanılmaktadır. Bazı tipleri iki veya üç farklı şiddette (step cure) ya da devamlı (ramp cure) enerji sağlamaktadır (Özel ve Soyman 2004, Çekiç ve Ergün 2007) .

Dental rezin ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda foto-başlatıcı olarak kamforokinon yaygın olarak kullanılmaktadır. Kamforokinon 410-500 nm dalga boyunda etkinlik göstermektedir (Çekiç ve Ergün 2007).

Halojen ışık kaynaklarıyla ilgili önemli bir özellik ömürleri 40-100 saat arasında değişen 50-100 Watt'lık ampuller kullanmalarıdır. Halojen ışık kaynaklarında kullanılan ampul farklı inert gazlar (kripton gibi) içermektedir. Bu gazlar farklı ısılarda yandıklarından değişik seviyelerde enerji oluşturmaktadırlar. Halojen ışık kaynakları kapasitesinin %0,5'ini kullanmakta ve geri kalan %99,5'lik enerji tungsten filamentlerde ısı enerjisine dönüşmektedir. Yüksek ısıya ulaştığı zaman lamba yeterince soğutulamazsa lambanın ömrü hızla azalır. Bu amaçla halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır (Albers 1999, Çekiç ve Ergün 2007)

Halojen ışık kaynaklarının, kızılötesi enerjinin dişe gelmesini engellemek amacıyla ve ısı abzorbe edici olarak kullanılan en önemli parçası filtre mekanizmasıdır. Bu mekanizma, bize gereken görünür ışık elde edilmesini sağlar. Bu filtreler zamanla özelliklerini kaybettiklerinden diş yüzeyinde daha fazla enerji oluştururlar. Filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu dezavantajından dolayı ışık verimi ve diğer aksamları mutlaka kontrol edilmelidir (Rueggeberg 1999).

1.4.2. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

Halojen ışık kaynaklarında polimerizasyon prosedürü 20-40 saniye sürmektedir. Polimerizasyon süresinin bu kadar uzun olmasından dolayı polimerizasyon süresini kısaltmaya yönelik arayışlar gündeme gelmiştir. Ve bunun sonucunda da plazma ark ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Plazma ark ışık kaynaklarının gündeme gelmesiyle hastaların diş hekimi koltuğunda daha az oturması, çocuk hastalarda işlem süresinin kısalması, polimerizasyon süresinin azalması sağlanmıştır (Oesterle ve ark 1995, Çekiç ve Ergün 2007).

Plazma ark ışık kaynakları; xenon gaz ile dolu iyonize moleküller ve elektronların oluşturduğu quartz tüpten oluşmaktadır. 2000 mW/cm^2 ışık gücünden daha fazla enerji oluşturarak rezin materyallerin polimerizasyonunda kullanılmaktadırlar. 3 sn gibi çok kısa polimerizasyon sürelerine sahiptir (Caughman ve Rueggeberg 2002). Bu avantajlarından dolayı oldukça ilgi çekmiş olmalarına rağmen, polimerizasyon sırasında oluşan büzülmeyi artırması, kullanım sırasında fazla miktarda ısı açığa çıkarması, dalga boyu aralığının dar (440-500 nm) olması ve pahalı sistemler olmalarından dolayı yeterli kullanım alanı bulamamıştır (Çekiç ve Ergün 2007). Plazma ark ışık kaynakları; kısa süre ışık uygulamasından dolayı kompozitlerin optimal polimerizasyonunda yetersiz olmaktadır (Ganliani ve ark 2002, Park ve ark 2002). Aynı zamanda halojen ışık kaynaklarına göre daha fazla artık monomer oluşturduğu bildirilmiştir (Munksgaard ve ark 2000, Çekiç ve Ergün 2007).

1.4.3. Argon Lazer Işık Kaynakları

Lazer ışık kaynakları, 1980'lerin ortalarında piyasaya sürülmüştür (Çekiç ve Ergün 2007). Lazer sistemlerin ürettiği ışığın dalga boyu aralığı 457-500 nm civarındadır. Dalga boyu aralığı kısa olduğu için, rezin materyallerin polimerizasyonunda az sayıda foto-başlatıcıyı etkileyebilmektedirler. Yaklaşık olarak ise 800 mW/cm^2 ışık gücünde enerji vermektedirler (Vargas ve ark 1998, Talbot ve ark 2000).

Argon lazer ışık kaynakları, kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda sıcaklık artışına neden olmaz. Polimerizasyon süresini azaltması ve rezin materyalin fiziksel özelliklerini güçlendirmesi en büyük avantajlarındandır

(Rueggeberg 1999, Martins ve ark 2006). Buna karşın lazer ışık kaynaklarının sürekli ve yüksek güçte ışık vermeleri ve kullandıkları fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması dezavantajları arasında sayılmaktadır (Vargas ve ark 1998, Albers 1999, Deb ve Sehmi 2003).

1.4.4. LED (Light Emitting Diodes)

LED ışık kaynakları, kuartz tungsten halojen lambaların bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla 1990'lı yılların ortalarında geliştirilerek kullanıma sunulmuştur. 'Işık yayan diyotlar' anlamına gelmektedir. LED ışık kaynaklarında iki ayrı iletken arasında elektronların geçişi ile mavi ışık yayılması sağlanmaktadır. LED ışık kaynakları 455-500 nm dalga boyunda görünür ışık oluşturmaktadırlar. Enerji spektrumu dar olduğu için kamforokinon ile aktive olan kompozitleri polimerize edebilmektedirler. Daha düşük dalga boylarında aktivasyonu gerçekleşen rezin materyallerin polimerizasyonunda başarısız kalırlar. Fakat yüksek enerji gücüne ve (600-1000mw/cm^2) ve geniş dalga boyuna sahip LED ışık kaynaklarının geliştirilmesiyle tüm kompozitlerin yeterli polimerizasyonu gerçekleştirilebilmektedir (Amussen ve Peutzfeldt 2002, Caughman ve Rueggeberg 2002, Price ve ark 2003, Danesh ve ark 2004, Çekiç ve Ergün 2007).

LED ışık cihazları QTH cihazlardan farkı olarak filtre edilememektedirler (Soh ve ark 2003). Bu sayede enerjiyi yüksek verimle kullanmaktadırlar. LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın yaklaşık %95'i polimerizasyon için yeterli düzeydedir.

LED ışık kaynakları; QTH ışık kaynaklarına göre kullandıkları elektrik enerjisini yüksek verimle ışığa çevirebilmektedirler (Caughman ve Rueggeberg 2002). Etkin enerji kullanımlarından dolayı kablosuz veya pille çalışabilmekte ve fan soğutmasına gerek duymamaktadırlar (Dunn ve Taloumis 2002, Civelek ve Özel 2004, Gronberg ve ark 2006). Halojen ışık kaynaklarının ömrü 50-100 saat arasında olmasına rağmen, LED ışık kaynaklarının yaşam süreleri 10000 saat civarındadır. Bu kullanım süresi içinde reflektöründe ve filtresinde bozulma olmamakta ve sabit ışık gücünde ışık yaymaktadırlar. (Caughman ve Rueggeberg 2002, Soh ve ark 2003, Çekiç ve Ergün 2007).

1.5. Sıcaklığın Pulpa Dokusu Üzerine Etkisi

Genç daimi dişlerde pulpa ve dentin, uyaranların oluşturduğu yaralanmalardan mine dokusu sayesinde korunmaktadır. Mine dokusunun çürük ve travmatik yaralanmalar sonucunda yıkılması ile pulpa dokusu üzerinde kimyasal, fiziksel ve mikrobiyal ajanlar pulpa üzerinde yıkıcı etkiler oluşturmaktadır (Bayırlı 1999a, Whitworth ve Nunn 2001).

Pulpa dokusunda arteriollerle mikrosirkülasyonun gerçekleştiği, etrafının ise esnemeyen sert doku duvarlarıyla örülmüş bir yapıya sahip olduğundan; dişin sert dokuları olan mine ve dentinde ısının dağılmasının daha az, oluşabilecek patolojik hasarın ise daha fazla olacağı bildirilmiştir (Chang ve ark 1998).

Zach ve Cohen (1965) ‘‘rhesus macaca’’ maymunlarında yaptıkları çalışmada pulpa odasında meydana gelen 10° F (5,5°C)’lık sıcaklık artış durumunda pulpa odasında %15 vitalite kaybının, 20° F (11,1°C)’lık sıcaklık artış durumunda reperatif reaksiyonların yetersiz olması ve pulpa içi apse varlığı ile beraber % 60 vitalite kaybının, 30° F (16,6°C)’lık sıcaklık artış durumunda ise %100 nekroz gözlendiğini bildirmişlerdir.

İnsan dişinde sıcaklık artışı; günlük hayatta alınan gıdaların sıcaklığına, klinik diş hekimliğinde kavite preparasyonuna, lazer kullanımına, beyazlatma işleminde ve rezin materyallerin polimerizasyonunda ışık kullanımı gibi çeşitli prosedürlere bağlı olarak gerçekleşmektedir (Cavalcanti ve ark 2003, Öztürk ve ark 2004, Bouillaguet ve ark 2005, Ana ve ark 2007, Fahey ve ark 2008, Sarı ve ark 2013, Ramoğlu ve ark 2014).

Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazlarının yüksek enerji düzeylerinde uygulanmasının pulpa ve çevre dokularında yüksek sıcaklık artışına yol açtığı görülmüştür (Matsumoto 2004).

Diş hekimliğinde çok sık kullanılmakta olan döner aletlerin diş preperasyonunda kullanılması sırasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışı pulpanın canlılığını olumsuz yönde etkilemektedir (Öztürk ve ark 2004, Bagis ve ark 2007, Acar ve Erkut 2013). Döner aletlerin diş preparasyonunda kullanılması sonucu pulpa odasında meydana getirecekleri sıcaklık artışları; frezin tipine ve abraziv

karakterine, dönme hızına, aletin torku ve basıncına, sulu veya susuz çalışılmasına göre değişmektedir (Laurer ve ark 1990, Öztürk ve ark 2004).

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün kimyasal reaksiyona girmesi sonucu polimer oluşturmasıyla meydana gelmektedir. Rezin restoratif materyallerde bulunan foto başlatıcı moleküller tarafından fotonun absorbe edilmesiyle foto aktivasyon başlamaktadır. Polimerizasyon sürecinde monomer yapının polimer ağ yapısına dönüşümü; monomer yapıda meydana gelen kimyasal reaksiyon sonucu oluşan kontraksiyonla beraber ekzotermik reaksiyon meydana getirmekte çevre dokularda sıcaklık artışına neden olmaktadır. Aynı zamanda rezin materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynaklarının sahip olduğu enerjinin bir kısmı polimerizasyon için kullanılırken kalan kısmı ise ısı enerjisine dönüşmekte ve çevre dokularda sıcaklık artışına neden olmaktadır (Shortal ve Harrington 1998, Hanning ve Both 1999, Aguiar ve ark 2005, Boullaguet ve ark 2005).

Boullaguet ve ark (2005) yüksek yoğunluğa sahip halojen ışık kaynakları kullanarak kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan eksternal ve internal sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmada; farklı polimerizasyon sürelerinde halojen ışık kaynaklarının eksternal sıcaklık artış değerleri 9,65°C-17,7°C arasında, internal sıcaklık artış değerlerini ise 3,30°C-5,80°C arasında değiştiğini gözlemlemişlerdir. LED ışık kaynağının farklı polimerizasyon sürelerinde eksternal sıcaklık artış değerinin 7,80°C-11,03°C, internal ısı oluşum değerlerinin ise 2,63°C-5,09°C arasında değiştiğini bulmuşlardır.

Hubbezoğlu ve ark (2008) üç farklı ışık cihazı; halojen (QTH), plazma ark ve LED ışık kaynağı kullanarak kuru ortamda 2 mm kalınlığında dentin diskleri üzerinde farklı kompozit materyallerinin polimerizasyonu sırasında en yüksek sıcaklık artış değerlerini 1.95°C lik sıcaklık artışı ile halojen ışık kaynaklarında elde etmişlerdir.

Yazıcı ve ark (2006) 37±0.1°C' de su banyosu içinde bulunan klass II kavite açılmış, 1mm ve 2 mm kalınlığında dentin kalınlığına sahip dişlere, iki farklı halojen ışık kaynağı, LED ışık kaynağı ve plazma ark ışık kaynağı kullanarak intrapulpal sıcaklık ölçümünü değerlendirdikleri çalışmada; halojen ışık kaynaklarının 1mm

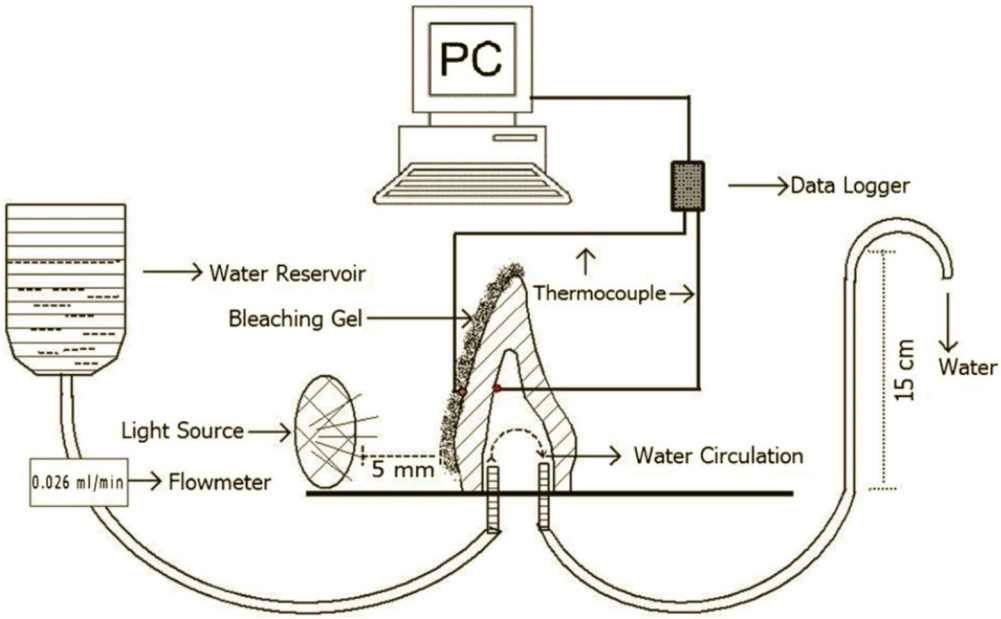
kalınlığında ortalama 2,94°C-3,8°C arasında, LED ışık kaynağının 2,14°C, plazma ark ışık kaynağının 2,42°C sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir. Rezidüel dentin kalınlığının artmasına bağlı olarak 2 mm dentin kalınlığında tüm gruplarda sıcaklık artış değerlerinde düşüşler olduğu gözlenmiştir.

Diş yüzeyinde sıcaklık artışlarının değerlendirilmesinde infrared kamera ve termocupl kullanılmaktadır. İnfrared kamera kullanımı; uygulanan yüzeylerde sıcaklık değişimini değerlendirmektedir. Bu sebepten dolayı pulpa odasında sıcaklık artışının değerlendirilmesinde termocupllar kullanılmaktadır (Anic ve ark 1996, Gökay ve Yoldaş 2000, Aksakallı ve ark 2014). Yapılan birçok çalışmada termocupl; kompozit rezinin içine, kompozit rezinin ve dentin disklerinin alt yüzeyine, kavite açılmış dişlerin pulpa odasına yerleştirilerek kullanılmışlardır (Boullaguet ve ark 2005, Hubbezoğlu ve ark 2008, Yazıcı ve ark 2006).

Pulpal mikrosirkülasyon pulpa içinde meydana gelebilecek ısı oluşumunda önemli rol oynamaktadır. Pulpa dokusunun sahip olduğu mikrosirkülasyon ısınma esnasında soğutucu, soğutma esnasında ısıtıcı görev yapmaktadır (Raab ve ark 1989). Sıcaklık değişimi pulpal kan dolaşımını etkilemektedir. Sağlam dişlerde pulpal kan akımı 100 gr'lık dokuda 40ml/dk olarak tahmin edilmektedir (Meyer 1993, Matthews ve Andrew 1995).

Pulpa dokusu içinde mikrosirkülasyonun ihmal edildiği çalışmalarda yüksek sıcaklık değerleri elde edilmiştir (Santini ve ark 2008, Kodonas ve ark 2009). Pulpa içinde gerçekleşen mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla Kodanas ve ark (2009) pulpa odasında 37° C'de, 1 ml/dk olacak şekilde basınçlı su kullanmışlardır. Bu çalışmada, beyazlatma sırasında geleneksel halojen ışık kaynağı, yüksek yoğunluğa sahip iki halojen ışık kaynağı, plazma ark ışık kaynağı ve diod lazer kullanılarak; daimi kanin, lateral ve santral dişlerinin pulpa içi mikrosirkülasyonlu ve mikrosirkülasyonsuz sıcaklık ölçümü gerçekleştirilmiştir. Mikrosirkülasyonun gerçekleştiği bütün dişlerde ışık kaynaklarının oluşturdukları ortalama sıcaklık artış değerlerinin 5,5°C'yi geçmediği görülmüştür. En yüksek sıcaklık artış değerleri 23,2°C'lik ısı artışı ile diod lazerin kullanıldığı ve mikrosirkülasyonun olmadığı lateral dişlerde, en düşük ısı değerleri geleneksel halojen ışık kaynağının kullanıldığı ve mikrosirkülasyonun yapıldığı kanin dişlerde elde edilmiştir.

İn vitro ortamda pulpa içinde meydana gelen mikrosirkülasyonu taklit edebilmek için Sarı ve ark (2013), beyazlatma esnasında farklı ışık kaynaklarının maksiller santral dişlerde meydana getirdiği sıcaklık artışını mikrosirkülasyon düzeneği hazırlayarak kaydetmişlerdir. Bu çalışma düzeneğinde, su rezervuarı 15 cm yüksekliğe yerleştirilmiş ve dijital infüzyon seti ile 0.026 ml/dk olacak şekilde sıvı çıkışı ayarlanmıştır. Dişler metal plaka üzerine yapıştırılmış ve enjektör ucu ile sıvı girişi ve çıkışı sağlanmıştır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin şematik çizimi (Sarı ve ark 2013)

Yapılan literatür incelemelerinde ışık kaynaklarının daimi dişlerin pulpa dokusuna etkisi üzerinde yapılmış birçok çalışma olmasına karşın, bu çalışmaların pulpa içinde var olan mikrosirkülasyonu taklit etmediği ve daimi dişlerle sınırlı kaldığı görülmüştür.

Bu tez çalışmasında farklı rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında süt dişi pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden ve mikrosirkülasyonu olmayan düzenekler kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında süt dişlerinin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışları değerlendirildi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'nun onayı alınarak (05.09.2013 tarih ve 2013/09 kararları) (Bkz. EK-A) planlanan çalışma için gerekli olan dişlerin toplanması ve saklanması Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin hazırlanması, rezin esaslı restoratif materyallerin uygulanması ve polimerizasyonu, örneklerin pulpa odasındaki sıcaklık artışlarının ölçülmesi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarında yapıldı.

Bu tez çalışmasında laboratuvar çalışmaları üç aşamada yürütülmüştür:

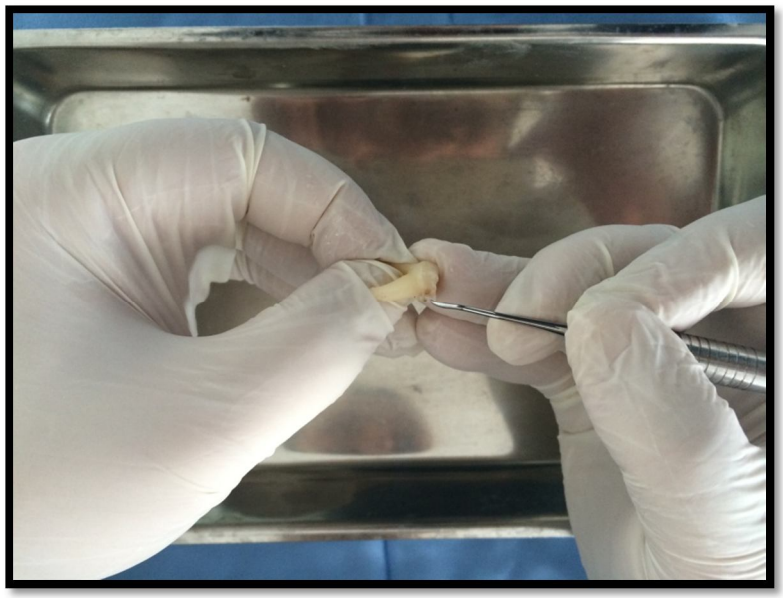
- Dişlerin hazırlanması
- Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin ve mikrosirkülasyonu olmayan düzeneğin hazırlanması
- Pulpa odasında oluşan sıcaklık değişikliklerinin ölçülmesi

2.1. Dişlerin Hazırlanması

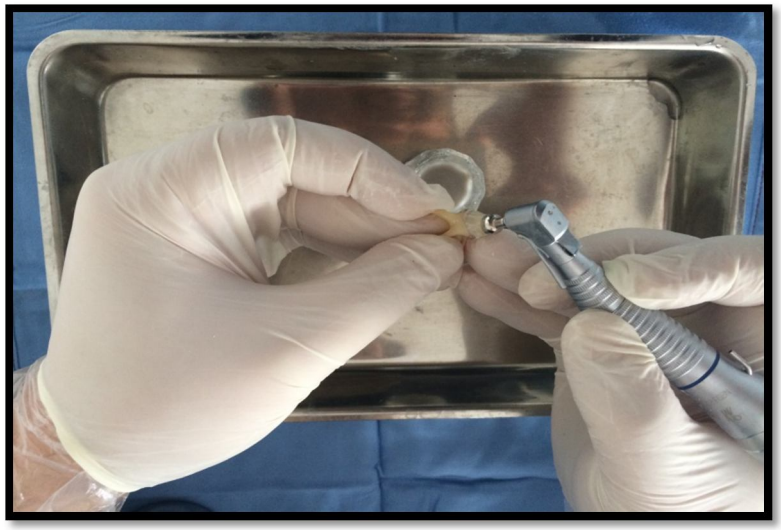
Çalışmaya; fizyolojik rezorpsiyon derecesi sadece kökler bölgesiyle sınırlı kalıp, bifurkasyon bölgesine ulaşmamış, çürüksüz ya da sadece mine dokusuyla sınırlı yüzeyel çürüklü çekilmiş 200 adet süt azı dişi dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilen dişlerin çekimi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Dişler üzerindeki eklentiler öncelikle periodontal el aletleri ardından da pomza ve polisaj fırçası yardımıyla uzaklaştırıldı (Şekil 2.1-2).



