



T.C.

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YAPIDAKİ CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF
MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT
DİŞİ PULPA ODASINDA OLUŞAN SICAKLIK
DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DT. ÇİĞDEM ÇUKURCU
UZMANLIK TEZİ**

**SIVAS
2019**



T.C.

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YAPIDAKİ CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF
MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT
DİŞİ PULPA ODASINDA OLUŞAN SICAKLIK
DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DT. ÇİĞDEM ÇUKURCU
UZMANLIK TEZİ**

**DOÇ.DR. ARİFE KAPTAN
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SIVAS
2019**

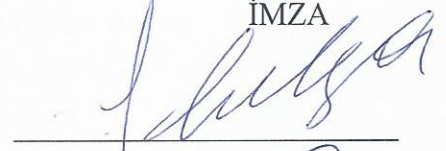
“Farklı Yapıdaki Cam İyonomer Esaslı Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Esnasında Süt Dişı Pulpa Odasında Oluşan Sıcaklık Değişikliklerinin Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

AD-SOYAD

İMZA


Başkan

Prof. Dr. Firdevs TULGA ÖZ



Üye

Doç. Dr. Arife KAPTAN



Üye

Doç. Dr. Burak BULDUR



ONAY

Bu tez çalışması, 02/05/2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne, her konuda bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan, desteğini ve hoşgörüsünü hiçbir zaman esirgemeyen, öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum çok değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Arife KAPTAN'a,

Uzmanlık eğitimim sırasında bana karşı her zaman anlayışlı olan ve her konuda desteğini yanımda hissettiğim kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Fatih ÖZNURHAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum, tüm tecrübelerini ve bilgisini sabırla benimle paylaşan, kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Burak BULDUR'a,

Eğitimim süresince destek ve yardımlarından dolayı hocam Sayın Doç. Dr. Murat ÜNAL'a,

Uzmanlık projemi destekleyen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Tezimin istatistiksel veri analizinde yardımını esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Ziyet ÇINAR'a,

Tanıtmaktan ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, uzmanlık eğitimimi daha keyifli ve anlamlı kılan çalışma arkadaşlarım Dt. Özge Nur GÜVENDİ, Dt. Elif TEKİN, Dt. Mevlüt KAYABAŞI ve Uzm. Dt. Merve Nur AYDIN'a,

Pedodonti Anabilim Dalı çatısı altında birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz sevgileri, sabırları, özverileri ve hoşgörülerini ile bugüne gelmemde en çok emeği geçen, her durumda ve şartta en iyi koşulda büyütüp yetiştiren, bana başarıma gücü veren değerli annem Fatma ve babam Haydar ÇUKURCU'ya, canım kardeşim Burak ÇUKURCU'ya,

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve tezimin hazırlanmasının her aşamasında sabır, anlayış ve hoşgörü ile hep yanımda olan, her koşulda desteğini esirgemeyen sevgili Dt. Alperen BÜYÜKKÖK'e

Teşekkürlerimi saygı ve sevgilerimle sunarım.

ÖZET

FARKLI YAPIDAKİ CAM İYONOMER ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN POLİMERİZASYONU ESNASINDA SÜT DİŞİ PULPA ODASINDA OLUŞAN SICAKLIK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Çiğdem ÇUKURCU

Uzmanlık Tezi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

Sivas, 2019

Bu çalışmada, farklı yapıdaki cam iyonomer esaslı dört farklı restoratif materyalin (Dyract XP, Photac Fil Quick Aplicap, GC Fuji II LC ve GCP Glass Fill) polimerizasyonu esnasında pulpal mikrosirkülasyon taklit edilerek, farklı dentin kalınlıklarında süt dişi pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan 80 adet çürüksüz süt molar dişine, paralelometre cihazı yardımı ile 3x3 mm genişliğinde ve 2 mm derinliğinde sınıf I kaviteler açıldı. Örnekler kavite tabanı ve pulpa odası tavanı arasında kalan dentin kalınlığı 1 mm ve 2 mm olmak üzere iki gruba ayrıldı. Her bir restoratif materyal, 1 mm ve 2 mm dentin kalınlığında 10'ar örnek olacak şekilde üretici firma talimatları doğrultusunda kavitelere yerleştirildi ve ışık cihazlarıyla (Valo LED, GCP Carbo-LED) polimerizasyonları gerçekleştirildi. Materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpa odasında ortaya çıkan sıcaklık artışları, pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenekler kullanılarak, J tip termokupl ile ölçülerek kaydedildi. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Varyans analizi ve Tukey testi kullanıldı.

Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa odasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). En düşük sıcaklık artış değerleri, 2 mm dentin kalınlığı bulunan örneklerde Dyract XP grubunda gözlenirken, en yüksek sıcaklık artışı 1mm dentin kalınlığına sahip GCP Glass Fill grubunda gözlendi. Restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışları farklı dentin kalınlığına

sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$). En yüksek sıcaklık artış değerleri 1 mm dentin kalınlığına sahip gruplarda gözlemlendi.

Kullanılan restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin, her iki dentin kalınlığında da pulpa için kritik değer olan 5,5 °C'yi aşmadığı görüldü.

Anahtar sözcükler: Süt dişi, Pulpal sıcaklık artışı, Dentin kalınlığı, Pulpal mikrosirkülasyon



ABSTRACT**THE EVALUATION OF THE TEMPERATURE CHANGES IN PRIMARY
TEETH PULP CHAMBER DURING THE POLYMERIZATION OF
DIFFERENT GLASS IONOMER BASED RESTORATIVE MATERIALS****Dt. Çiğdem ÇUKURCU****Dissertation, Department of Pediatric Dentistry****Sivas, 2019**

The purpose of this study is to evaluate the temperature changes in primary teeth pulp chamber with different dentin thicknesses during the polymerization of four glass ionomer based restorative materials (Dyract XP, Photac Fil Quick Aplicap, GC Fuji II LC and GCP Glass Fill).

Eighty extracted, caries-free, primary molars were prepared as occlusal cavities with a surface area of 3x3 mm and a depth of 2 mm by parallelometer device. The samples were divided into two groups as the thickness of the remaining dentin between the pulp chamber and the cavity floor were 1 mm and 2 mm. Each restorative material was placed in the cavities in accordance with the manufacturer's instructions, with 10 samples in each 1 mm and 2 mm dentin thicknesses, and polymerizations were performed with light devices (Valo LED, GCP Carbo-LED). During the polymerization of the materials, temperature increases in the pulp chamber were recorded by a J type thermocouple while using a pulpal microcirculation setup. Variance analysis and Tukey test were used for statistical evaluation of the data.

There was a statistically significant difference between the temperature changes occurring in the pulp chamber during the polymerization of the restorative materials used in the study ($p < 0.05$). The lowest temperature increase was observed in Dyract XP group with 2 mm dentin thickness while the highest temperature increase was observed in GCP Glass Fill group with 1mm dentin thickness. Dentin thicknesses was significantly associated with the temperature changes during the polymerization of the restorative materials ($p < 0.05$). The highest temperature increase was observed in groups with 1 mm dentin thickness.

The temperature changes during the polymerization of the restorative materials used did not exceed 5.5 °C, which is critical for pulp at both dentin thicknesses.

Keywords: Primary teeth, Pulpal temperature increase, Dentin thickness, Pulpal microcirculation



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİLLER.....	xii
TABLolar.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Diş Dokusunun Yapısı.....	4
2.1.1. Dentin- Pulpa Kompleksi.....	4
2.1.2. Dentin.....	4
2.1.3. Pulpa.....	7
2.2. Diş Dokusunda Sıcaklık Artışı ve Nedenleri.....	11
2.2.1. Sıcaklık Artışının Diş Dokularında Neden Olduğu Hasar.....	11
2.2.2. Diş Dokularının Sıcaklık Artışına Karşı Cevabı.....	12
2.2.3. Diş Dokularında Sıcaklık Artış Ölçümleri.....	13
2.3. Pedodontide Kullanılan Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyaller.....	14
2.3.1. Cam İyonomer Simanlar.....	14
2.3.2. Giomerler.....	16
2.3.3. Cam Karbomerler.....	17
2.4. Diş Hekimliğinde Bisfenol-A'nın Yeri.....	19
2.5. Amaç.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	22
3.1. Etik Kurul Onayı.....	22
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	22
3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması ve Dişlerin Hazırlanması.....	25

3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması	25
3.5. İstatistiksel Analiz	35
4. BULGULAR.....	36
5. TARTIŞMA.....	39
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	48
7. KAYNAKLAR	50
8. ÖZGEÇMİŞ	65



SİMGELER VE KISALTMALAR

±	Artı-eksi
%	Yüzde
µm	Mikrometre
Δt	Delta t /Sıcaklık farkı
ark.	Arkadaşları
AVAs	Arteriyovenöz anastomozlar
BFA	Bisfenol-A
Bis-DMA	Bisfenol-A Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A Glisil Metakrilat
EDTA	Etilendiamin Tetraasetik Asit
GCİS	Geleneksel cam iyonomer siman
Gr	Gram
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
LED	Light emitting diode
ml/dk	Mililitre/dakika
mm	Milimetre
mmHg	Milimetre civa
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
n	Sayı
NaOCl	Sodyum hipoklorit
°C	Santigrat derece
p	p değeri
PAA	Poliakrilik asit
PRG	Önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman

sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
TCB	Bütan tetrakarboksilik asit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TMPTMA	Trimetilol propan trimetakrilat



ŞEKİLLER

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.....	24
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları	25
Şekil 3.3. a: Oklüzal yüzeyin hazırlanması, b: Köklerin uzaklaştırılması.....	27
Şekil 3.4. a: Pulpa artıklarının temizlenmesi, b: Pulpa odasının NaOCl ile yıkanması	27
Şekil 3.5. Oklüzal yüzeye etiket yapıştırılması ve oje ile boyanması.....	28
Şekil 3.6. Kalan dentin kalınlıklarının kumpas ile kontrol edilmesi	28
Şekil 3.7. Pulpal mikrosirkülasyonun taklit edildiği deney düzeneği.....	29
Şekil 3.8. Şeffaf şırınga uçları ile termokuplın akrilik plak üzerine yerleştirilmesi ..	30
Şekil 3.9. Pulpa odasına termal macun enjekte edilmesi.....	30
Şekil 3.10. Dişlerin akrilik plağa sabitlenmesi	31
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan su banyosu cihazı	31
Şekil 3.12. Termokuplın yerleştirilmesi ve sıvı girişinin deney düzeneğinde gösterilmesi	33
Şekil 3.13. Veri kaydedici cihaz	34
Şekil 3.14. Polimerizasyon işlemi ve ölçümlerin gerçekleştirilmesi.....	35
Şekil 4.1. Farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışının grup içi karşılaştırılması ...	38

TABLolar

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri	23
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları ve özellikleri	24
Tablo 3.3. Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları	26
Tablo 4.1. 1 mm dentin kalınlığındaki örneklerde materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışı değerleri	36
Tablo 4.2. 2 mm dentin kalınlığındaki örneklerde materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışı değerleri	37
Tablo 4.3. Farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışının grup içi karşılaştırılması .	38

1. GİRİŞ

Dental teşhiste ve tedavilerde kullanılan birçok ürün ve prosedürün biyolojik dokular üzerinde kısmen zararlı etkileri bulunmaktadır (1). Diş sert dokuları termal yalıtkan (2), diş yapılarının canlılığından sorumlu olan pulpa dokusu ise ısıya karşı hassastır (1). Dental tedaviler sonucunda meydana gelen sıcaklık artışının pulpa dokusu üzerindeki zararlı etkileri diş hekimliği için önemli bir kaygı teşkil etmektedir (3).

İntrapulpal sıcaklık artışına; kavite hazırlama prosedürleri, beyazlatma işlemi, lazer uygulamaları, dental materyallerin parlatılması ve ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonu da dahil olmak üzere çeşitli faktörler neden olabilmektedir (4,5). Polimerizasyon esnasında oluşan sıcaklık artışı iki ana faktörden kaynaklanabilmekte olup bunlar; malzemelerin polimerizasyonu sırasında ışık kaynağı tarafından üretilen ısı ve materyalin polimerizasyonu esnasında gerçekleşen ekzotermik reaksiyon sonucu oluşan ısıdır. Işık kaynağının ışık yoğunluğu, kalan dentinin kalınlığı, restoratif materyallerin kompozisyonu, ışık kaynağı ile malzeme yüzeyi arasındaki mesafe, ışık kaynağı pozisyonu ve maruz kalma süresi gibi bir dizi ek faktör de polimerizasyon sırasında pulpa odasının sıcaklığını etkileyebilmektedir (6-8). Bunlara ek olarak süt dişlerinin, daimi dişlere göre daha geniş dentin tübül yapısına sahip olması; süt dişlerinin geçirgenliğini arttırmış ve dış uyaranlardan daha kolay etkilenebilir duruma gelmesine neden olmuştur (9).

Zach ve Cohen (10) yaptıkları *in vivo* bir araştırma sonucu; 5,5 °C'lik pulpa içi sıcaklık artışının, pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15'inde nekroz görüldüğünü; 11 °C'lik pulpa içi sıcaklık artışının dişlerin %60'ının ve 16 °C'lik pulpa içi sıcaklık artışının ise %100'ünün pulpasında irreversible değişikliklere neden olduğunu bildirmişlerdir.

Pulpada meydana gelen sıcaklık artışı; dişe uygulanan enerjinin miktarına (11) ve bu enerjiye maruz kalınan süreye bağlıdır (12). Sıcaklık artışında dentin ve dentinin geometrik yapısı da önemli bir rol üstlenmektedir. Kalan dentin kalınlığının azaldığı durumlarda pulpa sıcaklık artışına daha hassas hale gelmektedir (13,14).

Çocuk diş hekimliğinin temel görevi; süt ve daimi dişlerdeki çürük ve diğer defektleri, doku devamlılığını ve bütünlüğünü koruyarak onarmak, iyi bir estetik ve

fonksiyonel sonuç elde etmektir. Bu amaçla diş hekimliği kliniklerinde sıklıkla kullanılan cam iyonomer esaslı restoratif materyaller, çocuk diş hekimliğinin vazgeçilmez materyallerindendir. Günümüze kadar, cam iyonomer siman restoratif materyali üzerinde farklı modifikasyonlar yapılarak, materyale farklı özellikler kazandırılmıştır (15).

Cam iyonomer simanlar mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal bağlanma, florür salınımı yaparak antikaryojenik özellik gösterme, dişe yakın düşük ısıl genleşme katsayısı ve sertleşme sırasında düşük büzülme göstermesi gibi avantajlara sahiptir. Ancak bu simanlar, düşük kırılma ve aşınma direnci göstermesinin yanı sıra; nem kaybına bağlı çatlak ve yarıklar oluşması, nem kontaminasyonu varlığında sertliğinin azalması ve çözünmenin artması gibi dezavantajlar da göstermektedir (16,17). Cam iyonomer simanların içerisine rezin ilave edilerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) üretilmiştir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 rezinden oluşmaktadır. En büyük avantajı; polimerizasyonunun, ilave edilen metakrilat monomerleri sayesinde ışık aktivasyonuna sahip olması ve aynı zamanda cam iyonomer simanlardaki gibi asit-baz reaksiyonu gösterebilmesidir. Bu materyallerin kullanımlarının geleneksel cam iyonomer simanlardan (GCİS) daha kolay olduğu, basınca ve aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek olduğu, bitirme ve cilalama işlemlerinin hemen yapılabildiği ve estetik uyum gösterebildiği bildirilmiştir (18). Cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinlerin üstün özelliklerini bir araya getirerek poliasit modifiye kompozit rezinler geliştirilmiş ve “kompomer” adı verilmiştir. Yapısında rezin, asit monomeri, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve doldurucu olarak florosilikat cam bulunmaktadır (19). Süt dişlerine uygulanan cam iyonomer siman ve kompomer restorasyonların klinik başarısı karşılaştırıldığında, kompomer restorasyonlarda anatomik form, marjinal uyum, kenar renklenmesi ve aproksimal kontakın cam iyonomer siman ile yapılan restorasyonlara göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir (20).

Rezin ilavesiyle birlikte restoratif materyallerin estetik ve fiziksel özellikleri arttırılmıştır (21). Bununla birlikte rezin bazlı dental materyallerin, polimerize olmamış monomerlerin çözünmesi nedeniyle toksik olabileceği de düşünülmektedir (22). Bisfenol-A (BFA) dental kompozit rezin yapısının bir monomeridir. Çocuk diş

hekimliğinde kullanımı her geçen gün artan rezin bazlı fissür örtücüler ve dolgu materyallerinin yapısında bulunan BFA ve türevleri; östrojen hormonuna çok benzer (ksenöstrojen) sentetik bir yapıya sahiptir (23). BFA gibi kimyasalların; insan ve hayvanlarda hormon sistemine ciddi zararlar verdiği, bunun da yalnızca üremeyi değil, vücut gelişimini ve davranışları da etkilediği ileri sürülmektedir (24).

Rezin, monomer, metal ve BFA içermeyen cam karbomer dolgu materyali, içeriğinde nano-florür-hidroksiapatit parçacıkları bulunduran yeni bir restoratif materyal olarak tanımlanmıştır (25). Üretici firma, cam karbomer dolgunun mükemmel klinik performans sergilediğini ve nano boyutlu toz parçacıkları ve florür-hidroksiapatit yapısı nedeniyle, birçok geleneksel ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman dolgu materyaline göre daha üstün olduğunu iddia etmektedir (26). Cam karbomer, GCİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma zamanına sahiptir, daha hızlı sertleşir, estetik başarısı ve translusentliği daha iyidir, aşınma direnci ve kırılma kuvvetinin daha yüksek olmasının yanısıra florür salınım ve yeniden yüklenme özelliği vardır (25). Firma önerisi doğrultusunda; sertleşme sürecinde çıkış gücü 1500 mW/cm^2 olan ve 60-90 sn süreyle kullanılan ışık cihazının kullanımıyla mekanik özelliklerinin önemli oranda arttırıldığı bildirilmiştir (25). Yüksek güç çıkışlı ışık kaynağının uzun sürelerde kullanılmasının cam karbomer materyalinde sıcaklık artışına neden olacağı bildirilmiştir (27).

