T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DEBONDİNG İŞLEMİ SIRASINDA MEYDANA GELEN ISI DEĞİŞİMİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

Rabia Merve ÇELİK KARATAŞ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Abdullah DEMİR

KONYA-2015

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DEBONDİNG İŞLEMİ SIRASINDA MEYDANA GELEN ISI DEĞİŞİMİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

Rabia Merve ÇELİK KARATAŞ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Abdullah DEMİR

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 13202038 proje numarası ile desteklenmiştir

KONYA-2015

ii. ÖNSÖZ

Ortodonti doktora ve klinik eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini ve desteğini benden esirgemeyen hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Abdullah DEMİR'e,

Ortodonti eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan ve deneyimlerini benimle paylaşan Ortodonti Anabilim Dalımızda görev yapmış ve yapmakta olan tüm değerli öğretim üyesi hocalarıma, birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen stajyer öğrenci arkadaşlarıma, bölüm personellerine,

Tezimde bana değerli bilgileriyle ve tecrübeleriyle yardımcı olan Selçuk Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Elektronik Ve Otomasyon Bölümü hocası Yrd. Doç Dr. Murat Selek'e,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Uzman İstatistikçi Ebru Osmanoğlu Akyol'a,

Hep yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dt. Meliha OSMAN ve Dt. Emire Aybüke ERDUR'a,

Tüm eğitimim ve yaşamım boyunca maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan babam Tahsin ÇELİK'e, annem Zeynep ÇELİK'e, abim Abdulkerim ÇELİK'e,

Ve herzaman güleryüzü ile desteğini yanımda hissettiğim sevgili eşim Orhan Hakkı KARATAŞ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR v
1. GİRİŞ 1
1.1. Genel Bilgiler 3
1.1.1. Sabit Mekaniklerde Yapıştırma İşlemi 3
1.1.2. Debonding İşlemi 12
1.1.3. Debonding İşleminin Pulpa Üzerine Etkileri 16
1.2. Termal Kameralar 18
1.2.1. Termal Kameraların Yapısı 19
1.2.2. Termal Kameralarda Çözünürlük 22
1.2.4. Termal Kameralarda Renkler 22
1.2.5. Termal Kameraların Çalışma Prensibi 23
1.2.6. Termal Görüntülerde Odaklama 23
1.2.7. Termal Kameraların Sağlık Alanında Kullanımı 24
1.3. Termokupllar 26
1.3.1. Termokuplların Diş Hekimliğinde Kullanımı 28
2. GEREÇ ve YÖNTEM 30
2.1. Araştırmanın Tipi 30
2.2. Kullanılan Gereçler 30
2.2.1. Deneysel Materyal ve Çalışma Grupları 30
2.2.2. Braketler 32
2.2.3. Frezler 33
2.2.4. Turlu Aletler 34
2.2.5. Işık Kaynağı 36
2.3. Yöntemler 36
2.3.1. Dişlerin Hazırlanması ve Test Bloklarına Yerleştirilmesi 36
2.3.2. Bonding (Yapıştırma) İşlemi 37
2.3.3. Debonding (Temizleme) işlemi 38
2.5. Isı ölçümü 39
2.5.1. Termokupl ile Isı Ölçümü 39
2.5.2. Termal Kamera ile Isı Ölçümü 41
2.6. İstatiksel Yöntem 44

3. BULGULAR.....45
3.1. Fraktür Analizi Bulguları.....45
3.2. Üç Farklı Debonding Yönteminde Meydana Gelen Isı Değişimlerinin İki Farklı Isı Ölçüm Tekniğine Göre Değerlendirilmesi.....45
3.3. Isı Ölçüm Tekniklerinde Üç Farklı Debonding Yöntemine Göre Isı Değişimlerinin Değerlendirilmesi.....52
3.4. Üç Farklı Debonding Yönteminde Isı Ölçüm Tekniklerine Göre Kritik Değeri Aşan Diş Sayısı Yüzdesinin Değerlendirilmesi.....57
4. TARTIŞMA.....60
4.1. Amacın Tartışılması.....60
4.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....61
4.3. Isı Ölçümünün Tartışılması.....69
4.4. Termal Kamera ile Termokupl Karşılaştırması.....71
4.5. Bulguların Tartışılması.....72
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....75
6. KAYNAKLAR.....77
7. EKLER.....85
EK A: Etik Kurul Kararı.....85
8. ÖZGEÇMİŞ.....87

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

% : Yüzde

< : ‘ den küçüktür

> : ‘ den büyüktür

***** : $p<0,05$

****** : $p<0,01$

p : istatistiksel anlamlılık

n : birey sayısı

SS : standart sapma

Ort : ortalama

SPSS : statistical package of social sciences

ark : arkadaşları

^{o}C : derece Celsius

IR : infrared

sn : saniye

µm : mikrometre

mPa : megapaskal

kg/cm^2 : kilogram / santimetrekare

SEP : kendinden asitli primer

nm : nanometre

mW : mili Watt

LED : ışık veren diyot

IRTT : infrared termografi tekniği

LCD : sıvı kristal görüntü

HQTH : yüksek kuvars tungsten halojen

ETD : elektrotermal debonding

ΔT : iki zaman arası değişim miktarı

Cu : bakır

Const : konstantan

Fe : demir

Cr : krom

Al : alüminyum

Ni : nikel

Pt : platin

Rh : radyum

Tn : tungsten

Re : Renyum

inç : 2.54 cm uzunluğundaki uzunluk ölçüsü birimi

rpm : dakikadaki devir sayısı

mW/cm^2 : miliWatt / santimetre kare

dk : dakika

NaOCl : sodyum hipoklorür

mm : milimetre

cm : santimetre

ANN : yapay sinir ağı

TG : termal görüntü

MATLAB : matrix laboratory

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Debonding İşlemi Sırasında Meydana Gelen Isı Değişiminin in vitro İncelenmesi

Rabia Merve ÇELİK KARATAŞ
Ortodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Modern ortodontik uygulamaların büyük çoğunluğunu sabit tedavi mekanikleri oluşturmaktadır. Aktif tedavinin bitirilmesiyle birlikte yapıştırılan sabit ataşmanların çıkartılması (debonding) gereklidir. Debonding işleminin amacı, sabit ataşmanların çıkarılması, diş yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesi ve diş yüzeyinin yapıştırma öncesi haline iatrojenik zarar vermeden getirilmesidir. Çalışmamızın amacı, klinik ortodontik uygulamalarda en sık kullandığımız debonding yöntemi olan karbit frez uygulamasının dişte meydana getirdiği ısı değişimlerini termokupl ve termal kamera ile in vitro olarak incelemektir.

Çalışmamızda 150 adet insan premolar dişi kullanmış olup yirmi beşerli 6 grup oluşturulmuştur. Gruplar termal kamera ve termokupl yöntemleri ile ısı ölçümü yapılmak üzere iki ana gruba ayrılmıştır. Her ana gruptaki üç alt gruba, üç farklı devirde el aletleri kullanılarak debonding işlemi uygulanmıştır.

Değerlendirmelerimiz sonrası tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı ısı artışları görülmüştür ($p<0,001$). Termal kamera ile elde edilen ısı ölçüm değerleri termokupla göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,001$; $p<0,01$). Fakat diş pulpası için kritik değer olan 5,5°C'nin üzerindeki diş sayılarını her iki ısı ölçüm yöntemine göre karşılaştırdığımızda iki yöntem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çalışmamızın bulguları doğrultusunda; dişler üzerinde termokupl ve termal kamera ölçümlerinin her ikisinin de güvenilir olduğu ve genellikle termokupl ile yapılan in vitro çalışmaların, termal kamera kullanımı ile de güvenilir sonuçlar elde edilerek yapılabilineceği görülmektedir.

Anahtar Sözcükler: Debonding; diş pulpası; ısı değişimi; termal kamera; termokupl

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

In vitro Analysis of Temperature Changes During the Debonding Process

Rabia Merve ÇELİK KARATAŞ
Department of Orthodontics

PhD THESIS / KONYA-2015

Fixed orthodontic treatment appliances consists most of the contemporary orthodontic processes. After completing the active treatment, fixed appliances must be debonded. The purposes of debonding are removal of the fixed appliances, cleansing of the remaining adhesive and reviving the tooth surface to its pre-bonding condition without causing any iatrogenic harm. The aim of the study was to investigate the temperature changes on teeth, measured with a thermal camera and thermocouple, due to carbide bur applications as the most frequently used debonding method in clinical orthodontic practice.

One hundred and fifty extracted human premolar teeth were used in the study, and six groups of 25 teeth were formed. Groups were divided into two main groups undergoing the thermal camera and thermocouple method, respectively. The debonding process was applied to three subgroups in each main group using handpieces at three different speed levels.

Temperature increases were observed in all groups during the debonding process ($p<0,001$). The temperature values obtained by thermal camera were found to be higher than those measured by thermocouple ($p<0,001$; $p<0,01$). However, when the number of teeth over 5.5 °C – which is the critical value for the dental pulp – were compared according to the two different temperature measurement methods, no statistically significant differences were found ($p>0,05$).

In conclusion, both thermocouple and thermal camera measurements are safe in the temperature measurement of teeth, and in vitro studies done via thermocouple can also be done via using a thermal camera, thus providing reliable results.

Keywords: Debonding; dental pulp; temperature change; thermal camera; thermocouple

1. GİRİŞ

Modern ortodontik tedavi uygulamalarının büyük çoğunluğunu sabit mekanikler oluşturmaktadır. Aktif ortodontik tedavinin bitirilmesiyle birlikte, yapıştırılan sabit ataşmanların çıkartılması (debonding) gerekmektedir.

Debonding işleminin amacı, sabit ataşmanların çıkarıldıktan sonra diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcının (adezivin) temizlenmesi ve diş yüzeyinin yapıştırma öncesi haline iatrojenik zarar vermeden getirilmesidir (Brantley ve Eliades 2000).

Sabit ataşmanların çıkarılmasını takiben mine yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesinde en sık kullanılan materyal, tungsten karbit frezlerdir. Ireland ve ark (2005), iki farklı adeziv ve dört farklı adeziv temizleme yöntemi kullanarak, mine yüzeyinde meydana gelen zararı inceledikleri çalışmalarında, tungsten karbit frez kullanımının mine yüzeyinde en az zarar oluşturan teknik olduğunu rapor etmişlerdir. Mine yüzeyinden artık adezivin temizlenmesinde, Zarrinnia ve ark (1995) tungsten karbit frezin yüksek hızda ve soğutma yöntemleri ile birlikte kullanımını önerirken, düşük devirde tungsten karbit frez kullanımının altın kural olduğunu ve böylelikle en az iatrojenik zararın oluştuğunu savunan araştırmacılar literatürdeki çoğunluğu oluşturmaktadır (Oliver 1988, Oliver ve Griffiths 1992, David ve ark 2002, Hosein ve ark 2004, Graber ve ark 2005, Ireland ve ark 2005, Eminkahyagil ve ark 2006).

Diş tedavisi sırasında artan ısının pulpal dokular üzerine yıkıcı etkisi tüm diş hekimliğini ilgilendirmektedir (Tarle ve ark 1998). Diş pulpası fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal etkenlerden çabuk etkilenebilen hassas bir dokudur. Zach ve Cohen (1965), maymun dişlerinde yaptıkları çalışmada, pulpada 5,5°C'lik ısı artışının dişlerin %15'inde vitalite kaybına neden olduğunu rapor etmişlerdir. Schubert (1957) fonksiyon esnasında dişlerdeki ısı değişimini incelediği çalışmada, pulpadaki ısı 41,5°C'ye yükseldiğinde inflamasyonun başladığını tespit etmiştir.

Dişte meydana gelen ısı değişiminin ölçümünde iki farklı in vitro deneysel teknik uygulanabilmektedir. Bunlar termokupl ve termal kamera (İnfrared

Termografi, IR) teknikleridir (Hand ve ark 1976, Dollard ve ark 1983, Mc Cullagh ve ark 2000, Malkoc ve ark 2010, Aksakalli ve ark 2014).

Termokupl tekniği geniş bir kullanım alanına sahiptir. Çoğunlukla lazerle veya elmas frezlerle yapılan kavite preperasyonlarında (Oelgiesser ve ark 2003), kök kanal restorasyonlarında (Fors ve ark 1985) ve kompozit materyallerin ışık aktivasyonlu polimerizasyonlarında in vitro ortamda ısı artışının tespitinde kullanılmaktadır (Hannig ve Bott 1999). Bu tarz çalışmalarda termal kamera kullanımı ile tedavi aşamalarında daha çok detaya erişilebilir, böylece hem in vitro hem de in vivo koşullarda başarı elde edilebilir (Hussey ve ark 1995). Termal kameranın diş hekimliğinde kullanım alanı ise daha kısıtlıdır. Rezin kompozit restorasyonların polimerizasyonunda kullanımları literatürde yer almaktadır (Hussey ve ark 1995, Aksakalli ve ark 2014).

Her iki yöntemin ölçüm değerleri kıyaslandığında, Mc Cullagh ve ark (2000) ve Fernandes ve ark (2014) çalışmalarında termal kameranın, termokupldan daha yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir. Çalışmanın sıfır hipotezi, termokupl yöntemi ile termal kamera yönteminin dişlerdeki ısı değişimi ölçümleri açısından aralarında anlamlı fark olmadığıdır.

Literatür taraması yapıldığında farklı ortodontik debonding yöntemlerinin uygulamalarında, dişte meydana gelen ısı değişimi hakkında yeni çalışmalara gereksinim olduğu görülmektedir. Bu doğrultuda, çalışmamızın amacı farklı devirlerde el aletleri ve tungsten karbit frezler kullanılarak yapılan debonding yöntemlerinde, dişte oluşan ısı değişimini termal kamera ve termokupl teknikleri ile ölçerek in vitro olarak incelemektir.

1.1. Genel Bilgiler

1.1.1. Sabit Mekaniklerde Yapıştırma İşlemi

Dişlere sabit ataşmanlar ile kuvvet iletilmesi, modern ortodontik tedavi uygulamalarında en sık kullanılan yöntemdir. 1980'lere kadar, direkt yapıştırma tekniği yani bantlar olmaksızın dişlere ataşmanların yapıştırılması, rutin olarak klinik uygulamalarda yer almamıştır. Bununla birlikte, bantlar olmaksızın diş yüzeyinde asit kullanılarak ataşmanların yapıştırılabilmesi, yapıştırıcı ve braket sistemlerinin hızla gelişmesini ve günümüzde bu uygulamanın en sık kullanılan yöntem olmasını sağlamıştır (Buonocore 1955, Cozza ve ark 2006, Larmour ve ark 2006, Faltermeier ve ark 2007).

Sabit mekaniklerin ilk uygulamalarında kullanılan multibant sistemi, tekniğin kendinden kaynaklanan birçok dezavantaj içermektedir. Braketleri taşıyan bantların her bir dişe tek tek simante edilmesi, tedavi boyunca kötü estetiğe neden olmakta ve hastanın sosyal hayatını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Her dişe tek tek simantasyon işlemi uygulaması hem hekim hem de hasta açısından oldukça zaman alıcı ve yorucu olmaktadır. Bantların gözle görülemeyen alt bölgelerinde, siman boşluklarında dekalsifikasyon alanlarının oluşması ve dişetinin kimyasal ve mekanik iritasyona bağlı enflamasyonu, dişlerde ve çevre dokuda iatrojenik zararlar oluşturabilmektedir. Multibant sisteminin bir diğer dezavantajı ise çapraşıklık olgularında bantların yerleştirilebilmesi için diş arkında fazladan yer gereksinimi yaratmasıdır (Brantley ve Eliades 2000).

Günümüzdeki uygulamalarda olduğu gibi, braketlerin bantlar olmaksızın, adezivler aracılığıyla diş yüzeyine yapıştırılması yöntemine Buonocore öncülük etmiştir ve yaptığı çalışmada asit ile diş yüzeyini pürüzlendirmenin adezyonu artırdığını rapor etmiştir (Buonocore 1955). Newman (1965), sabit mekaniklerin ortodontinin rutin uygulaması haline gelmesine öncülük etmiştir. Zachrisson (1977), geniş bir örneklem grubunda uyguladığı direkt yapıştırma tekniğinin tedavi sonrası ilk detaylı değerlendirmesini yayınlamıştır. Günümüze kadar, teknolojik gelişmeye paralel olarak, yapıştırıcı sistemler ve direkt ataşmanlar hızla değişmeye devam etmiştir. İatrojenik zararları engellemek amacıyla bağlanma kuvvetinin en üst

seviyeye getirilmesi ve tekniğin uygulama basamaklarının basitleştirilmesi hedeflenmiştir. Bununla birlikte, başarılı bir yapıştırma işlemi, adeziv sistemlerinin gerektirdiği teknik kurallara sıkı uyum gerektirir. Yapıştırma işleminin in vitro şartlardaki basamakları, kısaca şu şekilde maddelenebilir (Graber ve ark 2005):

- Diş yüzeyinin temizlenmesi
- Minenin pürüzlendirilmesi
- Yapıştırıcı uygulanması

Diş yüzeyinin temizlenmesi

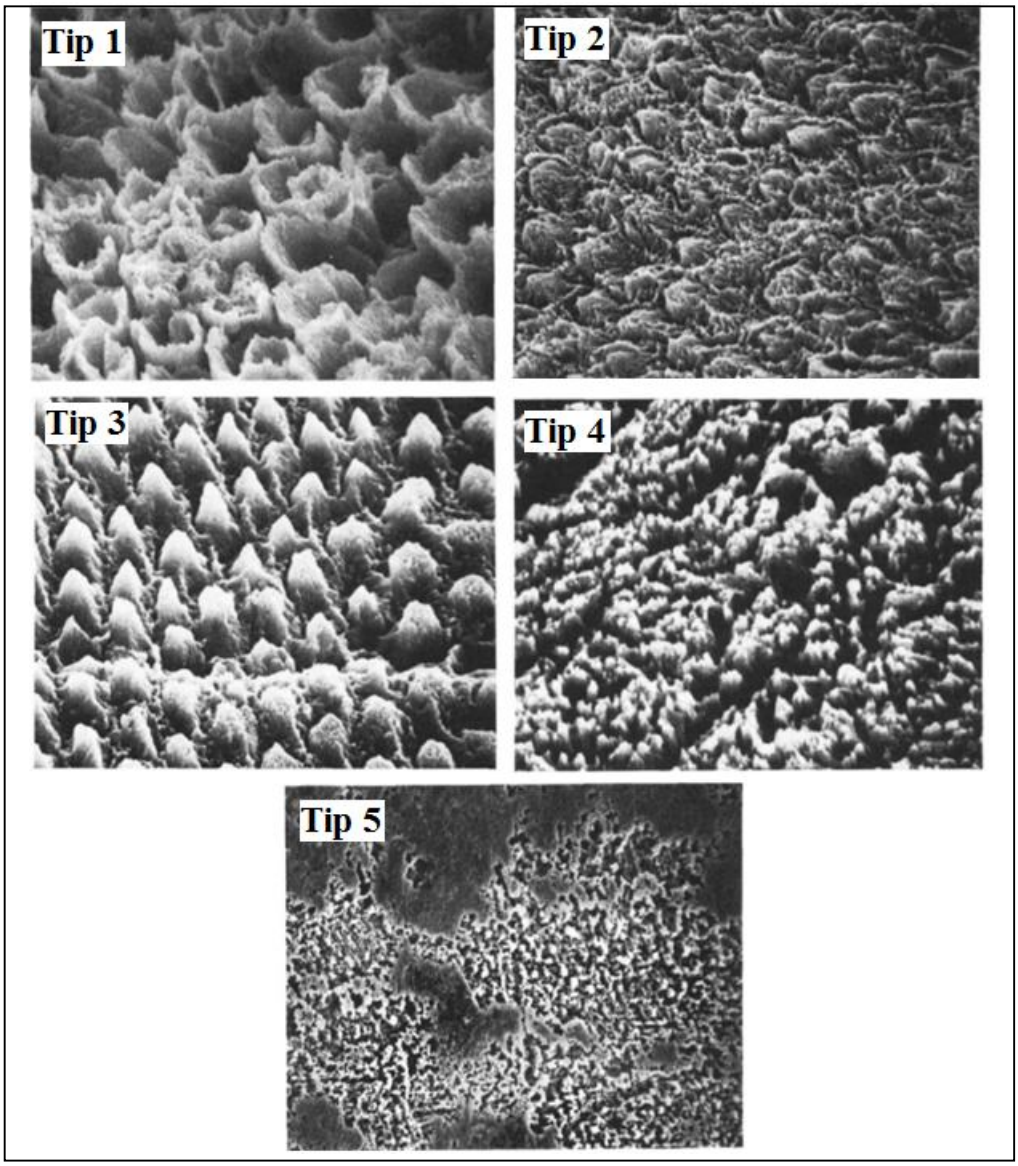
Diş yüzeyindeki organik artıkların ve plağın uzaklaştırılması amacıyla ortodontik tedavi öncesinde diş yüzeyi temizliği yapmakta fayda vardır. Miura ve ark (1973), yapıştırma işlemi öncesi diş yüzeyinin temizlenmesinin tutuculuğu artırdığı düşüncesini ortaya atmışlardır. Main ve ark (1983), asitleme öncesi diş yüzeyi temizliği yapılmış ve yapılmamış dişleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, diş yüzeyi temizliği yapılmaksızın sadece asitleme yapmanın organik artıkları uzaklaştırmak için yeterli olmadığını rapor etmişlerdir. Reisner ve ark (1997), tungsten karbit frezler kullanılarak düşük devirde dişlerin bukkal yüzeylerinin temizlenmesinin, bağlanma kuvveti açısından pomza ile temizleme uygulamasına oranla daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koymuşlardır.

Diş yüzeyi temizleme yöntemleri açısından literatürler değerlendirildiğinde, florsuz pomza ile diş yüzeyinin 10 sn (saniye) lastiklenmesi in vitro yapıştırma çalışmalarının büyük çoğunluğunda tercih edildiği gözlenmektedir (Bishara ve ark 2004, Bishara ve ark 2005, Eminkahyagil ve ark 2005, Sayinsu ve ark 2006). İn vivo yapılan çalışmalarda ise, yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyine pomza uygulanmasının bağlanma kuvvetine etkisinin olmadığı belirtilmiş, hastaya ek rahatsızlık vermesi, uygulama zamanını artırması, mine yüzeyinde çiziklere ve gereksiz madde kaybına neden olması gibi olumsuz yönleri vurgulanmıştır (Barry 1995, Ireland ve Sherriff 2002, Hosein ve ark 2004).

Minenin pürüzlendirilmesi

Ortodontik sabit tedavilerde braket tutuculuğunu sağlamak için diş yüzeyinde asitleme işlemi yapılmaktadır. Buonocore (1955), mine yüzeyine asit uygulanarak mikro pürüzler oluşturulması ile adeziv tutuculuğunun arttığını göstermiştir. Asitleme işleminin mine yüzeyinde oluşturduğu etkilere bakacak olursak; mineye asit uygulanması ile mine prizmalarında ve interprizmatik alanlarda çeşitli oranlarda çözünme meydana gelir, mine yapısında mikroporoziteye neden olur ve yüzey gerilimi düşer. Bonding işleminde kullanılan yapıştırıcı reçineler ise meydana gelen boşluklara penetre olur ve pürüzlenmiş mine prizmaları arasına tutunur (Graber ve ark 2005). Asit mine yüzeyinde farklı derinlikte penetrasyon gösterir. Mikroskobik olarak 100-200 μm'lik (mikrometre) katmanda değişimler gözlenir. İrreversibl mine kaybı ise 5-50 μm arasında değişkenlik gösterir. Asit uygulaması sonucu meydana gelen mine yüzeyindeki pürüzlü alanların şekline göre pürüzlendirmenin kalitesi sınıflandırılmıştır (Hobson ve ark 2002, Graber ve ark 2005). Bu sınıflandırmalar arasında en yaygın kullanılan Galil ve Wright'a ait sınıflandırmadır (Graber ve ark 2005). Bu sınıflamaya göre;

- Tip 1: İdeal Pürüzlenme; Bal Peteği Görünümü
- Tip 2: İdeal Pürüzlenme; Arnavut Kaldırımı Görünümü
- Tip 3: Ayırt Edilir Pürüzlenme
- Tip 4: Oluklu-Delikli Mine Yüzeyi
- Tip 5: Pürüzlenme yok, doğal mine olukları (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Mine yüzeyindeki pürüzlendirmenin Galil ve Wright'a ait sınıflandırması (Graber ve ark 2005).