Şekil 2.1. Periodontal el aleti ile kalıntı dokuların uzaklaştırılması



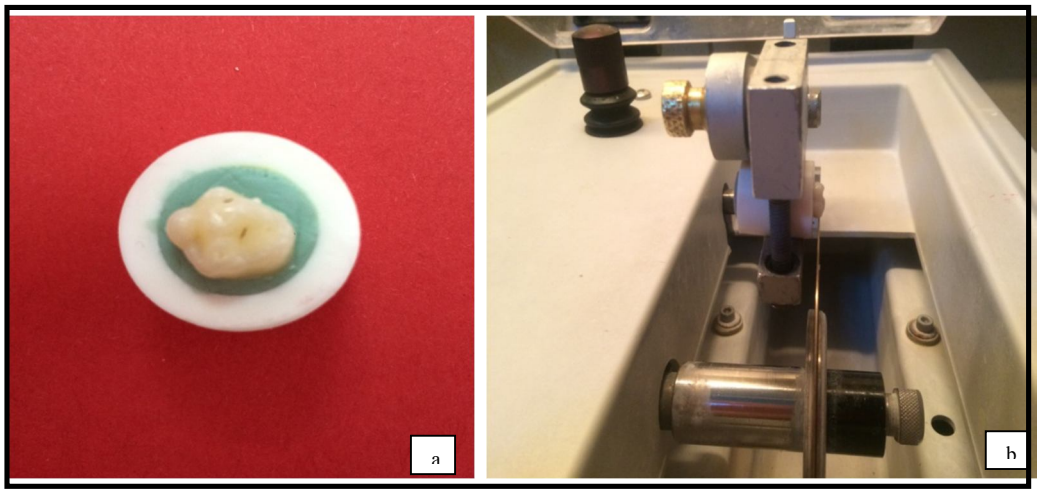
Şekil 2.2. Diş yüzeyinin pomza ve polisaj fırçasıyla temizlenmesi

Dişler 4°C sıcaklıkta kurumasının engellenmesi ve dezenfeksiyonunun sağlanması amacıyla %0,1 timol kristalleri içeren salin solüsyonu içerisinde saklandı (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Salin solüsyonu içerisinde bekletilen dişler

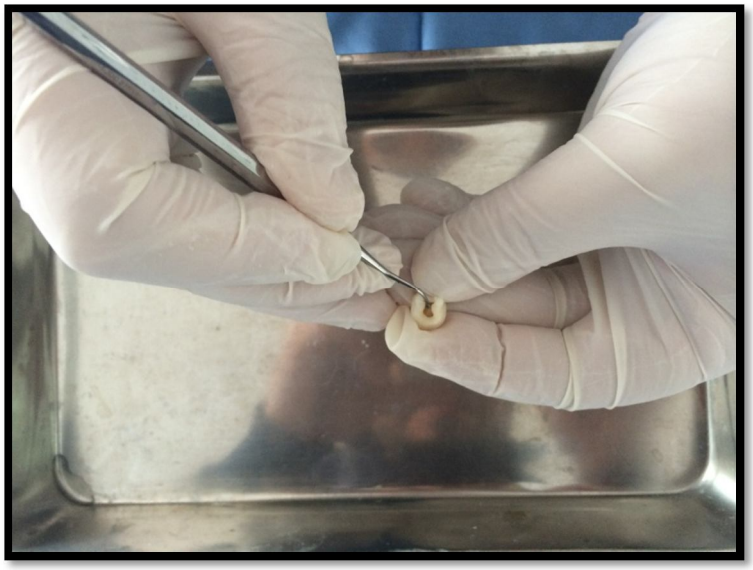
Dişlerin okluzal kısımları su soğutması altında düşük hızda çalışan kesit alma cihazı (Isomet, Buhler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak, diş yüzeyinde mine kalmayacak şekilde dişin meziodistal aksına paralel olarak uzaklaştırıldı (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. (a) İsomet cihazı için hazırlanmış örnek (b) İsomet cihazında mine yüzeyinin uzaklaştırılması

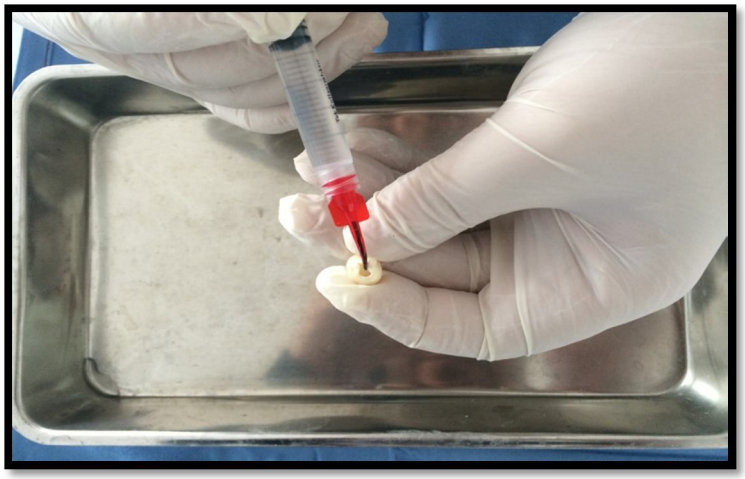
Pulpa odasındaki sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi için dişlerin kökler bölgesi mine-sement birleşiminin 2 mm apikal bölgesinden dişlerin aksına dik, bukkolingual yönde su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas separe (Series 15 LC Diamond Buffering Blade, Buhler, IL, ABD) ile kesildi.

Ölçümlerin yapılacağı dişlerin pulpa odasında bulunan pulpa dokusu periodontal küret, ekskavatör ve düşük hızda çalışan döner alet (NAC-EC, Angl-Druva, NSK, Japonya) ile uzaklaştırıldı (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Pulpa odasındaki pulpal artıkların ekskavatör ile uzaklaştırılması

Pulpa odasındaki artıkların uzaklaştırılmasının ardından pulpa odası önce %5.25'lik NaOCI ile ardından da salin solüsyonuyla temizlendi (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Pulpa odasındaki artık dokuların irrigasyonu

Bu uygulamadan sonra elde edilen örneklerde, kavite preparasyonunun yapılacağı okluzal yüzey ile pulpa odasının tavanı arasındaki uzaklık dijital kumpas aracılığı (Absolute Digimatic, Mitutoyo, ABD) ile ölçüldü ve bu ölçülen değerin yaklaşık 3 mm olduğu dişler çalışmaya dahil edildi (Şekil 2.7).

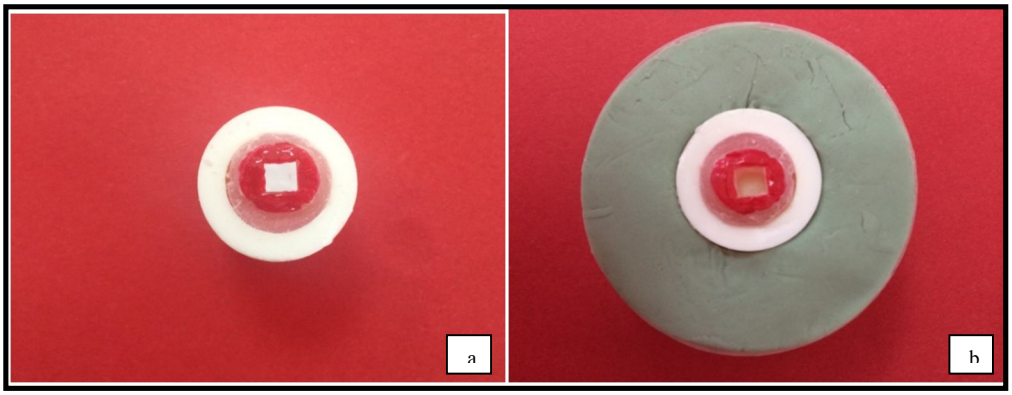


Şekil 2.7. Dijital kumpas ile dentin kalınlığının ölçülmesi

Standart kaviteler elde etmek amacıyla paralelometre cihazı (AmannGirrbach AF 350, Almanya) ile 35000 dakika/devir'de elmas rond frez (Meisinger, Almanya) kullanılarak 3X3 mm yüzey alanına ve 2 mm derinliğe sahip kaviteler hazırlandı (Şekil 2.8, Şekil 2.9).



Şekil 2.8. Paralelometre cihazı ile kavitelerin açılması



Şekil 2.9. Dişlerin hazırlanması: (a) Dentin yüzeyine 3X3 mm'lik etiket yapıştırılması ve etiket dışındaki dentin yüzeyinin oje ile kaplanması (b) Paralelometre cihazı ile kavitelerin açılması sonrası 2 mm derinliğinde 3X3 mm genişliğindeki kavitenin görünümü

Kavite tabanı ile pulpa tavanı arasındaki 1 mm'lik kalınlık dijital kumpas ile ölçülüp doğrulandı. İlgili kalınlıkları 1±0,05 mm sınırları içerisinde olan dişler çalışmaya dahil edildi (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Kavite açıldıktan sonra dijital kumpas aracılığı ile kalan dentin kalınlığının ölçümü

2.2. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler, Restoratif Materyaller ve Işık Kaynakları

2.2.1. Adeziv Sistemler

Bu tez çalışmasında diş sert dokularına bağlanabilen Clearfil SE bond (Kuraray Co. Japan) ve Prime & Bond NT (Dentsply, Konstanz, Almanya) olmak

üzere 2 farklı adeziv sistem kullanıldı (Şekil 2.11-12). Kullanılan adeziv sistemler ve içerikleri Çizelge 2.1'de gösterilmektedir.



Şekil 2.11. Clearfil SE bond



Şekil 2.12. Prime&bond NT

Çizelge 2.1. Adeziv sistemler ve içerikleri

Adeziv sistem	İçeriği
Clearfil SE Bond	Primer: 10-MDP, HEMA, Hidrofilik dimetakrilat, N, N-dietanol-p-toluidine, Su Adeziv: 10-MDP, BisGMA, HEMA, Hidrofobik dimetakrilat, di-Kamforokinon, N,N-dietanol-p-toluidine, Silanlanmış Kolloidal silika
Prime&Bond NT	NRC: Itaconic acid, Maleik asit, Su, çözücü Dipentaeritrol pentakrilat monofosfat (PENTA), UDMA, Trezin, D-rezin, Rezin-R5-62-1, Nanofiller, Fotobaşlatıcılar, Stabilizatör, Aseton, Cetylamine hidroflorid

2.2.2. Kullanılan Restoratif Materyaller

Bu tez çalışmasında pedodonti kliniğinde yaygın olarak kullanılmakta olan kompomer esaslı Dyract XP (Dentsplay, USA) ile kompozit esaslı Filtek Z250 (3M Espe, USA) kullanıldı (Şekil 2.13, Şekil 2.14). Kullanım süreleri içerisinde tüketilen restoratif materyallerin değerlendirilmesinde renk faktörü sabit tutulmuştur. Kullanılan rezin materyallerin içerikleri Çizelge 2.2' de gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Dyract XP



Şekil 2.14. Filtek Z250

Çizelge 2.2. Rezin esaslı restoratif materyaller ve içerikleri

	Tipi	Birleşimi	Doldurucu pattikül büyüklüğü	Doldurucu içeriği
Dyract XP	Poliasit Modifiye Kompozit Rezin	Sr, Al, Sodyum, Florosilikat cam, Stronsiyum florid, BISGMA, UDMA, TEGDMA, Trimetilolpropan trimetakrilat (TMPTMA), TCB, Dimetilamino benzoik asit etil ester, Kamforokinon	Ortalama doldurucu büyüklüğü 0.8 µm,	Hacimce % 47
Filtek Z250	Mikrohibrit Kompozit	TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, Doldurucu Zirkonyum/silika	Ortalama doldurucu büyüklüğü 0.6 µm	Hacimce % 60, Ağırlıkça % 82

2.2.3. Kullanılan Işık Kaynakları

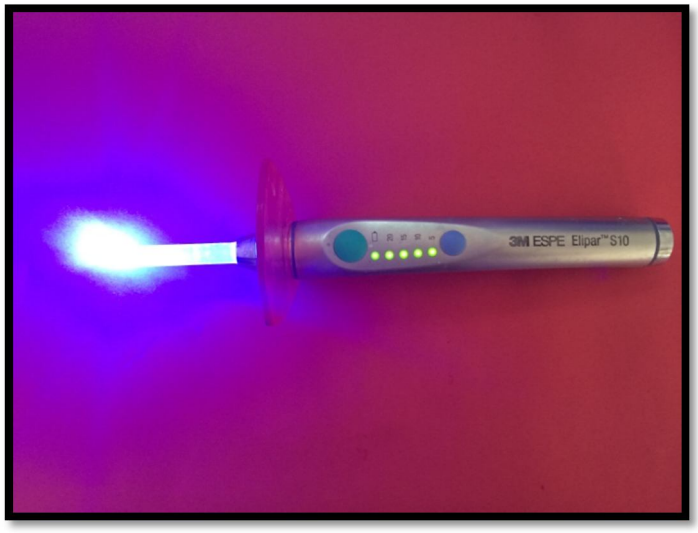
Çalışmada rezin materyallerin polimerizasyonunda kuartz tungsten halojen ve 2 farklı LED ışık kaynağı kullanıldı.

Kuartz tungsten halojen ışık kaynağı (QTH) olarak 405-500 nm dalga boyunda 850 mW/cm^2 ışık gücüne sahip olan Optiluks 501 (Kerr, Danbury, CT, USA) kullanıldı (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Optiluks 501

Birinci LED ışık kaynağı olarak 430-480 nm dalga boyunda 1000 mW/cm^2 ışık gücüne sahip olan Elipar S10 (3M Espe Dental Products, St, Paul, MN, USA) kullanıldı (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Elipar S10

İkinci LED ışık kaynağı olarak 3 farklı ışık moduna sahip Valo LED (Ultradent, Products, INC, USA) ışık kaynağı kullanıldı (Şekil 2.17).

1. ışık modu- Valo LED Standart Mod 395 nm dalga boyunda 1000 mW/cm^2,

2. ışık modu- Valo LED Extra Güç Mod 395 nm dalga boyunda 1400 mW/cm^2,

3. ışık modu- Valo LED Plazma Mod 395 nm dalga boyunda 3200 mW/cm^2



Şekil 2.17. Valo LED

Çalışmamızda kullanılan ışık kaynakları, adeziv sistemleri ve restoratif materyallerin polimerizasyon süreleri üretici firmaların tavsiyelerine göre belirlendi. Çalışmamızda ışık kaynaklarına ait polimerizasyon süreleri Çizelge 2.3'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.3. Işık kaynaklarına ait polimerizasyon süreleri

Ticari Adı	Adeziv Sistemlerin Polimerizasyonu	Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu
Optiluks 501	1 x 10 sn	1 x 20 sn
Elipar S10	1 x 10 sn	1 x 20 sn
Valo (standart mod)	1 x 10 sn	1 x 20 sn
Valo (extra güç mod)	2 x 4 sn	3 x 4 sn
Valo (plazma mod)	1 x 3 sn	2 x 3 sn

2.3. Pulpal Yüzeyde Sıcaklık Değişikliklerinin Ölçülmesi

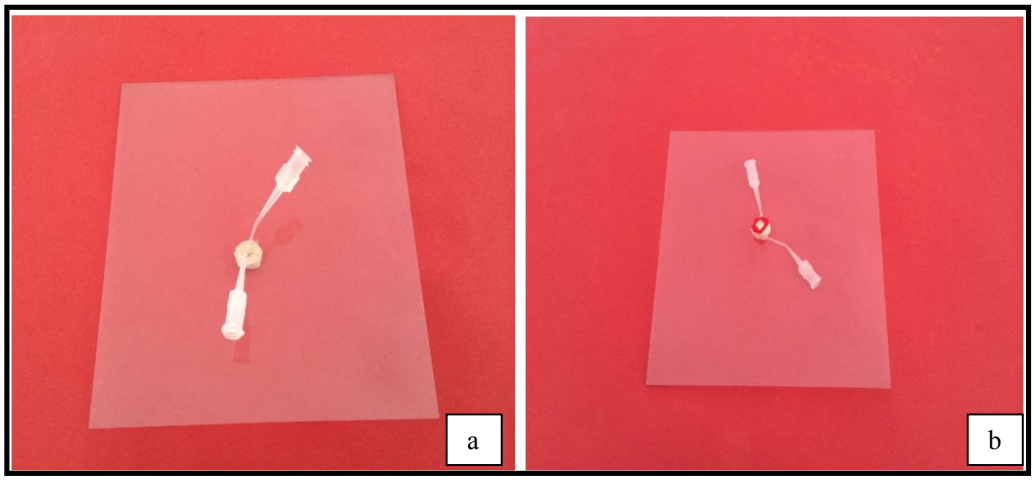
Bu tez çalışmasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmek için; mikrosirkülasyonlu ve mikrosirkülasyonu olmayan ölçümler yapıldı. Kan dolaşımını taklit etmek amacıyla Sarı ve ark. (2013) tarafından tarif edilen pulpal mikrosirkülasyon düzeneği, dişlerin akrilik plağa ters konumlandırılması ile modifiye edilerek kullanıldı.

Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği ile sıcaklık artışının değerlendirilmesinde; pulpa odasında sıvı sirkülasyonun sağlanması amacıyla akrilik plak üzerine yerleştirilmiş şeffaf şırınga uçları kullanıldı. Akrilik plak üzerinde birbirlerine çok yakın konumda olacak şekilde şeffaf uçların yerleşebileceği delikler açıldı. Şeffaf şırınga uçları, açılan deliklerden geçirildi ve plak üzerinde 1mm olacak şekilde kısaltılarak akıcı kompozit ile sabitlendi. Birinci şırınga ucu ile pulpa odasına sıvı girişi, ikinci şırınga ucu ile sıvının direnajı sağlandı. Rezin materyallerin pulpa odasında oluşturdukları sıcaklık artışlarını değerlendirmek için ise 1 mm çapında termocuplın girebileceği üçüncü bir delik açıldı. Termocupl, şeffaf şırınga uçlarına yakın bir şekilde konumlandırıldı.

Kavite preparasyonları tamamlanmış diş örneklerinde sıcaklık ölçümünü kolaylaştırmak amacıyla, pulpa odası boşluğuna -40 ile +250 ºC arasında çok yüksek ısı iletimine sahip olan termal macun (MX4,Arctıc) enjekte edildi (Şekil 2.18). Diş örnekleri, şırınga uçlarını ve termocuplın gireceği deliği içine alacak şekilde konumlandırılarak akrilik plak üzerine akıcı kompozit ile sabitlendi (Şekil 2.19).

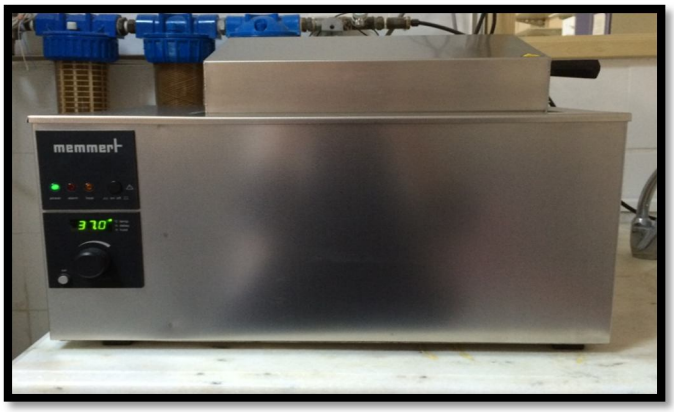


Şekil 2.18. Isı iletebilme özelliğine sahip termal macun



Şekil 2.19. Akıcı kompozit ile şeffaf akrilik tablaya sabitlenmiş dişlerin (a) pulpa odası (b) okluzal görünümü

Pulpa odasında sirkülasyonun sağlanmasında distile su kullanıldı. Distile suyun çalışma boyunca 37ºC' de kalması sağlandı. Suyun sıcaklığının sabit kalması için içerisindeki suyu +5ºC - +95º C arasında sabit tutabilen ve çıkış haznesi bulunabilen su banyosu cihazı (Memmert su banyosu, WNE serisi) kullanıldı (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Su banyosu cihazı

Su banyosu cihazı bir metre yüksekliğe sahip masa üstüne yerleştirildi. Ölçüm yapılacak ve plak üzerine sabitlenmiş dişler su banyosu cihazı çıkış haznesinden 20 cm alçakta olacak şekilde konumlandırıldı. Su banyosu cihazından çıkan suyun pulpa odası içinde sirkülasyonunun sağlanması için serum damla ayar seti kullanıldı (Şekil 2.21). Serum damla ayar setinin bir ucu su banyosu cihazının çıkış haznesine diğer ucu ise akrilik tabla üzerinde sabitlenen dişin içerisine yerleştirilen şeffaf şırınga ucuna bağlandı.



Şekil 2.21. Damla ayar seti

Pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekte ise akrilik plak üzerine rezin materyallerin pulpa odasında oluşturdukları sıcaklık artışlarının değerlendirmek için 1 mm çapında termocuplın girebileceği bir delik açıldı. Dişler akrilik plak üzerinde akıcı kompozit ile sabitlendi. Termocupl pulpa odasının tavanına temas edecek şekilde konumlandırıldı.

Çalışmada pulpa odasında oluşabilecek ısı değişikliklerinin belirlenmesi için -200 ile +800ºC arasında ısı ölçümü yapabilen 1 mm çapında J tip (Demir-Konsantan) termocupl (Elimko, Türkiye) kullanıldı (Şekil 2.22). Termocuplın ucu plak üzerinde açılan 1mm çapındaki delikten pulpa odasına yerleştirildi ve konumu pulpa odası tavanına temas edecek şekilde ayarlandı.



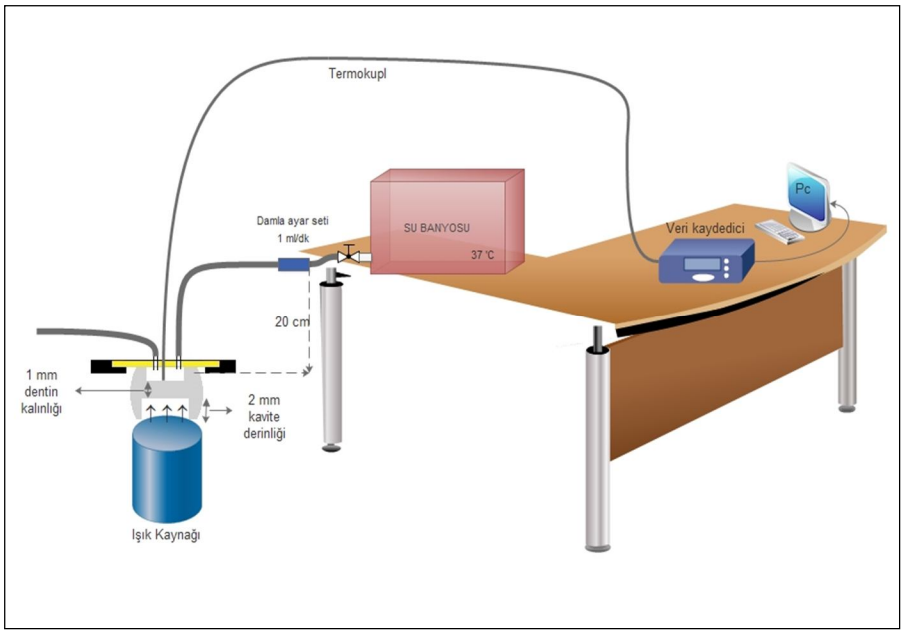
Şekil 2.22. J tip termocupl

Termocupl bilgisayar ortamıyla veri alışverişi yapabilen ve her 200 milisaniyedeki sıcaklık artışını ölçerek kaydedebilen bir veri kaydediciye (ENDA ETC4420, Türkiye) bağlandı (Şekil 2.23).