Bu çalışmada, farklı yapıdaki cam iyonomer esaslı dört farklı restoratif materyalin (Dyract XP, Photac Fil Quick Aplicap, GC Fuji II LC ve GCP Glass Fill) polimerizasyonu esnasında farklı dentin kalınlıklarında süt dişi pulpa odasındaki sıcaklık değişikliklerinin pulpal mikrosirkülasyonun taklit edildiği deney düzeneğinin kullanılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Dokusunun Yapısı

2.1.1. Dentin-Pulpa Kompleksi

Dentin ve pulpa dokularının embriyolojik kökenleri, anatomik, biyolojik ve kimyasal yapıları yönünden farklılık göstermelerine rağmen fizyolojik ve patolojik durumlar karşısında oldukça hassas bir denge içerisinde, tek bir doku gibi hareket etmektedirler. Sert ve yumuşak dokuların bu uyumu ve etkileşimi içindeki pulpa ve dentin dokuları, dentin-pulpa kompleksi olarak isimlendirilmektedir (28).

2.1.2. Dentin

Dentinin yaklaşık %70'i inorganik maddelerden, %20'si organik matriksten, %10'u ise sudan oluşmaktadır. En önemli inorganik komponent hidroksiapatit olmakla beraber; inorganik kısımda kalsiyum, fosfor, karbondioksit, magnezyum, sodyum, potasyum, klorid, florür, sülfür, bakır, demir, çinko ve kurşun gibi mineraller yer alır (28). Organik matriksin %90'ı ise kollajendir. Organik matriksin geri kalan %10'luk kısmını ise fosfoproteinler, proteoglikanlar, asidik glikoproteinler, büyüme faktörleri ve yağlar oluşturmaktadır (29).

Süt ve sürekli diş dentini morfolojik yapı ve histolojik özellikleri bakımından birbirine benzemektedir (30). Bununla birlikte süt dişinde dentin prenatal ve postnatal olmak üzere iki tabakadan oluşur ve prenatal dentinin yoğun ve homojen yapısına karşılık postnatal dentinin daha az yoğun ve daha poröz bir yapı gösterdiği görülmektedir (29).

• Dentin Dokusu Fonksiyonu

Dentin dokusu, oluşumu ve özelliklerinden dolayı primer, sekonder ve tersiyer dentin olmak üzere gruplara ayrılarak incelenebilir.

Dişin gelişimi sırasında meydana gelen dentine, **primer dentin** adı verilir. Bu dentin, pulpa odasını çevreleyerek dentinin taslağını oluşturur. Diş ağız içerisinde fonksiyona gelene ve apeksogenezis tamamlanana kadar primer dentin yapımı devam eder (31).

Dentinogenezisin başlangıcında sentezlenen primer dentinin dış tabakasına **manto dentin** denir. Bu tabaka, primer dentinin diğer kısımlarına göre daha az mineralizedir (31).

Odontoblastlar primer dentini yaptıktan ve diş sürdükten sonra ağır ağır dentin yapmaya devam ederken dentin içinde uzantılarını bırakarak dentin tübüllerini oluştururlar. Dentin tübüllerinin içinde odontoblast uzantılarının bulunması dentinin canlı bir doku olduğunu gösterir (32,33).

Dişin kök oluşumu tamamlandıktan ve diş ağız içerisinde fonksiyona geldikten sonra, dişin hayatı boyunca daha yavaş oranda yapımı süren dentine **sekonder dentin** denir. Sekonder dentin ve primer dentin aynı odontoblastlar tarafından oluşturulduğu için tübüler yapının devamlılık gösterdiği görülür. Sekonder dentin, primer dentine göre daha az mineralizedir ve daha düzensiz yapıdadır (31).

Sekonder dentin yapımının devamı esnasında, kimyasal iritanlar, çürük, restoratif işlemler, atrizyon ve diğer travmalar gibi değişik uyaranlara cevaben dişin hayatı boyunca şekillenen dentin matriksi **tersiyer dentin** olarak adlandırılmıştır (28). Tersiyer dentin, reaksiyoner (irritasyon) ve reperatif (tamir) olmak üzere iki şekilde meydana gelebilmektedir (31).

Reaksiyoner dentin (İrritasyon dentini): Çürük veya yaralanmanın pulpaya ulaşmadığı ve odontoblastlarda hasara neden olmadığı durumlarda postmitotik odontoblastların uyarılması sonucu meydana gelmektedir (31,34).

Reperatif dentin (Tamir dentini): Çürük veya pulpa yaralanması ile odontoblastların ölümü sonucu pulpa hücrelerinden farklılaşan odontoblastlar veya odontoblast benzeri hücreler tarafından oluşturulduğu ifade edilmiştir. Odontoblast benzeri hücrelerin oluşturduğu dentin genellikle düzensiz yapılıdır. Tübüller sıklıkla daha düzensiz, dentin daha az mineralizedir ve primer dentine oranla daha fazla organik madde içermektedir (31).

Dentinin pulpal kısmında çeşitli kalınlıklarda uzanan dentin tipi **predentin** olarak adlandırılır. Mineralize olmamış dentin matriksidir ve kollajen, glikoproteinler ve proteoglikanlar içerir. Aktif dentinogenezisin meydana geldiği yerlerde en kalındır ve varlığı dentinin devamlılığının sağlanması için önemlidir(31). Predentin

tabakası, süt dişlerinde koronal bölgeden kökün orta üçlüsüne doğru giderek azalmakta ve apikal bölgede kaybolmaktadır (35).

Sklerotik dentin; çürük, atrizyon, abrazyon ve kavite preparasyonu gibi stimülasyonlar sonucu pulpanın canlılığını sürdürebilmek için dentin tübüllerinin, minerallerin birikimi sonucu kalsifik materyal ile dolması, peritübüler dentinin hacimce artması ile tübüllerin daralması ve geçirgenliklerinin azalması ile meydana gelir (32,34).

• Dentin Tiplerinin Yapısal Özellikleri

Dentinde, odontoblastların sitoplazmik uzantılarının ve dentin sıvısının bulunduğu çok sayıda dentin tübülü mevcuttur (32). Dentin tübülleri pulpadan mine-dentin bileşimine doğru ışımsal olarak uzanırlar. Pulpaya doğru gidildikçe kalınlıkları artar (31).

Dentin tübüllerinin etrafını saran tabakaya “*peritübüler (intratübüler) dentin*” denir. Bu tabakadaki organik matriks çok incedir ve sık liflerden oluşur (32). Peritübüler dentinde bir miktar da inorganik yapı mevcuttur ve intertübüler dentinden %40 daha fazla mineralizedir (31). Peritübüler dentin kalınlığının ise süt dişlerinde sürekli dişlerdeki orana 2-5 kat daha fazla olduğu gözlenmiştir (36).

Dentin tübülleri arasındaki alanlara “*intertübüler dentin*” adı verilir. İntertübüler dentin organik bir yapıdır ve organik matriks içinde inorganik bir yapı mevcuttur. Odontoblastların primer salgılarını uyarır ve apatit kristallerinin biriktiği sıkı örülmüş tip I kollajen fibril ağını içerir (32). Organik matriksteki kollajen lifler peritübüler alandakinden daha kalındır. İnorganik yapısı ise kristaller şeklindedir ve bunlara apatit kristalleri denir (31).

Pashley (37), dentin tübüllerinin oranını mineye yakın dentinde sadece %1, pulpaya yakın derin dentinde ise %22 olarak hesaplamıştır. Dentin tübüllerinin sayı ve çaplarındaki bu artış, pulpaya yakın bölgedeki dentinin geçirgenliğinin artmasıyla sonuçlanır. Ayrıca, dentin tübülleri odontoblastik uzantıları içerir ve pulpaya direkt bağlantıyı oluşturur (38).

Süt dişlerinde, intertübüler matriks içerisinde dentin tübüllerine paralel olarak konumlanmış geniş kanallar olduğu gözlenmiştir. Bu kanalların çapları dentin

tübüllerinin çaplarından yaklaşık 10 kat daha fazla olup peritübüler dentin benzeri bir yapı ile çevrelenmiştir. Dentin tübüllerinden farklı olarak bu kanallarda odontoblast uzantısı olmadığı ancak içlerinde mineralize kollajen lifler bulunduğu belirtilmektedir. Çalışmalar, geniş kanalların süt dişlerde sürekli dişlere oranla daha fazla bulunduğunu göstermektedir. Süt ve sürekli dişler arasındaki bu yapısal farklılıklar nedeniyle süt dişlerinin geçirgenliğinin ve duyarlılığının arttığı ve dış etkilere daha kolay etkilenebildiği görülmektedir (9).

Mineralizasyon esnasında globüllerin birbirleri ile birleşmediği alanlarda organik matriksin mineralize olmadan kaldığı görülür ve bu kısımlar “*interglobüler dentin*” olarak isimlendirilir. İnterglobüler dentin genellikle manto dentinin hemen altındaki sirkumpulpal dentinde oluşur (28).

Prenatal dönemde fetüsün gereksinimlerinin en üst düzeyde sağlanması nedeniyle bu dönemde dentin kalsifikasyonunun daha homojen olduğu dolayısıyla süt dişlerinde interglobüler dentine rastlanmadığı ve interglobüler dentinin postnatal dentine ait yapısal bir özellik olduğu belirtilmektedir (39).

2.1.3. Pulpa

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, preentin, odontoblast tabakası, hücreden fakir (Weil tabakası) tabaka, hücreden zengin (hücreli) tabaka ve santral bölgeden oluşur (40,41).

Odontoblast tabakası; pulpanın en dış tabakası olup preentinin hemen altında bulunur. Esas olarak odontoblast hücrelerinin gövdesinden ve hücreler arasında terminal kapillerle sinir liflerinden oluşur (33,35).

Odontoblastlar, pulpayı bir kılıf gibi sarmaktadır. Dentin oluşumunu 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 salgırlar. Oluşturulan mineral yapının ardından yalnızca matriks salgırlar ve dentin kanallarını yaparlar (33,42). Pulpanın koronal kısmındaki

odontoblastlar kollajen sentezi yaparak mineralize olabilen dentin matriksini meydana getirirler (32,43). Kollajene ek olarak odontoblastların proteoglikan, dentin sialoproteini ve fosforin sentezledikleri de görülür (29,30,44). Fosforin dentine özgü olup diğer mezenşimal hücrelerde bulunmaz (45). Odontoblastlar ayrıca mineralizasyonla bağlantılı olan asit fosfataz ve alkalın fosfataz enzimlerini salgılar (33).

Hücreden fakir tabaka; odontoblast tabakasının altında, yaklaşık olarak 40 µm genişliğindeki hücre içermeyen tabakadır. “Weil tabakası” olarak da adlandırılır. İçerisinde kapiller damarlar, miyelinsiz sinir lifleri ve fibroblastların ince sitoplazmik uzantıları bulunur (33,46). Bu tabakadaki duysal sinirlerin dendritik uzantıları spesifik ağrı reseptörleri olup odontoblast tabakası içine girer. Bunların %10-20’si ise odontoblastların arasından geçerek dentin tübülleri içine kadar uzanır ve orada sonlanır (32). Hücreden fakir tabakanın varlığı pulpanın fonksiyonel durumuna bağlı olduğu için, hızlı bir şekilde dentin yapan genç pulpalar ve reparatif dentin yapımı görülen yaşlı pulpalarda bu tabaka görülmemektedir (33). Bu nedenle süt dişlerinde bu tabaka görülmemektedir (35).

Hücreden zengin tabaka; pulpanın esas kütesini oluşturan tabakadır. Makrofaj, lenfosit ve plazma hücrelerinin yanı sıra farklılaşmamış mezenşim hücreleri ve fibroblastlar yoğun olarak bu tabakada bulunmaktadır. Bu tabaka kuron pulpasında kök pulpasına göre daha belirgin olarak bulunmaktadır. Bu tabakada farklılaşmamış mezenşim hücrelerinin proliferasyon ve farklılaşması ile çeşitli sebeplerle hasara uğramış odontoblast hücrelerinin yerine yeni odontoblastlar oluşturulur (47).

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 (48).

• Pulpanın Vaskülarizasyonu

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 100 µm çapındaki arterioller ile gerçekleşmektedir (33,49). Apikal foramen içinden kuron pulpasına kadar yan dallar vererek uzanan arterioller odontoblastik tabaka altında küçülerek terminal arterioller ve prekapilleri oluşturmak suretiyle kapiller ağ meydana getirirler. Odontoblast tabakası içerisinde bu ağdan meydana gelen uzantılar odontoblast hücrelerinin metabolik aktivitesinde rol oynar (50).

Pulpaya gelen kan, kapiller pleksusdan sırayla postkapiller venüllere ve daha büyük venüllere geçerek apikal foramenden çıkar. Çok köklü dişlerde venöz drenajın bazen sadece tek bir kökün kanalından apikale açıldığı ya da aksesuar kanallar yolu ile bifurkasyon ya da trifurkasyon bölgesine açıldığı görülür (33).

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 0,08 mm'dir (33).

Hem kuron hem de kök pulpasında arteriyoller ile venüller arasında arteriyovenöz anastomozlar (AVAs) bulunur. Kan, bu bağlantılardan arteriyollerden venüllere geçer (51). AVAs'taki venüller yaklaşık olarak 10 µm çapındadır. AVAs'ın pulpal dolaşımın düzenlenmesinde büyük önemi olduğu, mikrosirkülasyonun zedelendiği durumlarda tromboz ve kanamaya neden olmamak için hasarlı bölgede kanı kesen bir mekanizma olarak devreye girdiği düşünülmektedir (33).

Sağlıklı ve kök rezorpsiyonu başlamamış süt dişlerinin damarsal yapıları ile sürekli dişlerin damarsal yapıları arasında fark yoktur. Kök rezorpsiyonunun ileri derecede olduğu durumlarda dahi süt dişlerinin koronal pulpasında arteriyol ve venüllerin hatta subodontoblastik kapiller pleksusun mevcudiyeti gösterilmiştir(50). Ancak, süt dişlerinde arteriyovenöz anastomozların bulunmadığı görülmektedir (35,50).

Pulpa içinde meydana gelen 10-15 °C'lik sıcaklık artışları, arterlerde genişlemeye yol açmakta ve her bir santigrat derece artışı pulpa içi basıncın 2,5

mmHg artmasına yol açmaktadır. Pulpa dokusunun 45 °C'de uzun süre tutulması durumunda, yükselen basıncın normale dönmediği ve irreversible değişiklikler meydana getirdiği görülmüştür (52).

• Pulpanın İnnervasyonu

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 iritanlar gibi uyaranlar ne olduğuna bakılmaksızın ağrı iletimine 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 iletmektedir. 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 (33,41).

Pulpada afferent sinirlere ek olarak sempatik lifler de bulunur. Sempatik sinir sisteminden gelen miyelinsiz sinir lifleri daha seyrek ve pulpadaki bütün duyu ve sempatik sinir uçları kan damarlarının üstünde sonlanırlar. Böylece, vazomotor kontrol yaparak kan akımının düzenlenmesinde rol oynarlar (32,53).

Miyelinli A (delta) lifleri, A liflerinin büyük kısmını oluştururlar. Uyarı eşikleri düşüktür ve dentin hassasiyeti ve reversible pulpa enflamasyonu ile ilişkilidir. Miyelinli C liflerinin ise uyarı eşikleri yüksektir. Bu lifler ilerlemiş irreversible pulpal enflamasyon durumunda oluşan künt ve şiddetli ağrının iletimini gerçekleştirirler (33,41).

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 (54). Açığa çıkmış dentin yüzeyi üzerinde ise ısı oluşumu sonrası A liflerinin aktive edildiği bildirilmiştir (55). Süt dişlerde duyarlılığının daimi dişlere oranla daha az olması, miyelinli liflerin daimi dişlerde daha fazla bulunması ile açıklanmaktadır (56,57).

2.2. Diş Dokusunda Sıcaklık Artışı ve Nedenleri

Diş dokusunda sıcaklık artışı; günlük hayatta alınan gıdaların sıcaklığı, kavite preparasyonu, lazer kullanımı, beyazlatma işlemi ve rezin materyallerin polimerizasyonunda ışık kullanımı gibi çeşitli klinik prosedürlere bağlı olarak gerçekleşmektedir (58-61). Diş hekimliğinde kullanılan döner aletlerin kullanımı esnasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışı pulpanın canlılığını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (62,63). Döner aletlerin diş preparasyonunda kullanılması sonucu pulpa odasında oluşabilecek sıcaklık artışları; kullanılan frezin tipine, aletin dönme hızına, tork ve basıncına, su soğutmalı veya su soğutmasız çalışılmasına göre değişmektedir (63,64).

Rezin restoratif materyallerde polimerizasyon, monomer adı verilen moleküllerin kimyasal reaksiyona girerek polimer oluşturmasıyla gerçekleşmektedir. Materyallerin yapısında bulunan fotoaktivatör moleküller tarafından fotonun absorbe edilmesiyle fotoaktivasyon başlamaktadır. Polimerizasyon sürecinde monomer yapının polimer ağ yapısına dönüşürken meydana gelen kimyasal reaksiyon sonucu oluşan kontraksiyonla beraber ekzotermik reaksiyon meydana gelmekte ve 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 (65-68). Işık cihazının ışık yoğunluğu, kalan dentin kalınlığı, restoratif materyallerin kompozisyonu, ışık cihazı ile materyal yüzeyi arasındaki mesafe, ışık cihazının pozisyonu ve uygulama süresi gibi bir dizi ek faktör de polimerizasyon esnasında pulpa boşluğunun sıcaklığını etkileyebilmektedir (6-8).