Asidin mine yüzeyinde meydana getirdiği değişiklik asidin yoğunluğuna, türüne ve uygulanma süresine bağlıdır (Nordenvall ve ark 1980, Tagami ve ark 1988, Hobson ve ark 2002, Buyukyilmaz ve ark 2003, Zanet ve ark 2006). ,

Ortodontik amaçla elde edilmesi istenilen mine pürüzlülüğü, protetik ve restoratif diş hekimliğindeki uygulamalardan farklı olarak, maksimum bağlanma kuvveti sağlayacak şekilde değil, yeterli bağlanma kuvveti sağlayacak şekilde olmalıdır. Ağız içi fizyolojik hareketler göz önünde bulundurulduğunda, sabit ataşmanların dayanması gereken bağlanma kuvveti literatürde 6-8 MPa (megapaskal) olarak bildirilmiştir (Brantley ve Eliades 2000, Bishara ve ark 2007).

Mine yüzeyine hiç asitleme işlemi uygulanmaması çok düşük bağlanma kuvvetleri oluşturabilirken, %10-%37 arası konsantrasyonlardaki fosforik asit uygulanması yaklaşık 28 MPa, fosforik asitle benzer yüzey pürüzlülüğü oluşturan %10'luk maleik asit uygulanması ile ise 18 MPa düzeyinde bağlanma kuvveti oluşturabilmektedir. Poliakrilik asit uygulaması ise, çalışma prensibi olarak farklılık göstermektedir. Poliakrilik asitin içeriğinde bulunan sülfat iyonları mine yüzeyinde kalsiyum sülfatdihidrat kristallerini meydana getirir. Adeziv rezinlerin, mine yüzeyinde meydana gelen bu kristallere tutunması ile bağlanma gerçekleşir, ancak bağlanma kuvveti %60- 80 daha düşük seviyelerdedir ve pratikte kullanımı tavsiye edilmemektedir (Artun ve Bergland 1984, Farquhar 1986, Powers ve ark 1997, Jones ve ark 1999).

Asitleme süresindeki farklılık, ataşmanın çıkarılmasını takiben braket-adeziv- mine yüzeyi ara fazlarında, bağların kopmasında da farklılık gösterir. Asitleme süresinin kısa olduğu durumlarda bağlardaki kopma adeziv-mine yüzeyi arasında, uzun olduğu durumlarda ise kopma adeziv-braket ara fazında meydana gelmektedir. Dolayısıyla sürenin kısa olması bağlanma kuvvetinin azalmasına neden olur. Asitleme işleminde, %37'lik fosforik asit uygulamasında bağlanma kuvveti açısından 15 sn ile 60 sn'lik zaman dilimlerinde bir farklılık gözlenmediği ancak asitleme süresinin kısa tutulmasının mineye daha az zarar verdiği rapor edilmiştir. Bununla birlikte, 30 sn'lik asit uygulamasının, 15 sn'lik uygulamadan daha yüksek pürüzlendirme alanları oluşturduğu, 10 sn'nin daha altındaki uygulamaların bağlanma kuvvetinde 3 MPa'ya varan kayıplarına neden olduğu rapor edilmiştir. (Brannstrom ve ark 1978, Brannstrom ve ark 1982, Bin Abdullah ve Rock 1996, Johnston ve ark 1996, Olsen ve ark 1997, Johnston ve ark 1998).

Minenin pürüzlendirilmesinde bir diğer yöntem olan mikro pürüzlendirme uygulaması, 50-90 μm boyutlarındaki alüminyum oksit partiküllerinin diş yüzeyine 7 kg/cm² (kilogram / santimetrekare) basınçla püskürtülmesi işlemidir. Alüminyum oksit parçacıklarının diş yüzeyine hızla çarpmaları ile bir miktar mine kaybı ve pürüzlenme meydana gelir. Mine kaybı miktarının derinliği, fosforik asit uygulamasındakine eşit veya daha az olduğu belirtilmiştir (van Waveren Hogervorst ve ark 2000). Mikro pürüzlendirme sonrası mine yüzeyinde oluşan bağlanma kuvveti fosforik asite oranla %50 seviyesinde kalmaktadır. Bundan dolayı, daha çok

amalgam gibi metal yüzeylere bağlanma, lingual sabit pekiştirici telin pürüzlendirilmesi gibi durumlarda ve pomza ile temizlemeye alternatif olarak özellikle lingual ortodonti tekniğinde kullanılmaktadır (Millett ve ark 1993, Zachrisson ve ark 1995, Sonis 1996, Reisner ve ark 1997, Zachrisson 2000).

Minenin pürüzlendirilmesinde bir diğer yöntem de lazer uygulanmasıdır. Lazer uygulaması, oluşturduğu lokalize ısı artışları ile mine yüzeyinde değişiklikler meydana getirir ve oluşan etki, uygulanan lazer ışınının tipine ve foton enerjisine bağlı olarak farklılık gösterir. Uygulanan lazer, mine yüzeyinde hidroksiapatit matrise tesir ederek suyun buharlaşmasına ve ablasyon denilen mikropatlamalar meydana getirerek 10-20 μm derinlikte pürüzlenmeler oluşturur. Lazerin meydana getirdiği pürüzlenme ve oluşturduğu bağlanma kuvvetleri incelenmiş, sonuç olarak pulpa dokusuna meydana getirdiği ısıl etki ve bağlanma kuvveti açısından, mine pürüzlendirmesinde kullanılabilirliği yönünde görüş birliği sağlanamamıştır. Bunun yanısıra, uygulandığı bölgeye komşu mine dokusunda demineralizasyona daha dirençli alanlar oluşturması ve gelişen teknolojisi göz önüne alındığında, sert dokularda kullanımına yönelik sürekli gelişmekte olan alternatif bir yöntem olabilir (von Fraunhofer ve ark 1993, Brantley ve Eliades 2000, Usumez ve ark 2002, Gokcelik ve ark 2007).

Minenin pürüzlendirilmesinde, aktif maddesi metakrilat fosforik asit esteri olan kendinden asitli primerlerde (SEP) kullanılabilmektedir. Metakrilat fosforik asit, hidroksiapatitten kalsiyumun çözünmesini sağlar. SEP sisteminde, asitleme sonrası açığa çıkan artık maddenin yıkanmıyor olması, diğer sistemlerden ayıran özelliğidir. Yüzeyde hibrit kompleks bir tabaka oluşturur ve polimerize olur. Yüzey pürüzlenmesi ve primerin prizmalar arasına penetrasyonu kendiliğinden meydana gelir ve penetrasyon derinliğinde fark söz konusu değildir. İki işlemin aynı anda gerçekleşebilmesi, hem hekimin uygulamasını kolaylaştırmakta, hem de zaman kazandırmaktadır (Brantley ve Eliades 2000, Miller 2001, Pashley ve Tay 2001, Graber ve ark 2005).

Kendinden asitli primerlerin, konvansiyonel asit ile pürüzlendirme uygulamalarına kıyasla, yüzeyin nem ile kontaminasyonunda daha yüksek bağlanma kuvvetleri oluşturabilmeleri ağız içi uygulama sırasında teknik olarak sağladığı bir

diğer üstünlüktür. Yüzey pürüzlülüğünün derinliği açısından bakıldığında tüm araştırmalar fosforik asidin üstünlüğü konusunda hemfikir iken, kendinden asitli primer sisteminin, kuru ortamda bağlanma kuvveti konusunda değişen sonuçlar bildirilmiş ve görüş birliği sağlanamamıştır (Pashley ve Tay 2001, Zeppieri ve ark 2003, Vicente ve ark 2005, Elekdag-Turk ve ark 2008, Holzmeier ve ark 2008).

Yapıştırıcılar ve uygulamaları

Cam iyonomer simanlar 1972'de, simantasyon yapıştırıcısı ve direkt restoratif materyal olarak diş hekimliği pratiğine girmiştir. Mine, dentin ve paslanmaz çelik gibi yüzeylere kimyasal bağlanabilmeleri ve flor iyonu salarak çürüğe yatkınlığı azaltmaları temel özellikleridir. Ortodonti pratiğinde sıklıkla bant simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Direkt yapıştırma amacıyla kullanıldığında düşük bağlanma kuvveti oluşturdukları için sınırlı kullanım alanı vardır (Millett ve ark 2003, Oliveira ve ark 2004, Graber ve ark 2005).

Işıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanlar ise hızlı sertleşme ve daha yüksek bağlanma kuvveti gösterme yönleriyle konvansiyonel cam iyonomer simana kıyasla avantajlıdırlar (McCabe 1998, Graber ve ark 2005). Ancak bağlanma kuvveti seviyesi kompozitlere kıyasla düşük olduğu için direkt yapıştırma uygulama alanı kısıtlıdır (McCabe 1998, Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Temelde rezin matrisli kompozit özellikte olan kompomerler ise, cam iyonomer siman ve kompozitlerin, su dışında ana parçalarını bulundururlar. Bundan dolayı çoğu tipinde sertleşmeyi ışık polimerizasyonu başlatır, daha sonra in vivo ortamda suyun difüzyonu ile asit baz reaksiyonu sınırlı olarak meydana gelir. Tıpkı cam iyonomer simanlar gibi kompomerler de flor salınımı özelliğine sahiptirler (McCabe 1998, Brantley ve Eliades 2000).

Braket yapıştırma işleminde en çok kullanılan yapıştırıcı ajanlar ise adeziv rezinlerdir. Adeziv rezinler çeşitli şekillerde aktive olabilirler. Kimyasal aktive olan adezivler, iki pastanın karıştırılması ile polimerizasyonun başladığı iki fazlı sistemdir, bu grupta ilk kullanılmaya başlanan sistemdir. Bu sistemin avantajı paslanmaz çelik braketlerle kullanımda en güçlü fiziksel ve bağlayıcı özellikler

sergilemesi, dezavantajları ise karıştırılması nedeniyle yapısının poröz olması, klinik uygulamada zaman alıcı ve hassas olması ve oksijen inhibisyonudur (Zachrisson ve Brobakken 1978, Brantley ve Eliades 2000, Endo ve ark 2007).

Pasta kısmı ile sıvı bileşeninin, birbiriyle temas etmesi ile polimerize olan tek fazlı sistemler, uygulama açısından kolaylık sağlamıştır. Ancak dezavantajları; homojen polimerizasyon göstermemesi, sınırlı çalışma zamanı, zehirli ve alerjen özellikte olan sıvı bileşenin, ne kadarının polimerize olmadan kaldığının bilinememesidir (Fredericks 1981, Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Işıkla aktive olan adezivler ise, polimerizasyonun başlaması için ışığın gerekli olduğu monomer sistemleridir. Işık ile aktive olan başlatıcının konsantrasyonu, ışığın yoğunluğu, ışığın uygulanma uzaklığı ve kompozitin doldurucu kısmının hacmi polimerizasyon ışınlama süresini etkilemektedir (Oesterle ve ark 1995, Chamda ve Stein 1996, Rode ve ark 2007). Işınla sertleşen adezivlerin günümüzde en sık kullanılan yapıştırıcı türü olmasını sağlayan nedenler; polimerizasyonun isteğe bağlı olarak başlatılabilmesi, uzun çalışma zamanı, hızlı polimerizasyon gerektiren durumlarda beklemeye gerek duyulmaması ve sağladığı yeterli bağlanma kuvveti olarak sayılabilir (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005, Eliades 2006, Eliades 2007).

Siyanoakrilat bazlı yapıştırıcılar olan adezivler ise nem ile aktive olurlar. Çok kısa polimerizasyon süreleri ve diğer adeziv türlerinden daha düşük bağlanma kuvvetleri vardır. Tükürük ve kan kontaminasyonundan en az etkilenen türlerdir. Bundan dolayı, cerrahi olarak ekspoze edilmiş dişlere direkt olarak ataşman yapıştırılması gibi sınırlı endikasyona sahiptirler (Cacciafesta ve ark 2007, Oztoprak ve ark 2007).

Işık kaynakları

Diş hekimliğinde kullanılan ışık kaynaklarından en yaygın kullanılan halojen ışık kaynaklarıdır. Sağladıkları ışığın dalga boyu 475 nm (nanometre) dir. Aktivasyon süresi, kompozit adezivler için 20 sn, rezin modifiye cam iyonomer simanlar için 40 sn olarak önerilmiştir. Işığın daha konsantre olmasını sağlayan turbo

uçların, bu sürelerin kısaltılması için geliştirilmesi ile uygulama zamanları kısaltılmıştır, ancak ısı artışı ve filtre tekniğinin limitleri bu gelişimi kısıtlamıştır (Sfondrini ve ark 2001, Usumez ve ark 2003, Signorelli ve ark 2006, Mirabella ve ark 2008).

Argon lazer ışık kaynakları ise yaklaşık 480 nm dalga boyuna sahiptirler. Uygulama mesafesi artsa bile etkinliğinin değişmemesi, uygulama yüzeyinde ısı artışının az olması, ışınlama zamanını kısaltması ve mine yüzeyini dekalsifikasyona daha dirençli hale getirmesi, halojen kaynaklardan üstün olan özellikleridir. Bunların yanı sıra, yüksek maliyetli olmaları ve taşınma zorlukları nedeniyle kullanımları yaygın değildir (Talbot ve ark 2000, Graber ve ark 2005, Cassoni ve Rodrigues 2007).

Bir diğer ışık kaynağı ise beyaz ışık üretip mavi ışık filtre eden, plazma ark ışık kaynaklarıdır, 900-1650 mW (miliWatt) enerji seviyesine sahip cihazlardır. Bağlanma kuvvetinde azalma meydana getirmeden uygulama süresini 3-5 sn aralığa kısaltabilmektedirler. Önerilen kullanım alanları, özellikle rezin modifiye cam iyonomer simanlar gibi polimerizasyon aktivasyonunun, bağlanma kuvveti açısından başlangıç aşamasında çok önemli olduğu materyallerdir (Oesterle ve ark 2001, Cacciafesta ve ark 2002, Pettemerides ve ark 2004).

Işık kaynaklarından bir diğeri, ışık veren diyotlardır (LED). Taşınabilir şarjlı üniteler olarak kullanılabilen, halojenlere göre düşük enerji tüketimine sahip olan LED'ler, yarı iletken bağlantılar kullanarak elektroluminesens ile ışık üretirler. Kullanımla yıpranma ve zamanla ürettiği enerji miktarında azalma çok düşük seviyede olduğundan ömürleri birkaç bin saattir. Bağlanma kuvveti, ışın yeterlilik süresi, uygulama kolaylığı ve yıpranma özelliklerindeki avantajları nedeniyle halojen ışık kaynaklarına kıyasla iyi bir seçenek oluşturmaktadırlar (Mavropoulos ve ark 2005, Koupis ve ark 2008, Mirabella ve ark 2008).

1.1.2. Debonding İşlemi

Debonding işleminin amaçları; sabit ataşmanların uzaklaştırılması, diş yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesi ve diş yüzeyinin iatrojenik zarar vermeden yapıştırma öncesi haline getirilmesidir (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005, Zinelis ve ark 2005). Bu amaçların sağlanabilmesine birçok etken etki etmektedir ve bunlardan en önemlileri kullanılan yapıştırıcının diş yüzeyi ile bağlanma şekli, sağladığı bağlanma kuvveti, sabit ataşmanın diş yüzeyinden kopartılma yöntemi ve mine yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenme yöntemidir (Brantley ve Eliades 2000, Hosein ve ark 2004, Graber ve ark 2005, Ireland ve ark 2005, Al Shamsi ve ark 2007).

Debonding işleminin tüm hedeflerinin tutturulması, ancak doğru tekniğin kullanımı ile mümkün olmaktadır (Brantley ve Eliades 2000). Özensiz uygulamalar ve uygun olmayan teknikler, debonding işleminin çok zaman almasına ve minede kalıcı zararlar oluşturmasına neden olabilir (Zarrinnia ve ark 1995).

Ataşmanın çıkarılması

Yapıldıkları malzemenin fiziksel özelliklerine göre, sabit ataşmanların çıkarılma teknikleri de farklılık gösterir. Braket yapımında kullanılan üç temel madde; paslanmaz çelik, plastik ve seramiktir. Seramik braketler üstün estetik özelliklerine karşın kırılgandır, ancak paslanmaz çelik ve plastik braketler daha esnek özellik gösterirler (Brantley ve Eliades 2000, Zinelis ve ark 2005).

Yardımcı pensler kullanılarak, farklı mekanik kuvvetlerle paslanmaz çelik ve plastikten yapılan ataşmanlar çıkarılmaktadır. Howe veya Weingart gibi pensler ile braketin mesial ve distal kanatları tutulup sıkılması, orijinal olan yöntemdir. Sıkma ve çekme kuvvetleri uygulanılan bu teknikte, basınç altında kalan braket tabanı esner ve dışa doğru açılma gösterir ve adeziv ile arasındaki bağ kırılır. Braketin tekrar kullanılması mümkün olmamakla birlikte, yapıştırıcının büyük kısmı diş yüzeyinde kalır (Oliver 1988, Katona 1997, Katona 1997, Zinelis ve ark 2005).

Diğer bir yöntem ise sadece braket sökmek üzere üretilen penslerin kullanılmasıdır. Yaygın olarak kullanılan iki tip braket sökücü pens bulunmaktadır. Birinci tip pens, iki keskin ağız braketin okluzal ve gingivalinden, braketi deforme etmeden, adezive makaslama kuvveti uygulayarak braket-kompozit-mine ara fazını ayırır. İkinci tip pens, bir ucu dişin insizal kenarından, diğer ucu braket kanadının altından destekleyerek çekme kuvveti uygular, adezivde periferik gerilim oluşturur ve braket dişten ayrılır. Adezivin hemen hemen tamamı mine yüzeyinde kalır, ancak braket deforme olmaz (Oliver 1988, Katona 1997, Katona 1997, Zinelis ve ark 2005).

Son olarak yine makaslama kuvveti uygulayan bant sökücülerin kullanımından bahsedilebilir. Sıyırma esnasında mineden parça koparmaları veya minede oluk açma tehlikeleri nedeniyle tercih edilmemektedirler (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Kopma aşamasının yapıştırıcının kendi içinde ya da yapıştırıcı-sabit ataşman ara fazında gerçekleşmesi, tüm bu tekniklerde hedeflenmektedir. Yapıştırıcı-mine ara fazında gerçekleşen kopmalarda oluşabilecek tehlike, mine yüzeyinden parça kopma riskidir. Bunların yanı sıra, mine yüzeyinde çok fazla artık adeziv olması da harcanan zamanı ve temizleme sırasında ısı oluşması ihtimalini artırır (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Seramik ataşmanlar da ise, yapılan bağlanma kuvveti testlerinde kopmanın sıklıkla adeziv-mine ara fazında gerçekleştiği görülmüştür. Bu durum söküm esnasında diş yüzeyinden parça kopma riskini yükseltir (Bishara ve Trulove 1990, Bishara ve ark 1994, Garcia-Godoy ve Martin 1995, Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005). Seramik ataşmanlar paslanmaz çelik kadar esneme özelliğine sahip olmadığı için ataşmanın deforme edilerek sökülmesi mümkün değildir. Bu durum alternatif braket sökme tekniklerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Braket-adeziv ara fazına makaslama uygulayan iki ucu keskin pensler, çekme uygulayan pensler, ultrasonik uçlar, elektro termal yöntem ve lazer uygulanması ile seramik ataşmanlar çıkarılabilir (Brosh ve ark 2005). Sıklıkla uygulanan yöntem penslerin kullanımıdır. Burada iki ucu keskin pensler ile adezive kuvvet uygulanarak adezivin kendi içinde kırılması hedeflenir. Swartz (2004), rotasyonel kuvvet uygulanarak

seramik braketlerin sökülmesini önermiştir. Bishara ve Truelove (1990), ultrasonik debonding uygulamasını inceledikleri çalışmada, tekniğin başarılı olduğunu ancak uzun süre gerektirmesi, kullanılan uçların pahalı olması, uçların erken yıpranması ve hassas dişlerde hastanın rahatsız olması gibi dezavantajları olduğunu belirtmiştir. Lazer ve termal debonding gibi diğer yöntemler henüz gelişme ve tanıtım aşamasındadır. Elektrotermal debonding (ETD) işleminde seramik brakete en fazla 5 sn boyunca yaklaşık 232ºC ısı uygulanır. Bu ısı braket-yapıştırıcı ara fazını deforme eder ve braket kolaylıkla yüzeyden ayrılır. Sheridan ve ark (1986), bu yöntemin pulpa odasının duvarında aşırı ısınmaya neden olmaksızın uygulanabileceğini belirtirken, Jost-Brinkmann ve ark (1992), birden fazla aynı dişe uygulama yapılmasının lokalize pulpa zararı oluşturabildiğini bildirmiştir ve aynı çalışmada, braket kopmalarının ve iatrojenik mine zararlarının elektrotermal tekniğe rağmen olabildiği belirtilmiştir. Pulpaya olan etkinin tam netlik kazanmamış olması ve tekniğin kesin sonuç vermemesi, geliştirilmesi gerektiğini düşündürmektedir (Brantley ve Eliades 2000). Lazer kullanılarak seramik braketlerin sökülmesi elektrotermal yöntemle benzerlik göstermektedir. Lazer ile ısıtılan yapıştırıcının deforme olması braketin kolayca çıkarılmasını sağlar. Ancak çok pahalı olması yaygın kullanımına olanak vermez (Tocchio ve ark 1993, Roberts-Harry 1994).

Artık adezivin temizlenmesi

Ataşmanın çıkarılmasını takiben, mine yüzeyinde braketin dişten ayrılması esnasında, bağ kırılmasının oluşma şekline bağlı olarak farklı boyutlarda yapıştırıcı artığı kalır. Bu artık adezivin, mine yüzeyinden madde kaybı oluşturmadan, mine yüzeyinde oluk ve çizikler oluşturmadan, pulpal ve çevre dokulara zarar vermeden uzaklaştırılması gereklidir. Bu amaçla daha güvenli ve verimli çalışması istenen birçok prosedür denenmiştir (Roberts-Harry 1994, Katona 1997, Katona 1997, Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Adeziv temizleyici pensler bu yöntemlerden biridir. Çekme kuvveti uygulayan braket sökme pensine veya bant sökücü pense benzer prensiple çalışırlar. Pensin bir ucu stoper olarak dişin insizalinden destek alır ve keskin olan aktif kısım diş yüzeyinden artık adezivi kazır. Vestibül kurvatürü olan özellikle kanin ve premolar gibi dişlerde verimli çalışan bir yöntemdir ancak mine yüzeyinde kalıcı

oluklar meydana getirme riski oldukça yüksektir (Oliver 1988, Oliver ve Griffiths 1992, Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Diğer bir yöntem ise küretlerin kullanımıdır. Küretler, periodontal diş yüzeyi temizliği uygulamasına benzer biçimde artık yapıştırıcı bulunan bölgelerde kullanılırlar. Diş yüzeyinde kazıma yaparak artık yapıştırıcının kopmasını sağlarlar. Ancak bu koparma işlemi esnasında mineden parça kopma riski yüksektir. Çalışma verimliliği ve hız açısından avantajlı olmasının yanı sıra mine yüzeyinde kalıcı oluklar ve çizikler oluşturabilmesi nedeniyle kullanımı çok güvenli değildir ve tercih edilmemektedir (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Diğer bir yöntem olan ultrasonik temizleyiciler, uçları ultrasonik titreşimler yapan, periodontolojide diş yüzeyi temizliğinde kullanılan elektronik cihazlardır. Artık adeziv temizlenmesindeki özelliği, hızlı madde kaldırabilmesidir. İki yönlü yaptıkları salınım, temizleyicinin ucunun yanlış açıyla ve sabit noktada tutulması durumunda diş yüzeyinde kalıcı oluklar oluşturur (Brantley ve Eliades 2000, Graber ve ark 2005).

Artık adezivin temizlenmesinde farklı frez çeşitlerinin kullanımları denenmiştir. Bunlardan biri olan paslanmaz çelik frezler, adeziv temizlemek amacıyla denenmiş ancak, paslanmaz çeliğin dayanıklılığının az olması, verimliliğinin çok düşük olması ve çalışma zamanını çok uzattığı için tercih edilmemiştir (Pus ve Way 1980, Oliver 1988, Oliver ve Griffiths 1992).

Diş hekimliği pratiğinde elmas frezler, protetik diş preparasyonu, restoratif uygulamalarda kavite hazırlanması gibi amaçlarla rutinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak mine yüzeyinde oluşturdukları çizikler sebebiyle, debonding sonrası artık adezivin temizlenmesinde her ne kadar çok verimli temizlik sağlasalar da tercih edilmemektedir (Pus ve Way 1980, Brantley ve Eliades 2000).