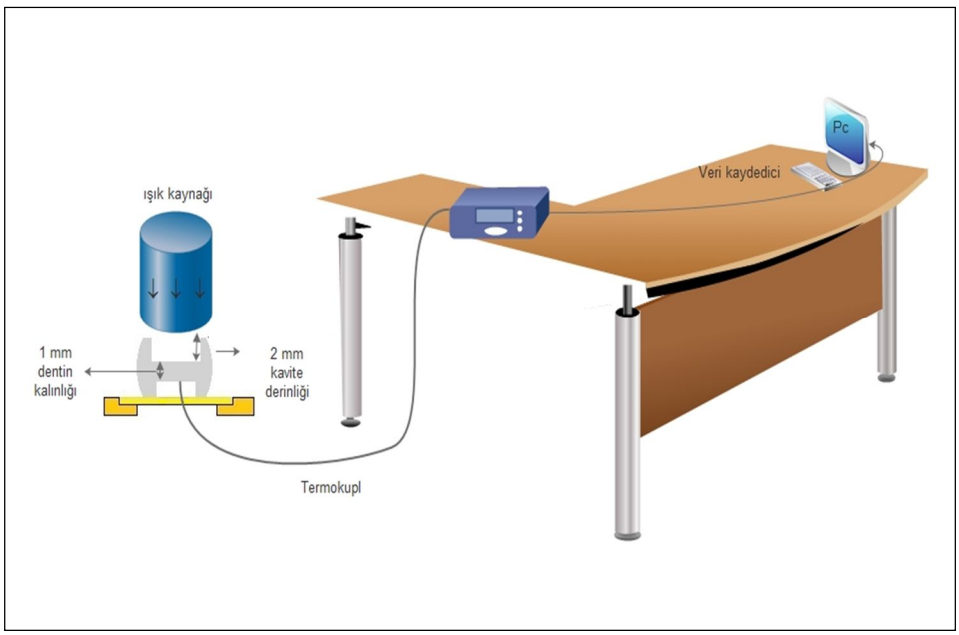


Şekil 2.23. Enda ETC 4420 veri kayıt cihazı

Termocupların pulpa tavanına ve ışık kaynaklarının da diş yüzeyine temas edecek şekide konumlandırılmasından sonra mikrosirkülasyonlu ve mikrosirkülasyonu olmayan ölçümler yapıldı (Şekil 2.24-25).



Şekil 2.24. Pulpal mikrosirkülasyonlu ölçüm düzeneği



Şekil 2.25: Mikrosirkülasyonu olmayan ölçüm düzeneği

Rezin materyallerin polimerizasyonuna geçmeden önce kavite preparasyonları hazırlanmış dişler rastgele olacak şekilde; mikrosirkülasyonlu (n:100) ve mikrosirkülasyonsuz (n:100) ölçüm olarak 2 gruba ayrıldı. Her bir grup

kullanılan ışık kaynaklarına göre 5 gruba ayrıldı. Kendi içinde de her bir ışık kaynağı kullanılan adeziv sistem ve restoratif materyal tipine göre 2 alt gruba ayrılarak 20 alt grup elde edildi. Çalışmamızda oluşturulan gruplar ve alt gruplar (n:10) Çizelge 2.4 ve 2.5'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.4. Çalışmada mikrosirkülasyonu olmayan ölçümler için oluşturulan gruplar

Gruplar	Işık kaynakları	Alt Gruplar	Adeziv Sistemler	Restoratif Materyaller
1. grup	Valo standart mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
2.grup	Valo Extra mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
3.grup	Valo Pazma mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
4.grup	Elipar S10	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
5.grup	Optilux 501	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250

Çizelge 2.5. Çalışmada pulpal mikrosirkülasyonlu ölçüm için oluşturulan gruplar

Gruplar	Işık kaynakları	Alt Grup	Adeziv Sistemler	Restoratif Materyaller
6. grup	Valo standart mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
7.grup	Valo Extra mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
8.grup	Valo Pazma mod	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
9.grup	Elipar S10	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250
10.grup	Optilux 501	A	Prime & NT	Dyract XP
		B	SE Bond	Filtek Z250

Kaviteleri açılmış ve sonrasında akrilik plağa yapıştırılmış dişlere; mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan ve mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak adeziv sistemler ve restoratif materyaller uygulandı.

Clearfil SE bond uygulanılacak dişler hava su spreyi ile temizlenip kurutuldu. Birinci aşamada primer tek kullanımlık aplikatör ile tüm kavite yüzeyine uygulandı. Solventlerin buharlaştırılması için 20 saniye hafif şiddetli hava uygulandı. İkinci aşama olarak bond, tek kullanımlık fırça ile tüm kavite yüzeylerine uygulandı ve uniform bir bond tabakası oluşturmak için hava spreyi uygulandı. Çizelge 2.3'de belirtilen ışık kaynaklarına ait polimerizasyon sürelerine göre polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

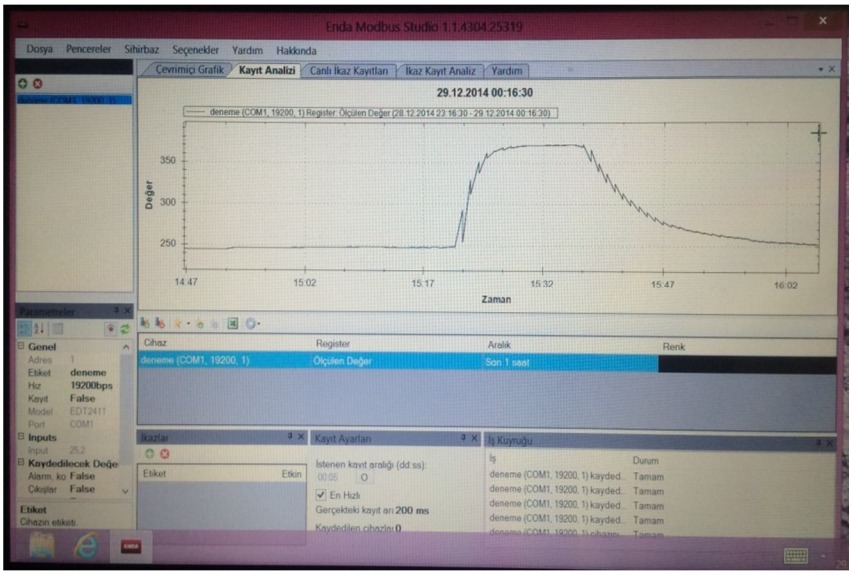
Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Clearfil SE Bond uygulanmış dişlere tek tabaka halinde Filtek Z250 yerleştirildi. Çizelge 2.3'de belirtilen ışık kaynaklarına ait polimerizasyon sürelerine göre polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

Prime&Bond NT uygulanılacak dişler hava su spreyi ile temizlenip kurutuldu. Birinci aşamada yıkama işlemi gerektirmeyen yüzey hazırlayıcı NRC (Non Rinse Conditioner) (Dentsply, Almanya) bir aplikatör ile tüm kavite yüzeyine uygulandı. Hava spreyi ile 5-10 saniye hafif basınçlı hava uygulanarak çözücünün dağılması sağlandı. İkinci aşama Prime&Bond NT tüm kavite yüzeyine sürüldü ve hafif hava uygulandı. Kavite yüzeyinde homojen parlak görünümün elde edilmesinin ardından Çizelge 2.3'de belirtilen ışık kaynaklarına ait polimerizasyon sürelerine göre polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda Prime&Bond NT uygulanmış dişlere tek tabaka halinde Dyract XP yerleştirildi. Çizelge 2.3'de belirtilen ışık kaynaklarına ait polimerizasyon sürelerine göre polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

Adeziv sistemler ve rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu aşamasında pulpa odasının içerisinde ulaşılan sıcaklık değerleri her bir örnek için veri kaydedici tarafından kaydedildi. Her bir örnek için polimerizasyon öncesi (başlangıç) ve polimerizasyon sonunda ulaşılan (bitiş) sıcaklık değerleri arasındaki farklar alınarak (Δt) hesaplamalar yapıldı.

Işık kaynaklarının her saniyedeki pulpa içerisinde oluşturdukları sıcaklık değişimi veri kaydedicinin bilgisayar analiz programı (ETC-MODBUS, Sisel müh. Türkiye) tarafından Microsoft Office Excel Programı'na (Microsoft Office 2007, Microsoft Corporation, ABD) ait 'xls' uzantılı dosyalar rakamsal ve grafiksel olarak kaydedildi (Şekil 2.26).



Şekil 2.26. Verilerin grafiksel görünümü

2.4. İstatistiksel Değerlendirme

Bu tez çalışmasında, istatiksel analizler Selçuk Üniversitesi İstatistik Ana Bilim Dalı'nda SPSS 15.0 (SPSS INC, Chiago, IL) istatistik programı kullanılarak gerçekleştirildi. Rezin materyallerin polimerizasyon sırasında oluşturdukları en yüksek sıcaklık ile ilk sıcaklık arasındaki fark Δt olarak kaydedildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğine Kolmogorov- Smirnov testi ile bakıldı.

2.4.1. Işık Kaynakları İçin İstatistiksel Değerlendirme

Rezin materyallerin polimerizasyonunda ışık kaynaklarının meydana getirdikleri sıcaklık artışlarının değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi kullanıldı.

Gruplar arasında farklılık belirlendiğinde Post Hoc Tukey testi ile ikili karşılaştırmalar yapıldı. İstatistiksel değerlendirmeler, %95'lik güven aralığında gerçekleştirildi ve $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

2.4.2. Rezin Materyaller İçin İstatistiksel Değerlendirme

Bonding sistemlerinin ve rezin restoratif materyallerin kendi içinde sıcaklık artış değerlerinin karşılaştırılmasında bağımsız iki örnek T testi kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmeler %95'lik güven aralığında gerçekleştirildi ve $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

2.4.3. Ölçüm Yöntemleri İçin İstatistiksel Değerlendirme

Pulpal mikrosirkülasyonlu ve mikrosirkülasyonu olmayan ölçüm yöntemleri arasında sıcaklık artış değerlerinin karşılaştırılmasında bağımsız iki örnek T testi kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmeler %95'lik güven aralığında gerçekleştirildi ve $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3. BULGULAR

Bu tez çalışmasında pedodonti kliniğinde sık kullanılmakta olan adeziv sistemlerin ve rezin materyallerin; farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında pulpa odasındaki oluşturdukları sıcaklık değişiklikleri değerlendirildi. Çalışmaya ait bulgular;

- Farklı ışık kaynaklarının rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerine ait bulgular

- Bonding materyallerinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerine ait bulgular

- Restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerine ait bulgular

3.1. Farklı Işık Kaynaklarının Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Sıcaklık değişimlerine göre yapılan istatistiksel değerlendirmeler; pulpa odasında ışık kaynaklarının rezin polimerizasyonun başlangıcı aşamasında sahip olduğu sıcaklık ile polimerizasyon sonrası sahip olduğu sıcaklık değerleri arasındaki sıcaklık artışının karşılaştırılması ile elde edilmiştir.

3.1.1. Prime Bond NT'nin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

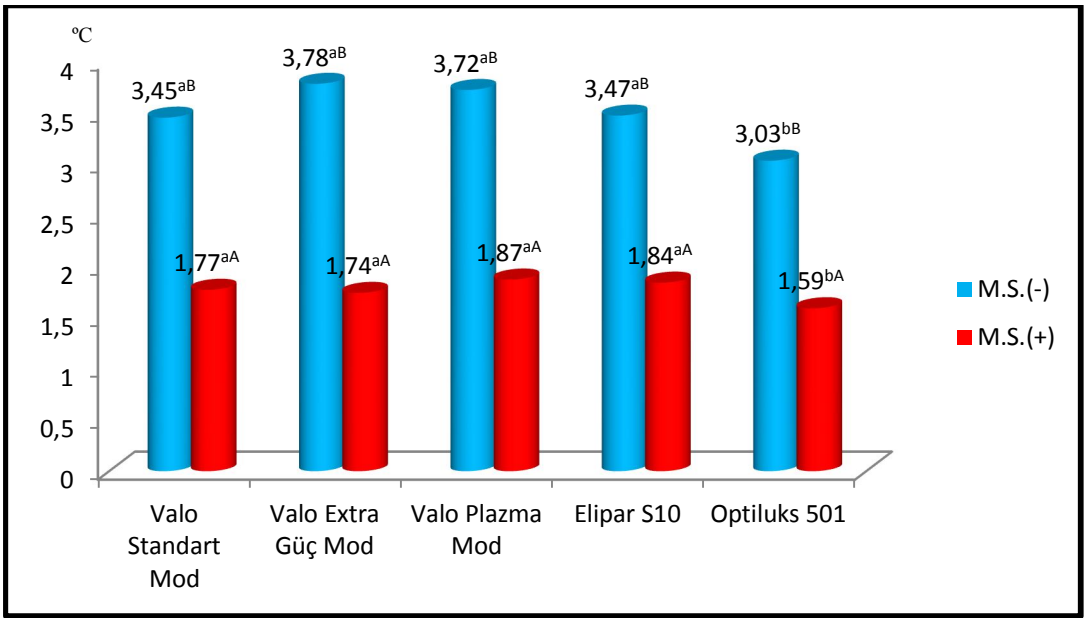
Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Post Hoc Tukey testi kullanıldı. Prime Bond NT'nin polimerizasyonu esnasında pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı ve kullanılmadığı düzeneklerde Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı gruplar hariç diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmedi ($p>0,05$). En düşük sıcaklık artışı Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı gruplarda ortaya çıktı (Çizelge 3.1).

Bu tez çalışmasında 2 farklı deney düzeneğinin sonuçları bağımsız iki örnek T testi ile karşılaştırıldı. Bağımsız iki örnek T testi sonuçlarına göre; bütün grupların pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı ve kullanılmadığı deney düzenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Bütün gruplarda pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı gruplara ait sıcaklık değişiklikleri, pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplara ait sıcaklık değişikliklerinden daha yüksek olduğu gözlendi (Çizelge 3.1) (Şekil 3.1-11).

Çizelge 3.1. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S(+)) ve kullanılmadığı M.S.(-)) düzeneklerde Prime-Bond NT'nin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerine ait Tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey ve Bağımsız iki örnek T testi sonuçları

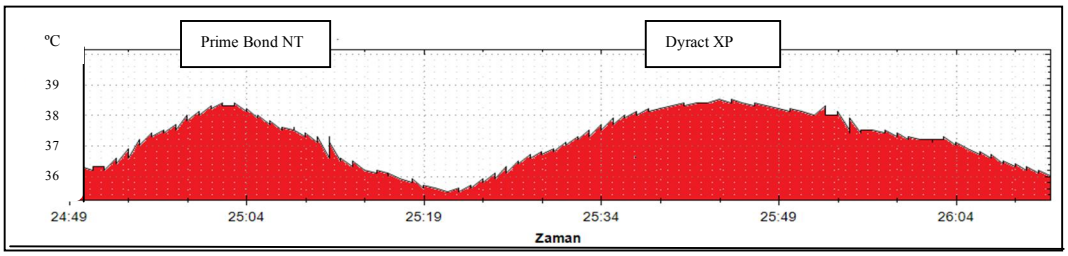
Rezin sistem	Ölçüm Düzeneği	N	Işık Kaynakları					F	*P*
			Valo Standart Mod	Valo Extra Güç mod	Valo Plazma Mod	Elipar S10	Optiluks 501		
Prime-Bond NT	M.S.(+)	10	$1,77^{aA}\pm0,14$	$1,74^{aA}\pm0,11$	$1,87^{aA}\pm0,14$	$1,84^{aA}\pm0,14$	$1,59^{bA}\pm0,26$	4,08	0,007
	M.S.(-)	10	$3,45^{aB}\pm0,36$	$3,78^{aB}\pm0,19$	$3,72^{aB}\pm0,41$	$3,47^{aB}\pm0,13$	$3,03^{bB}\pm0,15$	11,3	0,000
		P	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı satırdaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı sütundaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Farklı harfler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur.

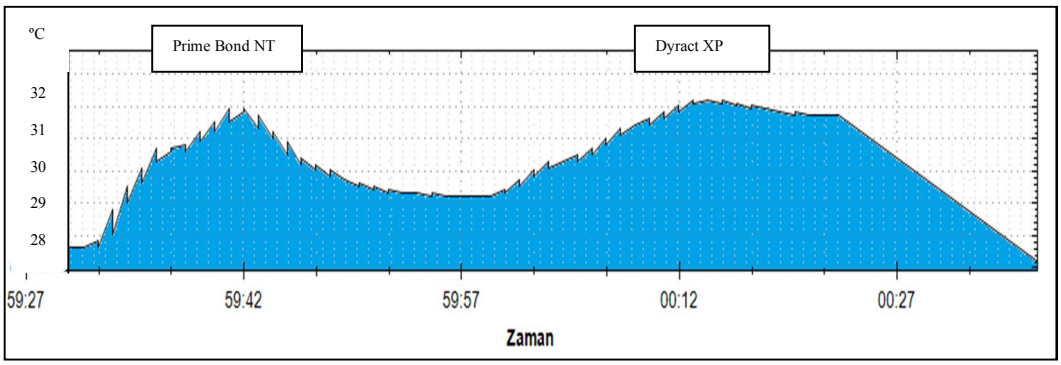


Şekil 3.1. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S (+)) ve kullanılmadığı (M.S.(-)) düzeneklerde Prime-Bond NT'nin polimerizasyonu sırasındaki ortalama sıcaklık değerleri

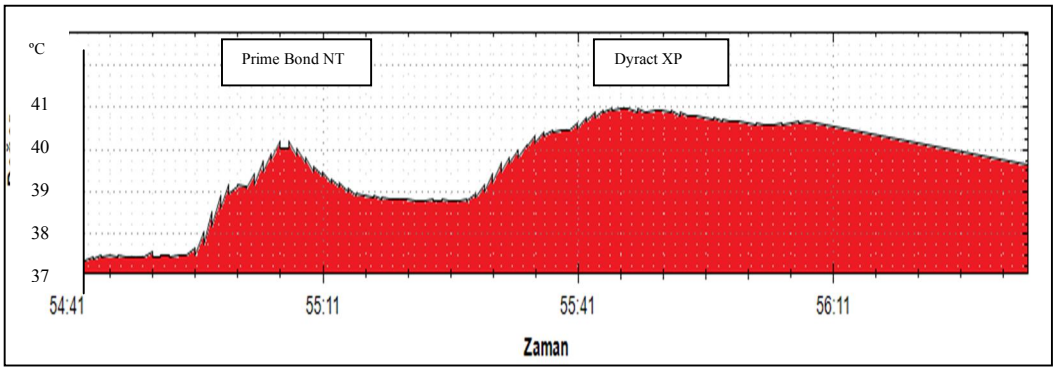
p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı renkle gösterilen gruplar arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı grubun farklı renkleri arasında fark olup olmadığını göstermektedir.



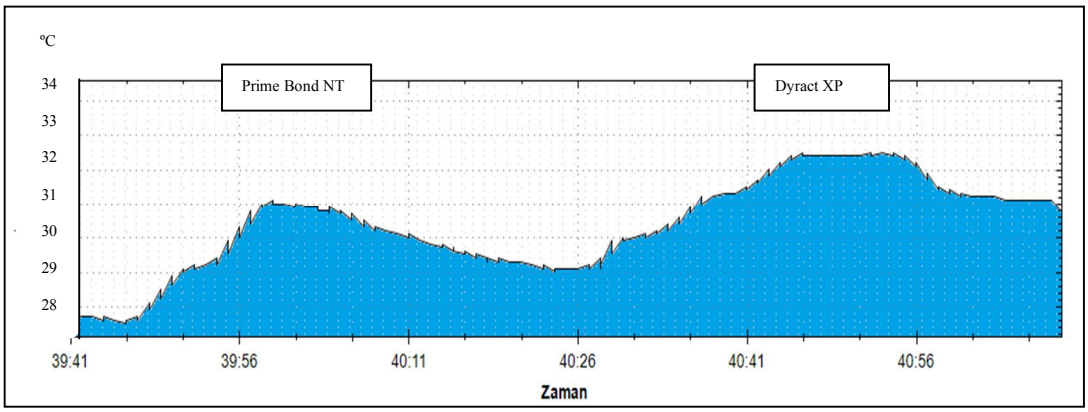
Şekil 3.2. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Standart Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



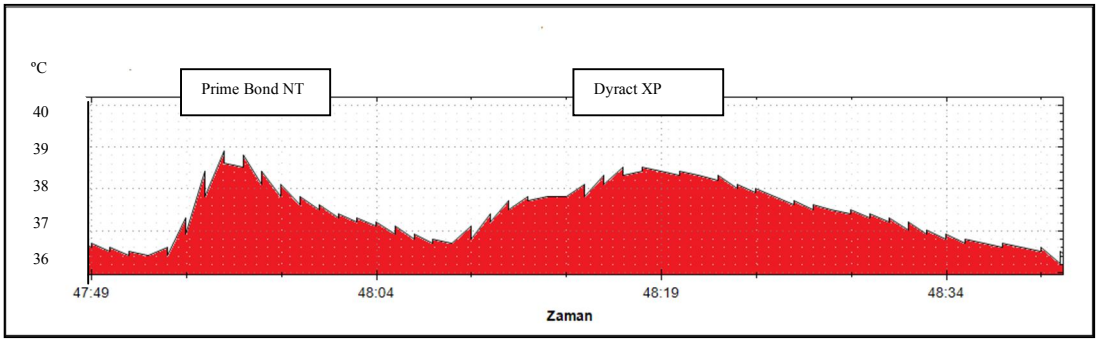
Şekil 3.3. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Standart Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



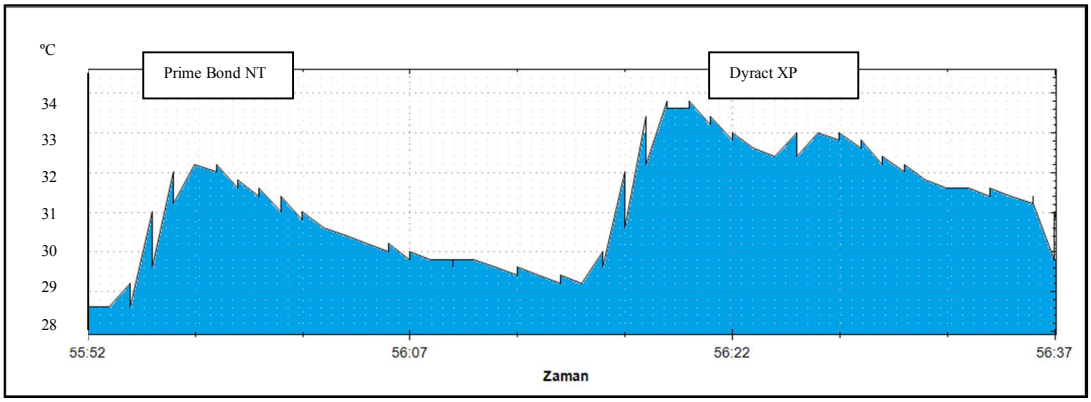
Şekil 3.4. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Extra Güç Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