2.2.1. Sıcaklık Artışının Diş Dokularında Neden Olduğu Hasar

Dişteki ani sıcaklık değişiklikleri dişte ısı ağrısına neden olabilir ve dişin sert dokularında (mine, dentin), yumuşak pulpa dokusunda ve restoratif materyal diş birleşiminde (diş ve dental restoratif materyal arasında kopma) hasara neden olabilmektedir (69,70).

Mine ve dentin farklı termal ve mekanik özelliklere sahiptir. Örneğin minenin termal ısı dağılımı ve Young modülü dentinden yaklaşık olarak 3,5-4 defa

büyüktür(71). Özelliklerdeki bu değişiklikler nedeniyle; diş ısıya maruz bırakıldığında, termal stres oluşur ve dişte kırılmayla sonuçlanabilir. Ayrıca lazer tedavisi sonucunda oluşan ısı; karbonizasyona, erimeye ve diş yapısında kırıklara neden olabilir (72).

Dentin kollajeninin termal denatürasyonu genellikle kök kanal dentininin ısıya maruz kaldığı endodontik tedavi sonucunda oluşur. Demineralize dentin matriksinin su, metanol, etanol ya da aseton ve bonding ile denatürasyon sıcaklıkları sırasıyla; 65,6 °C, 148,5 °C ve 166,8-172,7 °C olarak belirtilmiştir (73).

Dişin canlılığından sorumlu olan pulpa, ısıya karşı dayanıksızdır. İntrapulpal sıcaklık artışı yaklaşık 5,5 °C arttığında geri dönüşümsüz pulpal hasar meydana geldiği bildirilmiştir (72).

2.2.2. Diş Dokularının Sıcaklık Artışına Karşı Cevabı

Dişin termal uyarılması (sıcak veya soğuk) diş ağrısını harekete geçirebilir (74). Pulpal sinir aktivasyonu üzerine; nöral teori, odontoblastik transdüksiyon teorisi ve hidrodinamik teori olmak üzere üç teori öne sürülmüştür (75). Günümüzde, en yaygın kabul gören teori, dentinin iç kısımlarında ve odontoblastların çevresinde yer alan serbest sinir uçlarının, termik olarak indüklenen dentinal sıvı akışı ile aktive edildiğini öne süren hidrodinamik teoridir (55,76). Akışkanın soğutma altında pulpadan uzağa ve ısıtma altında pulpaya doğru itilmesiyle ya da mine ve dentinin termal genişmesinin itici gücüyle dentinal sıvı akışı indüklenebilir (77-79).

Diş dokusunun termal uyarılara karşı davranışı dişin fizyolojik özelliklerine bağlıdır ve termofiziksel özellikler, dişin değişik tabakalarında mikrostrüktürel yapılarına göre değişiklik gösterir (79-81). Mine, mine-dentin bileşiminden dişin dış yüzeyine doğru dik olarak uzanan hizalanmış prizma/çubuklardan oluşan benzersiz bir mikro yapıya sahiptir ve prizmaların bu karakteristik düzeninin dişlerde ısı yayılımı üzerinde önemli bir etkisi olması gerektiği belirtilmiştir (82). Ayrıca, dentin tübüllerinin varlığı; dentin porözitesi, yoğunluğu ve termal iletkenliği ile güçlü bir şekilde ilişkilidir. Örneğin; termal geçirgenlik dentin çaplarının hacmiyle ters orantılıdır ve dentin çaplarının hacmi büyüdükçe bu geçirgenlik azalır (1). Ayrıca, Pashley (83) ile Komabayashi ve ark. (84), pulpal oda duvarı yakınlarında; dentin tübülü sayısında, tüp yarıçapında ve difüzyon için mevcut toplam fiziksel yüzey

alanının belirgin bir şekilde arttığını, oysa mine-dentin bileşimine yakın bölgelerde tersi bir durum bulunduğunu göstermiştir ve dentinin bu karakteristik geometrisinin, ısının pulpaya daha fazla aktarılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir.

Yüksek vaskülerize yapıda olan pulpadaki mikrosirkülasyon dişin beslenmesinde etkili olduğu kadar, termal uyarılara karşı verdiği cevapta da etkilidir (72). Sıcaklık değişimi pulpal kan dolaşımını etkilemektedir ve sağlıklı dişlerde pulpal kan akımı 100 gr'lık dokuda 40 ml/dk olarak tahmin edilmektedir (85,86). Histofizyolojik deneylerde, dişte meydana gelen intrapulpal sıcaklık 33-42 °C arasında olduğunda pulpal kan akış oranı sabit kalmış, sıcaklık 42 °C üzerine çıktığında kan akışı hızlanmış, diş soğutulduğunda ise azalmıştır (87,88). Pulpal termoregülasyonda önemli bir rol oynayan bu özellik sayesinde; pulpa dokusunun sahip olduğu mikrosirkülasyon; ısınma esnasında soğutucu, soğutma esnasında ısıtıcı görev yapmaktadır (89). Ancak pulpal kan akışının ısı transferine etkisi düşünüldüğünde klinik olarak az bir damarlanmaya sahip olduğu için göz ardı edilebilir olarak yorumlanmıştır (90).

Diş canlılığının korunmasından sorumlu olan pulpa, ısıya karşı hassastır ve intrapulpal sıcaklık artışı yaklaşık 5,5 °C'yi aştığında, irreversibl pulpal hasar meydana gelebilmektedir (10,91). Bununla birlikte, pulpa hücreleri bu tür yaralanmalara karşı canlı kalabilirler (92,93). Bunun, ısı şok proteinlerinin artan sentezine bağlı olabileceği bildirilmiştir (94). Stres koşulları altında, ısı şok proteinleri strese karşı dayanıklı proteinlerin korunmasını ve ayrıştırılmasını (95) ve ayrıca hasar görmüş proteinlerin proteolizini teşvik etmeyi sağlar (96). Amano ve ark. (97), 42 °C'lik sıcaklık seviyesinin, pulpal hücre canlılığını azalttığını ancak dental pulpanın ısı şok proteinleri gibi koruyucu faktörlere sahip olduğunu ve ısı stresinden sonra hücreler arası iletişimin canlılığının ve alkalın fosfataz aktivitesinin geri kazanabileceğini göstermişlerdir.

2.2.3. Diş Dokularında Sıcaklık Artış Ölçümleri

Diş yüzeyinde sıcaklık artışlarının değerlendirilmesinde infrared kamera ve termokupl cihazları kullanılmaktadır. İnfrared kamera kullanımı; doğrudan ısı uygulanan yüzeylerde sıcaklık değişimini değerlendirmektedir. Bu nedenle pulpa odasında sıcaklık artışının değerlendirilmesinde termokupllar kullanılmaktadır

(98,99). Birçok çalışmada termokupl; kompozit rezinin içine, kompozit rezinin ve dentin disklerinin alt yüzeyine, kavite açılmış dişlerin pulpa odasına yerleştirilerek kullanılmıştır (66,100,101).

2.3. Pedodontide Kullanılan Cam İyonomer İçerikli Restoratif Materyaller

2.3.1. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent (102) tarafından tanıtılmıştır. Bu simanlar, silikat simanların florür salınımı ve saydamlık özellikleri ile polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal adezyon ve biyolojik uyum özellikleri birleştirilerek elde edilmiştir (103).

Cam iyonomer simanlar; paslanmaz çelik kuron, ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında, süt dişi restorasyonlarında, daimi dişlerin V. sınıf restorasyonlarında, kaide ve kor materyali, fissür örtücü ve geçici dolgu materyali olarak kullanılmaktadır. Ayrıca restorasyon tamirinde, Atravmatik Restoratif Tedavi restorasyon materyali olarak ve tünel kavite restorasyonlarında da kullanımı önerilmektedir (104,105).

1994 yılında Mc-Lean ve ark. (106) cam iyonomer simanları sertleşme reaksiyonlarına göre 3 sınıf altında toplamışlardır:

- Geleneksel Cam İyonomer Simanlar
- Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar
- Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (kompomer)

• Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

GCİS'ler, camla güçlendirilmiş doldurucu partiküllerin, iyonlar ile çapraz bağlanmış polimer matriksleri çevrelemesinden oluşmaktadır. GCİS'lerin tozunu florealüminosilikat cam partikülleri oluşturur. Tozunda yüksek oranda kalsiyum, florür, alüminyum ve silika bulunurken, likidini poliakrilik, tartarik ve itakonik asit oluşturur (107).

GCİS'in sertleşme reaksiyonu bir asit-baz reaksiyonudur. Asidik likit solüsyon, silikat cam partiküllerinin çevresindeki kısımları çözer ve bunun sonucunda kalsiyum, alüminyum, florür, silikon ve diğer iyonlar salınır. Kalsiyum

iyonlarının, iyonize karboksil yan gruplar tarafından hızlıca şelasyona uğraması ile poliakrilik asit polimer zincirinde çapraz bağlar oluşur. Sonraki 24-72 saatte, kalsiyum iyonlarının yerini, daha yavaş reaksiyona giren alüminyum iyonları alır ve daha fazla çapraz bağ içeren ancak mekanik olarak daha güçlü bir matriks oluşur (107,108).

GCİS'lerin, mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal bağlanma, florür salınımı yaparak antikaryojenik özellik gösterme, dişe yakın düşük ısıl genleşme katsayısı ve sertleşme sırasında düşük büzülme göstermesi gibi avantajları vardır. Ancak bu simanlar düşük kırılma ve aşınma direnci göstermesinin yanı sıra; nem kaybına bağlı çatlak ve yarıklar oluşturması, nem kontaminasyonu varlığında sertliğinin azalması ve çözünmenin artması gibi dezavantajlar göstermektedir (16,17). Cam iyonomer simanların erken dönemde suya maruz kalma hassasiyetini azaltmak, sertliğini ve aşınma direncini artırmak ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılabilmesini 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 (18).

• Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

RMCİS'ler, GCİS'lerin nem hassasiyeti ve düşük mekanik kuvvet problemlerinin çözümlenmesi için 1980'lerin sonlarında üretilmiştir (109). GCİS'lerin içeriğindeki poliakrilik aside hidrosietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisil metakrilat (Bis-GMA) eklenerek RMCİS'ler elde edilmiştir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 rezindir (110). İçeriğe rezin bileşenin eklenmesi ile sertleşme sırasındaki temel asit-baz reaksiyonuna ikincil bir polimerizasyon reaksiyonu eklenmiştir. Bu ikincil polimerizasyon ışık ile aktive edilir. Işıkla polimerizasyon sonucunda bir matriks oluşur ve bu matrikste asit-baz reaksiyonu devam ederek, materyalin daha iyi sertleşmesi ve direncinin daha yüksek olması sağlanır (110,111). RMCİS'ler, GCİS'lere göre daha iyi adaptasyon, adezyon ve estetiğe sahiptir. Buna ek olarak RMCİS'ler cam iyonomerin asıl avantajlarını da kaybetmemiştir. Bunlar; florür salınımı ve yeniden yüklenme, biyouyumluluk, dişe

uyumlu termal genişleme ve diş dokusuna fizikokimyasal bağlanma özellikleridir (108).

Bu materyallerin kullanımlarının GCİS'lerden daha kolay olduğu, basınca ve aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek olduğu, bitirme ve cilalama işlemlerinin hemen yapılabilirdiği ve estetik uyum gösterebildiği bildirilmiştir (18,19). Buna karşın RMCİS'lerin en büyük dezavantajı hidrofilik polimer matrikse sahip olmalarından dolayı yüksek su emilimi göstermeleridir (112).

- **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 (113).

Poliasit modifiye kompozit rezinler; esasen rezin (üretan dimetakrilat, hidroksi etil metakrilat ve bütan tetra karboksilik asit) ve asit monomerden oluşur. Kompomerlerin sertleşme reaksiyonu, geleneksel kompozitlere benzer şekilde bir ilave polimerizasyon reaksiyonudur (19). Işık ile polimerizasyonu takiben, kompozit rezinde olduğu gibi monomerler arasında çapraz bağlantılar meydana gelir ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşir. Sertleşen materyalin ağız ortamı (nem) ile temas etmesi sonucu, materyal içine su emilimi başlar. Bu reaktif cam doldurucular ile fonksiyonel monomerin asit grupları arasında asit-baz reaksiyonu oluşmasını tetikler ve cam doldurucudan matrikse florür salınımı gerçekleşir (19,113).

Kompomerlerin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilmektedir. Bu mekanizmanın sağlanabilmesi için farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilir. 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 (113).

2.3.2. Giomerler

Giomerler, cam iyonomer ve kompozit materyallerin özelliklerinin birleşiminden meydana gelen hibrit restoratif materyallerdir. Cam iyonomer simanın

florür salınım ve yeniden yüklenme özellikleri ile rezin kompozitin estetik, biyouyumluluk ve cilalanabilme özelliklerine sahiptir. Resin matriks içerisinde önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular (Pre-Reacted Glass Ionomer Fillers – PRG) eklenmesi ile oluşturulur (114).

Giomerler, kompomere benzer şekilde ışıkla polimerize olur ve dış yüzeyine bağlanmaları için bağlayıcı sistemler kullanılır. Giomerlerde floroalümina silikat cam, cam iyonomer matriks yapısını oluşturabilmek için poliasit ile önceden reaksiyona girer ve sonra rezin ile karışır. Asit-baz reaksiyonu bu materyalde rezin ile birleşme öncesinde gerçekleşir. PRG doldurucuların kullanımı, önceden reaksiyona girmiş, hidrojel içerisinde iyon değişimi ile hızlı florür salınımının gerçekleşmesini sağlar. Bu durum giomeri florür salınımı yapan rezin esaslı restoratif materyallerden farklı kılmaktadır (115). Ortamda florür salınımı devam ettiği sürece PRG doldurucuların florürü geri alım özelliklerinin bulunduğu belirtilmektedir. Diğer rezin içerikli restoratif materyallere benzer şekilde, PRG doldurucularının florür salınımının, dışarıdan devamlı bir florür kaynağına maruz kalmadıkça geçici olacağı bildirilmiştir (116,117).

Diş hekimliği kliniğinde giomerler, kök çürüğü restorasyonlarında, servikal lezyonlarda, sınıf I, II, III, IV ve V kavitelerde ve süt dişi restorasyonlarında kullanılmaktadır (116). Yapılan bir çalışmada giomerlerden salınan florür miktarı kompozit ve kompomerden yüksek, ancak cam iyonomer simanlardan düşük bulunmuştur (117).

2.3.3. Cam Karbomerler

Nanopartikül teknolojisi ile mine benzeri yapı oluşturulmak istenmiş ve sonuç olarak cam karbomerler ortaya çıkmıştır. Cam karbomerlerde, küçük partiküllü gelişmiş toza floroapatit eklenmiştir (103). Cam karbomerlerin içinde florür alüminyum-silikat cam, nano-florid-/hidroksiapatit, poliakrilik asit bulunmaktadır (118-120).

Cam karbomer ağız ortamında remineralizasyon sağlamak için tasarlanmış, restoratif dolgu materyali ve fissür örtücü olarak kullanılan ticari olarak mevcut bir cam iyonomerdir. Cam karbomerlerin içerisinde bulunan kalsiyum floroapatit nanokristalleri katalizör görevi görerek dişin remineralize olmasını sağlamakta ve

florapatit oluşumunu başlatmaktadır. Cam karbomerler, GCİS'lere kıyasla çok daha ince partikül boyutlarına sahiptir, böylece çözülmesi ve florapatite dönüşümü daha kolay olmaktadır (120).

Nanopartiküllerin eklenmesi materyalin mekanik özelliklerini geliştirmiştir. GCİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma zamanına sahiptir, daha hızlı sertleşir, estetik başarısı ve translusentliği daha iyidir, aşınma direnci ve kırılma kuvveti daha fazladır. Florür salınım ve yeniden yüklenme özellikleri vardır. Cam karbomerler; olası toksik etkileri tartışılan rezin, monomer, metal ve BFA içermemektedirler (25).

Cam karbomer uygulanmasından önce kavitenin asitlenmesine gerek yoktur. Kavite etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) solüsyonu ya da %1,5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonuyla temizlenebilir. Daha sonra suyla yıkayıp kurutulur, fakat tebeşirimsi görünüm oluşacak kadar kurutmaktan kaçınılmalıdır. Kavite restorasyon uygulanmasından önce hafif nemli olmalıdır. Dentin bağlayıcı ajan kullanmaya gerek yoktur. Materyal, GCİS'ler gibi kimyasal sertleşmekte ancak sertleşme sürecinde ısı uygulaması önerilmektedir (25,119). Isı uygulamasının bir LED cihazı (önerilen dalga boyu 1500 mW/cm²) ile 60-90 sn kullanılarak gerçekleştirilmesi önerilmektedir (119). Isı uygulaması; sertleşme süresini kısaltmakta, diş dokusuna adezyonu ve materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Isı uygulamasının yanı sıra materyali uygulama esnasında üretici firmaya ait olan yüzey örtücünün de kullanılması önerilmektedir. Yüzey örtücü sertleşmenin başlangıç aşamasında nem ve tükürükten, ikinci fazda dehidratasyondan yüzeyi korumak için kullanılan silikon bazlı bir kaplamadır (25). Piyasada cam karbomerler dolgu materyali, fissür örtücü ve kuron/köprü yapıştırma simanı olarak bulunmaktadır (119).

Cam karbomerlerin avantajları; GCİS'lerle kıyaslandığında önemli ölçüde daha iyi mekanik ve kimyasal özellikler sergilemeleridir. Cam iyonomerlerin sertleşme reaksiyonlarını hızlandırmak için karbo-ledlerin kullanılması, cam iyonomerlerin sıkışma dirençlerini arttırmakta ve mikrosızıntı oluşumunu azaltmaktadır. Özellikle cam karbomerlerin mineyi makaslama kuvvetinin,

konvansiyonel cam iyonomer simanlarla kıyaslanabilir düzeyde olduğu hatta daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (121).