Tungsten karbit frezler, sabit ataşmanların çıkarılmasını takiben mine yüzeyinde kalan artık kompozitin temizlenmesinde en sık kullanılan materyaldir. Tungsten karbit frezler, farklı devirde aeratör ya da anguldurva el aletleri ile kullanılabilmektedirler. Literatürlerin çoğunda, düşük turda el aleti ile tungsten karbit

kullanımı altın standart olarak kabul edilmektedir. Farklı yüzey temizleme tekniklerinin karşılaştırıldığı tüm çalışmalarda, tungsten karbit frez kullanımının mine yüzeyinde en az zarar oluşturan teknik olduğu konusunda görüş birliği vardır (Oliver ve Griffiths 1992, Zarrinnia ve ark 1995, Ireland ve ark 2005).

Tungsten karbitin yüksek sertliğe sahip olması diş minesinden de madde kaldırmasına olanak sağlar, bu sebeple dikkatli kullanılmalıdır. Kullanılan frezlerin bıçak sayıları ve özellikleri, turlu aletin hızı, soğutma şekli ve uygulamayı takip eden yüzey parlatma tekniklerinde farklı sonuçlar literatürde yer almaktadır. Mine yüzeyinden artık yapıştırıcının temizlenmesinde en az iatrojenik zararın düşük devirde tungsten karbit frez kullanımı ile sağlanabildiğini savunan araştırmacılar literatürdeki çoğunluğu oluştururken (Zachrisson 1977, Zachrisson ve Arthun 1979, Pus ve Way 1980, Oliver 1988, Oliver ve Griffiths 1992, Graber ve ark 2005, Ireland ve ark 2005), Zarrinnia ve ark (1995), tungsten karbit frezin yüksek hızda ve soğutma teknikleri ile birlikte kullanımını önermiş, bazı araştırmacılar ise alüminyum oksit disklerin kullanımını önermişlerdir (Retief ve Denys 1979, Eminkahyagil ve ark 2006).

Alüminyum oksit polisaj zımparalarının ve polisaj lastiklerinin kullanımı ile de tüm artık adeziv temizlenebilmektedir. Ancak uygulama alanı olarak geniş alanda çalışmaları nedeniyle adeziv olmayan yüzeylere de temas etmeleri ve zaman alıcı olmaları nedeniyle tungsten karbit frez kullanımını takiben yüzeyin parlatılmasında kullanılmaları önerilmektedir (Pus ve Way 1980).

1.1.3. Debonding İşleminin Pulpa Üzerine Etkileri

Dental pulpa; kavite hazırlığı ve restoratif uygulamalar sırasında canlılığı tehlikeye girebilecek olan yüksek vaskülarize bir dokudur. Mine ve dentin aracılığı ile iletilen sıcaklık artışları termal duyarlılığa ve pulpal yıkımlara neden olabilir. Dentin, düşük termal iletkenliğe sahiptir, fakat derin preparasyonlarda tübüler yüzey artışı olduğu için pulpaya zarar verme potansiyeli artar (Brown ve ark 1970, McGuckin ve ark 1991).

Ortodontistler, çoğunlukla farklı debonding prosedürlerinden sonra, kalan mine yüzeyinin karakteri ve meydana gelen mine kayıpları üzerine yoğun ilgi göstermektedirler (Pus ve Way 1980, Zarrinnia ve ark 1995, Usumez ve ark 2002).

Dental tedavi sırasında pulpal dokudaki ısı artışının muhtemel yıkıcı etkisi tüm diş hekimliğini ilgilendirmektedir (Hannig ve Bott 1999). Isının pulpaya ulaşması pulpanın periferinde yanma reaksiyonları, ektopik odontoblastlar ve onların yıkımı (Robinson ve Lefkowitz 1962), protoplazma koagülasyonu (Langeland ve Langeland 1965), dentinal tübüllerde ve pulpada likit genişlemesi, tübüllerden dışarı akışın artması gibi çeşitli histopatolojik değişimlere neden olabilir. Bu süreç pulpal damarlara etki edebilir, doku nekrozu ve vasküler zararla sonuçlanabilir (Nyborg ve Brannstrom 1968).

Zach ve Cohen (1965), diş pulpasındaki ısı artışının 5,5ºC'den yüksek olmasının inflamasyona neden olduğunu ve 5,5ºC ısı artışının dişlerin %15'inde pulpa nekrozuna neden olduğunu, 11,1ºC ısı artışının dişlerin %60'ında pulpa nekrozuna neden olduğunu ve 16,6ºC artışın dişlerin %100'ünde pulpa nekrozuna neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Döner alet kullanılan bazı tekniklerde ısı oluştuğu ve uygun bir soğutucu ile ısı yok edilmediğinde pulpal dokularda ters etkiler oluşturabildiği bulunmuştur (Nordenvall ve ark 1980). Isı oluşumunu etkileyen faktörler; frezin boyutu ve tipi (Ottl ve Lauer 1998), temas süresi (Peyton 1955), tork, aletin aşındırıcılığı (Peyton 1955) (Peyton 1955), yükleme ve artık adeziv uzaklaşma miktarını içermektedir (Ozturk ve ark 2004).

Operatif diş hekimliğinde, uygulanan basınçtan veya ekipmana bağlı frez tipinden bağımsız olarak hava-su spreyli soğutma yüksek hız diş preperasyonunda olmazsa olmazdır (Taira ve ark 1990). Elmas, çelik veya karbit frezlerde yeterli soğutma aşırı kurumayı engeller ve kesimde verim sağlar (Zach ve Cohen 1965).

Rutin ortodontik tekniklerin pulpa odasındaki ısı değişimiyle ilişkisi ile alakalı çok az bilgi mevcuttur. Uysal ve ark (2005), debonding işleminde dişlerde ısı değişimi üzerine yaptıkları çalışmada, tungsten karbit frezle yüksek devirde

anguldurva ile su soğutmasız yapılan temizlemedeki ısı artışının pulpal sağlık için kritik olan 5,5ºC'yi aştığını rapor etmişlerdir. Lee-Knight ve ark (1997), elektrotermal debondingte pulpa odasındaki ısı artışı üzerine çalışma yapmışlar ve hava veya su soğutması olmadan yapılan metal braketlerin elektrotermal debondinginin pulpa hasarına neden olmasının olası olduğunu rapor etmişlerdir. Ma ve ark (1997), seramik braketlerin karbon dioksit lazer kullanılarak güvenli bir şekilde debonding yapılabileceğini ve intrapulpal ısının da güvenli sınırda olduğunu rapor etmişlerdir.

1.2. Termal Kameralar

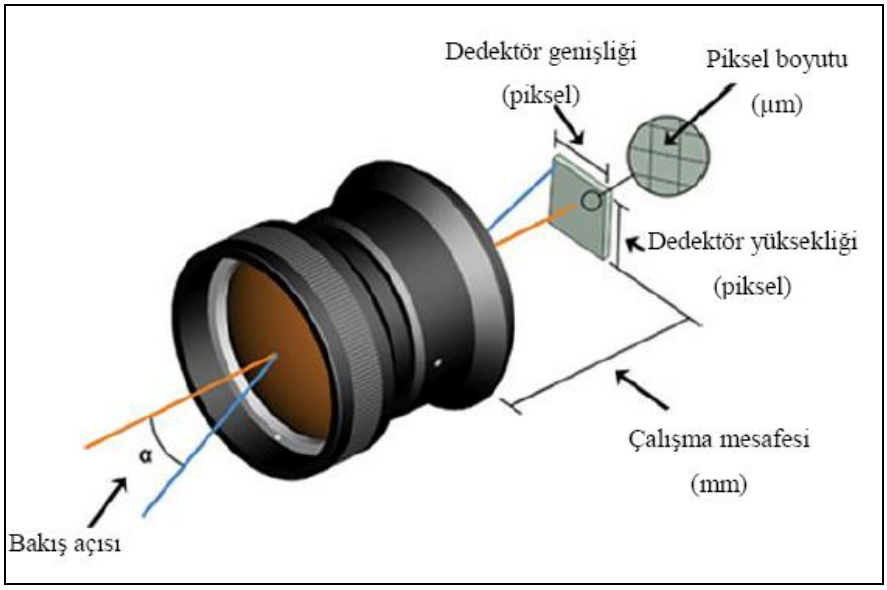
Termografi, termal görüntüleme veya termal video kullanımı; 19. yüzyıl başlarında, astronom Sir William Herschel'in bir prizma, kâğıt tablo ve farklı renklerin ısısını ölçebilen siyahlaştırılmış hazneli bir termometre kullanılarak yaptığı ilk deneyler ile başlamıştır. Herschel, prizmadan gün ışınını geçirerek elde ettiği gökkuşağı renklerini bir termometreye yansıtıp, termometreyi bu renkler arasında hareket ettirerek ısıda değişimler olduğunu keşfetmiştir. Bu ısı radyasyona yol açmaktadır ve görülememektedir. Bu görülemeyen radyasyonu Herschel "kalorofik ışın" olarak tanımlamıştır. Bu ışın günümüzde "infrared (IR)" olarak bilinmektedir. İlk infrared görüntüleme sistemleri, 1940'lı yıllarda ve sonrasında geliştirilerek endüstri ve tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Avrupa, Amerika ve Japonya termal görüntüleme sistemlerini 1960 ve 70'li yıllar boyunca daha da geliştirerek yaygın şekilde kullanmaya başlamışlardır (Ring 2004).

Sıcaklığı mutlak sıfırın (-273^{o}C) üzerinde olan her cisim ışın üretmektedir. Bu elektronik dalgaların elektromanyetik spektrumu 0,7–1000 μm dalga boyu bandındadır ve IR ışık olarak tanımlanmaktadır. Bu IR dalgalar, çıplak gözle görülemezler ve cismin yaklaşık olarak 2.5x10^{-5} mm kalınlığındaki yüzeyinden yayılırlar (Desai 2004). Bir cismin elektromanyetik spektrumun IR bandında yaymakta olduğu termal enerjinin, görünen bir resme çevrilmesi yöntemi, infrared termografi tekniği (IRTT) olarak adlandırılmaktadır (Burnay ve Williams 1988). Bu metot, termal enerjinin gözle görülebilmesini sağlarken cisme dokunmaz ve her hangi bir şekilde zarar vermez.

Termal görüntülemelerde ölçülen değer ısı enerjisidir ve böylelikle termal kameralar ışık miktarı veya yoğunluğundan etkilenmezler (Marr 1992, Eddy ve ark 2001). Bir cismin yaydığı termal enerji temel olarak cismin yüzey sıcaklığı ile ilişkilidir. Bundan dolayı, infrared görüntüleme, iki boyutlu sıcaklık ölçme tekniği olarak da tanımlanabilir (Rogalski ve Chrzanowski 2002).

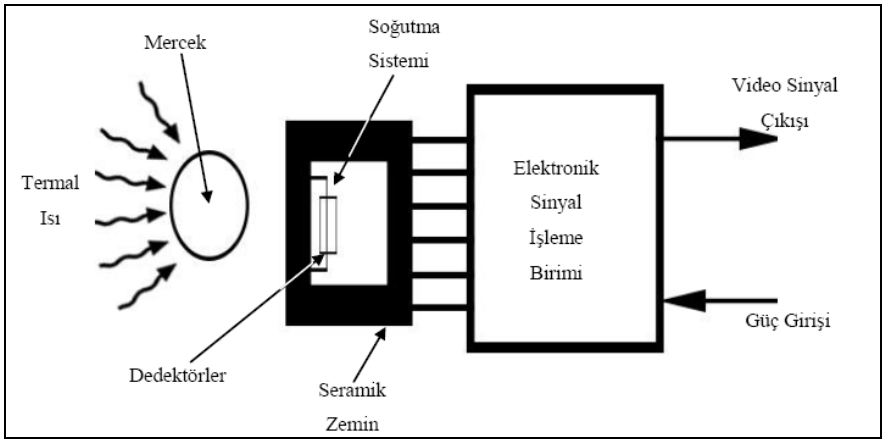
1.2.1. Termal Kameraların Yapısı

Termal kameralar; termal görüntüleme sistemlerinin tip ve modeline bağlı olarak değişiklik gösterebilen mercek, mercek muhafazası, ekran, dedektör ve işleme elektronik cihazları, kumanda araçları, veri depolama cihazları, veri işleme ve rapor oluşturma yazılımları gibi çok sayıda ortak bileşenden oluşur. IR bandı için tasarlanmış mercek, ayna ve prizmalardan oluşan optik birim, nesnelerden salınan IR radyasyonun odaklanıp dedektör üzerine düşmesini sağlamaktadır. Şekil 1.2'de termal kameranın yapısında bulunan optik bölüm gösterilmiştir (Çalışan 2013).



Şekil 1.2. Bir termal kameranın optik bölümü (Çalışan 2013).

Mekanik birimler; özellikle tek boyutlu dedektörlerin kullanıldığı termal kameralarda kullanılır ve mekanik tarama ile dedektörün iki boyutlu algılama yapmasını sağlayan birimlerdir (Şekil 1.3) (Çalışan 2013).



Şekil 1.3. Termal kameranın şematik görünümü (Çalışan 2013).

A. Mercekler: Termal kameraların en az bir merceği bulunmaktadır. Bu mercek, gelen kızılötesi ışınımı dedektör üzerine odaklamak için kullanılır. Görüntüleyici mercek kızılötesi ışınımı alır ve bunu kızılötesi bir dedektör üzerine odaklar ve elektronik (termal) bir görüntü oluşur (Çalışan 2013).

B. Ekranlar: Termal kamera üzerine konumlandırılmış olan sıvı kristal görüntülü (LCD) inceleme ekranı üzerinde termal bir görüntü oluşmaktadır. LCD inceleme ekranının yeterince geniş ve parlak olması, çeşitli saha konumlarında karşı karşıya kalınan farklı aydınlatma koşulları altında kolayca incelenebilmesini sağlar (Çalışan 2013).

C. Dedektör ve İşleme Elektronik Cihazları: Dedektör ve işleme elektronik cihazları, kızılötesi enerjiyi işlerler ve kullanılabilir bilgiye dönüştürürler. Dedektör, matris şeklinde tasarlanmıştır sensör dizisidir ve üzerine düşen IR radyasyonu elektriğe dönüştürür. Hedeften gelen termal ışınım, genellikle elektronik yarı iletken bir malzeme olan dedektör üzerine odaklandırılır ve dedektörden gelen ölçülebilir bir tepki üretir. Bu tepki, termal görüntüleyici içinde elektronik olarak işlenir ve termal görüntüleyicinin gösterme ekranında termal bir görüntü oluşturur. Termal dedektörler, hafif, sağlam ve güvenilirdirler (Çalışan 2013).

D. Kumanda Araçları: Ekran üzerindeki kumanda araçları ile çeşitli elektronik ayarlamalar yapılabilir ve termal görüntü düzenlenebilir. Sıcaklık aralığı, termal ölçüm menzili ve seviyesi, renk paletleri ve görüntü birleştirme gibi değişkenler üzerinde ayarlamalar yapılabilir (Çalışan 2013).

E. Veri Depolama Araçları: Termal görüntüleri ve ilişkin verileri bulunduran elektronik sayısal dosyalar, elektronik hafıza kartları veya depolama ve transfer cihazlarında saklanır. Pek çok kızılötesi görüntüleme sistemi, ışıklı kamera ile elde edilmiş görsel imajın yanında tamamlayıcı ses veya metin verilerinin depolanmasına da izin verir (Çalışan 2013).

F. Veri İşleme ve Rapor Oluşturma Yazılımı: Termal görüntüleme sistemleri ile birlikte kullanılan yazılım; sayısal olan termal ve görülebilir ışıklı gürültüleri, çeşitli renk paletleri kullanılarak görüntülenebildikleri ve tüm radyometrik parametrelere ve analiz fonksiyonlarına daha ileri ayarlamaların yapılabildiği yer olan kişisel bilgisayara aktarır. Bu işlenmiş olan görüntüler daha sonra rapor şablonlarına eklenebilir, yazıcıya gönderilebilir veya elektronik olarak depolanıp e-posta ile gönderilebilir (Çalışan 2013).

Normal kameralarda görüntü ışık sayesinde oluştururken termal kameralarda görüntü ısı sayesinde oluşur. Termal kameralarda kullanılan dedektörler çok küçük sıcaklık farklarını yakalayabilir (0.1ºC gibi) ve bu farklılıktan görüntü oluştururlar. Bununla birlikte, görüntü oluşturabildikleri belli bir sıcaklık aralığına sahiptirler. Her sıcaklık değerinde farklı IR yayılımı vardır ve her IR yayılımının farklı dalga boyuna sahip olmasından dolayı, dedektörler belli sıcaklık aralıklarında görüntü verebilirler. Dedektörlerin hassas olanlarının kullanılması çözünürlüğü arttırmaktadır. Optik-mekanik sistem ile alınan kızılötesi ışınlar sonucu dedektörlerde ısıl değişimler meydana gelir. Kameraya gelen ışık, ısıl değişimlere göre değerlendirilerek elektriksel sinyale çevrilir (Çalışan 2013).

Sahip olduğu analiz yazılımları termal kamerayı diğer görüntüleme cihazlarından ayıran en büyük özelliklerinden birisidir. Çekimi yapılan objelere ait problemlerin tespiti analiz yazılımı sayesinde bilgisayar ortamında yapılabilir. Objelerin ortama göre veya eşdeğer noktaların birbirlerine göre farklılıkları tespit edilebilir ve bunlar belli formatlar haline getirilerek anlaşılır raporlar haline çevrilebilir. Çekimi yapılan objenin tipinin ne olduğu doğru girilir ise sonuçlar son derece hassas bir şekilde alınabilir. Her materyalin kızılötesi yayılımını bilmemiz bazen mümkün olmayabilir, ancak analiz yazılımı sayesinde doğada bulunan hemen hemen tüm materyal tiplerinin kızılötesi yayılımları bulunabilir (Çalışan 2013).

Elektronik ve işaret işleme birimi, dedektörden gelen elektrik sinyalini görüntüye dönüştürmeyi sağlayan birimdir (Çalışan 2013).

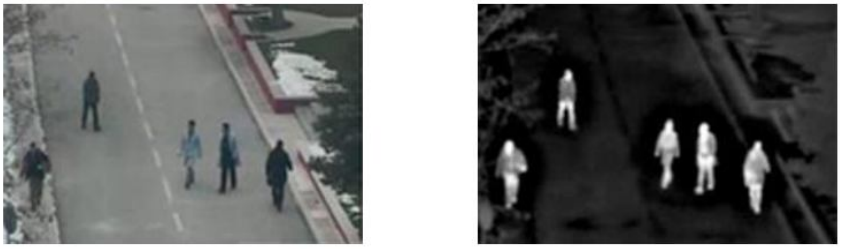
1.2.2. Termal Kameralarda Çözünürlük

Modern termal kameraların görüntüleri ve kullanımları normal kameralarla benzerlikler göstermektedir. Normal kameralarda görüntü sensörleri görünebilir ışıkları alabilecek şekilde tasarlanmışlardır, infrared ışığa karşı duyarlı değillerdir. Bu yüzden birçok termal görüntüleme kamerası özellikle bu iş için üretilmiş görüntü sensörleri kullanmaktadırlar (Çalışan 2013).

Termal kameralarda yapısal farklılıkları olmasına rağmen normal kameralar gibi görüntü oluştururlar ve oluşturulan görüntünün çözünürlüğü analiz açısından önemlidir (Çalışan 2013).

1.2.4. Termal Kameralarda Renkler

Termal kamerayla çekilen ısı fotoğrafları çok sıcak noktaları açık renkle, soğuk noktaları ise koyu renkle göstermektedir. Termal kameralar ortamı siyah-beyaz veya renkli gösterirler. Isı yayan nesneler beyaz, arka zemin ise siyah görülür (Şekil 1.4) (Çalışan 2013).

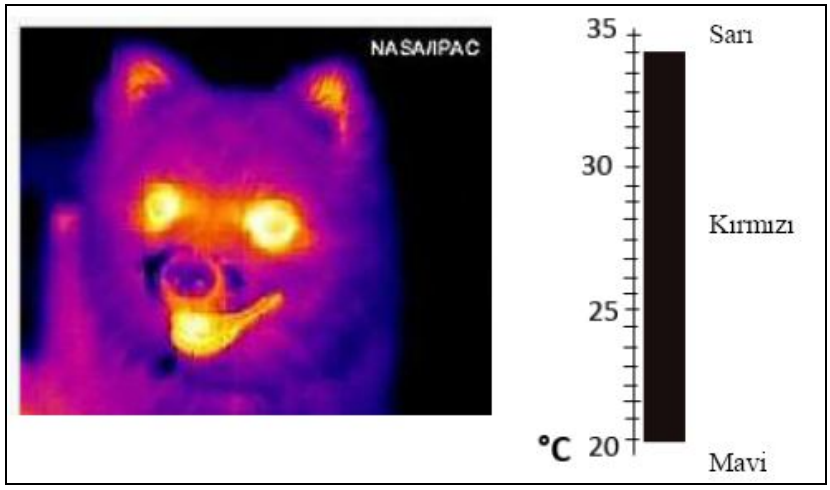


(a) Gündüz görüş kamerası (b) Termal kamera

Şekil 1.4. Gündüz görüş kamerası ile Termal kameranın karşılaştırılması (Çalışan 2013).

Nesneleri renkli olarak gösterdiği fotoğraflarda ise renkler ortam sıcaklığına göre maviden sarıya doğru arada kırmızı rengi kullanarak geçiş gösterir. En soğuk bölgeleri mavi, en sıcak bölgeleri ise sarı renkte gösterir. Fotoğraflar olağanüstü bir

renk tayfına sahiptir ve böylelikle sıcak ve soğuk bölgeler tamamen belirgin durumdadır. Sıcak renkler (sarı, turuncu, kırmızı) sıcak bölgeleri, soğuk renkler (yeşil, mavi) ise soğuk bölgeleri temsil etmektedir. Şekil 1.5'te bir hayvanın termal kamera görüntüsü ve bu görüntüye bağlı sıcaklığın renk dağılımı verilmiştir (Çalışan 2013).



Şekil 1.5. Termal ışıkta çekilmiş hayvan görüntüsünün sıcaklığa göre renk dağılımı (Çalışan 2013).

1.2.5. Termal Kameraların Çalışma Prensibi

Hedeften yayılan IR enerji özel IR mercekler tarafından toplanarak dönen bir ayna üzerine düşürülür ve bu ayna, IR radyasyonu, dedektör üzerine düşürür. Dedektör üzerine düşen enerji dedektör yüzeyinden elektron sökülmesini sağlar ve böylece ışık, elektrik sinyaline dönüştürülmüş olur. Bu elektrik sinyalleri LED dizini üzerine düşürülerek görünür ışığa dönüştürülür. Gelen IR sinyalinin şiddetine bağlı olarak görünür ışığın şiddeti değişir. Çeşitli optik aparatlar kullanılarak LED dizininin çıkışı film üzerine kaydedilir veya televizyon kamerası yardımıyla gerçek görüntüye dönüştürülür (Çalışan 2013).

1.2.6. Termal Görüntülerde Odaklama

Kamera odaklamasının verimliliği görüntünün kalitesini belirler. Odaklama elle veya otomatik olarak ayarlanabilir. Optik, düzgün sonuçlar elde edilecek şekilde ayarlanmalıdır ve kullanıcı uygun odak pozisyonuna karar vermelidir (Çalışan 2013).

1.2.7. Termal Kameraların Sağlık Alanında Kullanımı

Tıp alanında kullanımları

Termal görüntülerin sağlık alanında kullanımı ilk olarak 1959 yılında başlamıştır (Ring 2000). Termal görüntüleme yöntemi, uygulayıcının, hastaya ekstra bir kateter uygulamadan, herhangi bir kontrast madde vermeden ve iyonize edici radyasyon uygulamadan hastanın cilt yüzeyi sıcaklığındaki değişiklikleri noninvaziv bir şekilde, dokuyla temas etmeden gözlemleyebildiği tanısal bir tekniktir (Turner ve ark 1983, Eddy ve ark 2001, Van hoogmoed ve Snyder 2002). Vücut yüzey sıcaklığı yaş, cinsiyet, kilo, metabolizma, topografya ve damarlardan akan kanın miktarına bağlı olarak değişiklik gösterir (Trum ve ark 1996, Loughmiller ve ark 2001, Dunbar ve ark 2009). Kızılötesi kameralar yardımı ile cilt yüzeyinden yaklaşık 6mm derinliğe kadar ısı emisyonu algılanarak termografik görüntüler elde edilebilir (Dunbar ve ark 2009). Normalde vücutta termal olarak simetri olduğundan, asimetrik sıcaklık kolaylıkla fark edilir. Vücuttaki simetrik bölgeler arasında sıcaklık farkı (anlamlı bir değişim için en az 10ºC fark oluşmalı) söz konusu ise bu yöntem ile belirlenerek, ağrının fizyolojik ve fonksiyonel bozukluğun asıl yeri tespit edilebilir (Palmon ve ark 1997).