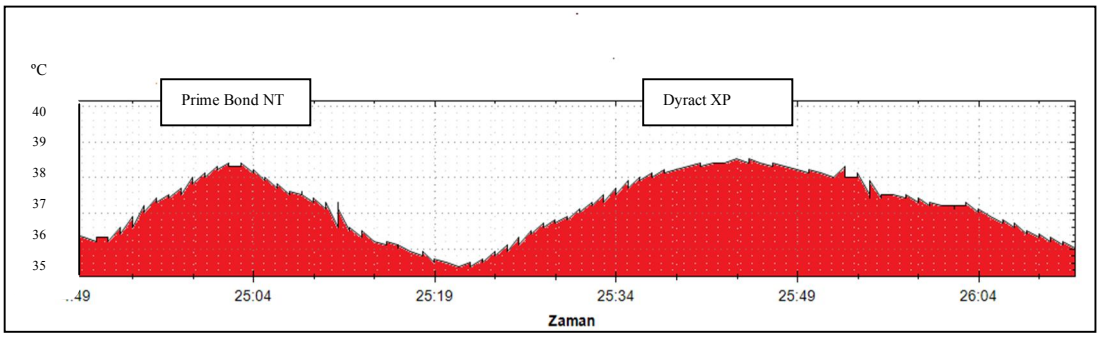
Şekil 3.5. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Extra Güç Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



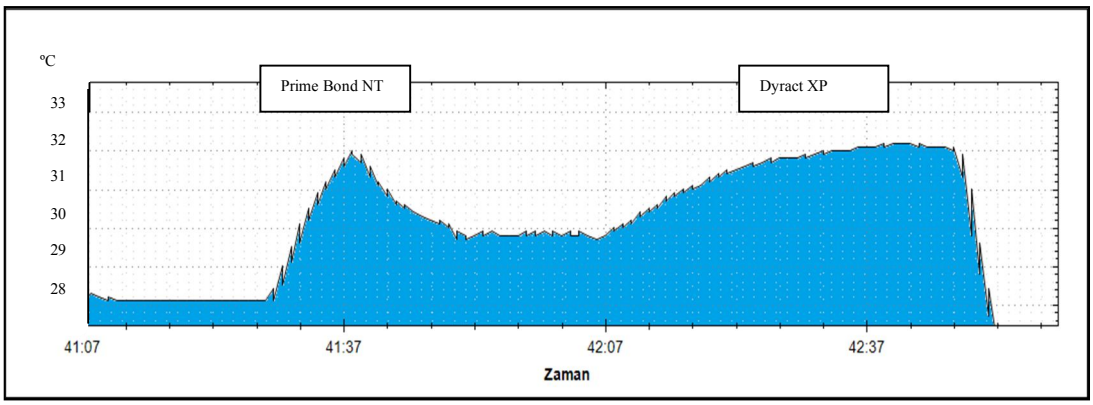
Şekil 3.6. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Plazma Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



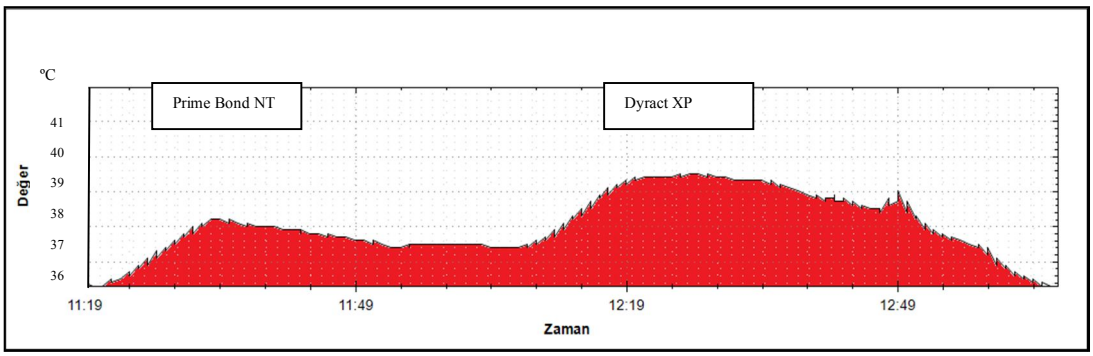
Şekil 3.7. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Valo Plazma Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



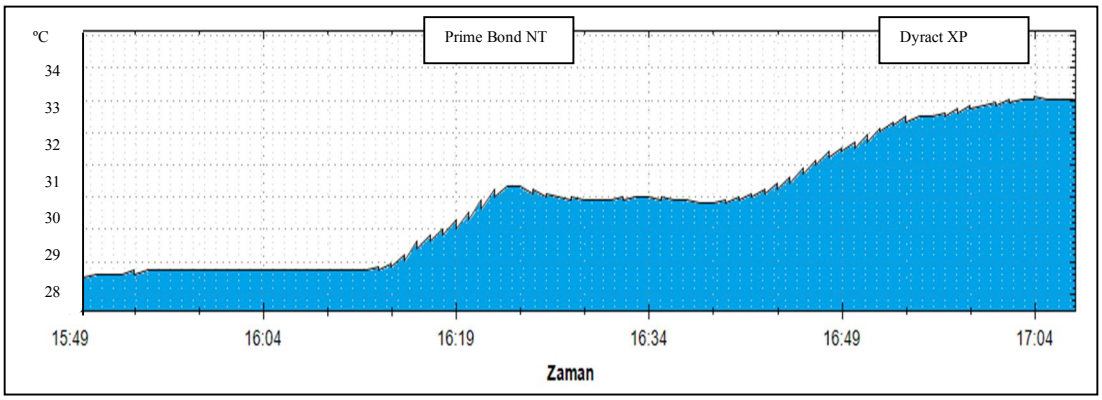
Şekil 3.8. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Elipar S10 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.9. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Elipar S10 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.10. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Optiluks 501 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.11. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Prime Bond NT ve Dyract XP'nin Optiluks 501 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik

3.1.2. SE Bond'un Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond'un polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Post Hoc Tukey testi kullanıldı. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı düzenekte SE BOND'un polimerizasyonu esnasında Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grup hariç diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). En düşük sıcaklık artışı Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grupta ortaya çıktı. Mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekte SE Bond'un polimerizasyonu esnasında diğer gruplarla Optiluks grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). En düşük sıcaklık artışı Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grupta ortaya çıktı. En yüksek sıcaklık artışı Valo plazma mod grubunda ortaya çıktı. Valo plazma mod grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark görüldü ($p<0,05$). Elipar S10 ışık kaynağının kullanıldığı grup ile Optiluks 501 ışık kaynağının kullanıldığı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$), (Çizelge 3.2).

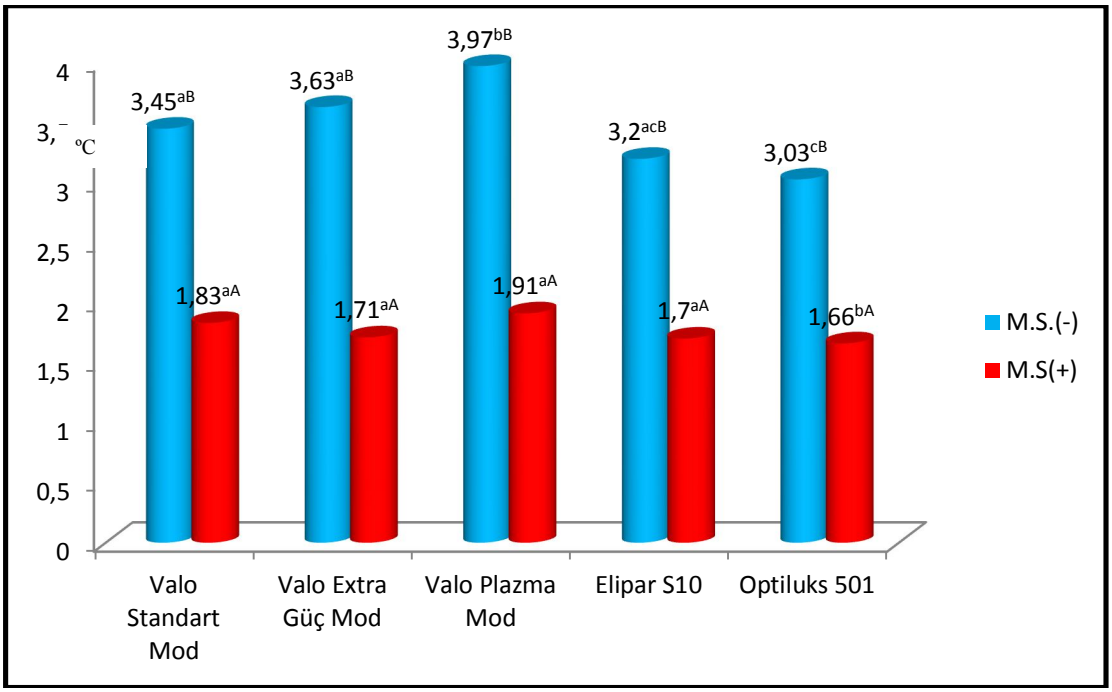
Bağımsız iki örnek T testi sonuçlarına göre; bütün grupların pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı ve kullanılmadığı deney düzenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Bütün gruplarda pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı gruplara ait sıcaklık

değişiklikleri pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplara ait sıcaklık değişikliklerinden daha yüksek olduğu gözlendi (Çizelge 3.2), (Şekil 3.12-22).

Çizelge 3.2. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S(+)) ve kullanılmadığı M.S.(-)) düzeneklerde SE Bond'un polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerine ait Tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey ve Bağımsız iki örnek T testi sonuçları

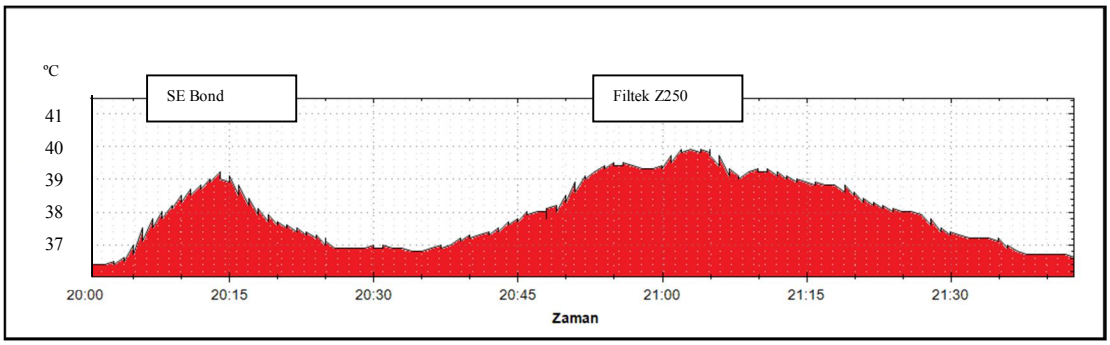
Rezin sistem	Ölçüm Düzeneği	N	Işık Kaynakları					F	*P*
			Valo Standart Mod	Valo Extra Güç Mod	Valo Plazma Mod	Elipar S10	Optiluks 501		
SE Bond	M.S.(+)	10	1,83 ^{aA}±0,19	1,71 ^{aA}±0,24	1,91 ^{aA}±0,17	1,70^{aA}±0,09	1,66 ^{bA}±0,17	3,212	0,021
	M.S.(-)	10	3,45^{aB}±0,36	3,63 ^{aB}±0,22	3,97^{bB}±0,32	3,20 ^{acB}±0,20	3,03 ^{cB}±0,12	31,25	0,000
		P	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı satırdaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı sütundaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Farklı harfler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur.

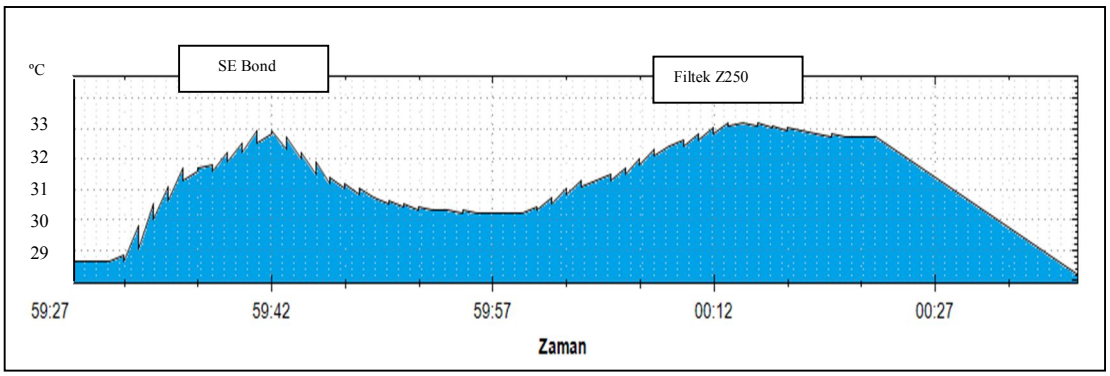


Şekil 3.12. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S (+)) ve kullanılmadığı (M.S.(-)) düzeneklerde SE Bond'un polimerizasyonu sırasındaki ortalama sıcaklık değerleri

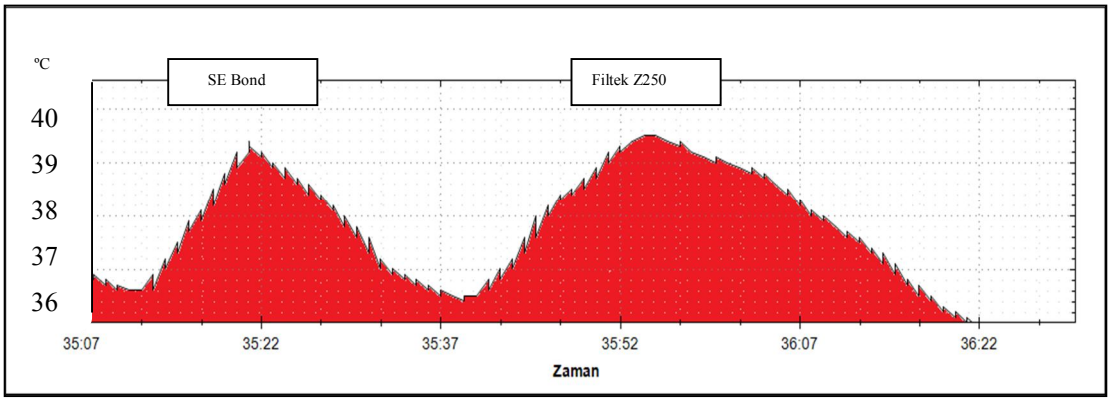
p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı renkle gösterilen gruplar arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı grubun farklı renkleri arasında fark olup olmadığını göstermektedir.



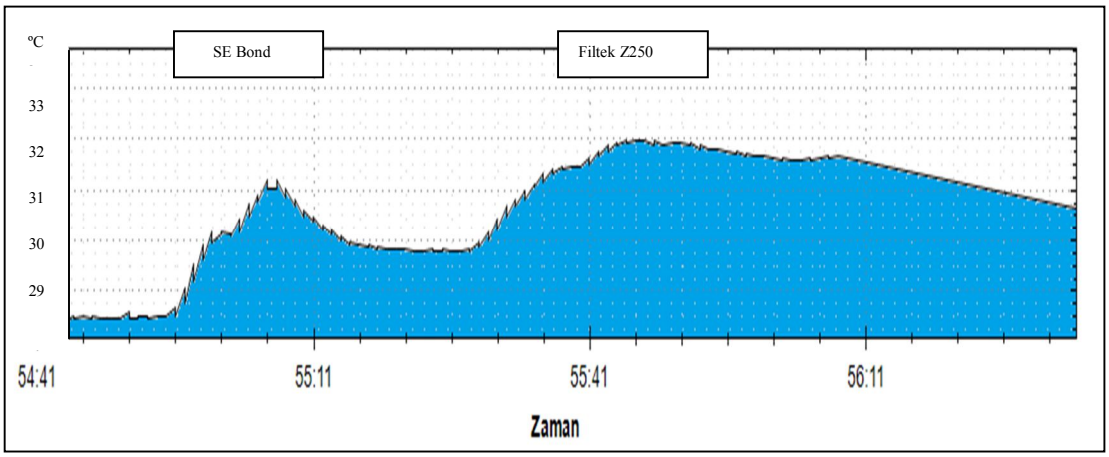
Şekil 3.13. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Standart Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



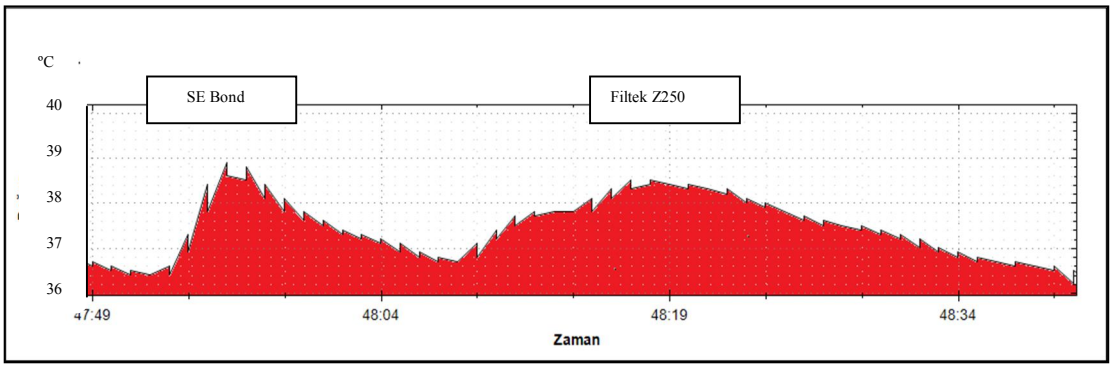
Şekil 3.14. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Standart Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



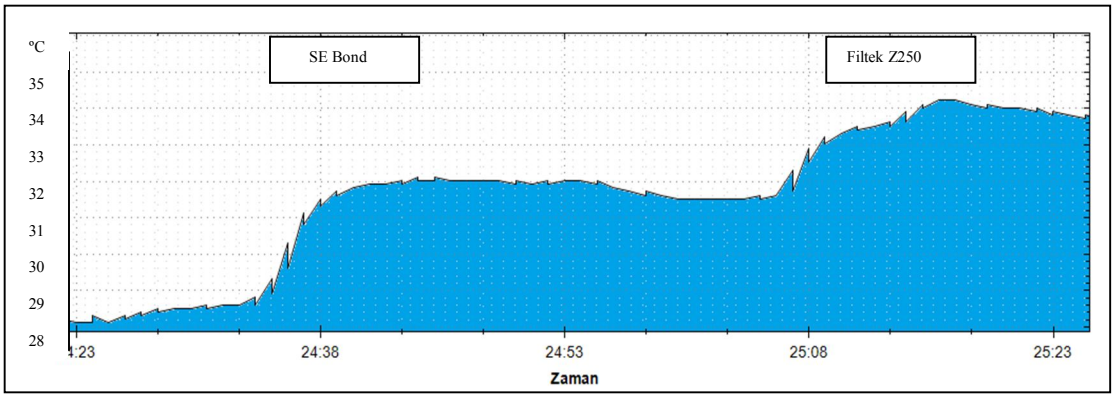
Şekil 3.15. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Exta Güç Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



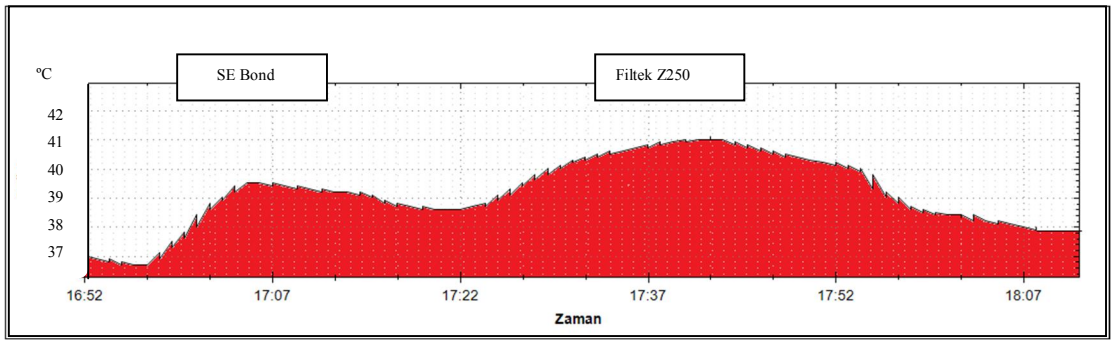
Şekil 3.16. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Exta Güç Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



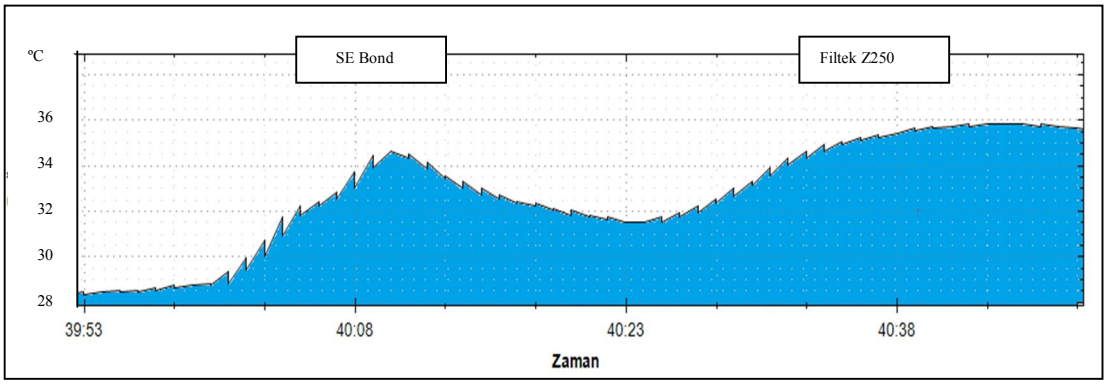
Şekil 3.17. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Plazma Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



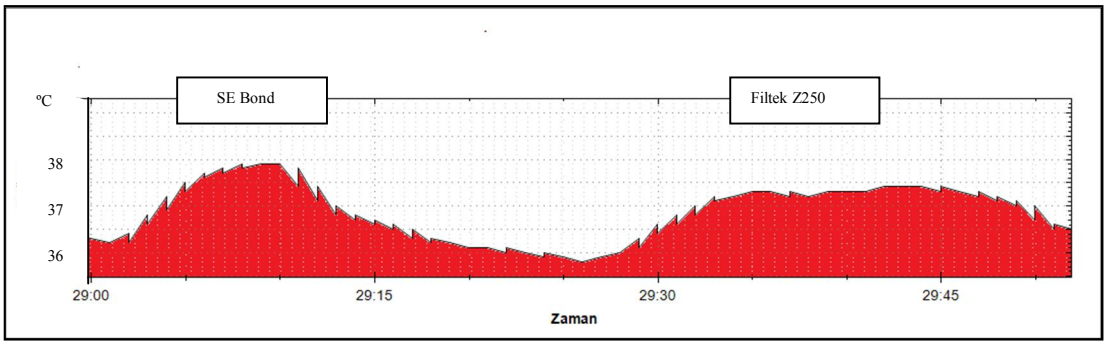
Şekil 3.18. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond ve Filtek Z250'nin Valo Plazma Mod ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



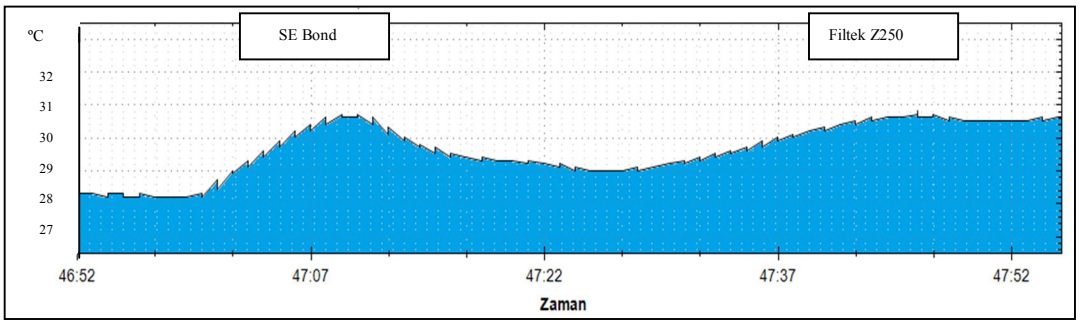
Şekil 3.19. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak SE Bond ve Filtek Z250'nin Elipar S10 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.20. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond ve Filtek Z250'nin Elipar S10 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.21. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak SE Bond ve Filtek Z250'nin Optiluks 501 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik



Şekil 3.22. Pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan SE Bond ve Filtek Z250'nin Optiluks 501 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında sıcaklık değişikliklerine ait grafik

3.1.3. Filtek Z250'nin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre 3 farklı ışık kaynağının 5 farklı modda pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplarda Filtek Z250'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ($p > 0,05$).