Çehreli ve ark. (118) cam karbomer simanların, süt dişlerindeki mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların benzer şekilde nano-partiküllerle birleştirilmiş cam karbomer simanlar gibi aşınma direnci ve basınç dayanımı açısından iyileştirilebildiklerini ifade etmişlerdir.

Gorseta ve ark. (122) ise yaptıkları klinik bir çalışmada, cam karbomer simanı fissür örtücü olarak uygulamış ve konvansiyonel rezin bazlı örtücülerle kıyaslamışlardır. 6 ve 12 hafta takip süreleri sonunda cam karbomerle yapılan tedavilerin, rezin bazlı örtücülerden belirgin ölçüde farklı olmadıklarını raporlamışlardır.

Arı'nın (123) altı farklı yapıdaki pit ve fissür örtücü materyalinin (Aegis, Helioseal F, Helioseal, Dyract Seal, Fuji Triage, Glass Seal) mikro-makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntılarının *in vitro* koşullarda değerlendirildiği çalışmasında; rezin esaslı fissür örtücülerin *in vitro* olarak daha başarılı bulunduğu; ancak, tükürük kontaminasyonunun engellenemediği çürük aktivitesi yüksek hastalarda nemden etkilenmeyen cam iyonomer ve cam karbomer esaslı örtücülerin başarısının da göz ardı edilmemesi gerektiği belirtilmiştir.

2.4. Diş Hekimliğinde Bisfenol-A'nın Yeri

BFA (2,2-bis(-hidroksifenil) propan); ilk kez 1891 yılında sentezlenmiş ve östrojenik etkileri 1930'larda bulunmuş olan endüstriyel bir kimyasaldır. Günümüzde yılda 2 milyon tondan fazla üretilmekte olan BFA, polikarbonatlı plastiklerin ve epoksi reçinelerinin üretiminde kullanılan başlıca monomerdur. Polikarbonatlı plastikler; biberon, yiyecek saklama kapları, su şişeleri ve şişe kapakları, gözlük camları ve elektronik cihazların yapımında kullanılmaktadır. BFA, östrojen hormonuna çok benzer (ksenöstrojen) sentetik bir yapıya sahiptir. Son yıllarda yapılan araştırmaların BFA gibi kimyasalların insan ve hayvanlarda hormon sistemine ciddi zararlar verdiği, bunun da yalnızca üremeyi değil, vücut gelişimini ve davranışları da etkilediği ileri sürülmektedir (24). BFA'nın cenin, bebek ve çocuklar üzerinde nörolojik ve davranışsal bozukluklara neden olduğu, prostat ve meme

bezlerini etkilediği, kızlarda erken ergenliğe neden olduğu belirtilmektedir (23,124). Kadınlarda uzun süre BFA ve BFA gibi maddelere maruz kalmanın doğurganlığı azalttığı gösterilmiştir (125).

BFA dental kompozit rezin yapısının bir monomeridir. Resin bazlı dental materyallerden polimerize olmamış monomerlerin çözünmesi nedeniyle toksik olabileceği düşünülmektedir. Resin bazlı dental materyallerden salınan artık monomerler gastrointestinal sistem aracılığı ile veya deriden emilerek vücuda girmektedir. Artık monomerlerin dentin tübülleri aracılığı ile pulpaya ulaşması sonucu olası toksik etki görülmesi diğer bir yoldur. Ayrıca BFA'nın solunum yolu ile akciğerlere geçebildiği bildirilmektedir. İlk üç yol ile hasta etkilenirken, dördüncü yol ile hekim ve yardımcı dental personel etkilenmektedir (22).

BFA ve türevleri, çocuk diş hekimliğinde kullanımı her geçen gün artan resin bazlı fissür örtücüler ile restoratif diş tedavisinde kullanılan kompozit dolgu materyallerinin yapısında bulunur (23). Kompozit resin ve fissür örtücülerden BFA'nın salgılandığı gösterilmiştir (126). Ancak en kötü koşullarda bile fissür örtücülerden salınan BFA miktarının %1,5'i geçmediği ve bu miktarın kanserojen etki gösterebilecek konsantrasyonun oldukça altında olduğu bildirilmiştir (22). Fissür örtücü ve kompozitlerin uygulanmasından sonra BFA, bisfenol-A glisidimetakrilat (bis-GMA) ve bisfenol-A dimetakrilat (bis-DMA)'ın tükürükteki içeriğini değerlendiren *in vitro* ve *in vivo* çalışmaların sonuçları karşılaştırılmıştır ve BFA türevleri saptanmıştır (127,128). BFA resinin yerleştirilmesinden sonra 3 saate kadar tükürükte tespit edilebilmektedir. BFA türevi bis-GMA içeren dental materyaller bis-DMA içeren materyallere göre daha az östrojenik etkiye sahiptir. Kompozit resin ve fissür örtücü yerleştirilmesinden sonra BFA salınımının materyal yüzeyini temizleme veya yıkama yoluyla azaltılabileceği bildirilmektedir (23).

2.5. Amaç

Yapılan literatür incelemelerinde ışık kaynaklarının daimi dişlerin pulpa odasında oluşturdukları sıcaklık artışı üzerine yapılmış birçok çalışma olmasına karşın, bu çalışmaların çoğunun pulpal mikrosirkülasyonu taklit etmediği ve daimi dişlerle sınırlı kaldığı görülmüştür. Bununla birlikte son yıllarda geliştirilmiş bir materyal olan cam karbomerlerin polimerizasyonu esnasında uzun ışınlama süresi ile

yüksek çıkış gücüne sahip ışık cihazı kullanımı pulpa odasında sıcaklık artışı konusunda tereddütler oluşturmaktadır. Bu nedenle bu tez çalışmasında; farklı yapıdaki cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında, farklı dentin kalınlıklarında süt dişi pulpa odasında oluşan sıcaklık değişikliklerinin *in vitro* ortamda pulpal mikrosirkülasyonun taklit edildiği bir düzenek kullanarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezi ;

1. Kullanılan materyallerin farklı içeriklerinin, polimerizasyon esnasında pulpa odasında oluşan farklı sıcaklık artışları üzerine etkisi yoktur.
2. Farklı dentin kalınlıklarının polimerizasyon esnasında pulpaya iletilen sıcaklık üzerine etkisi yoktur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

In vitro koşullarda yürüttüğümüz bu tez çalışmasında; süt dişi restorasyonunda kullanılan farklı yapıdaki cam iyonmer esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında farklı dentin kalınlıklarında süt dişi pulpa odasında oluşan sıcaklık değışiklikleri değeriendirildi.

3.1. Etik Kurul Onayı

Araştırmamız için gerekli olan etik kurul onayı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 11.07.2017 tarih ve 2017-07/05 sayılı karar ile alındı. Araştırmada kullanılacak, fizyolojik sürecini tamamlamış, düşme yaşı gelmesi sebebiyle çekilmiş süt dişlerinin toplanabilmesi için hastalara araştırma hakkında bilgi verildi ve aydınlatılmış onam formları imzalatıldı.

3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda; iki farklı RMCİS, kompomer içerikli bir restoratif materyal ve cam karbomer esaslı bir restoratif materyal olmak üzere dört farklı materyal değeriendirildi ve iki farklı ışık cihazı kullanıldı. Cam karbomer içerikli restoratif materyal için üretici firmanın tavsiye ettiği ışık cihazı (GCP CarboLED CL-02, Leiden, Netherlands) kullanılırken, diğer grupların polimerizasyonu için LED ışık cihazı (Valo, Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) standart modda kullanıldı. Kompomer grubunda bonding ajan olarak etch & rinse, aseton bazlı, primer ve adezivin tek şişede olduğu 5. jenerasyon bir adeziv kullanıldı. Cam karbomer grubunda üretici firma tarafından restorasyon yüzeyine uygulanması tavsiye edilen cila ajanı kullanıldı. Tüm restoratif materyallerde renk faktörü değışkenini sabitlemek için A2 rengi kullanıldı. Kullanılan ışık cihazları, materyaller ve özellikleri Tablo 3.1, 3.2 ve Şekil 3.1, 3.2'de belirtilmiştir.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri

Materyal	Türü	Kompozisyonu	Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)	Üretici Firma
Dyract XP	Poliasit modifiye kompozit rezin (Kompomer)	UDMA, TCB, TEGDMA, TMPTMA, stronsiyum-alumino-sodyum-floro-fosfor-silikat cam, stronsiyum florid, silikon dioksit	%73	Dentsply, Germany
Photac Fil Quick Aplicap	Rezin modifiye cam iyonomer siman	HEMA, poliakrilik ve maleik asit, floroalümino silikat cam, hidrofilik monomerler	%76	ESPE GmbH, Seefeld, Germany
GC Fuji II LC	Rezin modifiye cam iyonomer siman	HEMA, TEGDMA, PAA, floroalümino silikat cam	%58	GC Corp., Tokyo, Japan
GCP Glass Fill	Cam karbomer siman	Floroalümino silikat cam, apatit, poliasit		GCP Dental, Elmshorn Germany
Prime & Bond NT	Etch & Rinse Bonding ajan	Di ve Trimetakrilat Rezinler, PENTA, Bis-GMA, Nanodoldurucular, Amorf Silikon Dioksit, Fotoinisiatörler, Stabilizör, Setilamin Hidrofluorür, Aseton	%3	Dentsply, Germany
GCP Gloss	GCP Glass Fill için cila ajanı	Modifiye Polisiloksan		GCP Dental, Elmshorn Germany

UDMA; Üretan dimetakrilat, TCB; Bütan tetrakarbonsilik asit ve hidroksil metilmetakrilat reaksiyon ürünü, TEGDMA; Trietilen glikol dimetakrilat, TMPTMA; trimetilol propan trimetakrilat, HEMA; Hidroksietilmetakrilat, PAA; poliakrilik asit, PENTA; Dipentaeritrol pentakrilat monofosfat.

Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları ve özellikleri

Işık Cihazları	Üretici Firma	Türü	Işık Yoğunluğu
Valo (standart mod)	Ultradent, South Jordan, USA	LED	1000 mW/cm ²
GCP Carbo-LED	GCP, Ridderkerk, Netherlands	LED	1500 mW/cm ²

**Şekil 3. 1.** Çalışmada kullanılan restoratif materyaller



Şekil 3. 2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları

3.3. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması ve Dişlerin Hazırlanması

Deney aşamalarına başlamadan önce, çalışma gruplarının sayılarını tespit etmek amacıyla “Power Analiz” testi uygulandı. Bu analiz sonuçları doğrultusunda $\alpha= 0,05$, $\beta= 0,10$, $(1-\beta)= 0,90$ alındığında her bir gruba 20 adet diş alınmasına karar verildi ve testin gücü $p=0,90383$ bulundu. Daha sonra 4 ana grup kendi içerisinde 2 alt gruba ayrıldı ve her bir alt grupta 10 adet diş ($n=10$) olacak şekilde toplam 80 adet dişin çalışmaya dahil edilmesine karar verildi. Örneklem büyüklüğü saptama işlemi PASS (NCSS, Kaysville, UT) kullanılarak yapıldı.

Çalışmada; Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı’nda çekimi gerçekleştirilen, çürüksüz ya da sadece mine dokusuyla sınırlı yüzeysel çürüklü, fizyolojik rezorpsiyon derecesi sadece kökler bölgesiyle sınırlı kalıp, bifurkasyon bölgesine ulaşmamış, fizyolojik sürecini tamamlayarak düşme zamanı geldiği için çekilmiş süt azı dişleri kullanıldı.

Seçilen dişlerin üzerinde bulunan eklentiler periodontal el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra diş yüzeyleri pomza ve polisaj fırçası yardımıyla temizlendi. Dişler deney süresine kadar $+4$ °C sıcaklıkta, kurumasının engellenmesi ve dezenfeksiyonunun sağlanması amacıyla %0,1 timol kristalleri içeren salin solüsyonu içerisinde saklandı ve solüsyon haftada bir kez değiştirildi.

3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada kullanılan restoratif materyallere göre 80 adet diş her bir grupta 20 adet diş olacak şekilde rastgele 4 ana gruba ayrıldı. Her bir ana grup iki farklı dentin kalınlığında ölçüm yapılmak üzere iki alt gruba ($n=10$) ayrılarak toplam 8 grup olacak şekilde deney grupları oluşturuldu (Tablo 3.3).

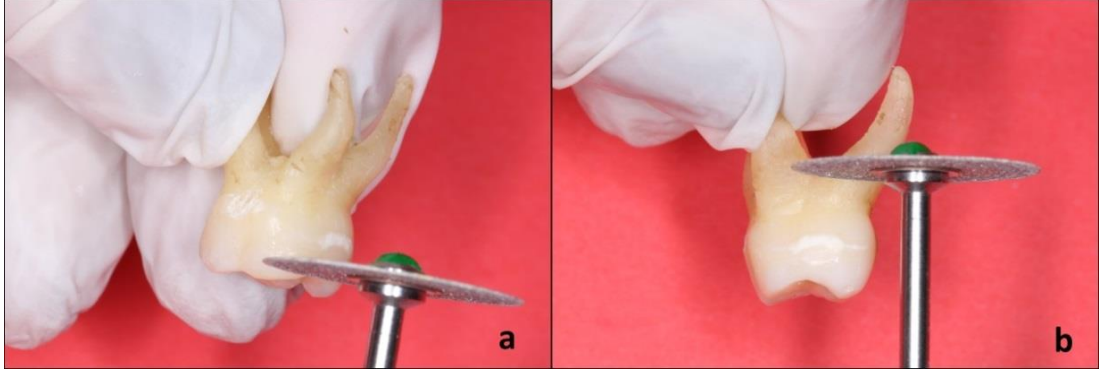
Tablo 3. 3. Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları

Gruplar	Dentin Kalınlıkları	Örnek Sayısı (n)	Polimerizasyon Cihazları ve Işınlama Süreleri
Dyract XP	1 mm	10	Valo LED 20 sn
	2 mm	10	Valo LED 20 sn
Photac Fil Quick Aplicap	1 mm	10	Valo LED 20 sn
	2 mm	10	Valo LED 20 sn
Fuji II LC	1 mm	10	Valo LED 20 sn
	2 mm	10	Valo LED 20 sn
GCP Glass Fill	1 mm	10	GCP Carbo-LED 60 sn
	2 mm	10	GCP Carbo-LED 60 sn

- **Kavitelerin hazırlanması**

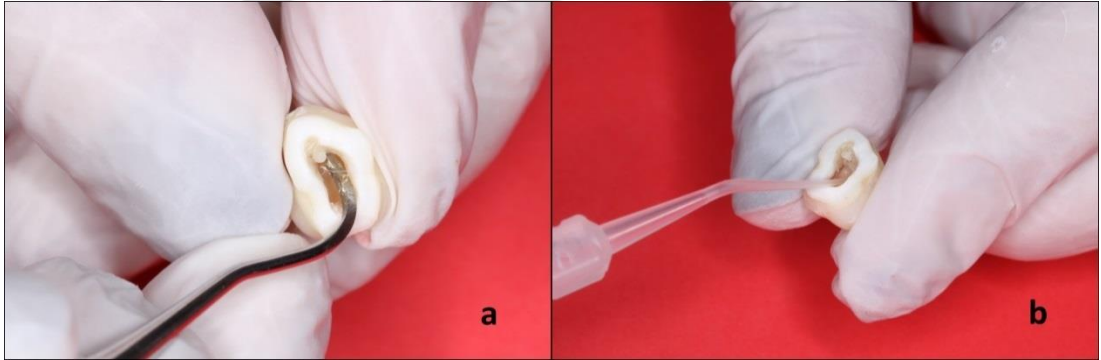
Dişlerin oklüzal kısımları, su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas separe (Series 15 LC Diamond Buffering Blade, Buhler, IL, USA) kullanılarak, diş yüzeyinde mine kalmayacak şekilde dişin meziodistal aksına paralel olarak uzaklaştırıldı (Şekil 3.3a).

Pulpa odasındaki sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi için dişlerin kökler bölgesi mine-sement birleşiminin 2 mm apikal bölgesinden dişlerin uzun aksına dik, bukkolingual yönde su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas separe ile kesildi ve pulpa odası açığa çıkarıldı (Şekil 3.3b).