Termal kameraların diş hekimliğinde kullanımı

Dişlerin yüzey ısılarını değerlendirmek için kullanılan iki in vitro deneysel teknik vardır. Bunlar termokupl ve termal kamera teknikleridir (Hand ve ark 1976, Dollard ve ark 1983, Mc Cullagh ve ark 2000, Selek ve ark 2009). Termal kameralar, 1960'lardan beri zaman zaman akademik ve bilimsel araştırmalarda kullanılmaktadır (Williams 1969, Ring 1982, Chamberlain ve Chamberlain 1986, Baillie ve ark 1990). Termal kameraların avantajı, geniş bir yüzey alanı üzerinde sıcaklık ölçme yeteneği olması ve özel yazılım paketleri ile aşırı sıcak noktaların ölçümünü ve belirlenmesini sağlamalarıdır. Ayrıca, sıcaklık değişimini renkli sunan gerçek zamanlı video görüntüsü elde etmek mümkündür. Ancak, ekipman maliyetleri, eski cihazlardaki duyarlılık ve görüntü işleme eksikliği nedeniyle diş hekimliği alanındaki kullanımı kısıtlı olmuştur. Günümüzde, teknik gelişmeler ve görüntü işleme uygulamaları doğrultusunda, modern ekipmanlar 0.1ºC'lik değişimleri kaydedecek yeterlilikte

hassastır ve görüntü işleme yazılımı ile termoloji alanında yüksek kullanım alanı vardır. Sistem, özellikle geçmişte in vitro yapılan araştırmaların, in vivo araştırılmalarında kullanışlıdır (Hussey ve ark 1995).

Hussey ve ark (1995), infrared termografinin rezin kompozit restorasyonların polimerizasyonu sırasındaki termal değişimlerini in vivo olarak ölçülebilirliğini kanıtlamak amacıyla yaptıkları çalışmalarında, ölçülen ısı artış oranının kompozit polimerizasyonu sırasında pulpanın tehlikede olduğunu gösterebildiğini ve infrared termografinin in vivo olarak restoratif rezin kompozit polimerizasyonundaki ısı değişimini ölçmede uygun bir araç olduğunu rapor etmişlerdir.

Aksakallı ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, rezin kompozit materyalinin polimerizasyonu için farklı ışık kaynakları ve farklı ışık ucu mesafeleri uygulanarak ışınlama yapıldığında yüzey ısısının artışını termal kamera kullanarak değerlendirmişler ve ortodontik braket yapıştırma sırasında uzun ışınlama sürelerinin sıcaklık artışına neden olduğunu, kısa ışık ucu-diş yüzeyi mesafesi sıcaklığın daha fazla artmasına yol açtığını, ışık yayan diyotların (LED) tedavi üniteleri yüksek kuvars-tungsten-halojen (HQTH) birimlerinden daha fazla sıcaklık artışına neden olduklarını rapor etmişlerdir.

Termal kamera benzer olarak, Mc Cullagh ve ark (2000) tarafından, kök kanal tedavisi sırasında pulpadaki sıcaklık değişimini incelemek amaçlı, Hussey ve ark (1997) tarafından, post yeri hazırlanması sırasında kök yüzeyinde oluşan ısı değişimini incelemek amaçlı kullanılmıştır.

Ortodontik braketleri koparma yöntemlerinden biri olan ETD'nin, geleneksel mekanik yönteme kıyasla pulpada çeşitli termal zararlar oluşturmak gibi birçok dezavantaja sahiptir. Cummings ve ark (1991), çekilmiş insan premolar dişleri üzerinde ETD uygulayarak yaptıkları in vitro çalışmalarında, yapılan termal görüntüleme analizinde pulpal sıcaklığın pulpa vitalitesine ciddi tehlike oluşturabilecek şekilde 16.80ºC- 45.60ºC arası artış gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmadan, ETD uygulaması sırasında pulpanın zarar görmesini önlemek amacıyla termal görüntüleme ile eş zamanlı olarak dişin aralıklı olarak soğutulması gerektiği çıkarılabileceğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde kavite hazırlığı sırasında çok yüksek

hızda döner alet kullanmak da pulpada ciddi termal hasarlara neden olabilir. Bunu önlemek amacıyla çeşitli soğutma tekniklerinin (hava-su spreyi veya sadece hava ya da su spreyi) intrapulpal sıcaklığı düşürmek ve pulpanın zarar görmesini önlemek amacıyla kullanılmaktadır. 1979 yılına kadar sadece, Carson ve ark (1979), bir nokta ısı kaynağı olup olmadığını belirlemek için, ultra-hızlı kavite hazırlanması sırasında hava-su spreyi kullanarak ve sadece hava soğutması uygulayarak ısı dağılım ve yayılım modelini belirmek amacıyla termografi kullanarak bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada her iki soğutmada da ısı artış miktarının (2.8ºC ve 3.67ºC) pulpanın fizyolojik sınırlarını aşmadığını belirtmişlerdir.

1.3. Termokupllar

Sıcaklık ölçümleri için çeşitli yöntemler vardır. Bunlar içinde elektronik dünyasının en çok kullandığı sensörlerden birisi termokupldır (Elimko). Termokupl, iki metal çiftin bir araya getirilmesi ile oluşturulan basit bir sıcaklık ölçü elemanıdır. Geniş bir çalışma aralıkları vardır. Soy metal alaşımlarından yapılmış olan termokupllar 1700ºC'ye kadar olan sıcaklıkların ölçümü için kullanılabilirler (Artuğ ve Uzun 2011).

Termokupllar iki farklı metal veya alaşım tel olmalarına rağmen, çeşitli mekanik darbeler, fiziksel ve kimyasal aşındırıcı özellikler göz önüne alınarak belli özel koruyucu kılıflar içinde kullanılırlar. İki farklı tel, farklı kutuplarda oldukları için birbirlerinden izolatör yardımı ile izole edilirler. İzolasyon için seramik izolatörler kullanılır. Bu izolatörler, sıcaklık limitlerine ve ortam şartlarına göre seçilirler. Genellikle KER 610 olarak bilinen özel porselen izolatörler çok yaygınca kullanılmaktadır (Elimko).

Bakır-Konstantan, Demir-Konstantan, Kromel-Alümel, Platin Rodyum-Platin, piyasada en çok kullanılan termokupl telleridir (Artuğ ve Uzun 2011). Çeşitli sıcaklık aralıklarında (-200ºC'den 2320ºC'ye kadar) en çok kullanılan DIN 43710 ve IEC 584 adlı standart termokupl teli çeşitleri şöyledir:

- Cu-Const (Bakır-Konstantan)
- Fe-Const (Demir-Konstantan)
- Cr-Al (Kromel-Alümel)
- NiCr-Ni (Nikelkrom-Nikel)
- Nikrosil-Nisil (Nikelkrom Silikon-Nikelsilikon magnezyum)
- Pt %10 Rh-Pt (Platin Rodyum-Platin (%10))
- Pt %13 Rh-Pt (Platin Rodyum-Platin (%13))
- Pt %18 Rh-Pt (Platin Rodyum-Platin (%18))
- Tn-Tn % 26 Re (Tungsten-Tungsten %26 Renyum) (Elimko).

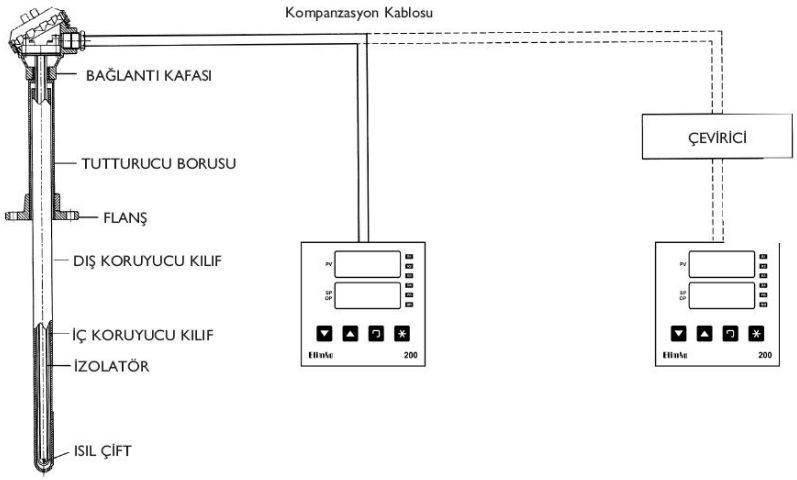
Termokupl tel çeşitleri ve sıcaklık limitleri Çizelge 1.1'de verilmektedir.

Çizelge 1.1. Termokupl tel çeşitleri ve sıcaklık limitleri (Elimko).

	DIN 43710	IEC 584	SICAKLIK ARALIĞI		
Cu-Const	U	T	-200	÷	300 ^{o}C
Fe-Const	L	J	-200	÷	800 ^{o}C
Cr-Al		K	-200	÷	1200 ^{o}C
NiCr-Ni		K	-200	÷	1200 ^{o}C
Cr-Const		E	-200	÷	1200 ^{o}C
Nikrosil-Nisil		N	0	÷	1200 ^{o}C
Pt%10Rh-Pt		S	0	÷	1500 ^{o}C
Pt%13Rh-Pt		R	0	÷	1600 ^{o}C
Pt%18Rh-Pt		B	0	÷	1800 ^{o}C
Tn-Tn%26Re		W	0	÷	2000 ^{o}C

Termokupl tellerinin dayanabileceği sıcaklık limitleri, tel çapına bağlıdır. Çap kalınlaştıkça çıkabileceği maksimum sıcaklık arttığı gibi, kalın çaplı tel inceye nazaran daha uzun ömürlü olabilecektir. Cu-Const, Fe-Const, NiCr-Ni gibi termokupl telleri 0,5 mm, 1 mm, 1,6 mm, 2 mm, 3 mm gibi çaplarda üretilirken PtRh-Pt termokupl telleri en kalın 0,5 mm çapta olabilmekte, yaygın kullanılan çap 0,35 mm olmaktadır (Elimko).

Termokupllar dış koruyucu kılıfı, bağlantı parçaları, telleri, izolatörleri, bağlantı kafası, tutturucu borusu ve çeşitli aksesuarları ile bir bütündür. Şekil 1.6'da bir termokuplın tüm parçaları ile set hali gösterilmiştir (Elimko).



Şekil 1.6. Komple termokupl seti (Elimko).

1.3.1. Termokupların Diş Hekimliğinde Kullanımı

Termokupllar diş hekimliğinde çoğunlukla, lazerler veya elmas enstrümanlar ile yapılan kavite preparasyonları sırasındaki (Fors ve ark 1985, Oelgiesser ve ark 2003) ve kompozit materyallerin ışık aktivasyonu ile polimerizasyonundaki ısı artışını ölçmek için kullanılmaktadır (Ottl ve Lauer 1998, Hannig ve Bott 1999, Oesterle ve ark 2001, Ulusoy ve ark 2008, Malkoc ve ark 2010).

Malkoç ve ark (2010), ortodontik bonding sırasında kullanılan farklı ışın kaynaklarının diş pulpasında oluşturduğu ısı değişimini termokupl tekniğini kullanarak incelemişler ve ışınlama prosedürünün ısı değişimine neden olduğunu ve halojen ışın kaynaklarının, LED ve plazma ark ışın kaynaklarına kıyasla önemli derecede yüksek pulpal ısı değişimine neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Uysal ve ark (2005), farklı adeziv temizleme prosedürleri sırasında pulpada oluşan ısı değişimini termokupl tekniği ile inceledikleri çalışmalarında tungsten karbit frezle yüksek devirde ters açılı el aleti ile su soğutmasız yapılan temizlemedeki ısı artışının pulpal sağlık için kritik olan 5,5ºC'yi aştığını rapor etmişlerdir.

Baysal ve ark (2007), farklı stripping tekniklerinde pulpada oluşan ısı değişimini incelemek amacıyla termokupl tekniğini kullanmışlar ve tungsten karbit

frez kullanılarak yapılan tüm tekniklerde daha fazla ısı artışı olduğunu rapor etmişlerdir.

Öztürk ve ark (2004), in vivo ortamda perfore dişlere uygulanan restorasyon prosedürlerini in vitro ortamda taklit ederek restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında oluşan ısı artışını ölçmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında termokupl tekniğini kullanmışlar ve dişhekimlerinin derin kavitelerde farklı ışık kaynaklarıyla adeziv materyallerin ışıkla polimerizasyonu esnasında oluşabilecek ısı yükselmelerinin diş pulpasına olabilecek zararlı etkilerinin farkında olmaları gerektiğini rapor etmişlerdir.

Termokupllar diş hekimliğinde ayrıca, seramik restorasyonlarda farklı rezin kompozit polimerizasyonlarındaki ısı değişimlerinin (Yondem ve ark 2011), dentine pin uygulanması sırasında meydana gelen ısı değişimlerinin (Barkmeier ve Cooley 1979), post yüzeyi hazırlanması sırasında kök yüzeyindeki ısı değişimlerinin (Hussey ve ark 1997) belirlenmesi gibi çeşitli çalışma alanlarında kullanılmaktadır.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

2.1. Araştırmanın Tipi

Araştırmamız, ortodontik debonding yöntemlerinin canlıdaki uygulamasını taklit eden düzeneklerle yapılmış in vitro deneysel bir çalışmadır.

2.2. Kullanılan Gereçler

2.2.1. Deneysel Materyal ve Çalışma Grupları

Çalışmanın deneysel materyalini, ortodontik amaçlardan dolayı, yeni çekilmiş, 150 adet insan alt premolar dişi oluşturdu. Dişler Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki diş çekimlerinden toplanarak elde edildi. Araştırma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı kliniğinde gerçekleştirildi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'ndan 11.07.2013 tarihinde 2013/07 sayılı komisyon kararı ile etik kurul onayı alındı (Bkz. EK-A.).

G*Power 3.0.10 programı kullanılarak yapılan power (güç) analizi sonucunda termal değişiklikler parametresine göre effect size f: 3.40, Power: 0.80 ve α:0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her bir grup için en az n:12 olarak saptandı (Uysal ve ark 2005).

Çalışmamızda yirmi beşer dişten oluşan 6 gruba 3 farklı temizleme prosedürü ve 2 farklı ısı ölçüm tekniği uygulandı. Her grupta tungsten karbit frez (Komet Dental H22 ALGK 204 ve H22 ALGK 314 016, Lemgo, Almanya) kullanıldı.

Grup 1: Düşük devirde (10 000 rpm (dakikadaki devir sayısı)) anguldurva (KAVO 2068 FGBN, Baden-Württemberg, Almanya) kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termal kamera (FLIR ThermaCAM E45, Niceville, Florida) ile ölçüldü.

Grup 2: Yüksek devirde (30 000 rpm) anguldurva kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termal kamera ile ölçüldü.

Grup 3: 300 000 devirde aeratör (Bien Air Bora L, Bienne, İsviçre) kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termal kamera ile ölçüldü.

Grup 4: Düşük devirde (10 000 rpm) anguldurva kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termokupl cihazı (Elimko, Ankara, Türkiye) ile ölçüldü.

Grup 5: Yüksek devirde (30 000 rpm) anguldurva kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termokupl cihazı ile ölçüldü.

Grup 6: 300 000 devirde aeratör kullanılarak debonding yapıldı ve ısı değişimi termokupl cihazı ile ölçüldü.

Dişlerin saklanma koşulları

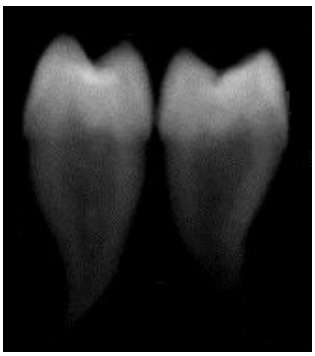
Çekim sonrası dişin organik yapısında bozulma ve çürümenin engellenmesi amacıyla, toplanan dişler yıkandıktan sonra kurutulup, %0,1'lik timol solüsyonunda amber rengi şişelerde karanlık ve serin ortamda 1 aydan çok olmayacak kadar saklandı (Şekil 2.1). Dişler, akrilik bloklara gömüldükten sonra yapay tükrükte saklandı.



Şekil 2.1. %0,1'lik timol solüsyonu.

Diş seçim kriterleri

Toplanan dişler çalışmada kullanılmadan önce seçim koşullarına uygun olacak şekilde kontrol edildi ve koşullara uygun olmayanlar çalışma materyalinden çıkarıldı. Çıplak göz ile incelemede; çürük olan, dolgu olan, çatlak olan, davye izi bulunan, bütünlüğü korunmamış olan, homojen boyutta ve şekilde olmayan, periodontal nedenle çekilmiş olan, kırık olan, hipoplazik alanları olan, mine yapısında irregulariteleri olan ve tedavi öncesi kimyasal ajanlara (alkol, formalin veya hidrojen peroksit) maruz kalan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişlerin homojen boyutta ve şekilde olması, pulpa ile diş yüzeyi arasında eşit kalınlığı sağladı. Pulpa genişliği tüm dişlerden alınan periapikal radyografik filmler ile ölçüldü (Şekil 2.2). Boyut standardizasyonu için film ile röntgen konu arası mesafe sabit tutuldu. Filmler üzerinde, pulpa odası genişliği ve pulpa tavanı ile mine yüzeyi arası mesafe ölçülerek, anormal geniş veya küçük pulpa odası ve anormal boyutlarda sert diş yapısına sahip olan dişler çalışmadan çıkartıldı. Bu incelemeler sonrasında yaklaşık 50 adet diş elendi. Elenen dişler yerine yeni dişler eklenerek çalışmaya dâhil edildi.



Şekil 2.2. Periapikal filmler.

2.2.2. Braketler

Çalışmamızda 0.018 inç slot braketler (Dentaurum, Equilibrium 2, Ispringen, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 2.3).

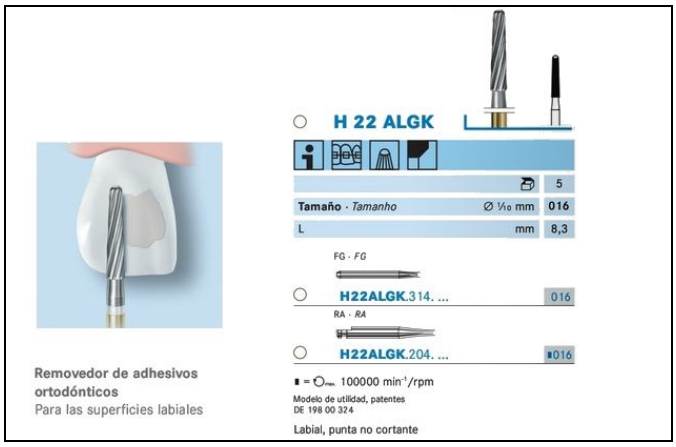


Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan braket (Dentaurum, Equilibrium 2, Ispringen, Almanya).

2.2.3. Frezler

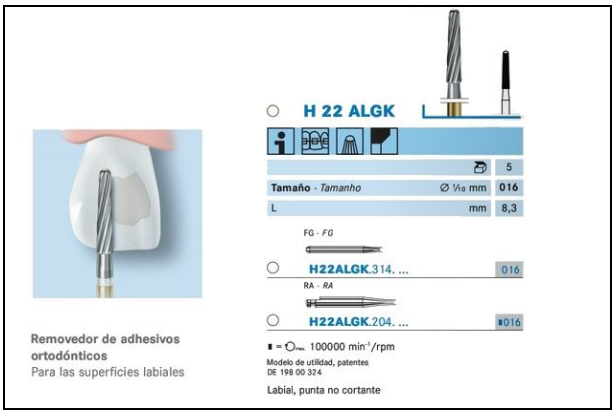
Hazırlanan örneklerin yüzeylerinde uygulanan frezler Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Kliniği'nde rutin uygulamada kullanılan Komet firması (Komet Dental, Lemgo, Almanya) tarafından üretilen tungsten karpit frezlerdir. Her diş için yeni olmak üzere çalışmada 150 adet frez kullanıldı.

Aeratör için Komet Dental H22 ALGK 314 016 numaralı 8 bıçaklı tungsten karbit frez (Komet Dental H H22 ALGK 314 016, Lemgo, Almanya) kullanıldı (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Aeratör frezi (Komet Dental H22 ALGK 314 016, Lemgo, Almanya).

Anguldurva için Komet Dental H22 ALGK 204 016 numaralı 8 bıçaklı tungsten karbit frez (Komet Dental H22 ALGK 204 016, Lemgo, Almanya) kullanıldı (Şekil 2.5).



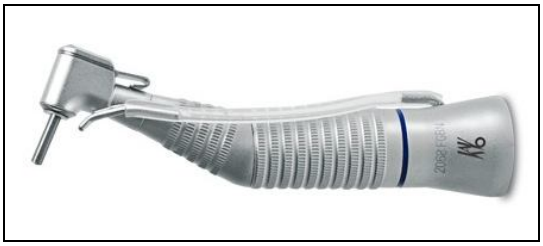
Şekil 2.5. Anguldurva frezi (Komet Dental H22 ALGK 204 016, Lemgo, Almanya).

2.2.4. Turlu Aletler

Debonding işleminde kullanılan turlu aletler Bien Air Bora L aeratör (Bien Air Bora L, Bienne, İsviçre) (Şekil 2.6), KAVO 2068 FGBN anguldurva (KAVO 2068 FGBN, Baden-Württemberg, Almanya) (Şekil 2.7) ve Strong 108E mikromotor (Strong 108E, Saeshin, Daegu, Kore) (Şekil 2.8) modelleridir. Başlıkların dental ünit çıkış havasına göre yaptıkları devir Micron firmasının ürettiği Micron Handpiece Counter 2 cihazı (Micron Handpiece Counter 2, Micron Corporation, Tokyo, Japonya) (Şekil 2.9) ile ölçüldü ve aeratör için 300 000 rpm olacak şekilde hava basınç ünitesi düzenlendi. Strong 210 35K mikromotor kontrol kutusu (Strong 210 35K, Saeshin, Daegu, Kore) (Şekil 2.10) kullanılarak anguldurva için Micron Handpiece Counter 2 cihazı ile belirlenen düşük devir 10 000 rpm, yüksek devir 30 000 rpm seviyesinde uygulandı. Çalışma süresi boyunca bu başlıklar başka bir işlemde kullanılmadı.



Şekil 2.6. Çalışmada kullanılan aeratör (Bien Air Bora L, Bienne, İsviçre).



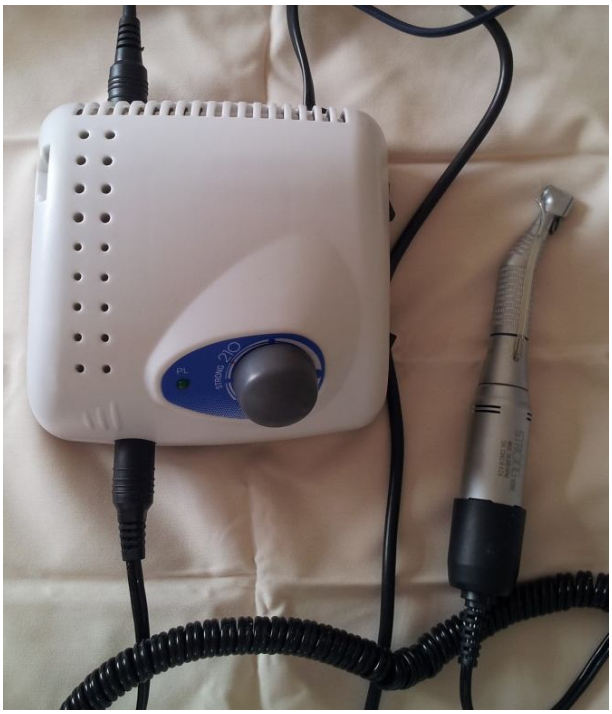
Şekil 2.7. Çalışmada kullanılan anguldurva (KAVO 2068 FGBN, Baden-Württemberg, Almanya).