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre 3 farklı ışık kaynağının 5 farklı modda pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı gruplarda Filtek Z250'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0,05$). Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Post Hoc Tukey testi kullanıldı. Filtek Z250'nin polimerizasyonu esnasında pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekte Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grup ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0,05$). En düşük sıcaklık artışı Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grupta ortaya çıktı. En yüksek sıcaklık artış değerleri Valo LED Plazma ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde edildi. Valo LED Plazma ışık kaynağının kullanıldığı grup ile Elipar ışık kaynağının kullanıldığı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$). Fakat bu iki ışık kaynağı ile diğer ışık kaynaklarının kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p<0,05$). Valo LED Standart mod ışık kaynağının kullanıldığı grup ile Valo LED Extra Güç mod ışık kaynağının kullanıldığı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.3) (Şekil 3.23).

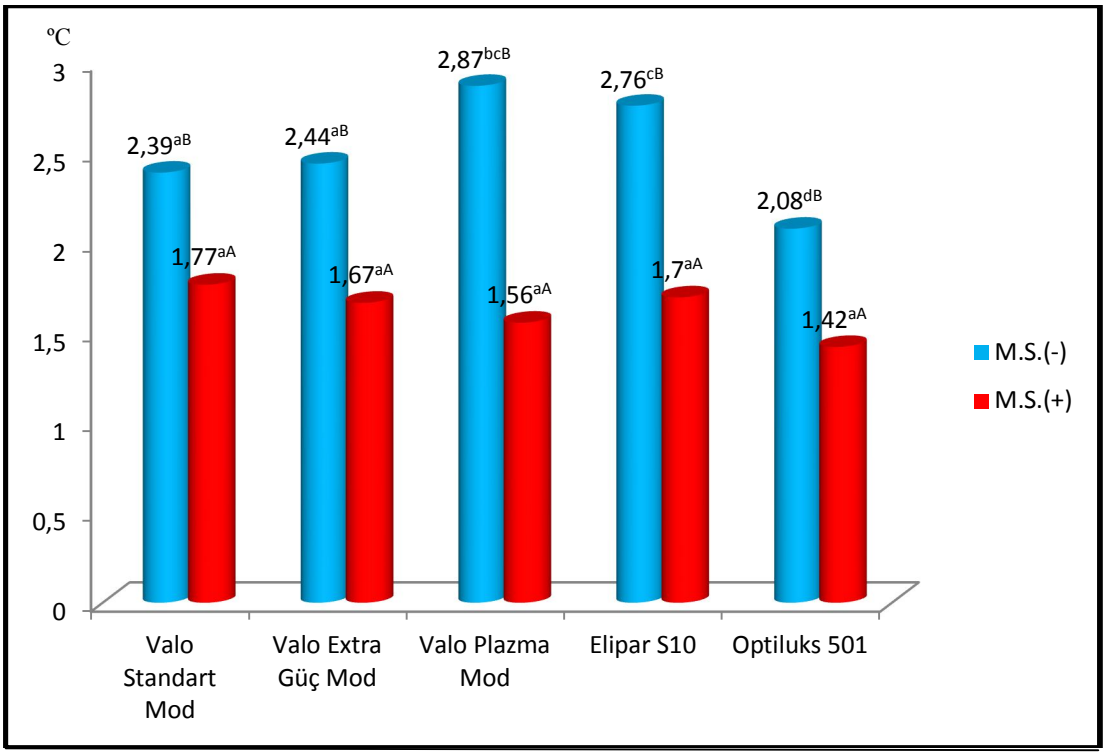
Bağımsız iki örnek T testi sonuçlarına göre; bütün grupların pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı ve kullanılmadığı deney düzenekleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Bütün gruplarda pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı gruplara ait sıcaklık değişiklikleri pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplara ait sıcaklık değişikliklerinden daha yüksek olduğu gözlendi (Çizelge 3.3) (Şekil 3.23).

Çizelge 3.3. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S(+)) ve kullanılmadığı M.S.(-)) düzeneklerde Filtek Z250'nin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerine ait Tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey ve Bağımsız iki örnek T testi sonuçları

Restoratif materyal	Ölçüm Düzeneği	N	Işık Kaynakları					F	*P*
			Valo Standart Mod	Valo Extra Güç Mod	Valo Plazma Mod	Elipar S10	Optiluks 501		
Filtek Z250	M.S.(+)	10	$1,77^{aA} \pm 0,30$	$1,67^{aA} \pm 0,34$	$1,56^{aA} \pm 0,25$	$1,70^{aA} \pm 0,43$	$1,42^{aA} \pm 0,26$	1,73	0,159
	M.S.(-)	10	$2,39^{aB} \pm 0,09$	$2,44^{aB} \pm 0,09$	$2,87^{bcB} \pm 0,14$	$2,76^{cB} \pm 0,15$	$2,08^{dB} \pm 0,12$	62,43	0,000
		P	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı satırdaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı sütundaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Farklı harfler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur.



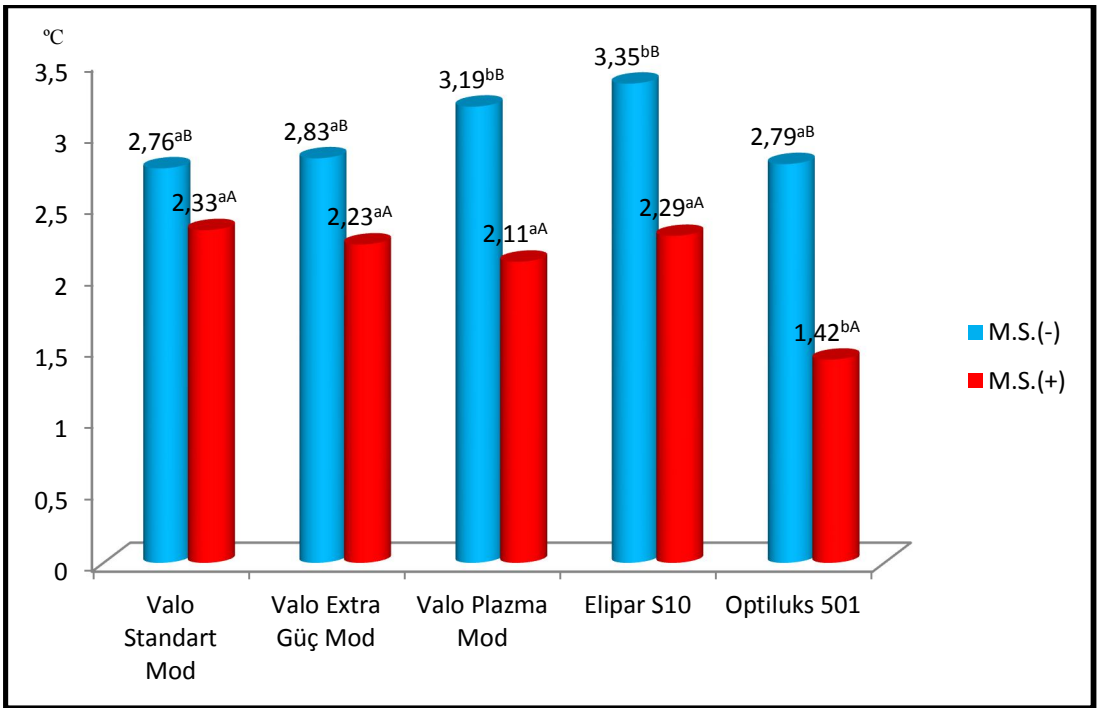
Şekil 3.23. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S (+)) ve kullanılmadığı (M.S.(-)) düzeneklerde Filtek Z250'nin polimerizasyonu sırasındaki ortalama sıcaklık değerleri

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı renkler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı grubun farklı renkleri arasında fark olup olmadığını göstermektedir.

3.1.4. Dyract XP'nin Polimeriasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanılmadan Dyract XP'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Post Hoc Tukey testi kullanıldı. Dyract XP'nin polimerizasyonu esnasında pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı düzenekde Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grup hariç diğer guruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). En düşük sıcaklık artış değerleri Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde edildi. Dyract XP'nin polimerizasyonu esnasında pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekde ise en düşük sıcaklık artışları Valo Standart mod ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde edildi. Valo Standart mod ile Valo Extra Güç mod ve Optiluks ışık kaynağının kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$). En yüksek sıcaklık artışları Elipar ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde edildi. Elipar ışık kaynağının kullanıldığı grup ileValo Plazma mod ışık kaynağının kullanıldığı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.4) (Şekil 3.24).

Bağımsız iki örnek T testi sonuçlarına göre; bütün grupların pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı ve kullanılmadığı deney düzenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$). Bütün gruplarda pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı gruplara ait sıcaklık değişiklikleri pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplara ait sıcaklık değişikliklerinden daha yüksek olduğu gözlendi (Çizelge 3.4) (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S (+)) ve kullanılmadığı (M.S.(-)) düzeneklerde Dyract XP'nin polimerizasyonu sırasındaki ortalama sıcaklık değerleri

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı renkler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı grubun farklı renkleri arasında fark olup olmadığını göstermektedir.

Çizelge 3.4: Pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı (M.S(+)) ve kullanılmadığı M.S.(-)) düzeneklerde Dyract XP'nin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerine ait Tek yönlü varyans analizi, Post Hoc Tukey ve Bağımsız iki örnek T testi sonuçları

Restoratif materyal	Ölçüm Düzeneği	N	Işık Kaynakları					F	*P*
			Valo standart mod	Valo Extra güç mod	Valo plazma mod	Elipar S10	Optiluks 501		
Dyract XP	M.S.(+)	10	2,33 ^{aA}±0,17	2,23 ^{aA}±0,24	2,11 ^{aA}±0,20	2,29 ^{aA}±0,18	1,84 ^{bA}±0,41	5,82	0,001
	M.S.(-)	10	2,76 ^{aB}±0,23	2,83 ^{aB}±0,17	3,19 ^{bB}±0,19	3,35 ^{bB}±0,12	2,79 ^{aB}±0,15	22,36	0,000
		P	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı satırdaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı sütundaki değerler arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Farklı harfler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttur.

3.2. Bonding Materyallerinin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Prime Bond NT ve SE Bond'un hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ölçümlerde farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri Bağımsız iki örnek T testi ile karşılaştırıldı. İstatistiksel analizin sonuçlarına göre hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ölçümlerde her iki bonding materyali arasında Elipar S10 ışık kaynağının kullanıldığı gruplar dışında, istatistiksel olarak fark görülmedi ($p>0,05$) (Çizelge 3.5).

Prime Bond NT'nin Elipar S10 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin SE Bond'un polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinden daha yüksek olduğu görüldü (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Prime Bond NT ve SE bond'un farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonları sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin ortalama ve standart sapması

Işık Kaynakları		Adeziv Sistemler	N	Ort±SS	T	*P*
Valo Standart Mod	MS(+)	Prime Bond NT	10	1,77 ^{aA} ±0,14	-0,77	0,449
		SE-Bond	10	1,83 ^{aA} ±0,19		
	MS(-)	Prime Bond NT	10	3,45 ^{aB}±0,36	1,76	0,310
		SE-Bond	10	3,31 ^{aB}±0,11		
Valo Extra Güç Mod	MS(+)	Prime Bond NT	10	1,74 ^{aA}±0,11	0,35	0,729
		SE-Bond	10	1,71 ^{aA}±0,24		
	MS(-)	Prime Bond NT	10	3,78 ^{aB}±0,19	1,49	0,169
		SE-Bond	10	3,63 ^{aB}±0,22		
Valo Plazma Mod	MS(+)	Prime Bond NT	10	1,87 ^{aA}±0,14	0,54	0,594
		SE-Bond	10	1,91 ^{aA}±0,17		
	MS(-)	Prime Bond NT	10	3,72 ^{aB}±0,41	1,20	0,260
		SE-Bond	10	3,97 ^{aB}±0,37		
Elipar S10	MS(+)	Prime Bond NT	10	1,84 ^{aA}±0,14	2,58	0,019
		SE-Bond	10	1,70 ^{bA}±0,09		
	MS(-)	Prime Bond NT	10	3,47 ^{aB}±0,13	5,71	0,000
		SE-Bond	10	3,20 ^{bB}±0,20		
Optiluks 501	MS(+)	Prime Bond NT	10	1,59 ^{aA}±0,26	-0,70	0,491
		SE-Bond	10	1,66 ^{aA}±0,17		
	MS(-)	Prime Bond NT	10	3,03 ^{aB}±0,15	0,00	1,000
		SE-Bond	10	3,03 ^{aB}±0,12		

p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı deney düzeneği kullanıldığında bonding materyalleri arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı bonding materyalinin farklı deney düzenekleri kullanıldığında ölçümler arasında fark olup olmadığını göstermektedir.

3.3. Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Filtek Z250 ve Dyract XP'nin hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ölçümlerde farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri Bağımsız iki örnek T testi ile karşılaştırıldı. İstatistiksel analizin sonuçlarına göre hem pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı hem de pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ölçümlerde Filtek Z250 ve Dyract XP materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Dyract XP'nin ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin Filtek Z250'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinden daha yüksek olduğu bulundu (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6. Filtek Z250 ve Dyract XP'nin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonları sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin ortalama (Ort) ve standart sapması (SS)

Işık Kaynakları		Rezin Restoratif Materyaller	N	Ort±SS	t	*P*
Valo Standart Mod	MS(+)	Filtek Z250	10	$1,77^{aA}$±0,30	-5,01	0,000
		Dyract XP	10	$2,33^{bA}$±0,17		
	MS(-)	Filtek Z250	10	$2,39^{aB}$±0,99	4,77	0,001
		Dyract XP	10	$2,76^{bB}$ ±0,23		
Valo Extra Güç Mod	MS(+)	Filtek Z250	10	$1,67^{aA}$±0,34	-4,17	0,001
		Dyract XP	10	$2,23^{bA}$±0,24		
	MS(-)	Filtek Z250	10	$2,44^{aB}$±0,96	7,41	0,000
		Dyract XP	10	$2,83^{bB}$±0,17		
Valo Plazma Mod	MS(+)	Filtek Z250	10	$1,56^{aA}$±0,25	-5,29	0,000
		Dyract XP	10	$2,11^{bA}$±0,20		
	MS(-)	Filtek Z250	10	$2,87^{aB}$±0,14	8,23	0,000
		Dyract XP	10	$3,19^{bB}$±0,19		
Elipar S10	MS(+)	Filtek Z250	10	$1,70^{aA}$±0,43	-3,94	0,001
		Dyract XP	10	$2,29^{bA}$±0,18		
	MS(-)	Filtek Z250	10	$2,76^{aB}$±0,15	8,97	0,000
		Dyract XP	10	$3,35^{bB}$±0,12		
Optiluks 501	MS(+)	Filtek Z250	10	$1,42^{aA}$±0,26	-2,72	0,014
		Dyract XP	10	$1,84^{bA}$±0,41		
	MS(-)	Filtek Z250	10	$2,08^{aB}$±0,12	10,80	0,000
		Dyract XP	10	$2,79^{bB}$±0,15		

$p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Küçük harfler aynı deney düzeneği kullanıldığında restoratif materyaller arasında fark olup olmadığını göstermektedir. Büyük harfler aynı restoratif materyalin farklı deney düzenekleri kullanıldığında ölçümler arasında fark olup olmadığını göstermektedir.

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında ışık kaynakları ile farklı rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında süt dişi pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu olan ve mikrosirkülasyonu olmayan düzenekler kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.

Pulpa dokusu fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal uyaranlardan etkilenen bir yapıya sahiptir. Kavite preparasyonu sırasında kullanılan döner aletlerin, kimyasal olarak polimerizasyon mekanizmasına sahip restoratif materyallerin meydana getirdikleri sıcaklık artışlarının ve rezin materyallerin ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerin pulpa dokusu üzerinde önemli etkilere sebep olacağı bildirilmiştir (Lefkowitz ve ark 1958, Smail ve ark 1988).

Zach ve Cohen (1965) maymunlarda yaptıkları çalışmalarında; 5,5ºC'lik sıcaklık artışının pulpa dokusu üzerinde %15 oranında vitalite kaybına yol açtığını tespit etmişlerdir. Schubert (1957) ise intrapulpal sıcaklığın 41,5ºC'ye ulaştığında pulpada inflamasyonun başladığını gözlemlemişlerdir. Baldissara ve ark (1997) restoratif prosedürler sırasında meydana gelen sıcaklık artışının kolayca bu değerlere ulaşabileceğini bildirmişlerdir.

Güncel restoratif diş hekimliğinde ışıkla polimerizasyonu gerçekleşen çeşitli adeziv sistemler ve rezin esaslı restoratif materyaller üretilmiştir. Bu materyallerin optimum şekilde polimerize edilebilmeleri için birçok ışık kaynağı ve yeni polimerizasyon yöntemleri geliştirilmiştir (Küçükeşmen 2006, Çelik ve Özel 2008).

Dental işlemlerde halojen ışık kaynakları yaygın olarak kullanılmaktadır (Rueggeberg 2000, Caughman ve Rueggeberg 2002, Hofmann ve ark 2002). Bu ışık kaynaklarının sahip oldukları elektrik enerjisinin %99'luk kısmı ısı enerjisine, geri kalan kısmı ise ışık enerjisine dönüşmektedir (Dunn ve Taloumis 2002, Swanson ve ark 2004). Geleneksel halojen ışık kaynaklarının uzun sürede polimerizasyon gerçekleştirme dezavantajının önüne geçmek amacıyla 400 mW/cm^2 ile 1000 mW/cm^2 arasında değişen ışık gücüne sahip halojen ışık kaynakları üretilerek kısa sürede polimerizasyon sağlanmıştır (Ritter ve ark 2005, Staudt ve ark 2005).

Literatür taraması yapıldığında farklı enerji güçlerine sahip halojen ışık kaynaklarının pulpa dokusu üzerinde meydana getirdikleri sıcaklık artışı üzerine birçok çalışma bulunmaktadır (Hubbezoğlu ve ark 2008, Oberholzer ve ark 2012). Bu tez çalışmasında da yüksek enerji yoğunluğuna sahip Optiluks 501 (850mW/cm^2) ışık kaynağı kullanılarak pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışları değerlendirilmiştir.

Kuartz tungsten halojen ışık kaynaklarının kısa ömürlü olması, zamanla kullanılan ekipmanlarının etkinliklerini kaybetmesi ve yüksek sıcaklık oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ancak LED ışık kaynakları, halojen ışık kaynaklarının bu dezavantajlarını ortadan kaldırmıştır (Stahl ve ark 2000, Soh ve ark 2003). Günümüzde yüksek enerji gücünde (600mW/cm^2-1000mW/cm^2) LED ışık kaynaklarının geliştirilmesi ve geniş dalga boyunda etkinlik gösterebilmesi ile tüm kompozitlerin polimerizasyonu gerçekleşebilmektedir (Price ve ark 2003). Fakat rezin materyallerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık kaynaklarının enerji güçlerindeki artışa bağlı olarak çevre dokularda farklı sıcaklık artışına yol açtığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Oberholzer ve ark 2012, Ramoğlu ve ark 2014). Bu literatür bilgileri doğrultusunda bu tez çalışmasında farklı enerji güçlerine sahip Elipar S10 (1000mW/cm^2), Valo LED (Standart mod- 1000mW/cm^2), Valo LED (Extra güç mod- 1400mW/cm^2) ışık kaynakları kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürelerini azaltmak ve polimerizasyon etkinliğini artırmak amacıyla plazma ark ışık kaynakları gündeme gelmiştir. Plazma ark ışık kaynaklarında polimerizasyon sürelerinin kısalması ile hızlı polimerizasyon gerçekleşmekte ve polimerizasyon büzülmesinde artış meydana gelmektedir (Çelik ve Özel 2008). Aynı zamanda uygulama süresine bağlı olarak istenmeyen sıcaklık artışlarına neden olduğu bildirilmiştir (Bektaş ve Siso 2006, Çelik ve Özel 2008). Bu tez çalışmasında da Valo LED ışık kaynağının 3200 mW/cm^2 ışık gücündeki plazma modu kullanılmıştır.