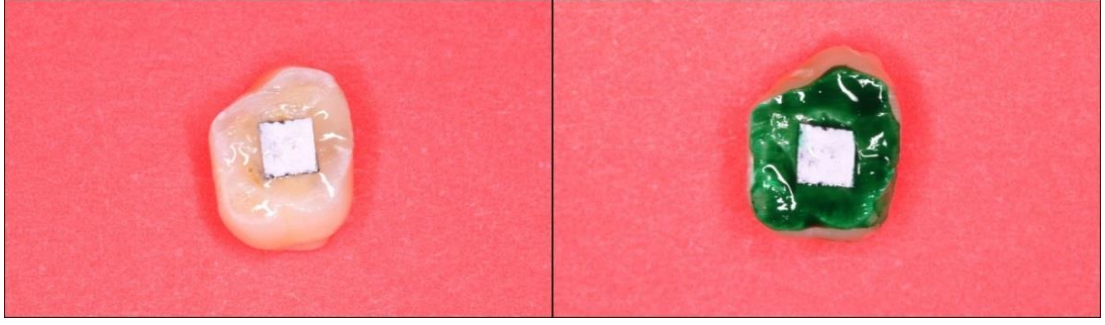
Şekil 3. 3. a: Oklüzal yüzeyin hazırlanması, b: Köklerin uzaklaştırılması

Ölçümlerin yapılacağı dişlerin pulpa odasında bulunan pulpa artıkları; periodontal küret, ekskavatör ve düşük hızda çalışan döner alet (NAC-EC, Angl-Druva, NSK, Japan) yardımı ile uzaklaştırıldı (Şekil 3.4a). Daha sonra pulpa odası %5,25'lik NaOCI ve ardından distile su ile yıkanarak temizlendi. (Şekil 3.4b)



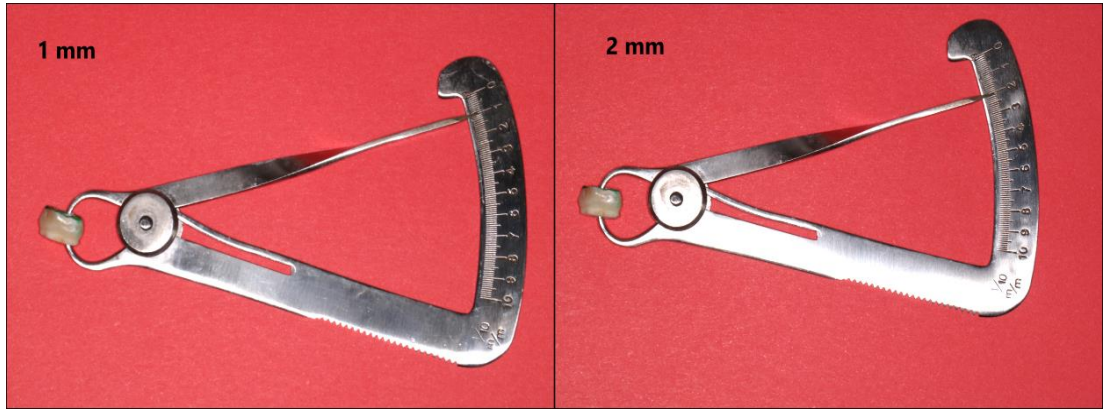
Şekil 3. 4. a: Pulpa artıklarının temizlenmesi, b: Pulpa odasının NaOCI ile yıkanması

Standart kavite preparasyonu için dentin yüzeyine 3x3 mm'lik etiket yapıştırıldı ve etiket dışındaki dentin yüzeyi oje ile kaplandı (Şekil 3.5).



Şekil 3. 5. Oklüzal yüzeye etiket yapıştırılması ve oje ile boyanması

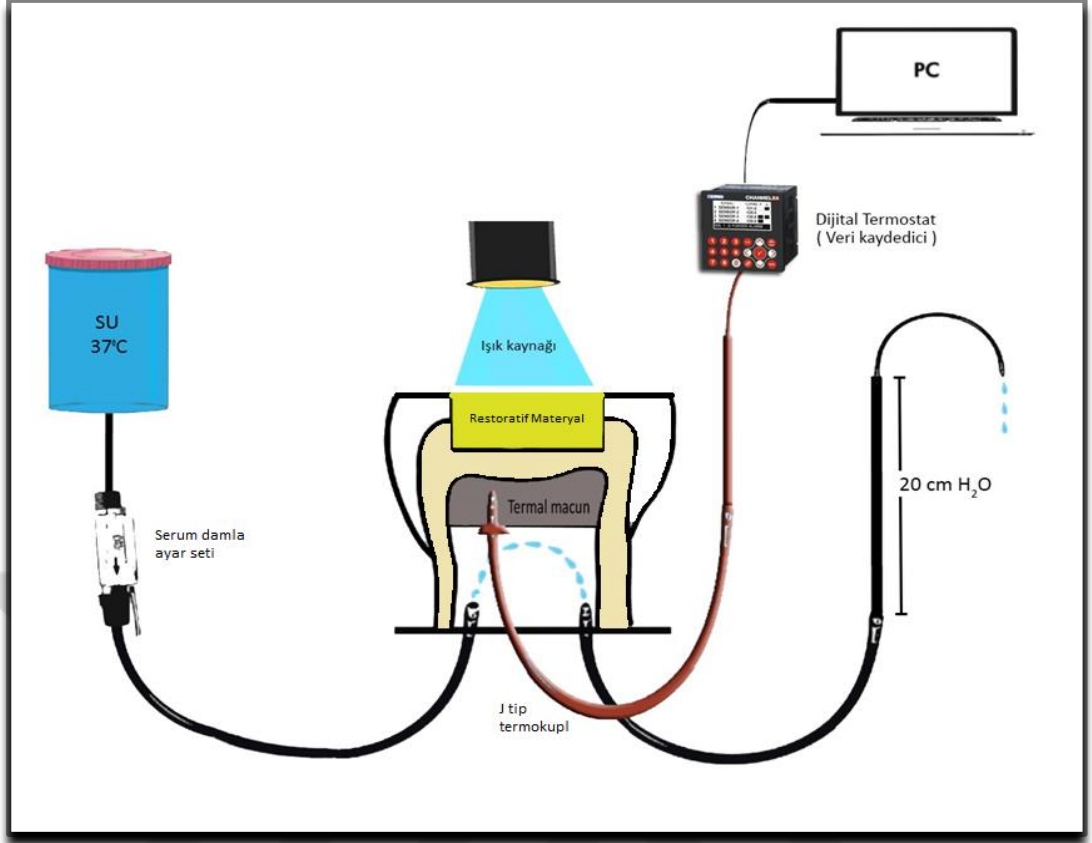
Standart kaviteler elde etmek amacıyla dişlerin oklüzal yüzeylerine paralelometre cihazı (Schutz-Dental 61191, Almanya) yardımı ile 35000 dakika/devir'de elmas fissür frez (Meisinger, Almanya) kullanılarak kaviteler açıldı. 3x3 mm yüzey alanına ve 2 mm derinliğe sahip; kavite tabanı ile pulpa tavanı arasında kalan dentin kalınlığı 1 mm ve 2 mm olmak üzere her bir dentin kalınlığına ait 40'ar örnek olacak şekilde kaviteler elde edildi. Kavite tabanı ile pulpa tavanı arasındaki dentin kalınlığı kumpas (Iwanson, Jensen, Pakistan) yardımı ile ölçülüp doğrulandı. İlgili kalınlıkları $1\pm 0,05$ ve $2\pm 0,05$ mm sınırları içerisinde olan dişler çalışmaya dahil edildi (Şekil 3.6).



Şekil 3. 6. Kalan dentin kalınlıklarının kumpas ile kontrol edilmesi

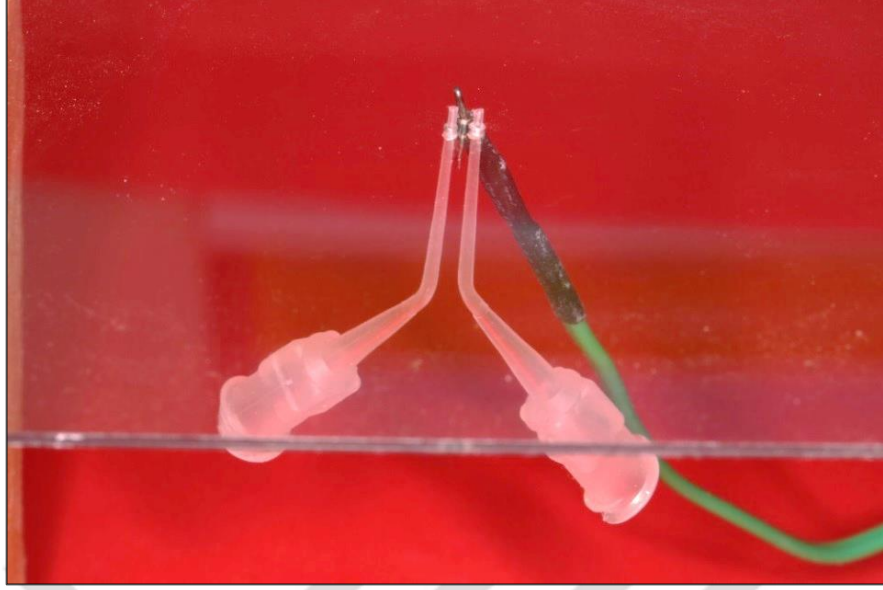
- **Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin hazırlanması**

Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışını ölçmek üzere hazırlanan düzenekte *in vivo* koşulları taklit etmek amacıyla pulpal mikrosirkülasyonu taklit ederek ölçümler yapıldı. Bu amaçla Savaş ve ark. (129) tarafından tarif edilen pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Pulpal mikrosirkülasyonun taklit edildiği deney düzeneği (129)

Deney aşamalarında dişlerin ve sirkülasyon düzeneğinin sabitlenmesi için şeffaf akrilik plak kullanıldı. Akrilik plak üzerinde birbirlerine yakın konumda üç adet delik açıldı. İki deliğe su girişi ve çıkışını sağlamak üzere şeffaf şırınga uçları yerleştirildi ve plak üzerinden 1 mm çıkacak şekilde konumlandırıldı. Plak üzerinde açılan üçüncü delik ise sıcaklık ölçümünde kullanılan J tip termokuplın yerleştirilmesi için kullanıldı (Şekil 3.8). Şeffaf şırınga uçları ve J tip termokupl akışkan kompozit yardımı ile plağa sabitlendi.



Şekil 3. 8. Şeffaf şırınga uçları ile termokuplun akrilik plak üzerine yerleştirilmesi

Kavite preparasyonları tamamlanmış diş örneklerinde sıcaklık ölçümünü kolaylaştırmak amacıyla, pulpa odası tavanına -40 ile $+250$ °C arasında çok yüksek ısı iletimine sahip olan termal macun (Hutixi HT-GY260, Çin) enjekte edildi (Şekil 3.9). Daha sonra dişler akışkan kompozit yardımıyla akrilik plağa sabitlendi (Şekil 3.10).



Şekil 3. 9. Pulpa odasına termal macun enjekte edilmesi



Şekil 3. 10. Dişlerin akrilik plağa sabitlenmesi

Pulpa odasında sirkülasyonun sağlanması için distile su kullanıldı ve distile suyun çalışma boyunca 37 °C’de kalması sağlandı. Suyun sıcaklığının sabit kalması için içerisindeki suyu 5 °C-95 °C arasında sabit tutabilen ve su çıkış haznesi bulunan su banyosu cihazı (Nüve BM402, Belçika) kullanıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3. 11. Çalışmada kullanılan 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 ile akış hızı 1 ml/dk olacak şekilde ayarlandı ve plağa sabitlenen şırınga uçlarından birine bağlanarak sıvı girişi sağlandı. Diğer şırınga ucundan da sıvı çıkışı sağlanarak solüsyonun sirkülasyonu sağlandı.

- **Restoratif materyallerin kavitelere uygulanması**

Dyract XP grubu: Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, Prime&Bond NT (Dentsply, Germany) tek kullanımlık fırça (Black Mini Brush, Ultradent, USA) yardımıyla hazırlanan kavite yüzeyine 20 sn süreyle uygulandı. Hava spreyi ile düşük basınç altında 5 sn kurutuldu ve LED ışık cihazı (Valo, Ultradent, South Jordan, USA) ile standart modda 10 sn polimerize edildi. Bonding ajanı uygulanmış dişlere tek tabaka halinde Dyract XP yerleştirildi. LED ışık cihazı (Valo, Ultradent, South Jordan, USA) ile standart modda 20 sn süre ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlandı. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

Photac Fil Quick Aplicap grubu: Kapsül şeklinde bulunan materyal, üretici firma talimatlarına göre, yüksek frekanslı bir karıştırıcıya yerleştirilerek 10 sn süreyle karıştırıldı. Kaviterler hafif nemli kalacak şekilde kurutulduktan sonra materyal uygulama tabancası yardımıyla kaviteye uygulandı. LED ışık cihazı (Valo, Ultradent, South Jordan, USA) ile standart modda 20 sn süre ışık uygulanarak polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

Fuji II LC grubu: Kapsül şeklinde bulunan materyal, *Photac Fil Quick Aplicap* grubunda anlatıldığı gibi kavitelere tatbik edildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

GCP Glass Fill grubu: Cam karbomer içerikli ve kapsül şeklinde bulunan materyal, 2. ve 3. gruplarda anlatıldığı gibi uygulama tabancası yardımıyla kaviteye yerleştirildi. Restorasyon yüzeyinde koruyucu bir kaplama oluşturmak üzere geliştirilen GCP Gloss (GCP Dental, Elmshorn, Germany) bir aplikatör yardımıyla

yüzeve uygulandı. Daha sonra GCP CarboLED CL-02 (GCP, Leiden, Netherlands) ($\geq 1500 \text{ mW/cm}^2$) ışık cihazı 60 sn uygulanarak polimerizasyon gerçekleştirildi. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değışiklikleri polimerizasyon tamamlanıncaya kadar kaydedildi.

• **Pulpa odasında oluşan sıcaklık değışikliklerinin ölçülmesi**

Çalışmada pulpa odasında oluşabilecek sıcaklık değışikliklerinin belirlenmesi için -200 ile $+800 \text{ }^\circ\text{C}$ arasında sıcaklık ölçümü yapabilen 1 mm çapında J tip termokupl (Schneider, Germany) kullanıldı. Termokuplın ucu plak üzerinde açılan 1 mm çapındaki delikten pulpa odasına yerleştirildi ve konumu pulpa odası tavanında ve termal macun içerisinde kalacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.11)



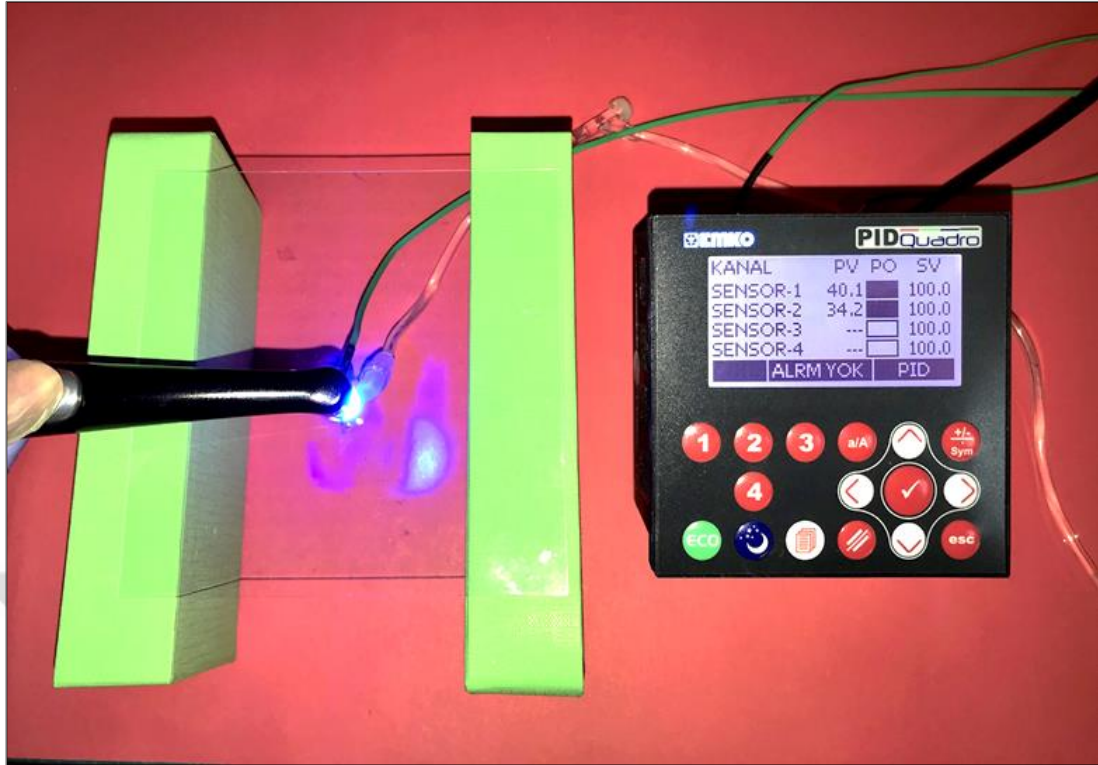
Şekil 3.12. Termokuplın yerleştirilmesi ve sıvı girişinin deney düzeneğinde gösterilmesi

Termokupl bilgisayar ortamıyla veri alışverişı yapabilen ve her 200 milisaniyedeki sıcaklık artışını ölçerek kaydedebilen bir veri kaydediciye (EMKO PID Quadro, Türkiye) bağlandı (Şekil 3.12).



Şekil 3. 13. Veri kaydedici cihaz

Termokuplın pulpa tavanına ve ışık kaynaklarının da dış yüzeyine temas edecek şekilde konumlandırılmasından sonra mikrosirkülasyon sağlanarak polimerizasyon işlemine başlandı ve ölçümler yapıldı (Şekil 3.14).



Şekil 3. 14. Polimerizasyon işlemi ve ölçümlerin gerçekleştirilmesi

Restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpa odası içerisinde oluşan sıcaklık değerleri her bir örnek için veri kaydedici tarafından kaydedildi. Her bir örnek için polimerizasyon öncesi (başlangıç/37 °C) ve polimerizasyon bitiminde ulaşılan en yüksek sıcaklık değerleri arasındaki farklar (Δt) alınarak hesaplamalar yapıldı.

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 24.0 (SPSS INC, Chiago, IL) istatistik programına yüklendi. Verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Kolmogorov- Smirnov) bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken varyans analizi kullanıldı. Varyans analizi sonucunda önemlilik kararı verildiğinde farklılık gösteren grup ya da grupları bulabilmek için ise Tukey testi kullanıldı. Farklı dentin kalınlıklarında alt gruplara ilişkin ölçümler karşılaştırılırken bağımsız gruplarda iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanıldı. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama ve standart sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında çocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan Dyract XP kompozit materyali, Photac Fil Quick Aplicap ve Fuji II LC RMCİS ve GCP Glass Fill cam karbomer restoratif materyallerinin polimerizasyonu esnasında, farklı dentin kalınlıklarında süt dişi pulpa odasında oluşan sıcaklık değişiklikleri mikrosirkülasyon düzeneği kullanılarak değerlendirildi.