Şekil 2.8. Çalışmada kullanılan mikromotor (Strong 108E, Saeshin, Daegu, Kore).



Şekil 2.9. Micron Handpiece Counter 2 cihazı (Micron Corporation, Tokyo, Japonya).



Şekil 2.10. Çalışmada kullanılan mikromotor kontrol kutusu (Strong 210 35K, Saeshin, Daegu, Kore).

2.2.5. Işık Kaynağı

Işık ile polimerizasyon 3M ESPE tarafından üretilen 1200 mW/cm² yoğunlukta ışık sağlayabilen Light-Emitting Diode (LED) Elipar S10 cihazının (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) önerilen düşük basınç seçeneğinde 20 sn süreyle gerçekleştirildi.

2.3. Yöntemler

2.3.1. Dişlerin Hazırlanması ve Test Bloklarına Yerleştirilmesi

Dişler yirmi beşerli 6 gruba ayrıldı. Karbon disk ile dişlerin kök parçası mine sement birleşiminin yaklaşık 2 mm altından dişin uzun eksenine dik olarak kesildi (Şekil 2.11). Açılan pulpa odası termokupl teli için yeterli olacak şekilde genişletildi. Pulpa odası, kalan pulpa dokusundan ekskavatör ve 1 dk NaOCl uygulaması ile temizlendi. Pulpa odası distile su ile durulanıp hava ile kurutuldu. Kesilen dişler, 2 cm çaptaki yuvarlak plastik kalıpların merkezine yerleştirildi. Kök kanal boşluğu

açıkta bırakılacak şekilde, pembe soğuk akril materyali kullanılarak akrilik bloklar haline getirildi (Şekil 2.12). Bloklardaki akril kalınlığı mine sement birleşimini aşmayacak şekilde ayarlandı. Akrilik bloklar içine yerleştirilen dişler yapay tükrük içerisinde korundu.



Şekil 2.11. Kesilerek çalışmaya hazırlanan diş örneği.



Şekil 2.12. Akrilik blok içine gömülen dişlerin görüntüsü.

2.3.2. Bonding (Yapıştırma) İşlemi

Asitleme işlemi öncesinde diş yüzeyi plak ve debristen arındırılıp, florsuz pomza ve lastik ile polisaj yapıldı. Tüm örneklerin bukkal mine yüzeyi yağsız hava ile kurutulduktan sonra %37'lik ortofosforik asit 15 sn uygulandı. Ardından, basınçlı su ile yıkanıp yağsız hava ile kurutma işlemi yapıldı ve yüzeyde tebeşirimsi beyaz görünüm elde edildi. Metalik ortodontik braketler, Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) ortodontik yapıştırıcı ile bondlandı (Şekil 2.13).

Polimerizasyondan önce fazla kompozit scaler ile uzaklaştırıldı. Polimerizasyon, dişe 10 mm mesafeden ve 10 sn mezyal 10 sn distal olmak üzere 20 sn LED ışık cihazı uygulanarak sağlandı (Şekil 2.14).



Şekil 2.13. Transbond XT ortodontik yapıştırıcı seti.



Şekil 2.14. Braket yapıştırma işlemi uygulanmış dişler.

2.3.3. Debonding (Temizleme) işlemi

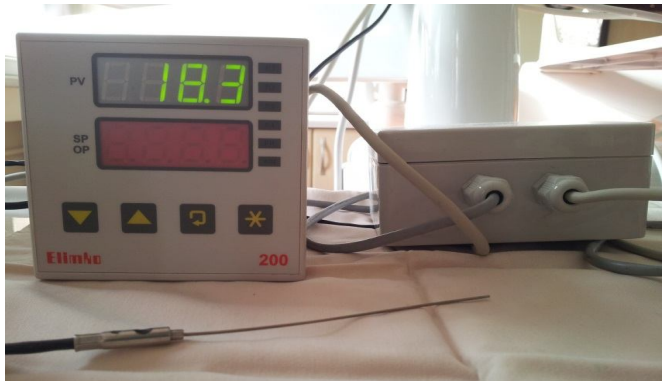
Braketler, braket kanatlarından braket sökücü pens ile hafifçe sıkılarak koparıldı. Braket sökücü pens ile braketler diş yüzeyinden koparıldıktan sonra fraktür yüzeyleri stereomikroskopta (Olympus SZ 40, Olympus Optical Co. Ltd, Tokyo, Japan) x40 büyütmede incelendi. Adeziv, koheziv ve karma kopma tipleri belirlendi. Klinik benzeri koşullarda, dişlerin yüzeyinde kalan kompozit tungsten karbit frez ile uzaklaştırıldı. Tüm aşamalar tek bir araştırmacı tarafından, mine yüzeyinde minimal zarar için özel dikkat ile yapıldı.

Kompozit uzaklaştırılması işlemi çalışmanın standardına göre 25 sn'lik sürede yapıldı. İşlem sonunda, diş yüzeyinin pürüzsüz olduğu ve reflektör altında çıplak göz ile kompozitten temizlenmiş olduğu gözlemlendi.

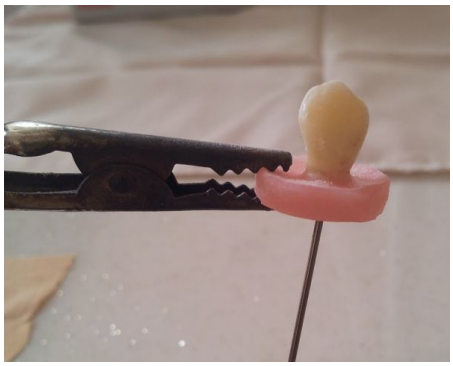
2.5. Isı ölçümü

2.5.1. Termokupl ile Isı Ölçümü

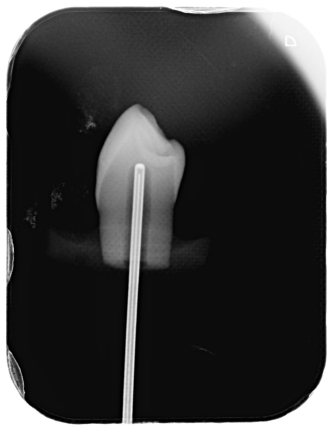
Çalışmamızda; temizleme aşaması boyunca, 1 mm çapında J-Tip termokupl teli (Elimko, Ankara, Türkiye) bir veri kaydediciye (Elimko 200, Ankara, Türkiye) bağlandı (Şekil 2.15). Çalışmanın güvenilirliği ve standardizasyonu açısından tüm temizleme işlemleri ve ısı ölçümleri aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Araştırmacının dişle temasını ve diş hareketini engellemek amacıyla sabit bir düzenek kuruldu. Dişler akril blok kısımlarından düzeneğe sabitlendi (Şekil 2.16). Isının pulpa odası duvarından termokupla iletimini kolaylaştırmak için bir silikon transfer edici (Philips ECG Inc) bileşim pulpa odasına enjekte edildi. Termokupl teli pulpa odası tavanının merkezine değecek şekilde yerleştirildi. Isı ölçümü yapılmadan önce, termokupl pozisyonunun istenilen şekilde olduğu radyografik veriler kullanılarak doğrulandı (Şekil 2.17). Veri kaydedici tarafından yaklaşık 25sn'lik temizleme süresi boyunca her sn'de bir veri kaydedildi. Veri kaydedici kalibrasyonu gerekmedi. Ayar doğrulaması kullanıcıdan bağımsız yapıldı. Toplanan veri eş zamanlı olarak monitörde görülmekte ve bilgisayara iletilmektedir (Şekil 2.18). Verilerin çizelge ve grafik formları mevcuttur.



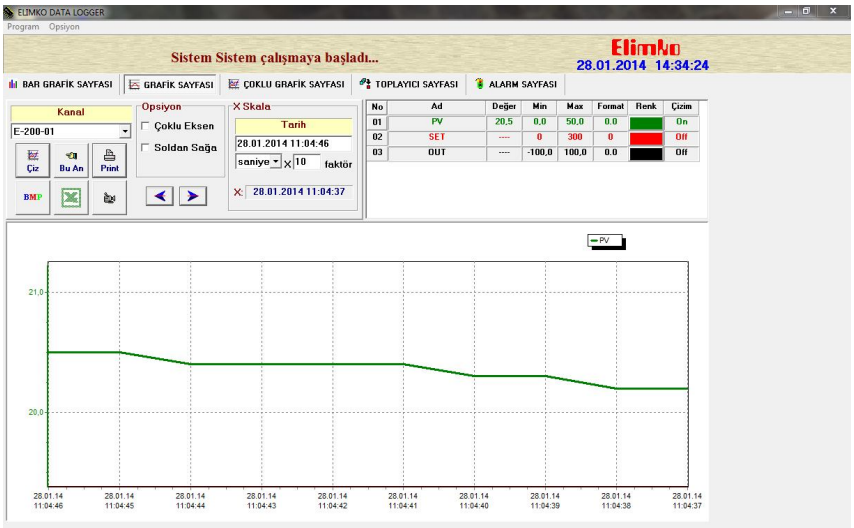
Şekil 2.15. Çalışmada kullanılan termokupl cihazı (Elimko, Ankara, Türkiye).



Şekil 2.16. Dişin düzenekle sabitlenmiş görüntüsü.



Şekil 2.17. Termokupl telinin konumunu gösteren periapikal röntgen filmi.



Şekil 2.18. Termokupl ısı ölçümü esnasında ekran görüntüsü.

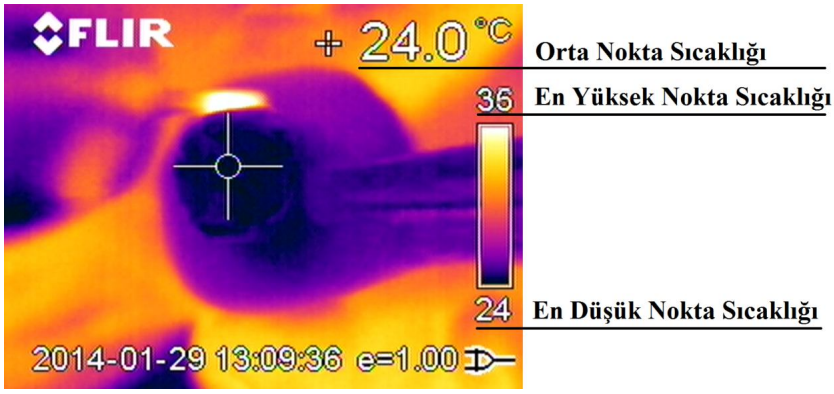
Her bir grup için, başlangıç ısısı ile 25.sn arası ısı değişimi (ΔT) çeşitli temizleme prosedürleri sırasında kaydedildi. Pozitif ΔT pulpada artmış ısı değişimini, negatif ΔT ise azalmış ısı değişimini göstermektedir. Isı değişimindeki ortalama değerin belirlenmesi için ölçülen 25 ısı değerinin ortalaması alındı. Başlangıç ısısı ile 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn, 25.sn'ler arasındaki ısı değişim farkı değerlendirildi. Kritik pulpal ısı artışının değerlendirilmesinde Zach ve Cohen'nin belirttiği gibi 5,5ºC ısı artışı baz alındı (Zach ve Cohen 1965).

2.5.2. Termal Kamera ile Isı Ölçümü

Çalışmamızda FLIR E45 termal kamera (FLIR ThermaCAM E45, Niceville, Florida) kullanıldı. Termal kamera; dişi okluzalden görecek şekilde ve kamera ile diş yüzeyi arası mesafe 4 cm olarak sabitlendi (Şekil 2.19). Bu kamera ile çekilen termal video görüntüleri özel bir görüntü kartı aracılığıyla kaydedildi ve Matrix Laboratory (MATLAB, sayısal hesaplama ve dördüncü nesil programlama dili) ortamında geliştirilen görüntü işleme yazılımına aktarıldı. Termal görüntü (TG) ve TG'den elde edilen karakteristik nokta sıcaklıkları (en yüksek, en düşük ve orta nokta sıcaklıklarını) Şekil 2.20'da gösterilmektedir. En yüksek, en düşük ve orta nokta sıcaklıkları, her bir TG'nin karakteristik nokta sıcaklıklarını elde etmek için Yapay Sinir Ağı (ANN, Artificial Neural Networks) kullanılarak belirlendi.



Şekil 2.19. Çalışma düzeneği.



Şekil 2.20. TG ve TG'nin karakteristik nokta sıcaklıkları.

Gerçekleştirilen bir dizi ölçümden, TG'nin nokta sıcaklığı ve gri seviyesi arasındaki ilişkinin ikinci dereceden bir fonksiyon olduğu görülmüştür. Her bir TG'nin tamamındaki sıcaklık dağılımını göstermek için, bu ilişkiyi belirten eğri uyumlama işlemi gerçekleştirildi ve TG'nin tamamındaki sıcaklık dağılımı elde edildi. Sıcaklıklardan ve TG'deki karakteristik noktaların gri seviyelerinden elde

edilen bu eğri, aşağıda verilen denklemde ikinci dereceden bir fonksiyon olarak sunulmuştur.

$$T(x) = ax^2 + bx + c$$

Bu denklemde; x, TG' de bir pikselin gri seviyesi; T (x), bu pikselin temsil ettiği nokta sıcaklığı ve a, b, c, TG ile ilişkili olarak değişken katsayılardır. Bu nedenle TG' ye bağlı olarak belirlenmelidir.

Denklemde verilen ikinci dereceden fonksiyonda kullanılacak karakteristik nokta sıcaklıkları, termal kamera ile ölçüldü, fakat bu ölçüm digital çıktı olarak değil de, bir parça termal-analog video görüntüsü olarak verildi. Dijital olarak bu değerleri elde etmek için, MATLAB' ta geliştirilen görüntü işleme yazılımı kullanarak, termal kamera ile alınan TG'ler üzerinde görüntü işleme prosedürleri gerçekleştirildi.

Bu işlemlerin sonucu olarak; her bir TG için sıcak, soğuk ve orta nokta sıcaklıkları olarak tanımlayabileceğimiz karakteristik nokta sıcaklıkları güvenilir bir şekilde ANN ile elde edildi. Termal-analog video görüntüsünün bir parçası olan bu değerler, ANN aracılığıyla sayısal bir değer olarak elde edilmiş oldu ve denklemde verilen ikinci derece fonksiyonunda a, b ve c katsayıları olarak kullanıldı. Bu da, her bir TG'nin tamamındaki sıcaklık dağılımını saptamak için, karakteristik noktaların sıcaklıkları ve gri seviyeleri arasındaki ilişkiyi göstermektedir (Selek ve ark 2009).

Her bir grup için, başlangıçtan itibaren 25 sn boyunca video kaydı alındı ve termokupl yönteminde olduğu gibi başlangıç sıcaklığından itibaren ısı değişimi (ΔT) çeşitli temizleme prosedürleri sırasında kaydedildi. Pozitif ΔT pulpada artmış ısı değişimini, negatif ΔT ise azalmış ısı değişimini göstermektedir. Başlangıç ısısı ile 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn, 25.sn'ler arasındaki ısı değişim farkı değerlendirildi. Kritik pulpal ısı artışının değerlendirilmesinde Zach ve Cohen'nin belirttiği gibi 5,5ºC ısı artışı baz alındı (Zach ve Cohen 1965).

2.6. İstatiksel Yöntem

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi ve parametrelerin normal dağılmadığı saptandı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) karşılaştırılmasında Paired t Test, niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında Friedman test ve ikili karşılaştırmalarında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Fisher's Exact Ki-Kare testi ve Continuity (Yates) Düzeltmesi kullanıldı. Anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

3. BULGULAR

3.1. Fraktür Analizi Bulguları

Braket sökücü pens ile braketler diş yüzeyinden koparıldıktan sonra, gözlenen kopma tipleri Çizelge 3.1'de verilmiştir. Kopma tipleri, adeziv (siman ve mine arasında tam ayrılma), koheziv (simanın kendi içinde olan ayrılması) ve karma (adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü) olarak belirlenmiştir (Shahabi ve ark 2012). Çalışmada kullanılan 150 adet dişin 140 tanesinde (%93,3) adeziv ayrılma görülürken, 10 (%6,7) dişte karma ayrılma gözlenmiştir.

Çizelge 3.1. Kopma tipleri.

Adeziv (%)	Karma (%)	Koheziv (%)
140 (%93,3)	10 (%6,7)	0 (%0)

3.2. Üç Farklı Debonding Yönteminde Meydana Gelen Isı Değişimlerinin İki Farklı Isı Ölçüm Tekniğine Göre Değerlendirilmesi

Üç farklı debonding işleminin termokupl ve termal kamera ölçümlerine göre ortalama (Ort), standart sapma (SS), minimum (min) ve maksimum (maks) ısı değişim (ΔT) verilerini içeren tanımlayıcı istatistiksel değerler Çizelge 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Gruplarda görülen tanımlayıcı istatistiksel değerler.

	Isı Ölçümü ºC (ΔT)				
	N	Ort	SS	Min	Maks
Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)	25	2,48 (a)	0,76	0,90	3,70
Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)	25	3,30 (b)	0,90	2,20	5,50
Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)	25	5,71 (c)	1,51	2,90	9,60
Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)	25	0,92 (d)	0,30	0,20	1,40
Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)	25	1,21 (e)	0,27	0,90	1,90
Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)	25	5,66 (c)	1,59	3,40	9,10

Tablodaki harflendirme; yapılan paired t test sonucuna göre gruplar arası farkı ifade etmektedir ($p<0,05$).

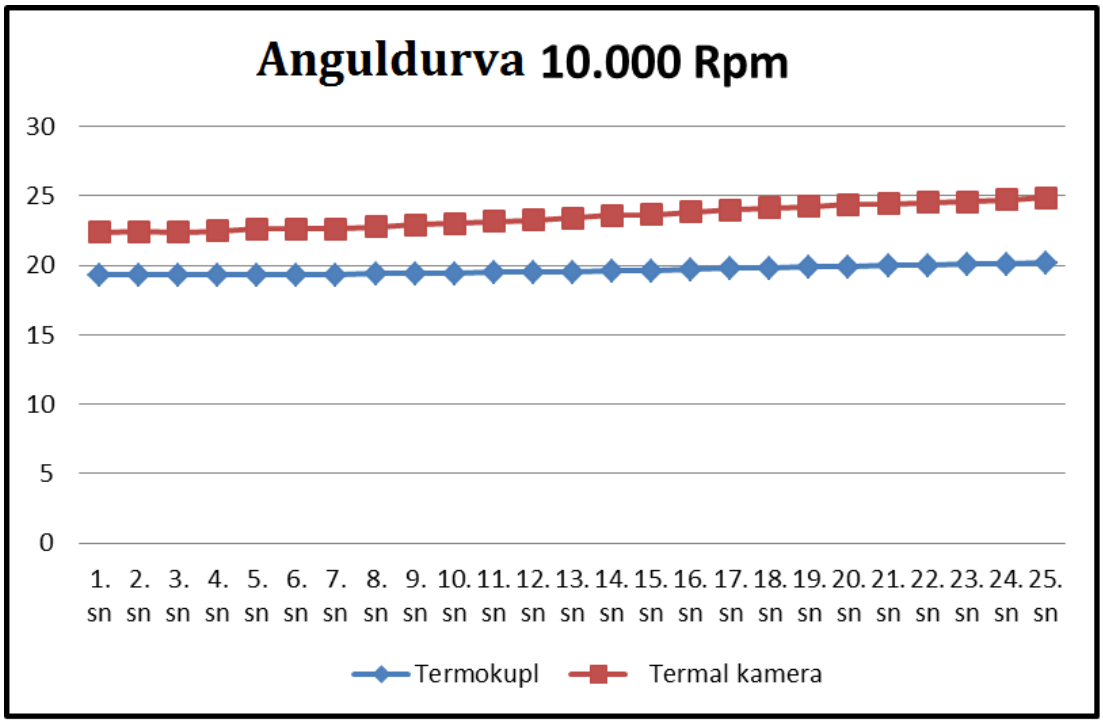
Maksimum ısı artış değeri en yüksek Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'te (9,60ºC), minimum ısı artış değeri ise en düşük Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)'te (0,20ºC) görülmüştür. Maksimum ısı artış değerlerine bakıldığında, pulpa için kritik değer olan 5,5 ºC açısından Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera) (5,50ºC), Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera) (9,60ºC) ve Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl) (9,10ºC) riskli değerler göstermektedir. Ortalama ısı artış değerlerine bakıldığında, pulpa için kritik değer olan 5,5ºC açısından Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera) (5,71ºC) ve Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl) (5,66ºC) riskli değerler göstermektedir. Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera) ve Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl) arasındaki fark anlamlı bulunmazken (p:0,86), diğer tüm gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Üç farklı debonding yönteminde 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerde başlangıç ısı değerine kıyasla meydana gelen ısı değişim (ΔT) değerlerinin ayrı ayrı ısı ölçüm tekniklerine göre istatistiksel olarak karşılaştırması Çizelge 3.3'de gösterilmiştir. Her üç debonding yöntemine ait termokupl ve termal kamera ölçümlerinin ayrı ayrı ısı değişim grafikleri Şekil 3.1-3.4'te gösterilmiştir.

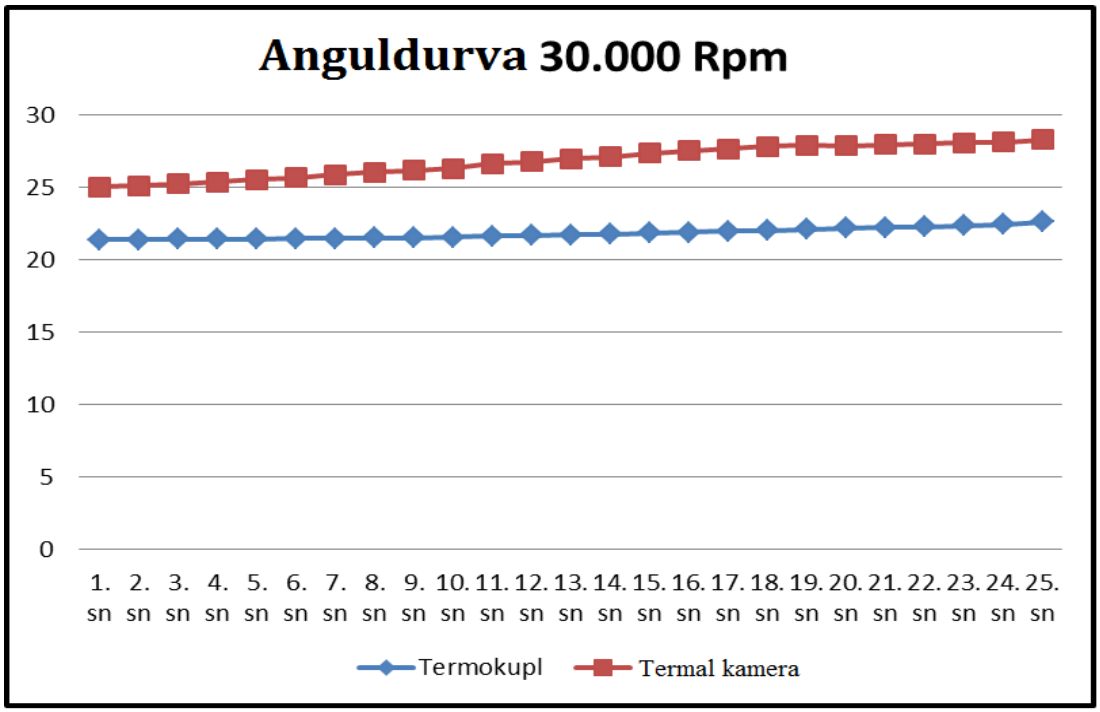
Çizelge 3.3. Üç farklı debonding yönteminde meydana gelen ısı değişimlerinin iki farklı ısı ölçüm tekniğine göre değerlendirilmesi.