Klinik prosedürlerde rezin restoratif materyaller kendi adeziv sistemleriyle birlikte kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin kullanılmasının zayıflamış diş dokusuna bağlantıyı güçlendireceği, fonksiyonel stresleri dişe daha iyi ileteceği ve dağılmasını sağlayacağı bildirilmiştir (Van Meerbek ve ark 2003). Adeziv sistemlerin içerisinde bulunan HEMA molekülü bağlanmayı artırmada temel monomer olarak

tanımlanmaktadır. Bu molekülün hidrofilik karakteri sayesinde diş yüzeyini çok iyi ıslatabildiği bildirilmiştir (Scwartz ve ark 1996, Van Meerbek ve ark 2005). Yeni geliştirilen sistemlerde HEMA'nın yanında PDMD (Pyromellitik asit gliserol dimetakrilat) ve PENTA (Fosfatlanmış penta-akrilat-esteri) monomerleri de bulunabilmektedir. Bonding sistemleri; Bis-GMA (Bisfenol glisidil metakrilat), UDMA (Urethan dimetakrilat) gibi hidrofobik monomerlerden ve TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi viskozite düzenleyicilerden oluşmaktadır (Scwartz ve ark 1996, Van Meerbek ve ark 2005). Çoğu adeziv sistemler doldurucu partikül içermelerine rağmen doldurucu partikül içeren adeziv sistemler de bulunmaktadır. Literatürde rezin materyallerde doldurucu partikül bulunmasının sıcaklık iletimini azalttığı yönünde çalışmalar yer almaktadır (Hubbezoğlu ve ark 2008, Atai ve Motevasselian 2009). Farklı adeziv sistemlerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen sıcaklık artışını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (Öztürk ve ark 2004, Hubbezoğlu ve ark 2008). Bu tez çalışmasında da klinik koşulları yansıtmak ve kavite preparasyonları gerçekleştirilmiş dişlere rezin restoratif materyaller uygulanmadan önce bağlanmanın gerçekleştirilmesini sağlamak amacıyla farklı kompozisyona sahip Prime Bond NT ve SE Bond sistemleri kullanılarak polimerizasyon sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri araştırılmıştır.

Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında çevre dokularda iki farklı nedene bağlı sıcaklık artışı görülmektedir. Bunların birincisi monomer yapının polimer ağ yapısına dönüşümünde; monomer yapıda meydana gelen kimyasal reaksiyon sonucu oluşan ekzotermik reaksiyonun meydana getirdiği sıcaklık artışıdır. İkincisi ise kullanılan ışık kaynaklarının sahip olduğu enerjinin pulpa dokusunda meydana getirdiği sıcaklık artışıdır (Shortal ve Harrington 1998, Hanning ve Both 1999, Aguiar ve ark 2005, Bouillaguet ve ark 2005). Polimerizasyon sırasında meydana gelen bu iki farklı sıcaklık artışı için; ekzotermik sıcaklık artışının ışık kaynaklarından daha etkin olduğunu savunan çalışmaların yanı sıra, ışık kaynaklarının ekzotermik reaksiyondan daha fazla sıcaklık artışına neden olacağını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Lloyd ve ark 1986, Strang ve ark 1988, Masutani ve ark 1998).

Poliasit-modifiye kompozitler (Kompomerler), organik matriksi: UDMA, HEMA ve bütan tetrakarboksilik asit (TCB) monomer yapısından oluşmaktadır.

Doldurucu yapısı ise florosilikat cam içermektedir (Bala 1998). Al-Qudah ve ark (2005) yaptıkları çalışmalarında rezin modifiye cam iyonomer siman ile kompomer materyalinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda rezin modifiye cam iyonomerin kompomer materyalinden polimerizasyon sırasında daha yüksek sıcaklık artışı oluşturduğunu bildirmişlerdir. Rezin modifiye cam iyonomer simanın HEMA monomeri içerdiğini buna karşın kompomer materyalinin UDMA ve TCB rezin monomer yapısına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda farklı sıcaklık artışlarının meydana gelmesini materyallerin sahip olduğu farklı monomer yapısından ve miktarından kaynaklandığını iletmişlerdir. Bu literatür bilgisi doğrultusunda bu tez çalışmasında; pedodonti kliniklerinde rutin kullanılmakta olan, kompomer materyali olan Dyract XP materyalinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri araştırılmıştır.

Dental kompozitler temel olarak en sık Bis-GMA/ TEGDMA matriks monomer kombinasyonundan oluşmaktadırlar (Arcis ve ark 2002, Gönülol 2009). Bununla birlikte, düşük viskoziteye sahip Bis-DMA (bisfenol A dimetakrilat), MMA (metil metakrilat) ve EDMA (etilen glikol dimetakrilat) gibi monomerler de organik matrikse ilave edilerek farklı kompozisyona sahip dental kompozitler elde edilebilmiştir (O'Brien 1997, Craig 2000, Gönülol 2009). Dental kompozit rezinler içerisinde; kuartz, amorf silika, zirkonyum dioksit, baryum cam, barosilikat cam, baryum ve hidroksiapatit gibi inorganik doldurucu partiküller yer almakta ve bağlayıcı ajan olarak ise çoğunlukla organosilanlar kullanılmaktadır (Chen 2010, Yüksel 2011). Silanlar özellikle inorganik fazın silika partikülleri ile başarılı sonuç vermektedirler. Bu yüzden kompozit rezinlerde çoğunlukla; silika içerikli inorganik doldurucular yer almaktadır (Oduncu 2009).

Pedodonti kliniğinde kompozit materyaleri diş sert dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile tercih edilmektedirler. Kompozit rezinlerin gelişiminde, kompozit rezinlerin kompozisyonuna değişik büyüklükteki doldurucuların eklenmesiyle hibrit kompozit rezinler ve nano dolduruculu kompozitler elde edilmiştir (Fortin ve Vargas 2000, Roberson ve ark 2002, Hervás-García ve ark 2006). Kompozit materyallerinin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin farklılığı; restoratif materyalleri oluşturan doldurucu

tipine, doldurucu büyüklüğüne, rezin matriks hacmine ve yapısındaki organik matriks miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir (Hubbezoğlu ve ark 2008). Bu literatür bilgi doğrultusunda bu tez çalışmasında; pedodonti kliniklerinde rutin kullanılmakta olan mikrohibrit kompozit olan Filtek Z250 materyalinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri araştırılmıştır.

Süt dişleri; daimi dişlere göre daha geniş dentin tübül yapısına sahip olmasından dolayı süt dişlerinin geçirgenliğinin arttığı ve dış uyaranlardan daha kolay etkilendiği bildirilmiştir (Agematsu ve ark 2005). Pulpa içi sıcaklık artışının değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalarda; daimi kesici dişler, küçük azı ve büyük azı dişleri çok sık kullanılmaktadır (Öztürk ve ark 2004, Kodonas ve ark 2009, Mousavinasab ve ark 2012). Ancak süt dişlerinde pulpal mikrosirkülasyonun gerçekleştiği ve pulpa içi sıcaklık artışını araştıran çalışmaların yetersiz olmasından dolayı, bu çalışmada süt azı dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir.

Pulpa içi sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda kullanılacak olan insan dişleri; salin solüsyonu veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (Oberholzer ve ark 2012, Savaş ve ark 2014). Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında hazırlanan diş örnekleri dezenfeksiyonun sağlanması amacıyla timol içeren distile su içerisinde bekletilmiştir.

Çalışmalar incelendiğinde sınıf I, sınıf II ve sınıf V kavite açılmış dişlere yerleştirilen rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışları değerlendirilmiştir (Hanning ve Both 1999, Bouillaguet ve ark 2005, Daronch ve ark 2007, Rajesh Ebenezar ve ark 2010, Oberholzer ve ark 2012). Literatürde dentin kalınlığının pulpal dokulara sıcaklık geçişini azaltmada kritik faktör olduğunu ve histolojik çalışmalarda kalan dentin kalınlığının 1mm'den daha az olması durumunda pulpada yanık lezyonlarının oluşumunun gözleneceği bildirilmiştir (Selzer ve Bender 1984, Tjan ve Dunn 1988, Loney ve Price 2001). Kompozit ve kompomer materyallerinin üreticileri; polimerizasyon sürelerini 2 mm kalınlıktaki materyale göre karar vermektedir. Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında klinik koşulları yansıtmak, homojen ve maksimum polimerizasyon elde etmek için kavitelerin hazırlanmasında paralelometre cihazı kullanılmıştır. Paralelometre cihazı ile 2 mm derinliğinde 3x3 mm genişliğinde ve 1 mm dentin kalınlığına sahip sınıf I kaviteler hazırlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda polimerizasyon sırasında restoratif materyallerin sahip olduğu renk faktörünün sıcaklık iletiminde etkisini elimine etmek için A2 renginde rezin restoratif materyaller kullanılmıştır (Tjan ve Dunn 1988, Loney ve Price 2001). Bu bilgi doğrultusunda bu tez çalışmasında A2 renginde rezin restoratif materyaller kavitelere uygulanmıştır.

Pulpa içi sıcaklık ölçümünün değerlendirildiği çalışmalarda ısının daha iyi iletilmesi amacıyla ısı iletken maddeler kullanıldığından bu çalışmada da ısı iletici silikon kullanılmıştır (Ramoğlu ve ark 2014, Savaş ve ark 2014).

Pulpa dokusu üzerine termal uyaranların etkisinin azaltılmasında pulpa içinde meydana gelen pulpal mikrosirkülasyon önemli rol oynamaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt 2005a). Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık 43ºC'yi aştığında, pulpa içinde bulunan nöronlar uyarılmakta ve pulpa odasındaki kan dolaşımı artmaktadır (Raab 1992). Literatürdeki bazı çalışmalar pulpa-dentin kompleksinin ısıya karşı gösterdiği cevapta pulpal mikrosirkülasyonun rolünü incelemiş ve pulpal mikrosirkülasyonun soğutucu görevi gördüğünü bildirmişlerdir (Michalakis ve ark 2006, Yazıcı ve ark 2006, Kodonas ve ark 2009). Bu sebepten dolayı bu tez çalışmasında pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla Sarı ve ark (2013) tarafından tarif edilen pulpal mikrosirkülasyon düzeneği modifiye edilerek kullanılmıştır.

Pulpal mikrosirkülasyon düzeneğini taklit edebilmek için Daronch ve ark (2006) üst çene iki köklü premolar dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında kök kanalların genişletilmesinden sonra kök uçlarına paslanmaz çelik enjektör ucu sabitlemişlerdir. Kök uçlarından birinden sıvı girişini diğerinden ise sıvı çıkışı sağlayarak pulpal mikrosirkülasyonu taklit etmişlerdir. Savaş ve ark (2014) molar dişlerin mine-sement sınırının 2 mm altından bukkalingual yönde keserek, kök parçasını uzaklaştırmışlardır. Metal plaka üzerinde pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek için sıvı girişi ve çıkışını taklit eden enjektör ucu kullanmışlardır. Kron parçasını bu enjektör uçlarını içine alacak şekilde konumlandırdıktan sonra sabitleyerek pulpal mikrosirkülasyonu sağlamışlardır. Bu tez çalışmasında fizyolojik rezorpsiyona uğramış süt dişleri kullanıldığından dolayı Savaş ve ark (2014)'nın yaptıkları çalışmaya benzer olarak süt dişlerinin kalan kök yüzeyi mine-sement sınırının 2 mm altından olacak şekilde kesilerek uzaklaştırılmıştır. Şeffaf akrilik plak

üzerinde sıvı girişini ve çıkışını taklit etmek için şeffaf şırınga uçları kullanılmıştır. Süt dişlerinin kron parçası şeffaf şırınga uçlarını içine alacak şekilde sabitlenerek pulpal mikrosirkülasyon düzeneği hazırlanmıştır.

Kodonas ve ark (2009) yaptıkları çalışmada pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla hazırladıkları deney düzeneğinde 1 ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirmişlerdir. Bu tez çalışmasında bu literatür bilgisi ışığında vücut ısısını ve pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla 36-37ºC'de ve su banyosu cihazından faydalanılarak, 1ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Yapılan birçok çalışmada ışık kaynaklarının meydana getirdikleri sıcaklık artışlarının değerlendirilmesinde termal kameralar ve termocupllar kullanılmaktadır. Termal kameralar ısı enerjisinin meydana getirdiği kızıl ötesi dalga boylarını algılayarak kameranın odaklandığı bölgenin sıcaklığına göre, ekrana farklı renklerde görüntü sunan cihazlardır. Termal kamera kullanımı; diş yüzeylerinde sıcaklık değişimini değerlendirdiğinden pulpa odasında sıcaklık artışının değerlendirilmesinde termocupllar kullanılmaktadır (Anic ve ark 1996, Gökay ve Yoldaş 2000, Bouillaguet ve ark 2004, Aksakallı ve ark 2014). Literatür taraması yapıldığında termocuplların kompozit rezinin içine, kompozit rezinin ve dentin diskinin alt yüzeyine ve kavite açılmış dişlerin pulpa odasına yerleştirilerek kullanıldığı görülmüştür (Boullaguet ve ark 2005, Hubbezoğlu ve ark 2008, Yazıcı ve ark 2006). Bu tez çalışmasında amaç pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmek olduğu için pulpa odası tavanına, j tip termocupl ısı iletkeni yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirildi.

Rezin restoratif materyallerde, polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynağının oluşturduğu toplam enerji yoğunluğu kompozit rezinlerin özelliklerini belirleyen önemli faktörlerden biridir (Price ve ark 2004, Asmussen ve Peutzfeldt 2005, Özel Bektaş ve ark 2006). Yüksek ışık şiddetine sahip ışık kaynaklarının kısa süre uygulanması ile düşük ışık şiddetine sahip ışık kaynaklarının uzun süre kullanımının orantılı olarak rezin materyallerde eşit polimerizasyon derecesi oluşturacağı düşünülmektedir (Rueggeberg 1999, Price ve ark 2004, Bouillaguet ve ark 2005, Özel Bektaş ve ark 2006). Rueggeberg ve ark (2000) 2 mm kalınlığındaki kompozit materyalinin 500-800mW/cm^2 ışık gücüne sahip halojen ışık kaynakları ile 30-40 sn

polimerize edilmesinin gerekli olduğunu bildirmişlerdir (Rueggeberg ve ark 2000). Yap ve ark (2000) polimerizasyon sırasında meydana gelen sıcaklık artışını ışık gücü ve uygulama süresinin fonksiyonuna bağlamışlardır (ışık gücü x uygulama süresi). Bu literatür bilgileri doğrultusunda bu tez çalışmasında; toplam enerji yoğunluğunun, polimerizasyonda etkin olduğu prensibi ve ışık kaynağı üretici firmalarının tavsiyelerine göre polimerizasyon süreleri belirlenmiştir.

Literatür taraması yapıldığında ışık kaynaklarının rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında meydana getirdikleri sıcaklık değişikliklerine ait bulgular şöyledir:

Knezeviç ve ark (2005) farklı ışık kaynakları ile kompozit rezinin içine 1 mm'lik prob yerleştirerek polimerizasyon esnasında oluşan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artışını halojen tip ışık kaynağının 20 sn kullanıldığı grupta (13,5ºC), en düşük ısı artışını ise LED ışık kaynağının 10 sn kullanıldığı grupta (2,6ºC) elde etmişlerdir. Aynı sürelerde kullanılan farklı ışık kaynakları arasında halojen ışık kaynağının daha yüksek sıcaklık artışına yol açmasının yüksek enerji gücüne sahip olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Uzel ve ark (2006) halojen, LED ve plazma ark ışık kaynaklarının; braketlerin bonding aşamasında alt premolar ve kesici dişlerinde meydana getirdikleri sıcaklık artışlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık değişiklikleri (2,03ºC) alt kesici dişlerde halojen ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde etmişler, en düşük sıcaklık değişikliklerini (1,0 ºC) ise alt premolar dişlerinde plazma ark ışık kaynağının kullanıldığı grupta elde etmişlerdir. Işık kaynağı ile diş arasındaki mesafenin azalması ile meydana gelen sıcaklık değişiklikleri arasında ters orantı olduğunu bildirmişlerdir. Halojen ışık kaynağının LED ve plazma ark ışık kaynaklarına göre daha fazla sıcaklık artışına neden olmasının polimerizasyon süresinin uzun olmasına bağlamışlardır.

Ulusoy ve ark (2008) halojen, LED ve plazma ark ışık kaynaklarının 90 adet daimi molar dişlere yapıştırılan bukkal tüpün bonding aşamasında meydana gelen sıcaklık artışlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini (1,44 ºC) halojen ışık kaynaklarında, en düşük sıcaklık artış değerlerini (0,30ºC) plazma ark ışık kaynaklarında elde etmişlerdir. Plazma ark ışık kaynaklarının daha düşük sıcaklık artışına neden olmasını, kısa polimerizasyon süresinin kullanılması ile

ilişkilendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda yüksek enerji gücüne sahip olan ışık kaynaklarının pulpada termal hasar oluşturmadan molar bukkal tüplerin yapıştırılmasında güvenilir bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Malkoç ve ark (2010); halojen ışık kaynağı olarak Hilux (500 mW/cm^2) 40 sn, yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynağı olarak Optiluks 501 (850mW/cm^2) 40 sn, LED ışık kaynağı olarak Elipar Freelight (400 mW/cm^2) 20 sn ve plazma ark ışık kaynağı olarak Power PAC Plasma Curing (1200-1500mW/cm^2) 6 sn olacak şekilde kullanarak; 80 adet üst santral dişte braketlerin yapıştırılma aşamasında meydana gelen sıcaklık artışlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini (6,84 ºC) yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynaklarında elde etmişlerdir. En düşük sıcaklık artış değerlerini (0,96 ºC) ise plazma ark ışık kaynağında elde etmişlerdir. Bu çalışmada yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynaklarının daha fazla sıcaklık artışına neden olmasını uzun polimerizasyon süresine sahip olmasına bağlamışlardır. Plazma ark ışık kaynaklarının en yüksek enerji gücüne sahip olmasına rağmen daha düşük sıcaklık artışına yol açmasını ise kısa polimerizasyon süresine ve polimerizasyon sırasında meydana gelen toplam enerji miktarının daha düşük olmasına bağlamışlardır. Bonding sırasında kısa polimerizasyon sürelerinin kullanılmasını klinisyen ve hastalar için faydalı olacağını bildirmişlerdir.

Hubbezoğlu ve ark (2008) halojen ışık kaynağı olarak Heliolux DLX (750mW/cm^2)'i 40 sn, LED ışık kaynağı olarak Mini LED (1100mW/cm^2)'i 10 sn ve plazma ark ışık kaynağı olarak Apollo95 E Elite (1600mW/cm^2)'i 3 sn kullanarak 90 adet 2 mm kalınlığında dentin diski üzerine 2 mm kalınlığında yerleştirilen beş farklı kompozit materyalinin polimerizasyonu sırasında dentin diski altında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini (1,95ºC) halojen ışık kaynağında elde etmişlerdir. En düşük sıcaklık artış değerlerini de (0,34ºC) LED ışık kaynağında elde etmişlerdir. Çalışma sonucunda üç ışık kaynağı ile polimerizasyon sırasında pulpal hasara yol açacak kritik sıcaklık değerine ulaşılmadığını bildirmişlerdir.

Bouillaguet ve ark (2005) sınıf II kavite açılmış 3. molar dişlere 2 mm kalınlığında kompozit materyali yerleştirerek polimerizasyon sırasında pulpa odasında ve kompozit materyalinin dış yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışlarını

değerlendirmişlerdir. Çalışma için kullanılan daimi 3. molar dişlere kavite açıldıktan sonra pulpa odası 37 ºC'de su ile dolacak şekilde su banyosu cihazı içine yerleştirilmiştir. Kompozit materyalinin polimerizasyonunda yüksek yoğunluğa sahip halojen ışık kaynakları olan Astralis 10 (1200mW/cm^2) ve Swiss Master Light (3000mW/cm^2) ile LED ışık kaynağı olan Freelight 2 (1000 mW/cm^2)'yi kullanmışlardır. Polimerizasyon esnasında ışık kaynaklarının oluşturdukları sıcaklık artışları değerlendirildiğinde en yüksek sıcaklık artışlarını (17,72ºC) kompozit materyalinin dış yüzeyinde Swiss Master Light ışık kaynağının 20 sn kullanıldığı grupta elde etmişlerdir. En düşük sıcaklık artış değerlerini (2,62ºC) ise pulpa odası içinde Swiss Master Light ışık kaynağının 5 sn kullanıldığı grupta elde etmişlerdir. Çalışma sonucuna göre yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynaklarının LED ışık kaynaklarından daha fazla sıcaklık artışına yol açacağını, aynı zamanda artan polimerizasyon süresine bağlı olarak daha fazla sıcaklık artışının gözlenebileceğini bildirmişlerdir.

Hannig ve Bott (1999) sınıf II kavite açılmış, 1 mm dentin kalınlığına sahip dişlerde; 2 mm kalınlığında yerleştirilen kompozit materyalinin polimerizasyonu esnasında ışık kaynaklarının oluşturdukları sıcaklık değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışma için kullanılan daimi 3. molar diş kavite açıldıktan sonra pulpa odası 37ºC'de su ile dolacak şekilde su banyosu cihazı içine yerleştirilmiştir. Kompozit materyalinin polimerizasyonu sırasında bonding sistemlerini kullanmamışlardır. Çalışma sonuçlarına göre; halojen ışık kaynakları Heliolux (320mW/cm^2) 2,9°C, QHL 75 (505 mW/cm^2) 5,6°C ve Astralis 5 (515 mW/cm^2) 4,7°C sıcaklık artışına yol açarken, yüksek enerji yoğunluklu halojen ışık kaynakları olan; Elipar Highlight 6,9°C (730 mW/cm^2) ve Optilux 500 (670 mW/cm^2) 7,3°C sıcaklık artışına yol açmıştır. ADT 1000 PAC (1196 mW/cm^2) plazma ışık kaynağı ise 7,8°C sıcaklık artışına yol açmıştır. Araştırmacılar yüksek enerji yoğunluğuna sahip cihazların geleneksel ışık kaynaklarına göre daha yüksek sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir.

Üşümez ve Öztürk (2004) çalışmalarında dentin diski üzerinde iki farklı bonding ve kompozit sistemlerin dört farklı ışık kaynağı kullanmışlardır. LED ışık kaynağı Elipar Freelight (400mW/cm^2), Plazma Ark ışık kaynağı Power PAC (1200-1500mW/cm^2), yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynağı Optiluks 501

(850mW/cm^2) ve düşük enerji gücüne sahip halojen ışık kaynağı Hiluks (500mW/cm^2) ile polimerizasyonu esnasında oluşturdukları sıcaklık değişikliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek sıcaklık artışını Plazma Ark (Power PAC) ışık kaynağında 5,16ºC ve yüksek yoğunluklu halojen ışık kaynağında (Optiluks 501) 4,28 ºC olarak bulmuşlardır. En düşük sıcaklık artışını ise halojen (Hiluks) ışık kaynağında 1,13 ºC ve LED (Elipar S102) ışık kaynağında 1,27ºC olarak elde etmişlerdir. Optiluks 501 ve Plazma Ark ışık kaynaklarının; Hiluks ve Elipar Freelight ışık kaynaklarına göre daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasının, yüksek enerji güçlerine sahip olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Ramoğlu ve ark (2014) maksiller santral dişlere ortodontik bonding aşamasında Lux V (1000mW/cm^2) 15 sn, Elipar S10 (1200mw/cm^2) 10 sn, Valo LED (Extra Güç Mod) (1400mW/cm^2) 8 sn, Valo LED (Plazma Mod) (3200mW/cm^2) 3 sn olacak şekilde ışık kaynaklarını uygulamışlardır. En düşük sıcaklık değerlerini Valo LED (Plazma Mod) (1,74ºC) ışık kaynağında, en yüksek değerlerini ise LuX ışık kaynağında (2,6ºC) elde etmişlerdir. Çalışma sonucunda; mine ve dentin dokusu üzerinden pulpa dokusu üzerine ısı enerjisinin iletimi için belirli bir zaman diliminin gerekli olduğunu bunun sonucunda da Valo LED (Plazma mod) ışık kaynağında kısa polimerizasyon süresinin kullanılması ile düşük sıcaklık artışı değerlerinin elde edildiğini bildirmişlerdir.