Farklı dentin kalınlıklarında polimerizasyon esnasında sıcaklık artışları değerlendirildiğinde; 1 mm dentin kalınlığında en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken en düşük sıcaklık artışı Dyract XP grubunda bulundu. Cam karbomer materyali olan GCP Glass Fill diğer gruplarla karşılaştırıldığında sıcaklık artışı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). *Dyract XP*, *Photac Fil Quick Aplicap* ve *Fuji II LC* grupları arasındaki sıcaklık artışları birbirlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4. 1. 1 mm dentin kalınlığındaki örneklerde materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışı değerleri

Gruplar	n	Ortalama±SS (°C)	Sonuç
<i>Dyract XP</i>	10	2,13±0,45 ^a	F=68,95 p=0,001*
<i>Photac Fil Quick Aplicap</i>	10	2,19±0,64 ^a	
<i>Fuji II LC</i>	10	2,27±0,37 ^a	
<i>GCP Glass Fill</i>	10	4,78±0,45 ^b	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı

** SS standart sapma

*** Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

2 mm dentin kalınlığına sahip gruplar karşılaştırıldığında, GCP Glass Fill grubundaki sıcaklık artışı diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). *Dyract XP*, *Photac Fil Quick Aplicap* ve *Fuji II LC* grupları arasındaki sıcaklık artışları birbirlerine göre istatistiksel olarak anlamlı bir

farklılık göstermedi ($p>0,05$). 2 mm dentin kalınlığına sahip örneklerde en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken en düşük sıcaklık artışı Dyract XP grubunda bulundu (Tablo 4.2).

Tablo 4. 2. 2 mm dentin kalınlığındaki örneklerde materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışı değerleri

Gruplar	n	Ortalama±SS (°C)	Sonuç
<i>Dyract XP</i>	10	1,69±0,18 ^a	F=50,44 p=0,001*
<i>Photac Fil Quick Aplicap</i>	10	1,79±0,17 ^a	
<i>Fuji II LC</i>	10	1,78±0,17 ^a	
<i>GCP Glass Fill</i>	10	2,99±0,45 ^b	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı

** SS standart sapma

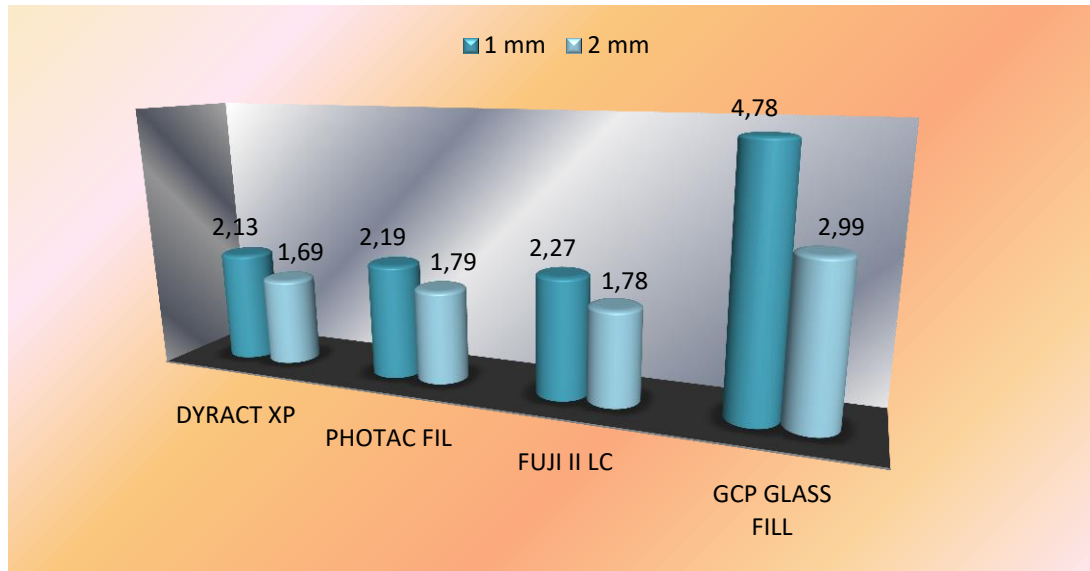
*** Farklı harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

Kullanılan restoratif materyaller, kendi grubu içerisinde 1 mm ve 2 mm olmak üzere iki farklı dentin kalınlığında sıcaklık artışı açısından incelendiğinde, Photac Fil Quick Aplicap grubunda farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer tüm gruplarda 1 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışı 2 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu ($p<0,05$), (Tablo 4.3), (Grafik 4.1.).

Tablo 4. 3. Farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışının grup içi karşılaştırılması

Restoratif Materyaller	Dentin Kalınlığı	n	Ortalama± SS (°C)	Sonuç
<i>Dyract XP</i>	1 mm	10	2,13±0,45	t= 2,83 p=0,011*
	2 mm	10	1,69±0,18	
<i>Photac Fil Quick Aplicap</i>	1 mm	10	2,19±0,64	t= 1,88 p=0,075
	2 mm	10	1,79±0,17	
<i>Fuji II LC</i>	1 mm	10	2,27±0,37	t= 3,75 p=0,001*
	2 mm	10	1,78±0,17	
<i>GCP Glass Fill</i>	1 mm	10	4,78±0,45	t= 8,79 p=0,001*
	2 mm	10	2,99±0,45	

* $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı ** SS standart sapma

**Şekil 4. 1.** Farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışının grup içi karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Diş hekimliği restoratif uygulamalarında sıklıkla kullanılan cam iyonomer esaslı restoratif materyaller, çocuk diş hekimliğinin vazgeçilmez materyallerindedir. Cam iyonomer simanlar üzerine, 1970'li yıllardan günümüze kadar farklı modifikasyonlar yapılarak, materyale farklı özellikler kazandırılmıştır(15).

Uygulama sırasında neme ve kurumaya olan duyarlılıkları ve fiziksel özelliklerinin yetersiz olması gibi dezavantajları olmasına rağmen (15,130), diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilmeleri, uygulama kolaylığı, florür salınımı, kenar sızıntısını azaltması ve florür rezervuarı işlevi görmesi gibi önemli avantajları bulunmaktadır (15). Florür, remineralizasyonu sağlamakta katalizör görevi görür ve bakteriyel enzimleri inhibe ederek bakteriyel asit oluşumunu önler. Böylece bakterilerden kaynaklanan asitlerin neden olduğu erken dönem diş çürüklerinin önlenmesini sağlar (131,132). Florürün bu etkilerinden dolayı günümüzde florür salan dental materyallerin çocuk diş hekimliğinde kullanımı önem kazanmıştır. Bunlar arasında, GCİS'ler (yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve sermet simanlar), RMCİS'ler, nano-iyonmer simanlar, kompomerler, cam karbomerler, giomerler ve florür içeren kompozit rezinler sayılabilir (133). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda çocuk diş hekimliği alanında geniş kullanım alanına sahip RMCİS materyali olan Fuji II LC ve Photac Fil Quick Aplicap, kompomer materyali olan Dyract XP ve son yıllarda geliştirilen bir materyal olan cam karbomer restoratif materyali GCP Glass Fill dolgu materyallerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

McCabe (134) yaptığı çalışmada; materyalin renginin, kalınlığının, örnek sıcaklığının ve porözite varlığının, polimerizasyon üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu; bunun da pulpal dokulara sıcaklık iletimini etkileyebileceğini bildirmiştir. Yapılan çalışmalarda polimerizasyon sırasında restoratif materyallerin sahip olduğu renk faktörünün sıcaklık iletiminde etkisini elimine etmek için A2 renginde rezin restoratif materyaller kullanılmıştır (135,136). Bizim çalışmamızda da renk faktörünün sıcaklık iletimindeki etkisini elimine etmek için restoratif materyaller A2 renginde kullanılmıştır.

Pulpa içi sıcaklık artışının değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalarda; daha çok daimi kesici dişler, küçük azı ve büyük azı dişler kullanılmıştır (137-139). Süt dişlerinin daimi dişlerle karşılaştırıldığında daha geniş dentin tübül yapısına sahip olmasından dolayı geçirgenliğinin arttığı ve dış uyaranlardan daha kolay etkilendiği bildirilmiştir (9). Literatürde süt dişlerinde pulpal mikrosirkülasyonun taklit edildiği ve pulpal sıcaklık artışını araştıran çalışmaların yetersiz olmasından dolayı, bu çalışmada süt azı dişlerinin kullanılmasına karar verilmiş ve kavite hacimlerini ve kalan dentin kalınlıklarını standardize edebilmek için sınıf I kavite preparasyonu tercih edilmiştir.

Rezin içeren restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasındaki sıcaklık artışını ölçmek için yapılan birçok *in vitro* çalışmada, çürüksüz dentin dokusu kullanılmıştır (63,135,140). Çürük dentin karakteristik olarak enfekte ve etkilenmiş dentin tabakalarına sahiptir ve tedavi esnasında genel olarak etkilenmiş tabaka bırakılmaktadır (141-143). Etkilenmiş dentinin fiziksel ve kimyasal özellikleri sağlıklı dentinden çok farklıdır; kısmen demineralize olduğu için sağlıklı dentinden daha yumuşaktır (142,144,145). Tosun ve ark. (146) çalışmalarında dentin diskleri oluşturarak, sağlıklı ve etkilenmiş süt dişi dentini üzerinde rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında oluşan sıcaklık artışını değerlendirmişler ve sıcaklık artış değerlerinin; etkilenmiş dentin disklerinin kullanıldığı örneklerde daha yüksek bulunduğunu bildirmişlerdir. Bu yapısal farklılıklar nedeniyle, sağlıklı veya etkilenmiş dentinden pulpaya iletilen ısıda farklılık görülebileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda klinik koşulları yansıtmak amacıyla kullanılan mikrosirkülasyon düzeneği için dişlerin kuronuna ihtiyaç duyulmaktadır ve çürüklü diş kullanımında kaviteler standardize edilemeyeceği için çürüksüz ya da minimal düzeyde mine ile sınırlı çürüğü olan süt dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Fizyolojik sürecini tamamlamış, düşme yaşı gelmesi nedeniyle çekilmiş süt dişlerinde; yaklaşık 8-9 yıldır oklüzyonda olması sebebiyle peritübüler dentin matriks apozisyonu görülmekte ve primer dentin geçirgenliği azalabilmektedir (147). Dentin tübülleri, peritübüler dentinin büyümesiyle kısmen veya tamamen tıkanabilmektedir (148). Bu yapısal değişikliklerin pulpa odasına ısı iletimi üzerinde etkili olabileceğini düşünmekle birlikte; etik kurallar dahilinde genç-çürüksüz süt dişi

elde edilemeyeceğinden çalışmamızda fizyolojik sürecini tamamlamış, kök rezorpsiyonu kökler bölgesinde sınırlı kalmış süt dişleri kullanılmıştır.

Pulpal sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda kullanılan insan dişleri; kuruyarak özelliklerinin bozulmaması ve dezenfeksiyonu için timol kristalleri içeren distile suda bekletilmektedir (129,149). Çalışmamızda kullanılan dişler deney süresine kadar +4 °C sıcaklıkta, kurumasının engellenmesi ve dezenfeksiyonunun sağlanması amacıyla %0,1 timol kristalleri içeren salin solüsyonu içerisinde saklanmıştır.

Sıcaklık artışının dental pulpa üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışmalarda sıcaklık ölçümü için farklı ekipman türleri kullanılmıştır; bunlar arasında kalorimetreler, termokupllar, diferansiyel termal analiz ve kızılötesi kameralar bulunur (150,151). 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 odasındaki sıcaklık artışının değerlendirilmesinde termokupllar kullanılmaktadır (66,98,99). Bu alanda yapılan çalışmalar incelendiğinde, sıcaklık değişimlerinde güvenilir ve hassas sonuçlar ürettiği için ölçümlerde termokupl kullanılmasının uygun olduğu belirtilmiştir (60,61,129). Bu bilgiler doğrultusunda ve deney düzeneğimize uygulanabilirliği düşünüldüğünde, çalışmamızda J tip termokupl kullanılmasına karar verilmiştir.

Diş pulpa dokusu oldukça vaskülerize bir dokudur; kavite preparasyonu ve restoratif prosedürler sırasında canlılığı tehlikeye girebilmektedir (152). Pulpal mikrosirkülasyon, harici bir termal uyarandan dentin-pulpa kompleksine ısı aktarıldığında intrapulpal sıcaklığın düzenlenmesinde önemli bir faktördür (153,154). Literatürdeki bazı çalışmalar dentin-pulpa kompleksinin ısıya karşı gösterdiği cevapta pulpal mikrosirkülasyonun rolünü incelemiş ve pulpal mikrosirkülasyonun soğutucu görevi gördüğünü bildirmişlerdir (101,153,155). Ramoğlu ve ark. (60), maksiller santral dişlere ortodontik bonding uygulaması aşamasında; farklı güçte ışık kaynakları kullanmışlar ve pulpal mikrosirkülasyonun gerçekleştirildiği ve sıcaklık ölçümünü değerlendirdikleri çalışma sonucunda mikrosirkülasyon düzeneğinin

kullanılmasının; mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmadığı ve sabit bir sıcaklıkta su tankının kullanıldığı çalışmalara göre, su akışının olması ile klinik koşulları daha iyi yansıtacağını bildirmişlerdir. Kodonas ve ark. (138) farklı türde ışık kaynakları kullanarak uygulama sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerini mikrosirkülasyon düzeneği kullanarak ve kullanmadan değerlendirmişler ve pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin kullanıldığı örneklerde sıcaklık değerlerinin tüm ışık cihazlarında 6 °C'nin altında olduğu; pulpal mikrosirkülasyonun kullanılmadığı örneklerde ise halojen ışık cihazının kullanıldığı örnekler dışındaki tüm örneklerde ölçümlerin 6 °C'yi aştığını bildirmişlerdir. *In 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. Bu bilgiler doğrultusunda, pulpanın soğutucu etkisi göz ardı edilemeyeceği için çalışmamızda mikrosirkülasyon düzeneğinin kullanılmasına karar verilmiştir. Önceki çalışmalarda (60,138) belirtildiği gibi eksik yönlerinin olduğunu fakat bu şartların *in vitro* koşullarda taklit edilemeyeceğini düşünmekteyiz.

Pulpal mikrosirkülasyon düzeneğini taklit edebilmek için Daronch ve ark. (156) üst çene iki köklü premolar dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında, kök kanallarının genişletilmesinden sonra kök uçlarına paslanmaz çelik enjektör uçları sabitlemişlerdir. Kök uçlarından birinden sıvı girişini diğerinden sıvı çıkışı sağlayarak pulpal mikrosirkülasyonu taklit etmişlerdir. Savaş ve ark. (129) molar dişleri mine-sement sınırının 2 mm altından bukkolingual yönde keserek, kökler bölgesini uzaklaştırmışlardır. Metal plaka üzerinde pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek için sıvı girişi ve çıkışını taklit eden enjektör ucu kullanmışlardır. Kuron parçasını bu enjektör uçlarını içine alacak şekilde konumlandırdıktan sonra sabitleyerek pulpal mikrosirkülasyonu sağlamışlardır. Bizim çalışmamızda, fizyolojik rezorpsiyona uğramış süt dişleri kullanıldığından dolayı Savaş ve ark.'nın (129) pulpal mikrosirkülasyonu taklit ettiği düzenek tercih edilmiştir.

Kodonas ve ark. (153) yaptıkları çalışmada pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla hazırladıkları deney düzeneğinde 1 ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, bu literatür bilgisi

ışığında vücut ısısını ve pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla su banyosu cihazından faydalanılarak 36-37 °C'de ve serum damla ayar seti yardımıyla 1 ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Polimerizasyon esnasında ışık uygulamasının türü ve süresi, sıcaklık artışında en önemli faktör olarak görülmektedir. Bu nedenle, estetik diş hekimliğinde uygun bir bakış açısı elde etmek için polimerizasyon için kullanılan ışık kaynaklarının özelliklerini ve avantajlarını bilmek gerekmektedir (157). Lloyd ve ark. (158), kompozit fotoaktivasyonu esnasında sıcaklık artışına neden olan en önemli faktörün ışık cihazı tarafından oluşturulan ısı olduğunu bildirmişlerdir. Yazıcı ve ark. (101), LED cihazların pulpal yaralanma riskini azalttığını çünkü sıcaklığı halojen ünitelerden daha az artırdıklarını; bununla birlikte ışınlanmış rezin kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinin de önemli olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda üç farklı materyalin (Fuji LC, Photac Fil Quick Aplicap, Dyract XP) polimerizasyonu için standart moda LED ışık cihazı (Valo LED) kullanırken, GCP Glass Fill materyali için üretici talimatları doğrultusunda Carbo-LED ışık cihazı kullanılmıştır. Carbo-LED ışık cihazı, GCP cam karbomer ürünlerinin özelliklerini en iyi şekilde geliştirmek amaçlı ısı polimerizasyonu için geliştirilmiştir (25). GCP üreticileri, bu ürünün polimerizasyonu için Carbo-LED cihazının kullanılmasını tavsiye etmektedir ve bu cihaz ile en iyi sonucun alındığını bildirmektedirler (119). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda ısının cam iyonomer simanlar üzerindeki faydalı etkileri çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (25,27,159). Uygulama sırasındaki daha yüksek sıcaklıkların uygulama ve çalışma sürelerini kısalttığı bulunmuştur (27,159). Bununla birlikte, veriler Carbo-LED cihazının kullanımının pulpa dokusu sıcaklığını artıran ve böylece pulpal hasar riskini artıran ekzotermik bir reaksiyon ile sonuçlandığını göstermektedir (160-162). Çalışmamızda, sıcaklık artışı değerlendirildiğinde kullanılan materyaller arasında en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken, bu değerler pulpal hasar yaratacak düzeylerde bulunmamıştır (Tablo 4.3). Bu yüksek sıcaklık artışı değerlerinin kullanılan cihazın yüksek ışık çıkış gücünden ve uzun ışınlama süresinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde, dentin kalınlığının pulpal dokulara sıcaklık iletimini azaltmada önemli bir faktör olduğu ve histolojik çalışmalarda kalan dentin kalınlığının 1 mm'den daha az olması durumunda pulpada yanık lezyonlarının oluşumunun gözleneceği bildirilmiştir (135,136). Bu nedenle çalışmamızda, farklı dentin kalınlıklarında pulpaya iletilen sıcaklık miktarını inceleyebilmek amacıyla aynı restoratif materyal 1 mm ve 2 mm dentin kalınlıklarında örnekler ile incelenmiştir.