		Termokupl	Termal Kamera	[1]p
		Ort±SS (ºC)	Ort±SS (ºC)	
Anguldurva 10 000 rpm	ΔT 5 sn	0,06±0,07 (a)	0,27±0,28 (a)	0,001**
	ΔT 10 sn	0,19±0,11 (b)	0,63±0,45 (b)	0,001**
	ΔT 15 sn	0,39±0,16 (c)	1,27±0,7 (c)	0,001**
	ΔT 20 sn	0,66±0,2 (d)	2,0±0,69 (d)	0,001**
	ΔT 25 sn	0,92±0,28 (e)	2,48±0,76 (e)	0,001**
	[2]p	0,001**	0,001**	
Anguldurva 30 000 rpm	ΔT 5 sn	0,04±0,07 (a)	0,49±0,41 (a)	0,001**
	ΔT 10 sn	0,18±0,1 (b)	1,27±0,51 (b)	0,001**
	ΔT 15 sn	0,47±0,15 (c)	2,31±0,74 (c)	0,001**
	ΔT 20 sn	0,78±0,21 (d)	2,85±0,88 (d)	0,001**
	ΔT 25 sn	1,21±0,31 (e)	3,27±0,91 (e)	0,001**
	[2]p	0,001**	0,001**	
Aeratör 300 000 rpm	ΔT 5 sn	0,04±0,06 (a)	0,64±0,42 (a)	0,001**
	ΔT 10 sn	0,76±0,39 (b)	3,21±1,28 (b)	0,001**
	ΔT 15 sn	2,23±1 (c)	4,1±1,74 (c)	0,001**
	ΔT 20 sn	3,76±1,45 (d)	4,83±1,69 (d)	0,033*
	ΔT 25 sn	5,66±1,59 (e)	5,71±1,51 (e)	0,869
	[2]p	0,001**	0,001**	

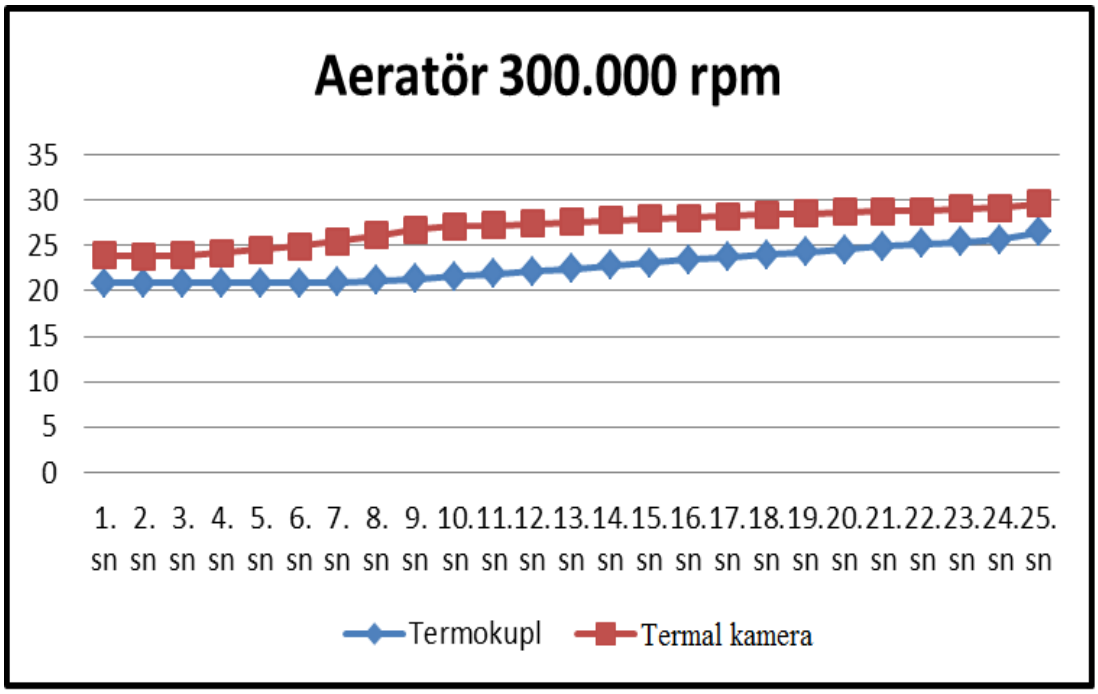
[1]Mann Whitney U Test (Termokupl ve Termal kameranın karşılaştırıldığı istatistiksel veriler)
[2] Friedman Test (25sn boyunca her 5 sn'deki ΔT değerlerinin karşılaştırıldığı grup içi istatistiksel veriler)
Tablodaki harflendirme Friedman Testine göre grup içi farklılıkları belirtmektedir.
** p<0,05 ** p<0,01*



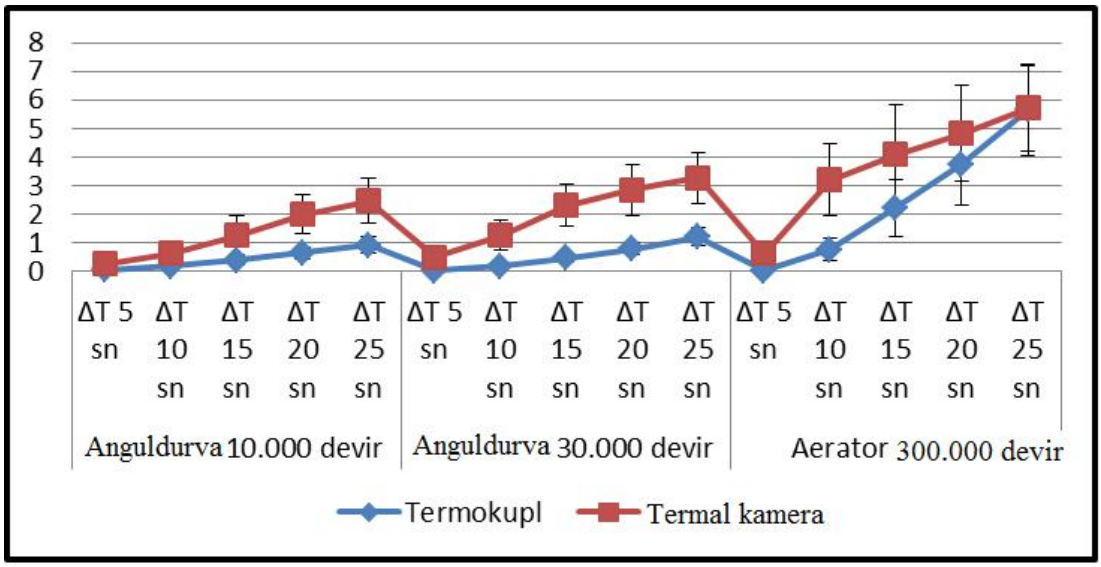
Şekil 3.1. Anguldurva ile düşük devirde (10 000 rpm) yapılan debonding işlemine ait 25 sn'lik ısı değişim grafiği.



Şekil 3.2. Anguldurva ile yüksek devirde (30 000 rpm) yapılan debonding işlemine ait 25 sn'lik ısı değişim grafiği.



Şekil 3.3. Aeratör ile 300 000 devirde yapılan debonding işlemine ait 25 sn'lik ısı değişim grafiği.



Şekil 3.4. Üç farklı debonding yönteminin ısı ölçüm tekniklerine göre ısı değişim grafiği.

Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'de 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)'te ölçülen ısı değişim miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,01).

Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'de; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)'te; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'de 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları, Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'te ölçülen ısı değişim miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,01).

Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'de; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'te; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)' te 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn'lerdeki ısı değişim miktarları, Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da ölçülen ısı değişim miktarlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p:0,033; p<0,01; p<0,05). Sadece 25.sn'deki ısı değişimleri açısından Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera) ve Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl) arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'te; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001)

anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da; 5.sn, 10.sn, 15.sn, 20.sn ve 25.sn'lerdeki ısı değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Yapılan post hoc testler sonucunda; 5.sn'deki ısı değişim miktarı, 10.sn (p:0,001), 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 10.sn'deki ısı değişim miktarı, 15.sn (p:0,001), 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 15.sn'deki ısı değişim miktarı, 20.sn (p:0,001) ve 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). 20.sn'deki ısı değişim miktarı, 25.sn'den (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01).

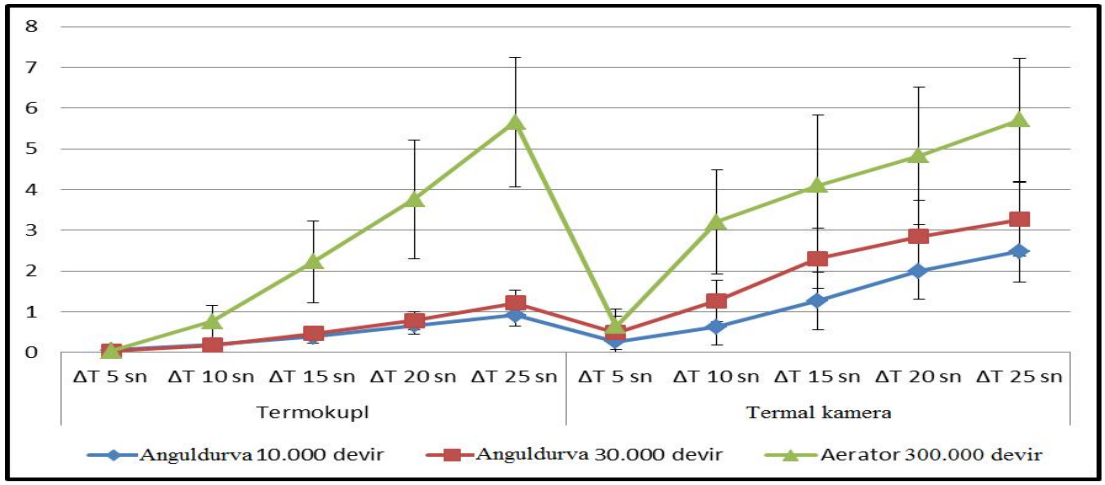
3.3. Isı Ölçüm Tekniklerinde Üç Farklı Debonding Yöntemine Göre Isı Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Termokupl ve termal kamera ısı ölçüm tekniklerinde ölçülen ısı değişimlerinin üç farklı debonding yöntemine göre değerlendirilmesi Çizelge 3.4'te ve ısı grafiği Şekil 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Isı ölçüm tekniklerinde üç farklı debonding yöntemine göre ısı değişimlerinin değerlendirilmesi.

		Anguldurva 10 000 devir	Anguldurva 30 000 devir	Aeratör 300 000 rpm	[1]p
		Ort±SS (ºC)	Ort±SS (ºC)	Ort±SS (ºC)	
Termokupl	ΔT 5 sn	0,06±0,07	0,04±0,07	0,04±0,06	0,707
	ΔT 10 sn	0,19±0,11 (a)	0,18±0,1 (a)	0,76±0,39 (b)	0,001**
	ΔT 15 sn	0,39±0,16 (a)	0,47±0,15 (a)	2,23±1 (b)	0,001**
	ΔT 20 sn	0,66±0,2 (a)	0,78±0,21 (a)	3,76±1,45 (b)	0,001**
	ΔT 25 sn	0,92±0,28 (a)	1,21±0,31 (b)	5,66±1,59 (c)	0,001**
Termal Kamera	ΔT 5 sn	0,27±0,28 (a)	0,49±0,41 (b)	0,64±0,42 (b)	0,004**
	ΔT 10 sn	0,63±0,45 (a)	1,27±0,51 (b)	3,21±1,28 (c)	0,001**
	ΔT 15 sn	1,27±0,7 (a)	2,31±0,74 (b)	4,1±1,74 (c)	0,001**
	ΔT 20 sn	2,0±0,69 (a)	2,85±0,88 (b)	4,83±1,69 (c)	0,001**
	ΔT 25 sn	2,48±0,76 (a)	3,27±0,91 (b)	5,71±1,51 (c)	0,001**

[1]Kruskal Wallis Test (Üç farklı debonding yönteminin karşılaştırıldığı istatistiksel veriler)
Tablodaki harflendirme Kruskal Wallis Testine göre gruplar arası farklılıkları göstermektedir.
*** p<0,01*



Şekil 3.5. Isı ölçüm tekniklerinde üç farklı debonding yöntemine göre ısı değişim grafiği.

Termokupl kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 5.sn'deki ısı değişimleri açısından gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Termokupl kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 10.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,01$). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'daki ısı değişimi, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) ($p:0,001$) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'ten ($p:0,001$) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) ile Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'in 10.sn'deki ısı değişimi miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0,862$; $p>0,05$).

Termokupl kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 15.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,01$). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'daki ısı değişimi, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-

Termokupl) (p:0,001) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'ten (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'in 15.sn'deki ısı değişim miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0,103; p>0,05).

Termokupl kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 20.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'daki ısı değişimi, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) (p:0,001) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'ten (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'in 15.sn'deki ısı değişimi miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0,055; p>0,05).

Termokupl kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 25.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'daki ısı değişimi, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl) (p:0,001) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl) (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'ten (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl) (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'te 25.sn'deki ısı değişimi miktarı, Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)'ten anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0,002; p<0,01).

Termal kamera kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 5.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,004; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'deki ısı değişimi, Grup 2 (Angldurva 30 000

rpm-Termal kamera) (p:0,036) ve Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'ten (p:0,001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,05; p<0,01). Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera) ile Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'ün 5.sn'deki ısı değişimi miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0,198; p>0,05).

Termal kamera kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 10.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'teki ısı değişimi, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera) (p:0,001) ve Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'den (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'nin 10.sn'deki ısı değişimi miktarı, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,01).

Termal kamera kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 15.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'teki ısı değişimi, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera) (p:0,001) ve Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'den (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'nin 15.sn'deki ısı değişimi miktarı, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,01).

Termal kamera kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 20.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'teki ısı değişimi, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera) (p:0,001) ve Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'den (p:0,001)

anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'nin 20.sn'deki ısı değişimi miktarı, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0,001; p<0,01).

Termal kamera kullanılan gruplarda, debonding işlemi esnasında kullanılan yöntemlere göre 25.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,01). Farklılığın hangi yöntemden kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'teki ısı değişimi, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera) (p:0,001) ve Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'den (p:0,001) anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p<0,01). Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'nin 25.sn'deki ısı değişimi miktarı, Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera)'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0,003; p<0,01).

3.4. Üç Farklı Debonding Yönteminde Isı Ölçüm Tekniklerine Göre Kritik Değeri Aşan Diş Sayısı Yüzdesinin Değerlendirilmesi

Üç farklı debonding yönteminde, termokupl ve termal kamera ısı ölçüm tekniklerine göre, kritik değer olan 5,5ºC'yi aşan diş sayısı yüzdesinin değerlendirilmesi Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. Üç farklı debonding yönteminde, ısı ölçüm tekniklerine göre kritik değer olan 5,5 ºC'yi aşan diş sayısı yüzdesinin değerlendirilmesi.

	>5,5 derece	Termokupl	Termal Kamera	
		n (%)	n (%)	[1]p
Anguldurva	ΔT 5 sn	-	-	-
10 000rpm	ΔT 10 sn	-	-	-
	ΔT 15 sn	-	-	-
	ΔT 20 sn	-	-	-
	ΔT 25 sn	-	-	-
Anguldurva	ΔT 5 sn	-	-	-
30 000rpm	ΔT 10 sn	-	-	-
	ΔT 15 sn	-	-	-
	ΔT 20 sn	-	-	-
	ΔT 25 sn	0 (%0)	1 (%4)	[1]1,000
Aeratör 300 000rpm	ΔT 5 sn	-	-	-
	ΔT 10 sn	0 (%0)	1 (%4)	[1]1,000
	ΔT 15 sn	0 (%0)	3 (%12)	[1]0,235
	ΔT 20 sn	4 (%16)	11 (%44)	[2]0,064
	ΔT 25 sn	12 (%48)	13 (%52)	[2]1,000

[1]Fisher's Exact Test *[2] Continuity (Yates) Correction*
Fisher's Exact Test ve Continuity (Yates)Correction, Ki Kare testinin düzeltmeleridir.

Grup 1 (Angldurva 10 000 rpm-Termal kamera) ve Grup 4 (Anguldurva 10 000 rpm-Termokupl)'te; hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmemiştir.

Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera) ve Grup 5 (Anguldurva 30 000 rpm-Termokupl)'e bakıldığında sadece Grup 2 (Angldurva 30 000 rpm-Termal kamera)'de; 25.sn'de 1 (%4) dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmiştir.

Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera) ve Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da; 5.sn'de hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmemiştir. Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'te 10.sn'de 1 dişte (%4), 15.sn'de 3 (%12) dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçerken, Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC üzerinde tespit edilmemiştir. İki ısı ölçüm tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'te 20.sn'de 11 (%44) dişte, Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da ise 4 (%16) dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçerken, bu farklılık anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Grup 3 (Aeratör 300 000 rpm-Termal kamera)'te 25.sn'de 13 (%52) dişte, Grup 6 (Aeratör 300 000 rpm-Termokupl)'da ise 12 (%48) dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Çalışmamızda, termokupl yöntemi ile termal kamera yönteminin dişlerdeki ısı değişimi ölçümleri açısından aralarında anlamlı fark olmadığı şeklindeki sıfır hipotezimiz doğrulanmıştır.

4. TARTIŞMA

4.1. Amacın Tartışılması

Aktif ortodontik tedavi tamamlandıktan sonra yapıştırılan sabit ataşmanların debondingi gereklidir. Debonding işleminin amacı; sabit ataşmanların çıkarılması, diş yüzeyinde kalan adezivin temizlenmesi ve diş yüzeyinin yapıştırma öncesi haline iatrojenik zarar vermeden getirilmesidir (Brantley ve Eliades 2000).

Pratik uygulamada farklı braket sökme ve artık yapıştırıcı temizleme yöntemleri kullanılmaktadır. Tungsten karbit frezler, sabit ataşmanların çıkarılmasını takiben mine yüzeyinde kalan artık kompozitin temizlenmesinde en sık kullanılan materyaldir. Ireland ve ark (2005) debonding sonrası mine kaybını inceledikleri çalışmalarında, tungsten karbit frez kullanımının mine yüzeyinde en az zarar oluşturan teknik olduğunu rapor etmişlerdir. Zarrinnia ve ark (1995) farklı debonding yöntemlerinin mine üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, soğutma yöntemleri kullanarak yüksek hızda tungsten karbit frez kullanımını önerirken, düşük devirde tungsten karbit frez kullanımı ile en az iyatrojenik zararın oluştuğunu savunan araştırmacılar literatürdeki çoğunluğu oluşturmaktadır (Oliver 1988, Oliver ve Griffiths 1992, Zarrinnia ve ark 1995, David ve ark 2002, Hosein ve ark 2004, Graber ve ark 2005, Ireland ve ark 2005, Eminkahyagil ve ark 2006).

Diş tedavisi sırasında artan ısının pulpal dokular üzerine yıkıcı etkisi tüm diş hekimliğini ilgilendirmektedir (Tarle ve ark 1998). Diş pulpası fiziksel, kimyasal, biyolojik ve ısısal etkenlerden çabucak etkilenebilen hassas bir dokudur. Zach ve Cohen (1965), maymun dişlerinde ısı uygulamasının pulpaya etkisini inceledikleri çalışmalarında, pulpada 5,5°C'lik ısı artışının dişlerin %15'inde vitalite kaybına neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Dişte meydana gelen ısı değişiminin ölçümünde iki farklı in vitro deneysel teknik uygulanabilmektedir. Bunlar termokupl ve termal kamera teknikleridir (Hand ve ark

1976, Dollard ve ark 1983, Mc Cullagh ve ark 2000, Malkoc ve ark 2010, Aksakalli ve ark 2014).

Termokupl tekniği geniş bir kullanım alanına sahiptir. Çoğunlukla lazerle veya elmas frezlerle yapılan kavite preperasyonlarında (Oelgiesser ve ark 2003), kök kanal restorasyonlarında (Fors ve ark 1985) ve kompozit materyallerin ışık aktivasyonlu polimerizasyonlarında in vitro ortamda ısı artışının tespitinde kullanılmaktadır (Hannig ve Bott 1999). Hussey ve ark (1995), bu tarz çalışmalarda termal kamera kullanımı ile tedavi aşamalarında daha çok detaya erişilebileceğini, böylece hem in vitro hem de in vivo koşullarda başarı elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Literatür taraması yapıldığında, farklı ortodontik debonding yöntemlerinin dişlerde meydana getirdiği ısı değişimi, diş hekimliğinde termal kamera tekniğinin kullanımı, termal kamera ile termokupl tekniklerinin kendi aralarında karşılaştırmalı değerlendirilmesi gibi konularda yeni çalışmalara gereksinim olduğu görülmektedir. Bu doğrultuda, çalışmamızda farklı devirlerde el aletleri kullanılarak yapılan debonding sırasında dişte oluşan ısı değişimi termal kamera ve termokupl tekniği ile ölçülerek değerlendirilmiştir.

4.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontide debonding işlemi veya adeziv bağlanma özelliklerine dayalı yapılan in vitro çalışmalarda dental materyal olarak insan dişleri (David ve ark 2002, Bishara ve ark 2004, Hosein ve ark 2004, Bishara ve ark 2005, Eminkahyagil ve ark 2005, Sayinsu ve ark 2006, Al Shamsi ve ark 2007) veya hayvan dişleri (Fowler ve ark 1992, Oesterle ve ark 1998, van Waveren Hogervorst ve ark 2000, Coups-Smith ve ark 2003) kullanılmıştır.

Fowler ve ark (1992), çeşitli değişkenlerde braket bağlanma dayanımı üzerine yaptıkları çalışmada insan ve hayvan dişlerinden benzer sonuçlar elde ettiklerini belirtirlerken, Oesterle ve ark (1998) ise bonding dayanımı üzerine yaptıkları

çalışmalarında, sığır dişlerinin insan dişlerine göre %21 ile %44 oranında daha az tutuculuk değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda, elde edilecek sonuçların klinik tutarlılığını en üst düzeyde tutabilmek amacıyla, çalışmadan bağımsız olarak ortodontik amaçlarla çekilmiş insan dişleri kullanılmasına karar verilmiştir.

Yapılan literatür incelemesi sonrasında insan dişi kullanılan in vitro çalışmalarda en uygun dişin hangisi olduğu konusunda fikir birliği olmamakla birlikte; premolar, molar, kanin ve kesiciler olmak üzere farklı tipte insan dişlerinin kullanıldığı görülmüştür. Bazı literatürlerde, in vitro çalışmalar için en ideal dişin üst orta kesici olduğu bildirilmesine rağmen (Uysal ve ark 2005, Malkoc ve ark 2010), bu dişlerin genelde periodontal sorunlar nedeniyle çekim endikasyonu konulmuş erişkin hasta grubuna ait olmaları, yaşla birlikte minenin florid bakımından zengin olan en dış 50 mikronluk kısmının değişime uğraması ve madde kaybı olmayan temiz kesici diş bulmanın çok zor olması gibi faktörler nedeniyle kesicilerin in vitro çalışmalarda rutin olarak kullanılamadığı görülmüştür (Brantley ve Eliades 2000). Yapısı bozulmadığı halde çekim endikasyonu konularak sıklıkla çekilen ve toplanması kolay olan premolar ve 3. molar dişler daha fazla olmakla birlikte kanin dişlerin de kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (Bradburn ve Pender 1992, Mattick ve Hobson 2000, Hobson ve ark 2001, Linklater ve Gordon 2001). Tüm bu faktörler göz önünde bulundurularak, çalışmamızda in vitro çalışmaların birçoğunda kullanıldığı tespit edilen ve ortodontik amaçla en çok çekilen dişlerden olan tek köklü alt birinci ve ikinci premolar dişler kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılmak üzere toplanan dişler, sonuçları olumsuz etkilememek adına incelenmiştir. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri; insan dişi kullanılan diğer in vitro çalışmalarda olduğu gibi çürük olması, dolgu olması, çatlak olması, davye izi bulunması, dişin bütünlüğünün korunmamış olması, uygun kök kanal genişliğine sahip olmaması, homojen boyutta ve şekilde olmaması, periodontal nedenle çekilmiş olması, kırık olması, hipoplazik alanların olması, mine yapısında irregularitelerin olması ve tedavi öncesi kimyasal ajanlara (alkol, formalin veya hidrojen peroksit) maruz kalmasıdır (Bishara ve ark 2004, Bishara ve ark 2005). Ayrıca çalışmaya dahil edilen

dişlerin homojen boyutta ve şekilde olmaları, pulpa ile diş yüzeyi arasında eşit kalınlığı sağlamaktadır.

Çalışma materyali olarak toplanan dişlerin bakteriyel infiltrasyon olmaksızın organik yapıları bozulmadan korunması gereklidir. Literatür taramasında gözlenen diş saklama çözeltileri; oda sıcaklığındaki distile su (Buyukyilmaz ve ark 2003, Eminkahyagil ve ark 2005), -20ºC'de distile su (Coups-Smith ve ark 2003), distile deiyonize su (ph7) (Al Shamsi ve ark 2007), %70'lik etil alkol (Sayinsu ve ark 2006), %4'lük formalin (Zeppieri ve ark 2003), %0,5'lik kloramin (Oesterle ve ark 1998), 21ºC NaCl içeren serum fizyolojik solüsyonu (Hocevar ve Vincent 1988), %0,1'lik timol solüsyonudur (Bishara ve ark 2003, Ajlouni ve ark 2004, Bishara ve ark 2004, Bishara ve ark 2005, Bulut ve ark 2006).