Asmussen ve Peutzfeldt (2005) ise yukarıda anlatılan çalışmaların sonuçlarının aksine halojen ışık kaynaklarının LED ışık kaynaklarına göre daha fazla sıcaklık oluşturacağına dair bir genellemenin doğru olmayacağını, yüksek enerji gücüne sahip ışık kaynakları ile de yüksek sıcaklık artışlarının olabileceğini bildirmişlerdir.

Asmussen ve Peutzfeldt (2005)'i destekleyecek şekilde Santini ve ark (2008) yaptıkları çalışmada 37±1ºC'de su banyosu içine yerleştirilmiş dişlerde bonding sistemlerin ve rezin esaslı kompozitlerin polimerizasyonu esnasında iki farklı LED; Bluephase (1100mw/cm^2) ve Elipar S10 (1000mW/cm^2), kontrol grubu olarak da halojen ışık kaynağı Prizmatics (500mW/cm2) kullanarak meydana gelen sıcaklık artışlarını değerlendirmişlerdir. Bluephase ve Elipar S10 LED ışık kaynaklarının adeziv polimerizasyonu esnasında sırasıyla 5,2°C- 4,4 °C; halojen ışık kaynağının ise 3,8°C sıcaklık artışına yol açtığını bildirmişlerdir. Bluephase ve Elipar S10 LED

ışık kaynaklarının rezin kompozit polimerizasyonu esnasında sırasıyla 4,2°C -3,5°C; halojen ışık kaynağının 2,8°C sıcaklık artışına yol açtığını bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda LED ışık kaynaklarının halojen ışık kaynağına göre daha yüksek sıcaklık artışına yol açacağı bildirilmiştir. Çalışma sonucunda LED (Bluephase) ışık kaynağının diğer ışık kaynaklarına göre daha fazla sıcaklık artışına yol açmasını sahip olduğu yüksek enerji gücünden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir.

Yaptığımız literatür incelemesinden farklı ışık kaynaklarının rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında meydana getirdikleri sıcaklık artışlarının bir çok faktörden etkilendiğini, buna bağlı olarak da çalışmalarda farklı sıcaklık değerlerinin oluştuğu sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda literatürdeki bazı çalışmaların aksine halojen ışık kaynağı olan Optiluks 501, diğer ışık kaynaklarından genel olarak daha düşük sıcaklık artışına neden olduğu görülmüştür. Valo LED ışık kaynağının farklı modları ile Elipar S10 LED ışık kaynağı arasında fark gözlenmezken, halojen ışık kaynağının daha az sıcaklık artışına neden olmasının; halojen ışık kaynağı olan Optiluks ışık kaynağının daha düşük enerji gücüne sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda yüksek enerji gücüne sahip olan Valo LED Plazma Mod'un diğer kullanılan ışık kaynaklarına göre benzer sonuçlar oluşturması, polimerizasyon süresinin daha düşük olmasına ve rezin materyal tarafından soğurulan enerji miktarının (ışık gücü x uygulama süresi) birbirlerine yakın değerlere sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Literatür taraması yapıldığında bonding sistemlerinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerine ait bulgular şöyledir:

Tosun ve ark (2008) çürükten etkilenmiş ve sağlam dentin üzerine iki farklı bonding ve kompozit uygulamasında ışık kaynağı ile polimerizasyon sırasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda en yüksek sıcaklık artış değerleri (6,1 ºC) çürükten etkilenmiş dentin üzerine uygulanan bonding materyallerinin polimerizasyonunda kaydedilmiştir. Çalışma sonucuna göre çürükten etkilenmiş dentinin daha fazla sıcaklık artışına neden olduğunu fakat farklı bonding sistemlerinin aynı tip dentin üzerinde benzer sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir. Adeziv rezinlerin doldurucu içermeyen materyaller olduğunu ve rezin kompozit materyalinin polimerizasyonu sırasında ısı enerjisini

soğurarak pulpanın termal hasarının önlenmesinde dikkate değer bir şekilde katkı sağlayacağını bildirmişlerdir. Çalışmada elde edilen değerlerin kritik sıcaklık değerinden daha yüksek olduğunu fakat klinik koşullarda pulpada meydana gelen mikrosirkülasyonun, dentin tübül sıvı hareketinin ve periodontal dokuların sıcaklık artışını kısıtlayacağını bildirmişlerdir.

Bu literatür bilgileri doğrultusunda, çalışmamızda kullanılan Prime Bond NT ve SE Bond'un aynı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında istatistiksel olarak fark gözlenmemesi, literatür bilgisi ile doğrulanmaktadır. Prime Bond NT; PENTA ve UDMA rezin yapısı ile beraber nanofil doldurucu içermektedirler. SE Bond ise; 10-MDP, Bis GMA ve HEMA rezin yapısının yanı sıra mikrofil doldurucu içermektedir. Bu tez çalışması sonucunda hem mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı hem de mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı gruplarda elde edilen sıcaklık değerlerinin kritik sıcaklık değerine (5,5ºC) ulaşmadığı görülmüştür. Bonding sistemlerinin monomer yapısı ve doldurucu yapısının farklı olmasına rağmen ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında fark gözlenmemesinin bonding materyal kalınlığının çok ince olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Literatür taraması yapıldığında rezin restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerine ait bulgular şöyledir:

Ruyter ve Oysaed (1982), görünür ışığın çeşitli rezin materyaller içerisine penetrasyonunda farklılık olabileceğini bunun da sebebinin ışık uygulanmasını takiben rezin doldurucu partiküller tarafından bu ışığın farklı absorbe edilmesinden kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

Masutani ve ark (1988) yaptıkları çalışmada 5 farklı kompozit materyalin 5 farklı ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında oluşan sıcaklık artışını değerlendirmişler ve farklı rezin materyaller arasında sıcaklık farkı olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumun muhtemel nedenlerden birinin materyal içinde bulunan katalizör konsantrasyonlarındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

Müjdeci ve ark (2005) akışkan, kondanse edilebilir, hibrid ve ormoser esaslı kompozit rezinlerin kavitelere yerleştirilmesini takiben ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrası en yüksek sıcaklık artışını akışkan kompozit grubunda

gözlemişlerdir. Akışkan kompozit rezindeki yüksek sıcaklık artışı düşük orandaki inorganik partikül içeriğine (%39.7) bağlanmıştır. Akışkan kompozit materyalinin düşük inorganik partikül miktarına ve yüksek organik matriks oranına sahip olması nedeniyle polimerizasyon sırasında daha yüksek sıcaklık oluşmasına yol açtığını bildirmişlerdir.

Al-Qudah ve ark (2005) hibrit kompozit, akışkan kompozit, kondanse edilebilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanın polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini akışkan kompozitlerde elde etmişlerdir. En düşük sıcaklık artış değerlerini ise kompomer ve kondanse edilebilen kompozitlerde elde etmişlerdir. Akışkan kompozitlerin daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasını düşük doldurucu oranına sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini, konvansiyonel hibrit kompozitlerin rezin modifiye cam iyonomer simana göre daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasını ise daha fazla ekzotermik reaksiyona sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Yüksek doldurucu oranına sahip kompozit materyalinde ısı enerjisi doldurucu tarafından soğurularak matriksin ısınmasının önüne geçilmektedir.

Tosun ve ark (2008) kompomer materyali olarak Compoglass F ve kompozit materyali olarak Aelite LS materyalinin polimerizasyonu sırasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmada materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını gözlemlemişlerdir. Çalışma sonucunda rezin materyaller arasında fark gözlenmemesini her iki materyalin de yüksek doldurucu oranına (Compoglass F %77, Aelite LS %84) sahip olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Hubbezoğlu ve ark (2008) altı farklı kompozit materyali olan Admira (Ormoser esaslı kompozit), Filtek P60, Tetric Flow, Tetric Ceram (hibrit), Filtek Z250 (mikrohibrit) ve Premise (nanohibrit)'in ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini Admira ve Tetric Flow kompozit materyalinde, en düşük sıcaklık artış değerini ise Premise kompozit materyalinde elde etmişlerdir. Ormoserdeki sıcaklık artışının, diğer kompozit materyaline göre daha yüksek sıcaklık artışına yol açmasını ormoser materyalindeki düşük ışık iletimi veren farklı monomer yapılarından

kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Filtek Z250, Tetric Flow, Tetric Ceram ve Tetric Flow benzer tip doldurucu ve organik matrikse sahip olmasına rağmen farklı sıcaklık artışına neden olmuşlardır. UDMA esaslı Filtek Z250 ve Filtek P60 materyali arasındaki bu farkın doldurucu miktarı, başlatıcı ve doldurucuların silanizasyonu gibi faktörlerden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir.

Atai ve Motevasselian (2009) nanokompozit ve konvansiyonel hibrit kompozitin halojen ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında oluşturdukları sıcaklık değişimini inceledikleri çalışmada en yüksek sıcaklık artışını konvansiyonel hibrit kompozit materyalinde gözlemlemişlerdir. Nanokompozit materyallerinin konvansiyonel hibrit kompozitlere göre benzer doldurucu oranına sahip olmasına rağmen daha az sıcaklık artışı göstermesi partikül büyüklüklerinin daha düşük olmasına ve zirkonyum/silika tanecikleri içermesine bağlanabileceğini belirtmişlerdir. Bunun yanında hibrit kompozitlerin de yapısında bulunan nanopartiküler rezin monomerlerin ve makromoleküllerin hareketliliğini kısıtlayarak daha düşük polimerizasyon reaksiyon oranına ve ısı artışına sebep olabilecekleri düşünülmektedir.

Yaptığımız literatür incelemesinden farklı rezin restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışlarının birçok faktörden etkilendiğini, buna bağlı olarak da çalışmalarda farklı sıcaklık değerlerinin oluştuğu sonucuna varılmıştır. Farklı kimyasal kompozisyona sahip Dyract XP ve Filtek Z250 materyalinin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmesi literatür bilgileri ile doğrulanmaktadır. Dyract XP materyali; TCB rezin monomerinin yanı sıra Bis GMA, UDMA ve TEGDMA gibi monomer yapısından oluşmaktadır. İnorganik doldurucusu ise Florosilikat Cam'dır. Ortalama doldurucu büyüklüğü 0,8µm, doldurucu içeriğinin hacimce yüzdesi ise %47'dir. Filtek Z250 materyali; Bis GMA, TEGDMA, UDMA, Bis EMA monomer yapısından oluşmaktadır. İnorganik doldurucusu ise Zirkonyum/ silika'dır. Ortalama doldurucu büyüklüğü 0,6µm, doldurucu içeriğinin hacimce yüzdesi ise %60'dır. Bu bilgiler doğrultusunda, bu tez çalışmasında Dyract XP materyalinin Filtek Z250 materyaline göre daha yüksek sıcaklık değeri göstermesini; daha yüksek organik içeriği ile birlikte daha düşük inorganik partikül oranına sahip

olmasına ve daha büyük partikül büyüklüğünden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Bu sonuçtan yola çıkarak Dyract XP materyalinin polimerizasyonu sırasında daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasının pedodontistler tarafından dikkate alınması gerektiğini düşünmekteyiz.

Savaş ve ark (2014), pulpal mikrosirkülasyonun pulpa dokusu üzerine gelecek termal hasarı elimine edeceğini ve pulpal mikrosirkülasyonun ısı enerjisini dağıtacağını bildirmişlerdir.

Ramoğlu ve ark (2014), maksiller santral dişlere ortodontik bonding aşamasında; Lux V (1000mW/cm^2) 15 sn, Elipar S10 (1200mw/cm^2) 10 sn, Valo LED Extra Güç Mod (1400mW/cm^2) 8 sn, Valo LED Plazma Mod (3200mW/cm^2) 3 sn olacak şekilde ışık kaynaklarını uygulamışlardır. Pulpa içinde 0,026 ml/dk olacak şekilde mikrosirkülasyonun gerçekleştirildiği ve sıcaklık ölçümünü değerlendirdikleri çalışmada en düşük sıcaklık değerleri Valo LED (plazma mod) (1,74ºC) ışık kaynağında, en yüksek değerlerini ise Lux V ışık kaynağında (2,6ºC) elde etmişlerdir. Çalışma sonucunda mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmasının; mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ve sabit bir sıcaklıkta su tankının kullanıldığı çalışmalara göre, su akışının olmasının ile klinik koşulları daha iyi yansıtacağını bildirmişlerdir.

Kodonas ve ark (2009) 3 farklı halojen ışık kaynağı, diod lazer, plazma ark ve mercury metal halide ışık kaynağı kullanarak olarak kanin, lateral ve santral dişleri üzerinde bleaching uygulaması sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerini mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak ve kullanılmadan değerlendirmişlerdir. Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin kullanılmadığı düzenekte ışık kaynakları ve kullanılan dişlerin tipine göre sıcaklık değerlerinin 2,6ºC ile 23,2ºC arasında değiştiğini kaydetmişlerdir. Pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekte ise ışık kaynaklarının ve kullanılan dişlerin tipine göre sıcaklık değerlerini 0ºC ile 3,3ºC arasında kaydetmişlerdir. Çalışma sonucunda pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı düzenekte ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerinin kritik sıcaklık değerini aşmadığını bildirmişlerdir. İn vitro olarak yapılan bu çalışmada, pulpal mikrosirkülasyonun taklit edilmeye çalışılmasına rağmen pulpal

sinir sisteminin, pulpal kan akışındaki değişikliklerin, dentin tübülleri içindeki sıvı hareketinin ve dentin pulpa kompleksinin düzenleyici rolünün göz ardı edilmesine bağlı olarak çalışmanın tam olarak *in vivo* koşulları taklit etmediğini bildirmişlerdir.

Literatür bilgisini doğrulayacak şekilde çalışmamızın sonuçları mikrosirkülasyonun kullanıldığı ve kullanılmadığı düzenekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermiştir. Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenekte elde edilen sıcaklık değerleri, mikrosirkülasyonun kullanılmadığı düzenekte elde edilen sıcaklık değerlerine göre daha düşük bulunmuştur. En yüksek sıcaklık artış değeri (3,97ºC) mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı SE Bond uygulaması sonrasında Valo LED (Plazma mod) ışık kaynağı ile gerçekleştirilen polimerizasyon sırasında kaydedilmiştir. En düşük sıcaklık artış değeri (1,42ºC) ise pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı Filtek Z250 materyalinin Optiluks 501 ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında elde edilmiştir.

Bu sonuçlardan yola çıkarak, mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ölçümlerde ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin kritik sıcaklık değerini aşmadığı ancak klinik koşulları yansıtması bakımından mikrosirkülasyonlu düzeneğin kullanılmasının *in vivo* şartları daha iyi taklit edeceğini düşünmekteyiz.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi sıralanmaktadır;

- Rezin materyallerin; Elipar S10, Optiluks 501, Valo LED'in Standart mod, Extra güç mod ve Plazma modları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin, pulpa için kritik değer olan 5,5ºC'yi aşmadığı görüldü.

- Halojen ışık kaynağı Optiluks 501'in genel olarak, diğer ışık kaynaklarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sıcaklık artışına yol açtığı gözlendi.

- Valo LED'in Standart mod, Extra güç mod ve Plazma modları ile Elipar S10 ışık kaynağı arasında; ortaya çıkan sıcaklık değerleri karşılaştırıldığında, genel anlamda istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü.

- Çalışmada bonding sistemi olarak kullanılan Prime Bond NT ve SE Bond'un polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerleri karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlendi.

- Çalışmada restoratif materyal olarak kullanılan Dyract XP ve Filtek Z250'nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerleri karşılaştırıldığında Dyract XP'nin daha yüksek sıcaklık artışına neden olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu.
- Pulpal mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanıldığı gruplar ile mikrosirkülasyonun kullanılmadığı gruplar arasında ortaya çıkan sıcaklık değerleri karşılaştırıldığında, pulpal mikrosirkülasyonun kullanıldığı gruplarda daha düşük sıcaklık değerleri elde edildi ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

Sonuç olarak diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmakta olan yüksek enerji gücüne sahip halojen ve LED ışık kaynaklarının, rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa dokusu üzerinde meydana getirdikleri termal etkinin yıkıcı hasar oluşturmayacağı düşünülmektedir. Halojen ışık kaynağı ile karşılaştırıldığında filtre edilmemesi, sessiz, küçük ve taşınabilir ve uzun ömürlü olmalarından dolayı klinik uygulamalarda, çocuk diş hekimliğinde LED ışık kaynaklarının güvenilir olarak kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda, restoratif materyallerin kompozisyonlarının polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerini etkileyeceği tespit edilmiştir. Çalışmamızda Dyract XP'nin polimerizasyonu sırasında 1,84 ºC -3,35ºC arasında sıcaklık artışının meydana geldiği görülmüştür. Ancak bu artış pulpa için kritik değer olarak kabul edilen 5,5ºC'yi aşmamıştır. Bu sebeple süt dişlerinde Dyract XP'nin güvenilir olarak kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak; diş hekimliğinde restoratif işlemler sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerinin, pulpa dokusunda meydana getirdiği sıcaklık artışını değerlendirmek için mevcut çalışmaların *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKLAR

Acar Ö, Erkut S, 2013. Tooth Preparation and pulpal response: Literaure review. J Dent Fac Atatürk Uni, 23, 282-8.

Agematsu H, Abe S, Shiozaki K, Usami A, Ogata S, Suzuki K, et al, 2005. Relationship between large tubules and dentin caries in human deciduous tooth. Bull Tokyo Dent Coll, 46, 7-15.

Aguiar FHB, Barros GKP, Santos AJS, Ambrosano GMB, Lovadino JR, 2005. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thickneses: An in vitro study. Oper Dent, 30, 602-7.

Aksakallı S, Demir A, Selek M, Taşdemir S. Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. Acta Odontol Scand, 72(1), 36-41.

Albers HF, 1999. Resin polymerization. Adapt Report, 6, 1-6.

Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL, 2005.Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. J Dent, 33: 593-602.

Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL, 2007. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperaturerise during photocuring. J Dent, 35, 238-45.

Ana PA, Blay A, Miyakawa W, Zezell DM, 2007. Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr YSGG at low fluences. Laser Phys Lett, 4(11), 827-34.

Anic I, Pavelic B, Peric B, Matsumoto K, 1996. In-vitro pulp chamber temperature rises associated with argon laser polymerization of composite resins. Laser Surg, 19, 438-44.

Arcis RW, Lopez-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodriguez-Clemente R, Murtra J, 2002. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. Dent Mater,18(1), 49-57.

Asmussen E, Peutzfeld A, 2005a. Temperature rise induced by some light emitting diyote and quartz tungsten- halogen curing units. Eur J Oral Sci, 113, 96-8.

Asmussen E, Peutzfeldt A, 1998. Influence OF UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent mater, 14, 51-6.

Asmussen E, Peutzfeldt A, 2002. Light–emmitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. Quintessence Int, 34, 71-5.

Asmussen E, Peutzfeldt A, 2005b. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. Eur J Oral Sci, 113, 417-21.

Atai M, Motevasselian F, 2009.Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. Clin Oral Invest, 13, 309-16.

Bagis B, Atilla P, Cakar N, Hasanreisoglu U, 2007. Immunohistochemical evaluation of endothelial celladhesion molecules in human dental pulp: Effects of tooth preparation and adhesive application. Arch Oral Biol, 52, 705-11.

Bala O, 1998. Poliasit-Modifiye kompozit rezinler (Kompomerler): Literatür taraması. Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg, 1(2), 113-18.

Baldissara P, Catapano S ve Scotti R, 1997. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. Oral Rehabil, 24, 791- 801.

Basting RT, Serra AL, Rodrigues JR, 2002. In situ micro hardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. J Oral Rehabil, 29, 11, 87-95

Bayırlı G, 1999a. Endodontik Tedavi II, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Yayınları.

Bayırlı G, 1999b. Pulpanın histolojisi ve fizyolojisi, Diş pulpası ve ağrı, İstanbul.

Bayne SC, Thompson JY ve Taylor DF, 2002. Dental Materials. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.) Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry St. Louis: Mosby, p. 135-228.

Bektaş Ö, Siso H, Eren D, 2006. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. EÜ Dişhek Fak Derg 27, 117-24.

Beriat NC, Nalbant D, 2009. Water absorption and HEMA release of resinmodifiedglass-ionomers. Eur J Dent, 3, 267–72.

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J ve Leloup G, 2007. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dental Materials, 23(1), 51-9.

Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci L, 2005. Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 72(2), 260-7.

Bowen RL ve Marjenhoff WA, 1992. Dental composites/glass ionomers: the materials. Advances in Dental Research, 6, 44-9.

Brannstrom M, 1986. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. J Endod, 12, 453-7.

Cadenaro M, Marchesi G, Antoniolli F, Davidson C, De Stefano Dorigo E, Breschi L, 2009. Flowability of composites is no guarantee for contraction stres reduction. Dent Mater, 25(5), 649-54.

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, 2011. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Aust Dent J, 56, 31-44.

Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS, 1990. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. J Prosthet Dent, 63, 513-21.

Caughman WF, Rueggeberg FA, 2002. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent,* 27, 636-8.

Cavalcanti BN, Lage-MarQues JL, Rode SM, 2003. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. J Prosthet Dent, 90(5), 447-51.

Cekic-Nagas I ve Ergun G, 2011. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. Journal of Applied Oral Science, 19(4), 403-12.

Chang JC, Wilder-Smith P, 1998. Laser-induced thermal events in empety and pulp dental pulp chambers. Lasers Surg Med, 22(1), 46-50.

Chen MH, 2010. Update on dental nanocomposites. J Dent Res, 89(6), 549-60.

Civelek A, Özel E, 2004. Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği, Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi, 23, 34-8.

Craig RG, 2000. Direct esthetic restorative materials. Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book Inc, St Louis, 244-267.

Çekiç I, Ergün G, 2007. Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları, GÜ Diş Hek Fak Derg, 24(2), 131-6.

Çelik Ç, Özel Y, 2008. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 2, 109-15.