Çalışmanın her iki hipotezi de reddedilmiştir. Kullanılan restoratif materyallerden GCP Glass Fill grubundaki sıcaklık artışı, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). İki farklı dentin kalınlığı karşılaştırıldığında ise; 1 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışı, 2 mm dentin kalınlığına sahip gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Birçok çalışmada; kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonları esnasında, farklı dentin kalınlıklarındaki pulpal sıcaklık artışı incelenmiştir (65,136,146,151,163-167). Takahashi ve ark. (168) kalan dentin kalınlığının, ısının pulpaya iletiminde dişe yerleştirilen materyalin tipinden ve termal yayılımından daha önemli olabileceğini savunmuşlardır.

Aguiar ve ark. (65) yüksek çıkış gücüne sahip (1280 mW/cm^2) ışık cihazı ile dentin örneklerine kompozit rezin veya adeziv uygulamadan ışık uygulamışlar; sonuçlarında 1 mm dentin tabakası varlığında pulpada oluşan sıcaklık artışını $5,6 \text{ }^\circ\text{C}$, 2 mm dentin tabakası varlığında $5,2 \text{ }^\circ\text{C}$ ve 3 mm dentin tabakası varlığında ise $2,4 \text{ }^\circ\text{C}$ olarak bildirmişlerdir. Botsalı ve ark. (161) daimi dişlerde farklı dentin kalınlıklarında restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpada oluşan sıcaklık değişikliklerini değerlendirmişlerdir ve en yüksek sıcaklık artışının 1 mm dentin kalınlığında gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın bulgularına göre Photac Fil Quick Aplicap grubunda farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen 1 mm dentin kalınlığındaki ölçümlerde sıcaklık artışı daha yüksek bulunmuştur ($p>0,05$). Diğer tüm gruplarda 1 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışı 2 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$),

(Tablo 4.3), (Grafik 4.1). Pulpa odasına yaklaştıkça; dentin tübül sayısında, yarıçapında ve difüzyon için mevcut toplam fiziksel yüzey alanında belirgin bir şekilde gözlenen artışın, ısının pulpaya daha fazla aktarılmasına neden olabileceğini düşünmekteyiz.

Zach ve Cohen (10) maymun dişlerinde yaptıkları çalışmalarında; 5,5 °C'lik sıcaklık artışının pulpa dokusu üzerinde %15 oranında vitalite kaybına yol açtığını tespit etmişlerdir ve bu değer kritik sıcaklık artışı olarak belirtilmiştir. Bizim çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz sıcaklık artış değerleri pulpada hasar oluşturacak kritik değer olan 5,5 °C'ye ulaşmamıştır.

Rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin farklılığının; restoratif materyalleri oluşturan doldurucu tipine, doldurucu büyüklüğüne, resin matriks hacmine ve yapısındaki organik matriks miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir (100). Baroudi ve ark. (169) akışkan ve kondanse edilebilir kompozitleri kullandıkları çalışmalarında en yüksek sıcaklık değişimini akışkan kompozitler gruplarında görmüşler ve bunun kompozit materyallerin ekzotermik reaksiyonunu artıran düşük doldurucu partikül oranı ve yüksek resin içeriğinden kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Müjdecı ve ark. (170) 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. (140) yaptıkları çalışmalarında RMCİS ile kompomer materyalinin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda RMCİS'in kompomer materyalinden polimerizasyon esnasında daha yüksek sıcaklık artışı oluşturduğunu bildirmişlerdir. RMCİS'in HEMA monomeri içerdiğini buna karşın kompomer materyalinin UDMA ve TCB resin monomer yapısına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda

farklı sıcaklık artışlarının meydana gelmesini materyallerin sahip olduğu farklı monomer yapısından ve miktarından kaynaklandığını iletmişlerdir.

Kahvecioğlu ve ark.'nın (162) süt ve daimi dişlerde RMCİS (Fuji II LC), kompomer (Dyract AP) ve cam karbomer (GCP Glass Fill) materyallerinin polimerizasyonu esnasında pulpada meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarında; en düşük sıcaklık artışının kompomer grubunda gerçekleştiğini, bunun da kompomerin, RMCİS'e göre daha yüksek doldurucu oranına ve farklı sertleşme mekanizmasına sahip olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Altan ve ark. (160) süt dişlerinde beş farklı bulk fill restoratif materyalin polimerizasyonu esnasında pulpada meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarında, yüksek doldurucu oranlarına sahip materyallerin daha düşük sıcaklık artışına neden olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızda farklı dentin kalınlıklarında polimerizasyon esnasındaki sıcaklık artışları değerlendirildiğinde; en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken en düşük sıcaklık artışı Dyract XP grubunda bulunmuştur. Fuji II LC, Photac Fil Quick Aplicap ve Dyract XP grupları arasında sıcaklık artışı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0,05$), cam karbomer materyali olan GCP Glass Fill diğer gruplarla karşılaştırıldığında, sıcaklık artışı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.3). Dyract XP grubunda görülen düşük sıcaklık artışının daha önce yapılan çalışmalara benzer şekilde (140,160,162,169,170), materyalin yüksek doldurucu miktarı ve farklı monomer yapısından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Botsalı ve ark. (161) daimi dişlerde farklı dentin kalınlıklarında, mikrosirkülasyon düzeneği kullanarak iki farklı RMCİS ve cam karbomer restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpada oluşan sıcaklık değişikliklerini değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artışının 1 mm dentin kalınlığında GCP Glass Fill grubunda gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Altan ve ark.'nın (160) süt dişlerinde mikrosirkülasyon düzeneği kullanarak beş farklı bulk fill materyalin polimerizasyonu esnasında süt dişi pulpa odasında

meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunmuştur.

Literatür taraması yapıldığında son zamanlarda geliştirilen cam iyonomer siman içerikli bir restoratif materyal olan cam karbomer materyalinin polimerizasyonu esnasında pulpada meydana gelen sıcaklık artışını araştıran çok fazla sayıda araştırmaya rastlanmamakla birlikte; cam karbomer materyalinin sıcaklık artışı açısından incelendiği çalışmaların (160-162) sonuçları ile uyumlu olarak bizim çalışmamızda da en yüksek sıcaklık artışı her iki dentin kalınlığında da cam karbomer grubunda elde edilmiş ancak bu değerler kritik sıcaklık artışı değerini aşmamıştır (Tablo 4.3). Çalışmamızdan elde edilen bu sonucun; yüksek ışık çıkış gücüne sahip olan Carbo-LED cihazının uzun ışınlama süresiyle kullanımından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Farklı yapıdaki cam iyonomer esaslı; Dyract XP, Photac Fil Quick Aplicap, GC Fuji II LC ve GCP Glass Fill restorasyon materyallerinin polimerizasyonu esnasında süt dişi pulpa odasındaki sıcaklık değişikliklerinin değerlendirilmesi amaçlanan çalışmamızdan elde edilen bulgulara dayanarak ve çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. 1 mm dentin kalınlığına sahip örneklerde pulpa odasında en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken en düşük sıcaklık artışı Dyract XP grubunda bulundu. GCP Glass Fill, diğer gruplarla karşılaştırıldığında sıcaklık artışı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$).
2. 2 mm dentin kalınlığına sahip örneklerde pulpa odasında en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda bulunurken en düşük sıcaklık artışı Dyract XP grubunda bulundu. GCP Glass Fill, diğer gruplarla karşılaştırıldığında sıcaklık artışı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$).
3. Photac Fil Quick Aplicap grubunda farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen 1 mm dentin kalınlığındaki ölçümlerde sıcaklık artışı daha yüksek bulundu ($p>0,05$). Diğer tüm gruplarda 1 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışı 2 mm dentin kalınlığına sahip gruplardaki sıcaklık artışından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu ($p<0,05$).
4. Kullanılan tüm restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin, pulpa için kritik değer olan $5,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'yi aşmadığı görüldü.

Bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda, restoratif materyallerin içeriklerinin, polimerizasyon esnasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerini etkileyebileceği tespit edilmiştir. Bu çalışmada gözlenen en yüksek sıcaklık artışı GCP Glass Fill grubunda gözlenmiş olup $4,78 \pm 0,45\text{ }^{\circ}\text{C}$ olarak tespit edilmiştir ve

bu, pulpa için kritik değer olarak kabul edilen 5,5 °C'yi aşmamıştır. Son yıllarda geliştirilmiş bir restoratif materyal olan cam karbomer materyalinin; rezin, monomer, metal ve BFA içermemesiyle birlikte; uzun dönem takipli klinik çalışmalarla restorasyonların prognozları ve remineralizasyon aktivitesinin etkinliğinin de araştırılarak çocuk diş hekimliğinde bu materyalin kullanımına daha fazla yer verilebileceğini düşünmekteyiz.

Farklı dentin kalınlıklarında sıcaklık artışları değerlendirildiğinde; süt dişlerinde koronal pulpanın daimi dişlerden daha geniş olması, mine ve dentinin daha ince olması, diş boyutlarının daha küçük olması ve çürüğün daha hızlı ilerleyebilmesi gibi durumlar göz önünde bulundurulduğunda, 1 mm'den az dentin kalınlığının bulunduğu derin ve dentin geçirgenliği artmış kavitelere, kavite tabanına pulpa koruyucu bir materyal ile örtme yapılmasının uygun olacağı düşüncesindeyiz.

Sonuç olarak; özellikle çocuk diş hekimleri, restoratif işlemler sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerinin, süt dişi pulpa dokusunda daha kolay termal hasar meydana getirebileceğinin farkında olmalıdırlar. Ayrıca, pulpada oluşan sıcaklık artışını değerlendirmek için mevcut çalışmaların *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. de Magalhaes MF, Ferreira RAN, Grossi PA, de Andrade RM. Measurement of thermophysical properties of human dentin: Effect of open porosity. *J Dent*, 36(8):588-94, 2008.
2. Brown W, Dewey W, Jacobs H. Thermal properties of teeth. *J Dent Res*, 49(4):752-55, 1970.
3. Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent*, 28(3):260-6, 2003.
4. Attrill D, Davies R, King T, Dickinson M, Blinkhorn A. Thermal effects of the Er: YAG laser on a simulated dental pulp: A quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent*, 32(1):35-40, 2004.
5. Schneider L, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr A, Sinhoreti M. Halogen and LED light curing of composite: Temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Investig*, 10(1):66-71, 2006.
6. Al-Qudah A, Mitchell C, Biagioni P, Hussey D. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J Dent*, 35(3):238-45, 2007.
7. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci*, 113(1):96-98, 2005.
8. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *Angle Orthod*, 76(2):330-34, 2006.
9. Agematsu H, Abe S, Shiozaki K, Usami A, Ogata S, Suzuki K ve ark. Relationship between large tubules and dentin caries in human deciduous tooth. *Bull Tokyo Dent Coll*, 46:7-15, 2005.
10. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19(4):515-30, 1965.
11. Jeffrey I, Lawrenson B, Longbottom C, Saunders E. CO₂ laser application to the mineralized dental tissues—the possibility of iatrogenic sequelae. *J Dent*, 18(1):24-30, 1990.

12. Jeffrey I, Lawrenson B, Saunders E, Longbottom C. Dentinal temperature transients caused by exposure to CO₂ laser irradiation and possible pulpal damage. *J Dent*, 18(1):31-36, 1990.
13. Paghdiwala A, Vaidyanathan T, Paghdiwala M. Evaluation of erbium: YAG laser radiation of hard dental tissues: Analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning microsc*, 7(3):989-97, 1993.
14. White J, Goodis H, Rose C, Daniels T. Effects of ND-YAG laser on pulps of extracted human teeth. *J Dent Res*, 69:300, 1990.
15. Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater*, 17(5):456-70, 2001.
16. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: Effects on oral cells. *J Prosthet Dent*, 63(5):513-21, 1990.
17. Yap A, Pek Y, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil*, 30(1):1-8, 2003.
18. Basting R, Serra M, Rodrigues A. In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil*, 29(12):1187-95, 2002.
19. Bala O. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler): Literatür taraması. *Cumhuriyet Dent J*, 1(2):113-18, 1998.
20. Welbury R, Shaw A, Murray J, Gordon P, McCabe J. Paediatric dentistry: Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*, 189(2):93-97, 2000.
21. Zorba Y, Yıldız M. Adesiv restoratif materyallerde biyo uyumluluk testleri ve kriterleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2:15-21, 2007.
22. Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K ve ark. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater*, 27(8):723-47, 2011.
23. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics*, 126(4):760-68, 2010.

24. Arnich N, Canivenc-Lavier M-C, Kolf-Clauw M, Coffigny H, Cravedi J-P, Grob K ve ark. Conclusions of the French Food Safety Agency on the toxicity of bisphenol A. *Int J Hyg Environ Health*, 214(3):271-75, 2011.
25. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent*, 41(3):223-30, 2013.
26. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken J. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater*, 25(4):551-56, 2009.
27. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*, 20(1):45-50, 2004.
28. Pashley D, Tay F. *Pulpodentin Complex*. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Quintessence Publishing, Chicago, USA, 63-94 p., 2002.
29. Goldberg M, Takagi M. Dentine proteoglycans: Composition, ultrastructure and functions. *Histochem J*, 25(11):781-806, 1993.
30. Sumikawa DA, Marshall G, Gee L, Marshall S. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent*, 21(7):439-44, 1999.
31. Ten Cate R. *Dentin-Pulp Complex*. Oral Histology Development, Structure and Function, 5th ed. Mosby, Missouri, 150-96 p., 1998.
32. Mjor IA, Sveen OB, Heyeraas KJ. Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry. Part 1: Normal Structure and Physiology. *Quintessence Int*, 32:427-46, 2001.
33. Pashley D, Liewehr F. Structure and Functions of the Dentin-Pulp Complex. In: Cohen S, Hargreaves KM, eds. *Pathways of the Pulp*, 9th ed. Mosby Elsevier, St.Louis, 460-513 p., 2006.
34. Nakashima M. The induction of reparative dentine in the amputated dental pulp of the dog by bone morphogenetic protein. *Arch Oral Biol*, 35(7):493-97, 1990.
35. Fox A, Heeley J. Histological study of pulps of human primary teeth. *Arch Oral Biol*, 25(2):103-10, 1980.

36. Hirayama A, Yamada M, Miake K. Analytical electron microscopic studies on the dentinal tubules of human primary teeth. *J Dent Res*, 64(4):743-65, 1985.
37. Pashley DH. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*, 4(5):237-40, 1991.
38. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J ve ark. *Bonding to Enamel and Dentin*. Quintessence Publishing Co, Illinois, USA, 183-260 p., 2006.
39. Isokawa S, Kosakai T, Kajiyama S. Interglobular dentin in the deciduous tooth. *J Dent Res*, 42(3):831-34, 1963.
40. Mjor IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Initial reactions to tooth preparation. *Quintessence Pub*, 32(7):537-51, 2001.
41. Özçobanoğlu G, Durutürk L. Süt dişlerinde pulpa ve dentinin histolojik yapısal özellikleri. *Acta Odontol Turc*, 30(2):99-109, 2013.
42. Okiji T. Pulp as a Connective Tissue. In: Hargreaves KM, Goodis HE, eds. *Seltzer and Bender's Dental Pulp*. Quintessence Publishing, Chicago, 67-89 p., 2012.
43. Weinstock M, Leblond C. Synthesis, migration, and release of precursor collagen by odontoblasts as visualized by radioautography after [3H] proline administration. *J Cell Biol*, 60(1):92-127, 1974.
44. Linde A. Session II: Cells and extracellular matrices of the dental pulp CT Hanks, Chairman: The extracellular matrix of the dental pulp and dentin. *J Dent Res*, 64(4):523-29, 1985.
45. D'souza RN, Bachman T, Baumgardner KR, Butler WT, Litz M. Characterization of cellular responses involved in reparative dentinogenesis in rat molars. *J Dent Res*, 74(2):702-09, 1995.
46. Camp JH, Fuks AB. *Pediatric Endodontics: Endodontic Treatment for the Primary and Young Permanent Dentition*. In: Cohen S, Hargreaves KM, eds. *Pathways of the Pulp*, 9th ed. Mosby Elsevier, St. Louis, 834-59 p., 2006.
47. Fuks A. Pulp Therapy for the Primary Dentition. In: Pinkham JR, eds. *Infancy Through Adolescence*, 4th ed. Elsevier Saunders, St Louis, Missouri, 375-93 p., 2005.