Williams ve Svare (1985), dişlerin saklanma koşulları ve süresinin bağlanma kuvvetine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 4ºC'deki distile su ve timol solüsyonu içinde 24 saat, 3 ay ve 5 sene boyunca saklanan dişlerin, 5 yıl sonra dahi bağlanma kuvvetlerinin değişmediğini belirtmişlerdir.

Literatürde dişlerin saklama koşullarından kaynaklanabilecek standardizasyon hatalarını en aza indirmek için, toplanan materyalin en fazla 6 ay bekletilebileceği belirtilen çalışmalar da bulunmaktadır (Rueggeberg 1991, Soderholm 1991, Eliades ve Brantley 2000).

Eliades ve Brantley, geleneksel ortodontik bağlanma dayanımı değerlendirme protokollerinin uygunsuzlukları üzerine yaptıkları çalışmada, Silverstone 'nun tezinden alıntı yaparak, dişler için saklama solüsyonu olarak formaldehit kullanımından kaçınılması gerektiğini, formaldehitin güçlü asidik yapısının saklama solüsyonunun pH'sını değiştirebileceğini bildirmişlerdir (Eliades ve Brantley 2000, Silverstone 2000).

Çalışmamızda, güçlü antiseptik ve koruyucu özelliği, kullanılan diş sayısının fazlalığı ve literatürdeki kullanım ağırlığı göz önünde tutularak %0,1'lik timol solüsyonu kullanılmıştır.

Uysal ve ark (2005) farklı adeziv temizleme prosedürlerinde pulpada ısı değişimini, Malkoç ve ark (2010) ise ortodontik bonding sırasında pulpada ısı değişimini inceledikleri çalışmalarında, karbon disk ile dişlerin kök parçasını mine sement birleşiminden yaklaşık 2 mm aşağıdan, Baysal ve ark (2007) ise farklı stripping prosedürleri sırasında pulpada ısı artışını inceledikleri çalışmalarında, yaklaşık 4 mm aşağıdan dişin uzun eksenine dik olarak keserek dişleri deney ortamına hazırlamışlardır. Dişlerin deney için hazırlanmasında literatürdeki çalışmalar göz önüne alınarak karbon disk ile dişlerin kök parçası, mine sement birleşiminin yaklaşık 2 mm altından dişin uzun eksenine dik olarak kesildi ve ısı ölçüm cihazlarına uyum sağlayacak şekilde akrilik bloklar haline getirildi.

Farklı debonding tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda araştırmacılar diş örneklerini farklı maddeler kullanarak kalıplar haline getirmişlerdir. Bu materyallere; kendi kendine sertleşen akrilik reçineler (Bishara ve ark 2003, Buyukyilmaz ve ark 2003, Ajlouni ve ark 2004, Bishara ve ark 2005, Al Shamsi ve ark 2007), epoksi rezinler (Signorelli ve ark 2006), alçı (Vicente ve ark 2005) ve polyester (Larmour ve ark 2006) örnek gösterilebilir. İn vitro çalışmaların çoğunda dişler, test cihazlarının her örnek için yeniden kalibre edilmesini ortadan kaldırarak hazırlanan tüm örneklerin deney cihazına aynı şekilde yerleştirilmelerini sağlayacak bir standardizasyon geliştirmek amacıyla braket yapıştırma işleminden önce veya sonra soğuk akrilikten hazırlanan taşıyıcı bloklara alınmışlardır (Harari ve ark 2000, Oonsombat ve ark 2003, Abu Alhaija ve Al-Wahadni 2004). Çalışmamızda da dişler braket yapıştırma işleminden önce soğuk akrilikten hazırlanan tek tip akrilik bloklara alınmıştır.

Bonding işlemi yapılan in vitro çalışmaların çoğunluğunda, diş yüzeyleri adeziv bağlanma için pürüzlendirilmeden önce, organik pelikül ve plağın uzaklaştırılması amacıyla flor ve yağ içermeyen pomza su karışımının düşük devirli el aleti ile fırça veya

lastik kullanımıyla temizlenmiştir (Bishara ve ark 2003, Bishara ve ark 2004, Al Shamsi ve ark 2007). Bazı araştırıcılar ise florsuz yüzey temizleme patları kullanmışlardır (Vicente ve ark 2005). Pomza uygulaması, hem konvansiyonel asitle pürüzlendirme sistemlerinin hem de kendinden asitli primer sistemlerinin üreticileri tarafından pratik uygulamada tavsiye edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda, akrilik bloklar içerisinde sabitlenmiş olan dişler, asitleme işlemi öncesinde düşük devirli el aleti ve lastik ile pomza su karışımı uygulanarak temizlenmiştir.

Mine yüzeyine asit uygulanması ile mine prizmaları ve interprizmatik alanlarda farklı oranlarda çözünme meydana gelir, mine yapısında mikroporoziteler oluşur ve yüzey gerilimi düşer. Yapıştırıcı reçineler bu boşluklara penetre olur ve pürüzlenmiş mine prizmaları arasında tutunur (Fjeld ve Ogaard 2006). Günümüzde en sık kullanılan ve önerilen asit tipi jel formunda %37'lik fosforik asitin 15-30 sn'lik uygulamasıdır (Legler ve ark 1990, Carstensen 1995, Hosein ve ark 2004).

Sargison ve ark (1999), kumlama ve fosforik asit uygulamasının bağlanma kuvvetine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, 15 sn fosforik asit uygulamasının yeterli bağ kuvvetini oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Zanet ve ark (2006), kendinden asitli primerler ile fosforik asit uygulamasını bağ kuvveti açısından karşılaştırdıkları çalışmada, 15 sn %37'lik fosforik asit uygulamasının direkt bonding açısından en iyi yöntem olduğunu belirtmiştir.

Asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak kullanılan diğer yöntemler; mikroabrazyon (Millett ve ark 1993, van Waveren Hogervorst ve ark 2000) ve lazer ile pürüzlendirmedir (von Fraunhofer ve ark 1993, Usumez ve ark 2002).

Çalışmamızda; sağladığı yeterli bağlanma kuvveti, literatürlerde yeni alternatiflere rağmen hala en etkili mine pürüzlendirme yöntemi olarak refere edilmesi ve klinik uygulamaya paralellik sağlanması nedeniyle, dişlere %37'lik jel formda fosforik asit 15 sn uygulanmıştır.

Geleneksel yöntemle braketlerin yapıştırılmasında fosforik asidin diş yüzeyine belirli süre ile uygulanmasından sonra diş minesi üzerindeki asit bol su ile yıkanarak uzaklaştırılmakta ve yağsız hava-su spreyi ile kurutulmaktadır. Bu çalışmada kullanılan Transbond XT primerin bazı çalışmalarda braketler yerleştirilmeden önce 10 sn boyunca ışınlandıkları (Owens ve Miller 2000, Kim ve ark 2007), bazılarında ise dişe sürülmelerinin ardından ışınlama yapılmadan braketlerin yapıştırıldığı belirlenmiştir (Bishara ve ark 1999, Sfondrini ve ark 2001). Çalışmada kullanılan Transbond XT yapıştırıcısına ait primer, asitlenen diş minesine ince tabaka halinde sürülmüş ve üretici firmanın talimatına uyularak ışık uygulaması yapılmamıştır.

Işıkla sertleşen yapıştırıcılar, kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcılara göre hekime sınırsız çalışma süresi sunarlar ve bu sayede braketlerin hatasız konumlandırılmalarını sağlarlar, daha az braket kaymasına neden olurlar, polimerizasyonları tam olduğu takdirde iç kopmalar azalır, polimerizasyon süreçleri ışınlama bittiğinde tamamlanmış olur, yapıştırıcı artıkları daha kolay temizlenebilir ve sökümleri daha kolay gerçekleşir (Oesterle ve ark 1998, Sfondrini ve ark 2001). Işıkla sertleşen yapıştırıcıların bu avantajlarından dolayı çalışmamızda, ışıkla sertleşen Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) yapıştırıcı kullanılmıştır.

Günümüzde, piyasada birçok firma tarafından farklı materyallerden üretilen değişik tip ve boyutta braket bulunmaktadır. Ancak dayanıklı, hijyenik ve ucuz olmaları gibi özelliklerden dolayı metal braketler dünyada en sık kullanılan braket olma özelliğini sürdürmektedir. Bu çalışmada, 0,018 inç slotlu standart edgewise ikiz metal premolar braketleri (Dentaurum, Equilibrium 2, Ispringen, Almanya) kullanılmıştır.

Literatürlerde, yapıştırıcının ışıkla polimerizasyonunda farklı ışık kaynakları ve etkileri rapor edilmiştir. Kazanılan zaman ve LED lambasının uzun ömürlü olması sebebiyle araştırmacılar LED kullanımını önermişlerdir (Lindauer ve ark 1997, Murray ve Hobson 2003). Çalışmamızda, klinik güvenilirliği, zaman kazandıran pratikliği ve maliyet/verimlilik oranı göz önünde bulundurularak LED ışık kaynağı (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılmıştır.

Braketlerin kopartılmasında, Uysal ve ark (2005) farklı adeziv temizleme yöntemlerinde dişteki ısı değişimini termokupl kullanarak ölçtükleri çalışmalarında braket kopartma pensi ile braket kenarlarından hafifçe sıkılarak kopartma işlemi uygulamışlardır. Çalışmamızda da bu çalışma ile benzer olarak, tek bir araştırmacı tarafından klinikte rutin olarak uygulandığı üzere braket kopartma pensi kullanılarak braket kenarlarından hafifçe sıkılarak kopartma işlemi uygulanılmıştır.

Braket sökücü pens ile braketler diş yüzeyinden koparıldıktan sonra fraktür yüzeyleri stereomikroskopta x40 büyütmede incelenmiştir. Kopma tipleri adeziv (siman ve mine arasında tam ayrılma), koheziv (simanın kendi içinde olan ayrılması) ve karma (adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü) olarak belirlenmiştir (Shahabi ve ark 2012). Çalışmada kullanılan 150 adet dişin 140 tanesinde (%93,3) adeziv ayrılma görülürken, 10 (%6,7) dişte karma ayrılma gözlenmiştir.

Ortodonti pratiğinde söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları scaler kullanılması (Rouleau ve ark 1982), değişik bıçak sayısına (Howell ve Weekes 1990, Eliades ve ark 2004) ve şekline sahip tungsten karbit frezlerin yavaş ve hızlı dönen el aletleriyle kullanılması (Campbell 1995, Hong ve Lew 1995), soflex disklerin ve özel kompozit bitirme sistemlerinin zirkonyum pasta veya sulandırılmış pomza ile kullanılması (Howell ve Weekes 1990), ultrasonik uygulamalar (Burapavong ve ark 1978), karbondioksit lazer, Nd:YAG lazer uygulamaları (Smith ve ark 1999) ve ultra-fine elmas frez uygulamalarıdır (Hong ve Lew 1995). Tungsten frezler, hızlı ve yavaş turlu el aletlerinde kullanılan değişik bıçak sayısındaki formlarıyla ortodontistler tarafından tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir (Hong ve Lew 1995, Eliades ve ark 2004, Hosein ve ark 2004). Bu çalışmada, söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde kullanılan yöntemlerde yavaş ve hızlı turlarda el aletleri ile aynı bıçak sayısına sahip tungsten karbit frez kullanılmıştır. Frezlerin birden fazla kullanılmalarının, çalışma sonuçlarını etkilememesi amacıyla her diş için yeni frez kullanılmıştır.

Eminkahyagil ve ark (2006), yüzey temizleme tekniklerini değerlendirdikleri çalışmalarında tungsten karbit frez ile yüksek devirde (310 000 rpm) aeratör ve düşük devirde (5 000- 20 000 rpm) anguldurva uygulamalarını, alüminyum oksit özellikteki Soflex polisaj diskleri ve mikropürüzlendirme yöntemleri ile karşılaştırmışlardır. Düşük devirde mikromotor kullanımının mine yüzeyine en az zarar verdiğini, ancak yüksek devirde aeratör kullanımının artık kompoziti daha hızlı ve etkili temizlediğini rapor etmişlerdir.

Uysal ve ark (2005), farklı adeziv temizleme prosedürlerinde pulpa odasındaki ısı değişimlerini termokupl yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında, yüksek devirde (290 000 rpm) aeratör, düşük devirde (<15.000 rpm) anguldurva, yüksek devirde (>20 000 rpm) anguldurva gruplarını tungsten karbit frez kullanarak su soğutmalı ve soğutmasız şekilde karşılaştırmışlar ve pulpal ısı artışının en fazla su soğutmasız yüksek devirde (20 000 rpm üzeri) anguldurva grubunda olduğunu rapor etmişlerdir.

Zarinnia ve ark (1995), farklı temizleme prosedürlerinin mine yüzeyine etkilerini inceledikleri 7 gruptan oluşan çalışmalarında, yüksek devirde (>200 000 rpm) aeratör ve düşük devirde (20 000 rpm) anguldurva kullanılmışlardır. Herhangi bir soğutma olmaksızın yüksek devirde aeratör kullanımının mine yüzeyinde başarısızlıkla sonuçlandığını belirtmişlerdir.

Retief ve Denys (1979), debonding sonrası mine yüzeyini inceledikleri çalışmada, hava soğutması altında yüksek devirde karbit kullanılan grubun diğer gruplara göre artık rezini daha etkili bir şekilde uzaklaştırdığını belirtmişlerdir.

Zachrisson ve Artun (1979), debonding sonrası mine yüzeyini inceledikleri çalışmada karbit frezler ile düşük devirde daha etkili ve mine zararı oluşturmadan artık kompozitin uzaklaştırılabildiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın gruplarında, literatür araştırmamız doğrultusunda farklı yöntemlerle debonding işlemlerinin pulpa üzerine etkilerini incelemek için; 300 000

devir aeratör, düşük devirde (10 000 rpm) anguldurva ve yüksek devirde (30 000 rpm) anguldurva kullanılmıştır.

4.3. Isı Ölçümünün Tartışılması

Diş hekimliğinde lazerler veya elmas enstrümanlar ile yapılan kavite preparasyonları sırasındaki (Fors ve ark 1985, Oelgiesser ve ark 2003) ve kompozit materyallerin ışık aktivasyonu ile polimerizasyonundaki ısı artışını ölçmek için sıklıkla termokupllar kullanılmaktadır (Ottl ve Lauer 1998, Hannig ve Bott 1999, Oesterle ve ark 2001, Ulusoy ve ark 2008, Malkoc ve ark 2010). Termokupllar diş hekimliğinde ayrıca, farklı seramik restorasyonlarda farklı rezin kompozit polimerizasyonlarındaki ısı değişimlerinin (Yondem ve ark 2011), dentine pin uygulanması sırasında meydana gelen ısı değişimlerinin (Barkmeier ve Cooley 1979), post yüzeyi hazırlanması sırasında kök yüzeyindeki ısı değişimlerinin (Hussey ve ark 1997) belirlenmesi gibi çeşitli çalışma alanlarında kullanılmaktadır. Termokuplların dezavantajı, tek bir noktadan ölçüm yapıyor olmaları ve kullanım sırasında temas kaybı olabilmesidir.

Malkoç ve ark (2010), ortodontik bonding sırasında kullanılan farklı ışın kaynaklarının diş pulpasında oluşturduğu ısı değişimini termokupl tekniğini kullanarak incelemişler ve ışınlama prosedürünün ısı değişimine neden olduğunu ve halojen ışın kaynaklarının, LED ve plazma ark ışın kaynaklarına kıyasla önemli derecede yüksek pulpal ısı değişimine neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Uysal ve ark (2005), farklı adeziv temizleme prosedürleri sırasında pulpada oluşan ısı değişimini termokupl tekniği ile inceledikleri çalışmalarında tungsten karbit frezle yüksek devirde anguldurva ile su soğutmasız yapılan temizlemedeki ısı artışının pulpal sağlık için kritik olan 5,5ºC'yi aştığını rapor etmişlerdir.

Baysal ve ark (2007), farklı stripping tekniklerinde pulpada oluşan ısı değişimini incelemek amacıyla termokupl tekniğini kullanmışlar ve tungsten karbit frez kullanılarak yapılan tüm tekniklerde daha fazla ısı artışı olduğunu rapor etmişlerdir.

Öztürk ve ark (2011), yaptıkları çalışmalarında termokupl tekniğini kullanmışlar ve dişhekimlerinin derin kavitelerde farklı ışık kaynaklarıyla adeziv materyallerin ışıkla polimerizasyonu esnasında oluşabilecek ısı yükselmelerinin diş pulpasında olabilecek zararlı etkilerinin farkında olmaları gerektiğini rapor etmişlerdir.

Diş hekimliğinde bir diğer ısı ölçüm yöntemi olan termal kameralar ise, 1960'lardan beri zaman zaman akademik ve bilimsel disiplinlerde kullanılmaktadır (Williams 1969, Ring 1982, Chamberlain ve Chamberlain 1986, Baillie ve ark 1990). Termal kameraların avantajı, geniş bir yüzey alanı üzerinde sıcaklık ölçme yeteneği olması ve aşırı sıcak noktaların belirlenmesini sağlamalarıdır. Ayrıca, sıcaklık değişimini renkli sunan gerçek zamanlı video görüntüsü elde etmek mümkündür. Ancak, ekipman maliyetleri, eski cihazlardaki duyarlılık ve görüntü işleme eksikliği nedeniyle diş hekimliği alanındaki kullanımı kısıtlı olmuştur. Günümüzde, teknik gelişmeler ve görüntü işleme uygulamaları doğrultusunda, modern ekipmanlar 0,1ºC'lik değişimleri kaydedecek yeterlilikte hassastır ve görüntü işleme yazılımı ile termoloji alanında yüksek kullanım esnekliğine izin verir.

Hussey ve ark (1995), infrared termografinin rezin kompozit restorasyonların polimerizasyonu sırasındaki termal değişimlerini in vivo olarak ölçebilirliğini kanıtlamak amacıyla yaptıkları çalışmalarında, ölçülen ısı artış oranının kompozit polimerizasyonu sırasında pulpanın tehlikede olduğunu gösterebildiğini ve infrared termografinin in vivo olarak restoratif rezin kompozit polimerizasyonundaki ısı değişimini ölçmede uygun bir araç olduğunu rapor etmişlerdir.

Aksakallı ve ark (2014) yaptıkları çalışmada, rezin kompozit materyalinin polimerizasyonu için farklı ışık kaynakları ve farklı ışık ucu mesafeleri uygulanarak ışınlama yapıldığında yüzey ısısının artışını termal kamera kullanarak değerlendirmişler ve ortodontik braket yapıştırma sırasında uzun ışınlama sürelerinin sıcaklık artışına neden olduğunu, kısa ışık ucu diş yüzeyi mesafesi sıcaklığın daha fazla artmasına yol açtığını, LED'lerin, yüksek kuvars-tungsten-halojen (HQTH) birimlerinden daha fazla sıcaklık artışına neden olduklarını rapor etmişlerdir.

Termal kamera benzer olarak, Mc Cullagh ve ark (2000) tarafından, kök kanal tedavisi sırasında pulpadaki sıcaklık değişimini, Hussey ve ark (1997) tarafından post yeri hazırlanması sırasında kök yüzeyinde oluşan ısı değişimini incelemek amaçlı kullanılmıştır.

Debonding işlemi sırasında pulpal ısı değişimini incelemek amacıyla yaptığımız çalışmamızda, literatür incelemesi göz önüne alınarak, ısı ölçümünde termokupl ve termal kamera kullanılmıştır.

4.4. Termal Kamera ile Termokupl Karşılaştırması

Fernandes ve ark (2014), egzersiz sırasında insan vücudunda meydana gelen ısı değişimlerini termokupl ve termal kamera yöntemlerini kullanarak inceledikleri çalışmalarında, bu iki yöntemin egzersiz öncesinde, esnasında ve sonrasında çok az uyum gösterdiklerini ve zayıf güvenilirlikte olduklarını, egzersiz sırasında termokupl daha yüksek değerler gösterirken, diğer durumlarda termal kamera daha yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Mc Cullagh ve ark (2000), kanal tedavisinde kök yüzeyindeki ısı değişimini termokupl ve termal kamera ile inceledikleri çalışmalarında, termokupların ısı ölçümünde geleneksel altın standart olduğunu, termal kameranın termal değişimlerin analizinde ve maksimum sıcaklık noktalarını belirlemede kullanışlı bir metod olduğunu ve termal kameralarda, analizin doğruluğundan emin olmak için spesifik yüzeylerde net kalibrasyon gerektirdiğini, termokupl ölçümlerinin termal kameradan daha düşük olmasının nedeninin termokuplda kontak yetersizliği olabileceğini belirtmişlerdir.

Literatür incelemesinde termokupl ile termal kameranın karşılaştırıldığı çalışmalar mevcut olmasına rağmen, ortodontik debonding işleminde dişte meydana gelen ısı değişiminin termal kamera ile ölçümüne ve ayrıca termal kamera ve termokupl ile karşılaştırılmalı ölçümüne dair çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu doğrultuda çalışmamızda, ortodontide debonding uygulamasının dişte meydana getirdiği ısı

değişimleri her iki ısı ölçüm yöntemi ile karşılaştırmalı olarak in vitro ortamda incelenmiştir.

4.5. Bulguların Tartışılması

Zach ve Cohen (1965), 5,5ºC'lik ısı artışının dişlerin %15'inde, 11,1ºC ısı artışının dişlerin %60'ında ve 16,6ºC'lik artışın dişlerin %100'ünde pulpa nekrozuna neden olduğunu rapor etmişlerdir. Schuchard (1975) ve Sato (1983), aşırı ısı uygulamasının sert diş dokularında dokusal değişimlere ve diş pulpasında hasara neden olabileceğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, Zach ve Cohen'nin çalışmasında belirttiği şekilde 5,5ºC'lik ısı artışı baz alınmıştır.

Debonding sırasında meydana gelen ısı değişimi ile ilgili literatürde yalnızca Uysal ve arkadaşlarının çalışmasına rastlanılmıştır ve bu çalışmada ısı ölçümünde termokupl yöntemi kullanılmıştır. Uysal ve ark (2005), 15.000 devirde anguldurva kullanıldığında ortalama ısı artışını 4.27±1.28ºC, 20 000 devirde anguldurva kullanıldığında 7,58±1,84ºC ve 290 000 devirde aeratör kullandığında 0,60±1,10ºC bulmuşlardır. Çalışmalarının bulgularına dayanarak debonding işleminde yüksek devirde (20 000 rpm ve üzeri) anguldurva kullanımından kaçınılmasını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızın bulgularında ise, termokupl ölçümlerinde, anguldurva 10 000 devirde kullanıldığında; hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmemiştir ve ortalama ısı artışı 0,92±0,28ºC bulunmuştur. Anguldurva 30 000 devirde kullanıldığında; hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmemiştir ve ısı artışı ortalama 1,21±0,31ºC bulunmuştur. Aeratör 300 000 devirde kullanıldığında ise; 12 dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmiştir ve ortalama ısı artışı 5,66±1,59ºC bulunmuştur. Çalışmamızın bulguları doğrultusunda diyebiliriz ki, debonding işlemi sırasında aeratör kullanımından kaçınılmalı ve düşük devirde anguldurva kullanımına özen gösterilmelidir. Uysal ve arkadaşlarının çalışması ile uyumsuz olan bu sonuç çalışmaların ısı ölçüm sürelerinin ve deneysel materyallerinin (diş çeşidi, frez çapı) farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda, termal kamera ölçümlerinde, anguldurva 10 000 devirde kullanıldığında; hiçbir dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmemiştir ve ortalama ısı artışı 2,48±0,76ºC bulunmuştur. Anguldurva 30 000 devirde kullanıldığında; yalnızca 1 dişte ısı artışı 5,5ºC'yi geçmiştir ve ısı artışı ortalama 3,27±0,91ºC bulunmuştur. Aeratör 300 000 devirde kullanıldığında ise; 13 dişte ısı artışı 5,5ºC geçmiştir ve ortalama ısı artışı 5,71±1,51ºC bulunmuştur. Literatür değerlendirildiğinde, ortodontide debonding sırasında dişlerde meydana gelen ısı değişimini termal kamera yöntemi ile araştıran herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Çalışmamızda, termokupl ile ısı ölçümü yapılan üç farklı debonding işlemi karşılaştırıldığında, 5.sn'deki ısı değişimleri açısından gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Fakat 10., 15., 20. ve 25.sn'deki ısı değişim düzeyleri arasında aeratör 300 000 devir yöntemindeki ısı değişiminin, anguldurva 10 000 devir ve anguldurva 30 000 devir yöntemlerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Anguldurva 30 000 devir ile 10 000 devirin 10., 15., 20.sn'deki ısı değişimi miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Yalnız anguldurva 30 000 devir yönteminin 25.sn'deki ısı değişimi miktarı, anguldurva 10 000 devirden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Termal kamera ile ısı ölçümü yapılan üç farklı debonding işlemi karşılaştırıldığında ise 5., 10., 15., 20. ve 25.sn'deki ısı değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,01$). 5.sn'deki anguldurva 10 000 devir yöntemindeki ısı değişiminin, anguldurva 30 000 devir ve aeratör 300 000 devir yöntemlerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0,01$). Anguldurva 30 000 devir yönteminin 10., 15., 20. ve 25.sn'deki ısı değişimi miktarı, anguldurva 10 000 devirden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Bu değerlere göre aeratör kullanılan grupta diğerlerine göre ısı artışı daha fazla olmaktadır. Bu değerler bize debonding yapılırken her yöntemde ve ölçümde ısı artışı görüldüğünü ve aeratör kullanılımından kaçınılması ya da kullanılacaksa dikkatli olunması gerektiğini göstermektedir.