Çınar Ç. 2011. Çocuk diş hekimliğimde adeziv sistemlerin tarihsel gelişimi ve sınıflandırılması Türkiye Klinikleri J Sci-Special Topics, 2(2), 1-7.

Dabanoğlu A, Yücel T, 2003. Farklı polimerizasyon tekniklerinin yüzey sertliği üzerine etkileri, Araştırmalar İÜ, 5, 84-8.

Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E, 2004. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. J Dent, 32, 479-88.

Danesh G, Davis H, Duda S, Kaup M, Ott K, Schafer E, 2004. Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing sources and a plazma arc lamp. Am J Dent, 17, 203-8.

Daronch M, Rueggeberg F A, Hall G, De Goes MF, 2007. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. Dent Mater, Oct, 23(10), 1283-8.

Davidson CL, Mjör AI, 1999. Glass ionomer cements. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Paris, Barcelona, Sao Paulo, Moscow, Praque and Warsaw.

Dayangaç, G.B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi.

de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L ve Sinhoreti MA, 2009. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? Operative Dentistry, 34(5), 551-7.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve diğerleri, 2005. A critical review of the durability adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res, 84(2), 118-132.

Deb S, Sehmi H, 2003. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. Dent Mater, 19(6), 517-522.

Dunn WJ, Taloumis, 2002. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing lights Am J Dentofacial Orthop, 122, 236-41.

Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH ve Robinson SJ, 1997. Current concepts on adhesion to dentin. Critical Reviews in Oral Biology&Medicine, 8 (3), 306-35.

Embery G, Hall R, Waddington R, Septier D, Goldberg M, 2001. Proteoglycans in dentinogenesis. Crit Rev Oral Biol Med, 12, 331-49.

Erickson RL, 1992. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent supplement, 5, 81-94.

Erickson RL, Barkmeier WW ve Latta MA, 2009. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dental Mater, 25(11), 1459- 67.

Fahey M, Onyejekwe O, Lawrence Mason H, Mitra K, 2008. Precise dental ablation using ultra-short-pulsed 1552nm laser Int J Heat Mass Trans, 51(23), 5732-39.

Fejerskov O, Nyvad B, Kidd EAM, 2008. Pathology of dental caries. In: O. Fejerskov and E.Kidd. Dental Caries The Diseaseand Its Clinical Management Second ed. Victoria: Blackwell publishing, p.19-48.

Ferracane JL, 1995. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med, 6, 302-18.

Ferracane JL, 2011. Resin Composite-State of the art. Dental materials, 27, 29-38.

Fleming MG ve Maillet WA, 1999. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. Journal of the Canadian Dental Association, 65(8), 447-50.

Fortin, D. ve Vargas, M.A, 2000. The spectrum of composites: new techniques and materials. J Dent Assoc, 131, 26-30.

Freedman G, Leinfelder K, 2002. Seventy-generated adhesive systems. Dent Today, 21(11), 106-11.

Fuks AB, 2008. Süt dişlenmede pulpa tedavisi. In: Pinkham JR, Casamassimo PS, Mc Tigue DJ, Fields HW, Nowak AJ. Çeviri editörleri: Tortop T, Tulunoğlu Ö. Bebeklikten ergenliğe çocuk diş hekimliği. Dördüncü baskı, Atlas Kitapçılık, p. 375-93.

Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM, 2002. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. J Adhes Dent, 4, 41-7.

Goldberg M, Smith AJ, 2004. Cells and Extracellular Matrices of Dentin and Pulp: A Biological Basis for Repair and Tissue Engineering. Crit Rev Oral Biol Med, 15, 13-27.

Goldstein RE, 1998. Esthetics in Dentistry.(2. ed.). London: B.C. Decker Inc.

Gökay O, Yoldaş Ç, 2000. Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşturdukları ısı değişimlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 27, 37-43.

Gönülol N, 2009. Nanodolduruculu Kompozitlerde Farklı Bitirme ve Cila Tekniklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişimine Etkisi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, (Doktora Tezi), Ankara.

Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P, 2006. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit Angle Orthod, 76, 682-8.

Hanning M, Bott B, 1999. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization eith various light-curig sources. Dent Mater, 15, 275-81.

Hargreaves KM, Goodis HE, 2002. Seltzer and Benders: Dental pulp Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago, p. 110-116, 232-233, 264-9.

Hervás-García, A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau- Escribano A, Fos-Galve P, 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal, 11, 215-20.

Hoffmann N, Hugo B, Klaiber B, 2002. Efffect of irridation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci, 110, 470-1.

Hubbeoğlu İ, Doğan A, Doğan OM, Demir H, 2008. Kompozit rezin materyallerinin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında oluşan ısısaldeeğişikliklerin incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 11(1), 16-22.

Ikejima I, Nomoto R, MCCabe JF, 2003. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle sizeand silanation. Dent Mater, 19(3), 206-11.

Ilıe N, Hickel R, 2011. Resin composite restorative materials. Aust Dent J, 56(1), 59-66.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B, 2001. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. J Adhes Dent, 3(3), 237-245.

Jackson R.D, Morgan M, 2000. The new posterior resins and a simplified placement technique. JADA, 131, 375-383

Karaoğlanoğlu S, Akgül N, Özdabak HN, Akgül HM, 2009. Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. Dent Mater J, 28, 96-101.

Kidd EAM, Smith BGN, Watson TF ve Pickard HM, 2003. Pickard's Manuel of Operative Dentistry (8. ed.). New York: Oxford University Press.

Kim KH, Ong JL ve Okuno O, 2002. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent, 87(6), 642-9.

Knezeviç A, Tarle Z, Meniga A, Stualo J, Pichler G, 2005. Influence of light intensity from diffferent curing units upon composite temperature rise. J Oral Rehabil, 32, 362-7.

Kodonas K, Gogos C, Tziafa C, 2009. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. J of Dent, 37(6), 485-490.

Küçükeşmen Ç, 2006. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 9(2), 127-37.

Lauer HC, Kraft E, Rothlauf W, Zwingers T, 1990. Effects of the temperature of water cooling during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. J Prosthet Dent, 63, 407-14.

Lazaridou D, Belli R, Kramer N, Petschet A, Lohbauer U, 2014. Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. Eur Arch Paediatr Dent,16, 165-172.

Lee IB, Min SH, Kim SY, Ferracane J 2010. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. Dent Mater, 26(5), 443-8.

Lefkowitz W, Robinson HBG ve Postle HH, 1958. Pulpal response to cavity preparation. J Prosthet Dent, 8, 315-24.

Leinfelder KF, 2001. Dentin Adhesives fort he twenty-first century. Dent Clin North Am, 45(1), 1-6.

Leinfelder, K.F., Bayne, S.C. ve Swift, E.J. Jr, 1999. Packable composites: overview and technical considerations. Journal of Esthetic Dentistry, 11, 5, 234-49.

Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E, 1986. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater, 2, 170-4.

Loney RW, Price RB, 2001. Temperature transmission of high output light-curing units through dentin. Oper Dent, 26, 516-20.

Lutz F ve Phillips RW, 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent, 50(4), 480-8.

Malkoç S, Uysal T, Üşümez S, İşman E,Baysal A, 2010.In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. Am J Orthop.137,3, 379-83.

Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M, 1997. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. Journal of Dentistry, 25, 6, 441-58.

Marshall Jr GW,1993. Dentin: microstructure and characterization. Quintessence International, 24(9), 606-17.

Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW, 2010. A review of adhesion science. Dent Mater, 26, 11-16.

Martins GR, Cavalcanti BN, Rode SM, 2006. Increase in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. J Prosthet Dent, 96, 328-31.

Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW, 1988. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. Dent Mater, 4, 174- 7.

Matsumoto K, 2004. Laser treatment of hard tissue lesions. J Oral Laser Applications. 4, 235-48.

Matthews B, Andrew D, 1995. Microvascular architecture and exchange in teeth. Microcirculation, 2, 305–13.

McCabe JF, Walls AWG, 2008. Applied Dental Materials. 9th ed, Oxford, Blackwell Publishing.

Meyer MW, 1993. Pulpal blood flow: use of radio-labelled microspheres. Int Endod J, 26, 6–7.

Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N, 2006. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used fort he direct fabrication of provisional restorations. J Prosthet Dent, 96, 418-23.

Mjör IA, Sveen OB, Heyeraas KJ, 2001. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: normal structure and physiology. Quintessence Int, 32, 427-46.

Mjör IA, 2002. Initial reactions to tooth preparation. In: I. A. Mjör. Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry. Istanbul, Quintessence Publishing, p. 23-38.

Mjör IA, Sveen OB, Heyeraas KJ, 2002. Normal structure and physiology. In: Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Carol Stream IL Quintessence Pub. Co., p.1-22.

Mjör, I.A. 2009. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. Braz Dent J, 20(1), 3-16.

Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M, 2012. Temperature Rise during Primer, Adhesive, and Composite Resin Photopolymerization of a Low-Shrinkage Composite Resin under Caries-Like Dentin Lesions. ISRN dent.8.

Munksgaard EC, Peutzzfeldt A, Asmussen E, 2000. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin composite cured with halogen or plasma light. Eur J Oral Sci, 108, 341-5.

Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan DCN, 2006. Direct Anterior Restorations. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS (Ed.).In: Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach, Illinois, Quintessence Publishing Co, p. 261-88.

Müjdeci A, Yeşilyurt A, Gökay O, 2005. Kompozit rezinlerin polimerzasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. AÜ Diş Hek. Fak. Derg, 32(3), 163-9.

Nakabayashi N, 1992. The hybrid layer: a resin-dentin composite. Proceedings of the Finnish Dental Society, 88(1), 321-9.

Narhi MV, 1985. The characteristics of intradental sensory units and their responses to stimulation. J Dent Res, 64, 564-71.

Nicholson JW, 2007. Polyacid-modified composite resins (compomers) and their use in clinical dentistry. Dent mater, 23(5), 615-22.

Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA, 1996. Dentin bonding: Sem comparasion of the resin dentin interface in primary and permanent teeth. J Dent Res, 75(6), 1396-403.

O'Brien WJ, 1997. Dental materials and their selection 2nd ed. Quintessence Publishing Co. Inc.

Oberholzer TG, Makofane ME, du Preez IC, George R, 2012. Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. Eur J Prosthodont Restor Dent, 20(2), 50.

Oduncu BS, 2009. Farklı dolgular kullanılarak hazırlanmış dental kompozitlerin ışık ile sertleştirilmesi sırasındaki polimerizasyon büzülmesinin incelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi, FBE Biyomühendislik Anabilim Dalı (Yüksek Lisans Tezi), İstanbul.

Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF, 1995. Light and setting times of visible light cured orthodontic adhesives. J Clin Orthod, 29(1), 31-6.

Okiji T, 2002. Pulp as a connective tissue. In: K. M. Hargreaves and H. E. Goodis. Seltzer and Bender's Dental Pulp. First ed, Istanbul, Quintessence Publishing, p. 63-94.

Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Ozer F, 2004. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. Oper Dent, 29, 325–32.

Özçobanoğlu G, Durutürk L, 2013. Süt dişlerinde pulpa ve dentinin histolojik yapısal özellikleri. Acta Odontol Turc, 30(2), 99-109.

Özel E, Soyman M, 2003. LED ışık kaynakları, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 13(3),13-7.

Öztürk B, Üşümez A, Öztürk AN, Ozer F, 2004. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. J Prost Dent, 436-40.

Park SH, Krejci I, Lutz F, 2002. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. Oper Dent, 27, 30-7.

Pashley DH, 1992. Smear layer: overview of structure and function. Proceedings of the Finnish Dental Society, 88(1), 215-24.

Pashley DH, Carvalho RM, 1997. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent, 25(5), 355-72.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA, 1993. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence International, 24(9), 618-31.

Pashley DH, Liewehr FR, 2006. Structure and functions of the dentin- pulp complex. Cohen S, Hargreaves KM, eds. Pathways of the pulp. 9th edn. St Louis: Mosby Elsevier, p. 460-513.

Pashley DH, Liewehr FR, 2006. Structure and Functions of the dentin- pulp complex. Cohen S, Hargreaves KM, In: Patways of the pulp. 9th ed, St. Louis, Mosby Elsevier, p.460-513.

Perdigão J (2007). New developments in dental adhesion. Dental Clinics of North America, 51(2), 333-57.

Perdigao J, Swift Jr EJ, 2002. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry, St. Louis, Mosby, p. 234-68

Peumans, M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B, 2005. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. Dental Materials, 21(9), 864-81.

Price RB, Felix CA, Andreou P, 2003. Evaluation of a secondgeneration LED curing light. J Can Dent Assoc; 69(10), 666-7.

Price RB, Fellx CA, Andreou P, 2004 Effect of resin composite composition and irridation distance on the performance of curing lights. Biomaterials, 2, 4465-77.

Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J, 2007. Direct composite materials. Dent Clin North AM, 51(3), 659-75.

Qvıst V, Poulsen A, Teglers PT, Mjör IA, 2010. The longevity of different restorations in primary teeth. Int J Paediatr Dent, 20(1), 1-7.

Raab WH, 1992. Temperature related changes in pulpal microcirculation. Proc Finn Dent Soc, 88, 469-79.

Raab WH, Muller H, 1989. Temperature- dependent cahanges in the microcirculation of the dental pulp. Dtsch Zahnarztl Z, 44, 496-97.

Rajesh Ebenezar AV, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S, Srinivasan MR, 2010. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: an in-vitro study. J Conserv Dent, 13, 132–35.

Ramoglu SI, Karamehmetoglu H, Sari T, Usumez S, 2014. Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. Angle Orthod, 85,3, 381-5.

Rapp R, 1992. Vasculer patways within pulpal tissue of human primary teeth. J Clin Pediatr Dent, 16,183-201.

Retief DH, 1973. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. Journal of Dental Research, 52(2), 333-41.

Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA, 2005. Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage and microhardness of composite restorations; Journal of Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.78, 302-11.

Robberson TM, Heymann HO, Swift EJ, 2011. Art and Science of Operative Dentistry, 196-215, 497-526

Roberson, T.M., Heymann, H.O. ve Ritter A.V. (2002). Introduction to composite restorations. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby, 473-99.

Rueggeberg FA, 1999. Contemporary İssues in photocuring. Compend Contin Educ Dent Supl, 25, 4-15.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, 1994. Effect of light ıntensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent, 19, 26-32.

Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ, 2000. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. J Esthet Dent, 12, 340 –9.

Ruyter IE, Oysaed H, 1982. Conversion in different depts of ultraviolet and visible light activated composite materials. Acta Odontol Scand. 40(3), 179-92.

Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone A C, 2011. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. Dent Mater, 27(12), 1221-28.

Santamaria M Jr, Milagres D, Iyomasa MM, Stuani MBS, Ruellas ACO, 2007. Initial pulp changes during orthodontic movement: histomorphological evaluation, Braz Dent J, 18(1), 34-9

Santini A, Watterson C, Miletic V, 2008. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. Open Dent J, 2, 137–41.

Sarı T, Çelik G, Usumez A, 2015. Temperature rise in pulp and gel during laser-activated bleaching: in vitro. Lasers Med Sci, 30, 577–82.

Savaş S, Botsalı MS, Küçükyılmaz E, Sarı 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. Dent Mater, 33(6), 764-9.

Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, 2010. Shrinkage stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Rewiew. J Dent Biomech,, 1-14.

Schneider, LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC, 2011. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. J Oral Sci, 53(4), 413-9.

Schubert L, 1957. Temperature messungen im zahn wahrend des schleif-und bohrvorgangs mittels des lictsrichgalvanometers. Zahn Welt, 58:768.

Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Sntos JD, 1996. Fundamentals of Operative Dentistry. USA, Quintesssence Publishing Co, Inc, p. 141-86.

Seltzer S, Bender IB, 1984. The dental pulp, Biologic considerations in dental procedures. Third edition, Philadelphia, JB Lippincott. Ref in: Bayırlı G. Pulpanın histolojisi ve fizyolojisi. Diş pulpası ve ağrı, İstanbul, 1999b.

Seltzer S, Bender IB, 1984. The dental pulp: biologic considerations in dental procedures (2), 320J. B. Lippincott Co, Philadelphia, p. 252–26

Shortall AC, Harrington E, 1998. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. J Oral Rehab, 25, 908-13.

Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF, 2010. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. J Appl Oral Sci, 18(3), 207-14.

Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O, 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Research, 9(5), 373-87.

Smail SRJ, Patterson CJW ve Mclundie AC, 1988. In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. J Oral Rehabil, 15, 361-6.

Smith AJ, 2002. Dentin formation and repair. In: KM Hargreaves and HE Goodis. Seltzer and Bender's Dental Pulp. First ed. Istanbul, Quintessence Publishing, 41-62.

Smith AJ, Cassidy N, Perry H, Begue-Kirn C, Ruch JV, Lesot H, 1995. Reactionary dentinogenesis. Int J Dev Biol, 39, 273-80.

Soh MS, Yap AU, Siow KS, 2003. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. Oper Dent, 28, 707-15.

Soh MS, Yap AUJ, Siow KS, 2003. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights, Operative Dentistry, 28(4), 371-77.

Solak H, 1991. Değişik pH Derecelerinde Çeşitli İyonların Minenin Madde Kaybına Etkileri. DoktoraTezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW, 2000. Lightemitting diode (LED) polymerisation of dentalcomposites: flexural properties and polymerisation potential. Biomaterials, 21, 1379-85.

Staquet MJ, Durand SH, Colomb E, Romeas A, Vincent C, Bleicher F ve ark, 2008. Different roles of odontoblasts and fibroblasts in immunity. J Dent Res, 87, 256-61.

Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kliaridis S, Krejci I, 2005. Light curing time reduction with a new high power halogen lamp. Am J Dentofacial Orthop, 128, 749-54.

Strang R, Patterson CJW, McLundie AC, Cummings A. Smail SRJ, 1988. In-vitro temperature rises produced by five polymerizing light sources. J Oral Rehab, 15, 361-6.

Sturdevant JR, Lundeen TF, Sluder Jr TB, 2002. Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion. In: T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). Sturdevant's Art Science of Operative Dentistry St. Louis, Mosby, p. 15-61.

Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ, 2004. Shear bond strength of orthodontic bracketsbonded with light-emiting diode curing units at various polymerization times. Am J Dentofacial Orthop, 125, 337-41

Swift EJ Jr, 2002. Dentin/enamel adhesives :rewiew of the literature. Pediatr Dent, 24(5), 456-61.

Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO, 1995. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence International, 26(2), 95-110.

Takeya M, 1984. Effect of acid etching on the human tooth enamel: improvement of its clinical application. Dent Mat J, 3(2), 220-45.

Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J, 2000. Effect of argon laserirradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. Am J Dentofacial Orthop, 118, 274-79.

Tjan AH, Dunn JR, 1988. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. J Prosthet Dent, 59, 433-8.

Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal J I, Caballos L, Cabrerizo-Vilchez MA, 2001. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. Am J Dent, 14(4), 205-10.

Torres CP, Balbo P, Gomes-Silva JM, Ramos RP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC, 2005. Effect of individual or simultaneous curing on sealant bond strength. J Dent Child, 72(1), 31-5.

Tosun G,Usumez A, Yondem I, Sener Y, 2008. Temperature rise under normal and caries- affected primary tooth dentin disks during polymerization of adhesives and resin-containing dental materials. Dent Mater, 27(3), 466-70.

Trowbridge HO, Kim S, 1998. Pulp development, structure and function. In: S. Cohen and R. C. Burns. Pathways Of The Pulp, Sixth ed, St. Louis, Mosby Publishing, 296-336.

Tyas MJ, 1998. Clinical evalution of a plyacid-modified resin composite (compomer). Oper Dent, 23, 77-80.

Tziafas D, 2007. Dentinogenic potential of the dental pulp: facts and hypotheses. Endodontic Topics, 17, 42-64.

Ulusoy C, Irmak O, Bagis YH, Ulusoy OI, 2008. Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. Eur J Orthod, 30, 413–7.

Ulusoy N, Bağış YH, Yoldaş Ç, 1998. Yeni nesil dentin bonding ajanların dentin yüzeyine uygulanma işlemlerinin SEM ile incelenmesi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci, 4, 34-40.

Usumez A, Ozturk N, 2004. Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: effect of type of curing unit. Int J Prosthodont, 17, 200–4.

Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I, 2006. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. Angle Orthod, 76, 330–4.

Van Dijken JW, Pallasen U, 2011. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation. Dent Mater, 27(2), 150-6.

Van Meerbeek B, Landuyt KV, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J,Lambrechts P, Peumans M, 2006. Bonding to Enamel and Dentin. In: Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Eds: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Hilton JF, 3rd ed, Quintessence Publishing Co, Inc., p.183-260.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve diğerleri, 2010. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater, 26(2), 100-21.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimato M, Peumans M, Lammbrechts P ve diğerleri, 2005. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J, 24(1), 1-13.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J ve diğerleri, 2006. Bonding to Enamel and Dentin. In: J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz.

Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach, Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc., p. 183-260.

Van Meerbeek B. Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL, 2011. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater, 27(1), 17-28.

Van Meerbek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G, 2003. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent, 28, 215-35.

Vargas MA, Cobb DS, Schimit JL, 1998. Polymerization of Composite Resins: Argon Laser vs Conventional Light. Oper Dent, 23, 87-93.

Vitalariu A, Caruntu ID, Bolintineanu S, 2005. Morphological cahanges in dental pulp after the teeth preparation procedure. Rom J Morphol, 46, 131-6.

Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF, 2000. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molar: final results after 42 months. Br Dent J, 22, 189-93.

Whitworth JM, Nunn JH, 2001. Paediatric endodontics. In: Welbury RR. Paediatric Dentistry. Oxford University Press, 139-69.

Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S, 2011. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. J Conser Dent, 14(2), 136-9.

Yap AU, Pek YS, Cheang P, 2003. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. J Oral Rehabil, 30, 1-8

Yap AU, Wong NY, Siow KS, 2000. Composite cure and shrinkage associated with high intensity cuing light. Oper Dent, 25, 98-103.

Yazıcı AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD, 2006. Comparasion of Temperature Changes in the pulp Chamber induced by various light curing Units, In vitro. Oper Dent, 31, 261-5.

Yoshida, Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H ve diğerleri, 2004. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Den Resea, 83(6), 454-8.

Yüksel Ç, 2011.Polimerik esaslı diş dolgu kompozitlerinin özelliklerine çeşitli doldurucu partiküllerin etkisi. Yıldız Teknik Üniversitesi, FBE Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı (Yüksek Lisans Tezi), İstanbul.

Zach L, Cohen G, 1965. Pulp Response To Externally Applied Heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol,19, 515-30.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A, 2010. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 120(11), 972-986.

8. ÖZGEÇMİŞ

Trabzon'un Şalpazarı ilçesinde 1986 yılında doğdu. İlkokul eğitimini Beşikdüzü Merkez İlköğretim Okulu'nda, ortaokulu Beşikdüzü Anadolu İmam Hatip Lisesi'nde ve lise eğitimini Beşikdüzü Anadolu Öğretmen Lisesi'nde tamamladı. 2005 yılında girdiği Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 2010 yılında mezun oldu. 2011 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.