48. Tziafas D. Dentinogenic potential of the dental pulp: Facts and hypotheses. *Endod Topics*, 17(1):42-64, 2007.
49. Trowbridge HO, Kim S. Pulp development, structure and function. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, 6th ed. Mosby, St. Louis, 296-336 p., 1998.
50. Rapp R. Vascular pathways within pulpal tissue of human primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*, 16(3):183-201, 1992.
51. Takahashi K, Kishi Y, Kim S. A scanning electron microscope study of the blood vessels of dog pulp using corrosion resin casts. *J Endod*, 8(3):131-35, 1982.
52. Seltzer S, Bender IB. *Biologic considerations in dental procedures. The Dental Pulp*, 3rd ed. Lippincott Co, Philadelphia, 131-51 p., 1984.
53. Byers M, Taylor P. Effect of sensory denervation on the response of rat molar pulp to exposure injury. *J Dent Res*, 72(3):613-18, 1993.
54. Narhi MO. The characteristics of intradental sensory units and their responses to stimulation. *J Dent Res*, 64(4):564-71, 1985.
55. Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: Sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod*, 12(10):453-57, 1986.
56. Avery JK. Structural elements of the young normal human pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(1):113-25, 1971.
57. Rodd H, Boissonade F. Innervation of human tooth pulp in relation to caries and dentition type. *J Dent Res*, 80(1):389-93, 2001.
58. Ana P, Blay A, Miyakawa W, Zezell D. Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr: YSGG at low fluences. *Laser Phys Lett*, 4(11):827-34, 2007.
59. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er: YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent*, 90(5):447-51, 2003.
60. Ramoglu SI, Karamehmetoglu H, Sari T, Usumez S. Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. *Angle Orthod*, 85(3):381-85, 2015.

61. Sari T, Celik G, Usumez A. Temperature rise in pulp and gel during laser-activated bleaching: In vitro. *Lasers Med Sci*, 30(2):577-82, 2015.
62. Bagis B, Atilla P, Cakar N, Hasanreisoglu U. Immunohistochemical evaluation of endothelial cell adhesion molecules in human dental pulp: Effects of tooth preparation and adhesive application. *Arch Oral Biol*, 52(8):705-11, 2007.
63. Ozturk B, Ozturk A, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent*, 29:325-32, 2004.
64. Lauer H-C, Kraft E, Rothlauf W, Zwingers T. Effects of the temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. *J Prosthet Dent*, 63(4):407-14, 1990.
65. Aguiar F, Barros G, Santos A, Ambrosano G, Lovadino J. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: An in vitro study. *Oper Dent*, 30(5):602-07, 2005.
66. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72(2):260-67, 2005.
67. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*, 15(4):275-81, 1999.
68. Shortall A, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil*, 25(12):908-13, 1998.
69. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18(3):189-96, 2002.
70. Sulieman M, Rees J, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: A study in vitro. *Br Dent J*, 200(11):631-34, 2006.

71. Xu H, Smith D, Jahanmir S, Romberg E, Kelly J, Thompson V ve ark. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 77(3):472-80, 1998.
72. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth—experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater*, 26(6):501-13, 2010.
73. Armstrong SR, Jessop JL, Winn E, Tay FR, Pashley DH. Effects of polar solvents and adhesive resin on the denaturation temperatures of demineralised dentine matrices. *J Dent*, 36(1):8-14, 2008.
74. Linsuwanont P, Versluis A, Palamara JE, Messer HH. Thermal stimulation causes tooth deformation: A possible alternative to the hydrodynamic theory? *Arch Oral Biol*, 53(3):261-72, 2008.
75. Sessle B. Invited review: The neurobiology of facial and dental pain: Present knowledge, future directions. *J Dent Res*, 66(5):962-81, 1987.
76. Brännström M, Lindén L, Åström A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. *Caries Res*, 1(4):310-17, 1967.
77. Brännström M, Johnson G. Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli an in vitro study. *Acta Odontol Scand*, 28(1):59-70, 1970.
78. Hashimoto M, Ito S, Tay F, Svizero N, Sano H, Kaga M ve ark. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res*, 83(11):843-48, 2004.
79. Linsuwanont P, Palamara J, Messer H. An investigation of thermal stimulation in intact teeth. *Arch Oral Biol*, 52(3):218-27, 2007.
80. Goodis H, White J, Andrews J, Watanabe L. Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model. *Dent Mater*, 5(4):230-34, 1989.
81. Kishen A, Ramamurty U, Asundi A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res*, 51(4):650-59, 2000.
82. Hoffman R, Gross L. Microstructure of dental enamel. I. Organization and contour of prisms. *J Dent Res*, 46(6):1444-55, 1967.

83. Pashley DH. Smear layer: Physiological considerations. *Oper Dent Suppl*, 3:13-29, 1984.
84. Komabayashi T, Nonomura G, Watanabe L, Marshall Jr G, Marshall S. Dentin tubule numerical density variations below the CEJ. *J Dent*, 36(11):953-58, 2008.
85. Matthews B, Andrew D. Microvascular architecture and exchange in teeth. *Microcirculation*, 2(4):305-13, 1995.
86. Meyer M. Pulpal blood flow: Use of radio-labelled microspheres. *Int Endod J*, 26(1):6-7, 1993.
87. Goodis HE, Winthrop V, White JM. Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *J Endod*, 26(5):263-67, 2000.
88. Raab W. Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*, 88(Suppl 1):469-79, 1992.
89. Raab W, Müller H. Temperature-dependent changes in the microcirculation of the dental pulp. *DZZ*, 44(7):496-97, 1989.
90. Chang JC, Wilder-Smith P. Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. *Lasers Surg Med*, 22(1):46-50, 1998.
91. Pohto M, Scheinin A. Microscopic observations on living dental pulp II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand*, 16(3):315-27, 1958.
92. Arola D, Huang M. The influence of simultaneous mechanical and thermal loads on the stress distribution in molars with amalgam restorations. *J Mater Sci Mater Med*, 11(3):133-40, 2000.
93. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S ve ark. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18(3):269-75, 2002.
94. Szymańska Z, Zylicz M. Mathematical modeling of heat shock protein synthesis in response to temperature change. *J Theor Biol*, 259(3):562-69, 2009.
95. Skowyra D, Georgopoulos C, Zylicz M. The *E. coli* dnaK gene product, the hsp70 homolog, can reactivate heat-inactivated RNA polymerase in an ATP hydrolysis-dependent manner. *Cell*, 62(5):939-44, 1990.

96. Wickner S, Maurizi MR, Gottesman S. Posttranslational quality control: Folding, refolding, and degrading proteins. *Science*, 286(5446):1888-93, 1999.
97. Amano T, Muramatsu T, Amemiya K, Kubo K, Shimono M. Responses of rat pulp cells to heat stress in vitro. *J Dent Res*, 85(5):432-35, 2006.
98. Aksakalli S, Demir A, Selek M, Tasdemir S. Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. *Acta Odontol Scand*, 72(1):36-41, 2014.
99. Anić I, Pavelić B, Perić B, Matsumoto K. In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. *Lasers Surg Med*, 19(4):438-44, 1996.
100. Hubbezoglu I, Dogan A, Dogan O, Demir H. Kompozit rezin materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında oluşan ısısız değişikliklerin incelenmesi. *Cumhuriyet Dent J*, 11(1):16-22, 2008.
101. Yazıcı A, Müftü A, Kugel G, Perry R. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent*, 31(2):261-65, 2006.
102. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: The glass-ionomer cement. *Br Dent J*, 132:133-35, 1972.
103. Kaya T, Tirali R. Cam iyonmer simanlardaki gelişmeler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 7:71-77, 2013.
104. Marwah N. *Textbook of Pediatric Dentistry*. Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd., New Delhi, 257-78 p., 2009.
105. American Academy of Pediatric Dentistry. Guideline on pediatric restorative dentistry, Reference manual, 34:214-21, 2014.
106. McLean J, Nicholson J, Wilson A. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25:587-89, 1994.
107. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?— Properties, limitations and future trends. *Materials*, 3(1):76-96, 2009.
108. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J*, 10(4):411-20, 2013.

109. Sidhu S. Glass-ionomer cement restorative materials: A sticky subject? *Aust Dent J*, 56:23-30, 2011.
110. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 22(2):205-16, 2012.
111. Nagaraja Upadhy P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations. *Trends Biomater Artif Organs*, 18(2):158-65, 2005.
112. Beriat NC, Nalbant D. Water absorption and HEMA release of resin-modified glass-ionomers. *Eur J Dent*, 3(4):267-72, 2009.
113. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*, 23(5):615-22, 2007.
114. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dent Coll J*, 2(2):28-37, 2012.
115. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater*, 27(3):315-39, 2008.
116. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 29(1):39, 2011.
117. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*, 20(9):789-95, 2004.
118. Cehreli SB, Tiralı RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent*, 7(1):15-21, 2013.
119. <https://interafricadental.com/wp-content/uploads/2016/10/Instructions-of-use-glass-fill-UK.pdf>. 08/04/2019.
120. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater*, 28(10):1051-8, 2012.

121. Glavina D, Goršeta K, Vranić DN, Škrinjaric I. Enamel shear-bond strength of Glass Carbomer after heating with three polymerization units. *Int J Paediatr Dent*, 19:41, 2009.
122. Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen R, Skrinjaric I, Hill R ve ark. One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 22(2):67-71, 2014.
123. Arı T. Farklı yapıdaki pit ve fissür örtücülerin bağlanma kuvvetlerinin ve mikrosızıntılarının değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sivas, 104 s., 2016.
124. Wolstenholme JT, Rissman EF, Connelly JJ. The role of Bisphenol A in shaping the brain, epigenome and behavior. *Horm Behav*, 59(3):296-305, 2011.
125. Caserta D, Mantovani A, Marci R, Fazi A, Ciardo F, La Rocca C ve ark. Environment and women's reproductive health. *Hum Reprod Update*, 17(3):418-33, 2011.
126. Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V ve ark. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect*, 108(1):21-27, 2000.
127. Downs JMZ, Shuman D, Stull SC, Ratzlaff RE. Bisphenol A blood and saliva levels prior to and after dental sealant placement in adults. *J Am Dent Hyg Assoc*, 84(3):145-50, 2010.
128. Joskow R, Barr DB, Barr JR, Calafat AM, Needham LL, Rubin C. Exposure to bisphenol A from bis-glycidyl dimethacrylate-based dental sealants. *J Am Dent Assoc*, 137(3):353-62, 2006.
129. Savas S, Botsali MS, Kucukyilmaz E, Sari T. 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):764-69, 2014.
130. Mount G. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent*, 19(3):82-90, 1994.

131. Alexander SA, Ripa LW. Effects of self-applied topical fluoride preparations in orthodontic patients. *Angle Orthod*, 70(6):424-30, 2000.
132. Dionysopoulos D. The effect of fluoride-releasing restorative materials on inhibition of secondary caries formation. *Fluoride*, 47(3):258-65, 2014.
133. Şirinoğlu Çapan B, Akyüz S. Current fluoride-releasing restorative materials used in pediatric dentistry. *Clin Exp Health Sci*, 6(3):129-34, 2016.
134. McCabe J. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater*, 1(6):231-34, 1985.
135. Loney R, Price R. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*, 26(5):516-20, 2001.
136. Tjan AH, Dunn JR. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *J Prosthet Dent*, 59(4):433-38, 1988.
137. Öztürk B, Üşümez A, Öztürk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent*, 91(5):436-40, 2004.
138. Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *J Dent*, 37(6):485-90, 2009.
139. Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M. Temperature rise during primer, adhesive, and composite resin photopolymerization of a low-shrinkage composite resin under caries-like dentin lesions. *ISRN Dent*, 2012.
140. Al-Qudah A, Mitchell C, Biagioni P, Hussey D. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent*, 33(7):593-602, 2005.
141. Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley DH. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am J Dent*, 12(6):309-14, 1999.
142. Nakajima M, Sano H, Burrow M, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S ve ark. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 74(10):1679-88, 1995.

143. Yoshiyama M, Tay F, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K ve ark. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*, 81(8):556-60, 2002.
144. Marshall G, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall S. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J Dent Res*, 80(8):1768-71, 2001.
145. Ogawa K, Yamashita Y, Ichijo T, Fusayama T. The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin. *J Dent Res*, 62(1):7-10, 1983.
146. Tosun G, Usumez A, Yondem I, Sener Y. 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, 2008.
147. Koutsi V, Noonan R, Horner J, Simpson M, Matthews W, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent*, 16(1):29-35, 1994.
148. Mjör P. Dentin-predentin complex and its permeability: Pathology and treatment overview. *J Dent Res*, 64(4):621-27, 1985.
149. Oberholzer T, Makofane M, du Preez I, George R. 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):50-5, 2012.
150. Usumez A, Öztürk N. Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: Effect of type of curing unit. *Int J Prosthodont*, 17(2):200-04, 2004.
151. Guiraldo RD, Consani S, Lympius T, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. *J Oral Sci*, 50(2):137-42, 2008.
152. Hussey D, Biagioni P, Lamey P-J. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent*, 23(5):267-71, 1995.

153. Kodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J*, 42(3):247-52, 2009.
154. Raab W. Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*, 88(1):469-79, 1992.
155. Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *J Prosthet Dent*, 96(6):418-23, 2006.
156. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, Mario F. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater*, 23(10):1283-88, 2007.
157. Carrasco TG, Carrasco-Guerisoli LD, Fröner IC. In vitro study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *J Appl Oral Sci*, 16(5):355-59, 2008.
158. Lloyd C, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater*, 2(4):170-74, 1986.
159. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FT, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *J Dent*, 38(6):490-95, 2010.
160. Altan H, Göztaş Z, Arslanoglu Z. Bulk-Fill restorative materials in primary tooth: An intrapulpal temperature changes study. *Contemp Clin Dent*, 9(5):52-57, 2018.
161. Botsali MS, Tokay U, Ozmen B, Cortcu M, Koyuturk AE, Kahvecioglu F. Effect of new innovative restorative carbomised glass cement on intrapulpal temperature rise: an ex-vivo study. *Braz Oral Res*, 30(1), 2016.
162. Kahvecioglu F, Tosun G, Ülker HE. Intrapulpal thermal changes during setting reaction of glass Carbomer® using thermocure lamp. *Biomed Res Int*:1-7, 2016.
163. Aguiar FHB, Barros GKP, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human

- dentin of different thicknesses: An in vitro study. *Biomed Mater*, 1(3):140-43, 2006.
164. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent*, 35(2):220-30, 2010.
 165. Seelbach P, Finger WJ, Ferger P, Balkenhol M. Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: Influencing factors. *J Dent*, 38(12):964-73, 2010.
 166. Thompson M, Gomez H, Puckett A. Pulpal temperature changes after exposure to a light curing source. *J Dent Res*, 76:524-24, 1997.
 167. Weerakoon A, Meyers I, Symons A, Walsh L. Pulpal heat changes with newly developed resin photopolymerisation systems. *Aust Endod J*, 28(3):108-11, 2002.
 168. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Evaluation of thermal change in pulp chamber. *J Dent Res*, 56(12):1480-80, 1977.
 169. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent*, 19(1):48-54, 2009.
 170. Müjdecı A, Yeşilyurt A, Gökay O. Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*: 32(3), 163-9, 2005.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Çiğdem ÇUKURCU

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara-05.01.1987

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dil: İngilizce

İletişim Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Merkez/SİVAS

Tel: +90 346 219 10 10

Faks: +90 346 219 12 37

E-posta Adresi: cigdemcukurcu87@hotmail.com

Eğitim Bilgileri

Uzmanlık Eğitimi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak. 2016 -halen

Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2005-2010

Ortaöğretim-Lise: Mamak Anadolu Lisesi 1997-2004

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler ve Kurslar

- 23. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi 24-28 Eylül 2016 Kuşadası, İzmir
- 23.Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 21-24 Eylül 2017, İstanbul
- Türk Pedodonti Derneği Dental Travmatoloji Güncelleme Eğitimi, 7 Ocak 2018, Ankara
- 24.Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018, Ankara
- 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi İzmir Diş Hekimleri Odası 9-11 Kasım 2018 İzmir

Makaleler

- Kapdan, A., Carti, Ö., Buldur, B., **Cukurcu, C.** Conservative Treatment of Dentigerous Cysts: Two Case Reports. J Dent Oral Biol. 2017; 2 (11), 1071.
- Buldur B, **Cukurcu C**, Guvendi O N, Kayabaşı M, Aydın M N, 2017. Metaphorical Perceptions of Dental Students Towards Pediatric Dentistry Clinic. Yeditepe Dent J. 2018; 3(14), 67-72.
- Kaptan A, **Cukurcu C.** Süt Dişı Amputasyon Tedavilerinde Güncel Yaklaşımlar: Derleme, Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi (10.5336/dentalsci.2018-64371).
- Kaptan A, **Cukurcu C.** Aggressive Peripheral Giant Cell Granuloma in Posterior Mandible–Case Report in A Child, 2019 (Basım aşamasında), Cumhuriyet Dental Journal.

Bilimsel Toplantılarda Takdim Edilen ve Bildiri Kitabında Basılan Poster ve Sunumlar

- Burak BULDUR, Alper KAPDAN, **Ciğdem ÇUKURCU**, Elif TEKİN. “Diş Hekimlerinin Travmatik Dental Yaralanmaların Tedavisi Hakkında Bilgi Düzeyleri” (Sözlü sunum). 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 21-24 Eylül 2017, İstanbul
- Burak BULDUR, **Ciğdem ÇUKURCU**, Arife KAPTAN. “Diş Hekimlerinin Çocuk İstismarı ve İhmaline Yönelik Bilgi Düzeyi, Algı ve Tutumları” (Poster Sunumu). 24.Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018, Ankara
- Burak BULDUR, **Ciğdem ÇUKURCU**. “Diş Hekimliği Öğrencilerinin Mesleki Algı ve Tutumları” (Sözlü sunum) 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi İzmir Diş Hekimleri Odası 9-11 Kasım 2018, İzmir
- Burak BULDUR, **Özge Nur GÜVENDİ**, **Ciğdem ÇUKURCU**. “Diş Hekimliği Öğrencilerinin Çocukluk Çağı Bulaşıcı Hastalıklarına Yönelik Algı ve Tutumları” (Poster sunumu) 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi İzmir Diş Hekimleri Odası 9-11 Kasım 2018, İzmir