Termokupl ve termal kamera ölçümleri karşılaştırıldığında, Mc Cullagh ve ark (2000) ve Fernandes ve ark (2014)'nın çalışmaları ile benzer olarak termal kamera

termokupldan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir ($p<0,01$). Termokupl değerlerinin daha düşük olmasının nedeni olarak, termal kameranın diş yüzeyinden, termokuplın ise pulpa odası tavanından ölçüm yapıyor olması gösterilebilir. Fakat kritik değer olan 5,5°C'nin üzerindeki diş sayılarını her iki ısı ölçüm yöntemine göre karşılaştırdığımızda iki yöntem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu sonuç bize dişler üzerinde genellikle termokupl ile yapılan ısı ölçüm çalışmalarının, termal kamera kullanımı ile de güvenilir sonuçlar verebileceğini göstermektedir.

Çalışmamızın bazı limitasyonları da vardır. Bunlar; termal kameranın minenin dış yüzeyindeki ısı değişimini belirlemesi ve bu ısı değişiminin mine ve dentini geçerek pulpaya ulaşıncaya kadar bir miktarının absorbe olması, termokupl ölçümlerinin daha düşük olmasına etki etmiş olabilir. İn vitro olarak yaptığımız çalışmada debonding prosedürü ile önemli ısı artışı görülmesine rağmen, bu artış in vivo pulpal ısı artışı ile uyumlu olmayabilir. Çalışmada sunulan deney dizaynı, in vivo debonding prosedürü boyunca pulpa bölgesindeki kan sirkülasyonunun ve dentin tübüllerindeki sıvı akışının ısı iletimine etkisini değerlendirmemektedir. Ek olarak, in vivo çevresel periodontal dokular ısı iletimine etki edebilir, intrapulpal ısı artışını sınırlayabilir. Diğer yandan, klinik koşullarda daha genç hastalarda ve premolar dişlere kıyasla keser bölgesinde daha ince sert diş yapısı nedeniyle ısı artışı daha yüksek olabilir. Bu bilgiler doğrultusunda diyebiliriz ki, farklı yaş grupları ve farklı dişlerde yapılan ortodontik debonding tekniklerinin meydana getireceği ısı değişiminin inceleneceği çalışmalara, özelliklede in vivo çalışmalara gereksinim vardır. Çalışmamız bu konuda yapılacak olan in vivo çalışmalara termal kamera güvenilirliği konusunda ışık tutabilecektir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Klinik ortodontik uygulamalarda en sık kullandığımız mine yüzeyi temizleme yöntemi olan karbit frez uygulamasının dişte meydana getirdiği ısı değişimlerini termal kamera ve termokupl teknikleri kullanılarak in vitro olarak incelendiği bu çalışmada bulguların değerlendirilmesinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Tungsten karbit frezler ile farklı devirlerde debonding işlemi yapılırken, tüm yöntemlerde ve ölçüm tekniklerinde dişlerde ısı artışı meydana gelmiştir.

2. Dişlerde en yüksek ısı artış değeri 300 000 devirde aeratör kullanımı ile debonding yapılan grupta olmuştur. Bu da bize debonding yöntemi olarak aeratör kullanılırken dikkatli olunması gerektiğini göstermektedir.

3. Debonding işleminde en güvenilir yöntemin 10 000 devirde anguldurva kullanımı olduğu görülmüştür.

4. Termal kamera ile elde edilen ısı ölçüm değerleri termokupla göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Fakat diş pulpası için kritik değer olan 5,5°C'nin üzerindeki diş sayısı yüzdelerini her iki ısı ölçüm yöntemine göre karşılaştırdığımızda iki yöntem arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

5. Termokupl in vitro dental ısı ölçümlerinde kullanılan geleneksel bir tekniktir. Termal kamera ise in vitro ve in vivo ortamlarda ölçüm yapabilme imkanı sağlamaktadır. Termal kamera dişin dış yüzeyinden, termokupl ise pulpa odasından ısı artışını ölçmektedir. Verilerin istatistiksel değerlendirilmelerinde iki yöntem arasında fark olmasına rağmen, kritik değeri (5,5°C) aşan diş sayısı yüzleri karşılaştırıldığında iki yöntem arasında fark olmaması termal kameranın klinik kullanımının uygun olabileceğini göstermektedir. Çalışmamızda, termokupl yöntemi ile termal kamera yönteminin dişlerdeki ısı değişimi

ölçümleri açısından aralarında anlamlı fark olmadığı şeklindeki sıfır hipotezimiz doğrulanmıştır.

6. Debonding sırasındaki ısı artışı multifaktöriyeldir. Bunların; kopma tipi (adeziv, koheziv, karma), mine kalınlığı, debonding süresi, debonding yöntemi, kullanılan frez çeşidi, uygulanan basınç, el aletinin devri gibi etkenler olduğu bilinerek debonding işleminin dikkatli yapılması gerektiği unutulmamalıdır.

6. KAYNAKLAR

Abu Alhaija ES, Al-Wahadni AM, 2004. Evaluation of shear bond strength with different enamel pre-treatments. Eur J Orthod, 26(2), 179-84.

Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, 2004. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. World J Orthod, 5(3), 250-3.

Aksakalli S, Demir A, Selek M, Tasdemir S, 2014. Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. Acta Odontol Scand, 72(1), 36-41.

Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E, 2007. Three-dimensional measurement of residual adhesive and enamel loss on teeth after debonding of orthodontic brackets: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 131(3), 301. e9-01. e15.

Artuğ N, Uzun T, 2011. LabVIEW ile Mikrodenetleyicili Bir Endüstriyel Otomatik Sıcaklık Kontrol Sistemi. Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu, 254-58.

Artun J, Bergland S, 1984. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 85(4), 333-40.

Baillie AJ, Biagioni PA, Forsyth A, Garioch JJ, McPherson D, 1990. Thermographic assessment of patch-test responses. Br J Dermatol, 122(3), 351-60.

Barkmeier W, Cooley R, 1979. Temperature change caused by reducing pins in dentin. J Prosthet Dent, 41; 630-33.

Barry GR, 1995. A clinical investigation of the effects of omission of pumice prophylaxis on band and bond failure. Br J Orthod, 22(3), 245-8.

Baysal A, Uysal T, Usumez S, 2007. Temperature rise in the pulp chamber during different stripping procedures. Angle Orthod, 77, 478-82.

Bin Abdullah M, Rock WP, 1996. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. Br J Orthod, 23(2), 121-4.

Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C, 2003. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod, 73(4), 431-5.

Bishara SE, Forrseca JM, Fehr DE, Boyer DB, 1994. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. Angle Orthod, 64(4), 277-82.

Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Jakobsen JR, 1999. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 115(1), 24-28.

Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF, 2004. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 125(3), 348-50.

Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J, 2007. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. Angle Orthod, 77(2), 337-41.

Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ, 2005. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod, 75(5), 832-5.

Bishara SE, Trulove TS, 1990. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 98(3), 263-73.

Bradburn G, Pender N, 1992. An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 102(5), 418-26.

Brannstrom M, Malmgren O, Nordenvall KJ, 1982. Etching of young permanent teeth with an acid gel. Am J Orthod, 82(5), 379-83.

Brannstrom M, Nordenvall KJ, Malmgren O, 1978. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. Am J Orthod, 74(5), 522-30.

Brantley WA, Eliades T, 2000. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects, Stuttgart- New York, Thieme.

Brosh T, Kaufman A, Balabanovsky A, Vardimon AD, 2005. In vivo debonding strength and enamel damage in two orthodontic debonding methods. J Biomech, 38(5), 1107-13.

Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR, 1970. Thermal properties of teeth. J Dent Res, 49(4), 752-5.

Bulut H, Turkun M, Kaya AD, 2006. Effect of an antioxidizing agent on the shear bond strength of brackets bonded to bleached human enamel. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 129(2), 266-72.
Buonocore MG, 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res, 34(6), 849-53.
Burapavong V, Marshall GW, Apfel DA, Perry HT, 1978. Enamel surface characteristics on removal of bonded orthodontic brackets. Am J Orthod, 74(2), 176-87.
Burnay SG, Williams TL, 1988. Applications of thermal imaging, Bristol, Adam Hilger.
Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI, 2003. Effect of self-etching primers on bond strength-are they reliable? Angle Orthod, 73(1), 64-70.
Cacciafesta V, Sfondrini MF, Gatti S, Klersy C, 2007. Effect of water and saliva contamination on the shear bond strength of a new light-cured cyanoacrylate adhesive. Prog Orthod, 8(1), 100-11.
Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G, 2002. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. Eur J Orthod, 24(6), 689-97.
Campbell PM, 1995. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. Angle Orthod, 65(2), 103-10.
Carson J, Rider T, Nash D, 1979. A thermographic study of heat distribution during ultra-speed cavity preparation. J Dent Res, 58, 16-81.
Carstensen W, 1995. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 108(3), 274-7.
Cassoni A, Rodrigues JA, 2007. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. Gen Dent, 55(5), 416-9.
Chamberlain DP, Chamberlain BD, 1986. Changes in the skin temperature of the trunk and their relationship to sympathetic blockade during spinal anesthesia. Anesthesiology, 65(2), 139-43.
Chamda RA, Stein E, 1996. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 110(4), 378-82.
Coups-Smith K, Rossouw P, Titley K, 2003. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. The Angle Orthodontist, 73(4), 436-44.
Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI, 2006. Shear bond strength of metal brackets on enamel. Angle Orthod, 76(5), 851-56.
Cummings M, Biagioni P, Lamey P, Burden D, 1991. Thermal image analysis of electrothermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study. Eur J Orthod, 21, 111-18.
Çalışan M, 2013. Termal Kamera Görüntülerinin İyileştirilmesi. Doktora tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.
David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR, 2002. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 121(3), 291-6.
Desai UB, 2004. Infrared detectors. M. tech credit seminar report, Electronic System Group, EE Dept, IIT Bombay.
Dollard WJ, Sabala CL, Pelleu GB, 1983. Root-Canal Temperature During Obturation With The Mcspadden Compactor Technique. J Dent Res, 425, 216–19.
Dunbar MR, Johnson SR, Rhyan JC, McCollum M, 2009. Use of infrared thermography to detect thermographic changes in mule deer (Odocoileus hemionus) experimentally infected with foot-and-mouth disease. J Zoo Wildl Med, 40(2), 296-301.
Eddy AL, Van Hoogmoed LM, Snyder JR, 2001. The role of thermography in the management of equine lameness. Vet J, 162(3), 172-81.
Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F, 2008. Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. Eur J Orthod, 30(2), 211-6.
Eliades T, 2006. Orthodontic materials research and applications: part 1. Current status and projected future developments in bonding and adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 130(4),445-51.
Eliades T, 2007. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 131(2), 253-62.
Eliades T, Brantley WA, 2000. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. Eur J Orthod, 22(1), 13-23.
Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M, 2004. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. Eur J Orthod, 26(3), 333-8.

Elimko. Termokupllar ile ilgili genel bilgiler. Erişim tarihi 04 Haziran 2014. Erişim adresi, http://www.elimko.com.tr/tr/urunlerimiz/genel-katalog#.
Eminkahyagil N, Arman A, Cetinsahin A, Karabulut E, 2006. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. Angle Orthod, 76(2), 314-21.
Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, 2005. Baseren M, Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. Angle Orthod, 75(5), 843-8.
Endo T, Finger WJ, Hoffmann M, Kanehira M, Komatsu M, 2007. The role of oxygen inhibition of a self-etch adhesive on self-cure resin composite bonding. Am J Dent, 20(3), 157-60.
Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D, 2007. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. Eur J Orthod, 29(6), 559-63.
Farquhar RB, 1986. Direct bonding comparing a polyacrylic acid and a phosphoric acid technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 90(3), 187-94.
Fernandes Ade A, Amorim PR, Brito CJ, de Moura AG, Moreira DG, Costa CM, Sillero-Quintana M, Marins JC, 2014. Measuring skin temperature before, during and after exercise: a comparison of thermocouples and infrared thermography. Physiol Meas, 35(2), 189-203.
Fernandes TR, Santos I, Korinsfky JP, Lima e Silva BS, Carvalho LO, Plapler H, 2014. Cutaneous changes in rats induced by chronic skin exposure to ultraviolet radiation and organophosphate pesticide. Acta Cir Bras, 29(1), 7-15.
Fjeld M, Ogaard B, 2006. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 130(5), 575-81.
Fors U, Jonasson E, Berquist A, Berg JO, 1985. Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro. Int Endod J, 18(3), 199-202.
Fowler C, Swartz M, Moore B, Rhodes B, 1992. Influence of selected variables on adhesion testing. Dental Materials, 8(4), 265-69.
Fredericks HE, 1981. Mutagenic potential of orthodontic bonding materials. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 80(3), 316-24.
Garcia-Godoy F, Martin S, 1995. Shear strength of ceramic brackets bonded to etched or unetched enamel. J Clin Pediatr Dent, 19(3), 181-83.
Gokcelik A, Ozel Y, Ozel E, Arhun N, Attar N, Firatli S, Firatli E, 2007. The influence of Er:YAG laser conditioning versus self-etching adhesives with acid etching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Photomed Laser Surg, 25(6), 508-12.
Graber T, Vanarsdall R, Vig K, 2005. Orthodontics: current principles & techniques. St. Louis, Mosby, 579-660.
Hand RE, Huget EF, Tsaknis PJ, 1976. Effects of a warm gutta-percha technique on the lateral periodontium. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 42(3), 395-401.
Hannig M, Bott B, 1999. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent Mater, 15(4), 275-81.
Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M, 2000. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 118(3), 307-10.
Hobson R, McCabe J, Hogg S, 2001. Bond strength to surface enamel for different tooth types. Dental Materials, 17(2), 184-89.
Hobson RS, McCabe JF, Rugg-Gunn AJ, 2002. The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 121(5), 502-9.
Hocevar RA, Vincent HF, 1988. Indirect versus direct bonding: bond strength and failure location. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 94(5), 367-71.
Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, Hirschfelder U, 2008. A new generation of self-etching adhesives: comparison with traditional acid etch technique. J Orofac Orthop, 69(2), 78-93.
Hong YH, Lew KK, 1995. Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. Eur J Orthod, 17(2), 121-8.
Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ, 2004. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 126(6), 717-24.
Howell S, Weekes WT, 1990. An electron microscopic evaluation of the enamel surface subsequent to various debonding procedures. Aust Dent J, 35(3), 245-52.
Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ, 1995. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. J Dent, 23(5), 267-71.

Hussey DL, Biagioni PA, McCullagh JJP, Lamey PJ, 1997. Thermographic assessment of heat generated on the root surface during post space preparation. Int Endod J, 30(3), 187-90.
Ireland AJ, Hosein I, Sherriff M, 2005. Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass polyalkenoate cement. Eur J Orthod, 27(4), 413-19.
Ireland AJ, Sherriff M, 2002. The effect of pumicing on the in vivo use of a resin modified glass poly(alkenoate) cement and a conventional no-mix composite for bonding orthodontic brackets. J Orthod, 29(3), 217-20; discussion 196.
Johnston CD, Burden DJ, Hussey DL, Mitchell CA, 1998. Bonding to molars-the effect of etch time (an in vitro study). Eur J Orthod, 20(2), 195-99.
Johnston CD, Hussey DL, Burden DJ, 1996. The effect of etch duration on the microstructure of molar enamel: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 109(5), 531-4.
Jones SP, Gledhill JR, Davies EH, 1999. The crystal growth technique--a laboratory evaluation of bond strengths. Eur J Orthod, 21(1), 89-93.
Jost-Brinkmann PG, Stein H, Miethke RR, Nakata M, 1992. Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 102(5), 410-7.
Katona TR, 1997. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 112(3), 244-51.
Katona TR, 1997. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. Angle Orthod, 67(1), 39-46.
Kim SS, Park WK, Son WS, Ahn HS, Ro JH, Kim YD, 2007. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 132(1), 71-6.
Koupis NS, Eliades T, Athanasiou AE, 2008. Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. Angle Orthod, 78(5), 922-5.
Langeland K, Langeland LK, 1965. Pulp Reactions to Crown Preparation, Impression, Teporary Crown Fixation, and Permanent Cementation. J Prosthet Dent, 15, 129-43.
Larmour CJ, Bateman G, Stirrups DR, 2006. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. Eur J Orthod, 28(1), 74-77.
Lee-Knight CT, Wylie SG, Major PW, Glover KE, Grace M, 1997. Mechanical and electrothermal debonding: effect on ceramic veneers and dental pulp. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 112(3), 263-70.
Legler LR, Retief DH, Bradley EL, 1990. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 98(2), 154-60.
Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RH, Moon PC, 1997. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111(6), 599-605.
Linklater RA, Gordon PH, 2001. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. Journal of Orthodontics, 28(1), 59-65.
Loughmiller JA, Spire MF, Dritz SS, Fenwick BW, Hosni MH, Hogge SB, 2001. Relationship between mean body surface temperature measured by use of infrared thermography and ambient temperature in clinically normal pigs and pigs inoculated with Actinobacillus pleuropneumoniae. Am J Vet Res, 62(5), 676-81.
Ma T, Marangoni RD, Flint W, 1997. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111(2), 203-10.
Main C, Thomson JL, Cummings A, Field D, Stephen KW, Gillespie FC, 1983. Surface treatment studies aimed at streamlining fissure sealant application. J Oral Rehabil, 10(4), 307-17.
Malkoc S, Uysal T, Usumez S, Isman E, Baysal A, 2010. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 137, 379-83.
Marr CM, 1992. Microwave thermography: a non-invasive technique for investigation of injury of the superficial digital flexor tendon in the horse. Equine Vet J, 24(4), 269-73.
Mattick CR, Hobson RS, 2000. A comparative micro-topographic study of the buccal enamel of different tooth types. Journal of Orthodontics, 27(2), 143-48.

Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I, 2005. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. Eur J Orthod, 27(4), 408-12.
Mc Cullagh JJP, Setchell DJ, Gulabivala K, Hussey DL, Biagioni P, Lamey PJ, Bailey G, 2000. A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. Int Endod J, 33(4), 326-32.
McCabe JF, 1998. Resin-modified glass-ionomers. Biomaterials, 19(6), 521-27.
McGuckin RS, Tao L, Thompson WO, Pashley DH, 1991. Shear bond strength of Scotchbond in vivo. Dent Mater, 7(1), 50-3.
Miller RA, 2001. Laboratory and clinical evaluation of a self-etching primer. J Clin Orthod, 35(1), 42-5.
Millett D, McCabe JF, Gordon PH, 1993. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. Br J Orthod, 20(2), 117-22.
Millett DT, Cummings A, Letters S, Roger E, Love J, 2003. Resin-modified glass ionomer, modified composite or conventional glass ionomer for band cementation?-an in vitro evaluation. Eur J Orthod, 25(6), 609-14.
Mirabella D, Spena R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Siciliani G, 2008. LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. Angle Orthod, 78(5), 935-40.
Miura F, Nakagawa K, Ishizaki A, 1973. Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ, 20(3), 245-60.
Murray SD, Hobson RS, 2003. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 123(1), 2-9.
Newman GV, 1965. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 51(12), 901-12.
Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O, 1980. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 78(1), 99-108.
Nyborg H, Brannstrom M, 1968. Pulp reaction to heat. J Prosthet Dent, 19(6), 605-12.
Oelgiesser D, Blasbalg J, Ben-Amar A, 2003. Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise. Am J Dent, 16, 96-98.
Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF, 1995. Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. J Clin Orthod, 29(1), 31-6.
Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC, 2001. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119(6), 610-6.
Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK, 1998. The use of bovine enamel in bonding studies. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 114(5), 514-19.
Oliveira SR, Rosenbach G, Brunhard I, Almeida MA, Chevitarese O, 2004. A clinical study of glass ionomer cement. Eur J Orthod, 26(2), 185-89.
Oliver RG, 1988. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 93(3), 196-200.
Oliver RG, Griffiths J, 1992. Different techniques of residual composite removal following debonding time taken and surface enamel appearance. Br J Orthod, 19(2), 131-7.
Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR, 1997. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111(5), 498-501.
Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R, 2003. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 123(5), 547-50.
Ottl P, Lauer HC, 1998. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. J Prosthet Dent, 80(1), 12-9.
Owens SE, Jr.Miller BH, 2000. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. Angle Orthod, 70(5), 352-6.
Oztoprak MO, Isik F, Sayinsu K, Arun T, Aydemir B, 2007. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 131(2), 238-42.

Ozturk B, Usumez A, Ozturk AN, Cobanoglu N, 2011. Kalsiyum hidroksit ve rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında oluşan ısı yükselmesine ışık kaynaklarının etkisi. SÜ Dişhek Fak Derg, 20, 119-25.
Ozturk B, Usumez A, Ozturk AN, Ozer F, 2004. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. J Prosthet Dent, 91(5), 436-40.
Ozturk B, Usumez A, Ozturk N, Ozer F, 2004. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. J Prosthet Dent, 91, 436-40.
Palmon LU, Foshager MC, Parantainen H, Everson LI, Cunningham B, 1997. Ruptured or intact: what can linear echoes within silicone breast implants tell us? Am J Roentgenol, 168(6), 1595-8.
Pashley DH, Tay FR, 2001. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. Dent Mater, 17(5), 430-44.
Pettemerides AP, Sherriff M, Ireland AJ, 2004. An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. The European Journal of Orthodontics, 26(6), 573-77.
Peyton FA, 1955. Temperature rise in teeth developed by rotating instruments. J Am Dent Assoc, 50(6), 629-32.
Powers JM, Kim HB, Turner DS, 1997. Orthodontic adhesives and bond strength testing. Semin Orthod, 3(3), 147-56.
Pus MD, Way DC, 1980. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 77(3), 269-83.
Reisner KR, Levitt HL, Mante F, 1997. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111(4), 366-73.
Retief DH, Denys FR, 1979. Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. Angle Orthod, 49(1), 1-10.
Ring EF, 1982. Thermal imaging and therapeutic drugs. Prog Clin Biol Res, 107, 463-74.
Ring EF, 2004. The historical development of thermal imaging in medicine. Rheumatology (Oxford), 43(6), 800-2.
Ring EFJ, 2000. The discovery of infrared radiation in 1800. Imaging Sci J, 48(1), 1-8.
Roberts-Harry D, 1994. Lasers in orthodontics. Br J Orthod, 21(3), 308-12.
Robinson HBG, Lefkowitz W, 1962. Operative dentistry and the pulp. J Prosthet Dent, 12(5), 985-1001.
Rode KM, Kawano Y, Turbino ML, 2007. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. Oper Dent, 32(6), 571-8.
Rogalski A, Chrzanowski K, 2002. Infrared devices and techniques. Optoelectronics Review, 10(2), 111-36.
Rouleau BD, Jr.Marshall GW, Jr.Cooley RO, 1982. Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. Am J Orthod, 81(5), 423-6.
Rueggeberg FA, 1991. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. Dent Mater, 7(1), 2-10.
Sargison AE, McCabe JF, Millett DT, 1999. A laboratory investigation to compare enamel preparation by sandblasting or acid etching prior to bracket bonding. Br J Orthod, 26(2), 141-6.
Sato K, 1983. Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. Caries Res, 17(6), 490-5.
Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B, 2006. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. Angle Orthod, 76(2), 306-9.
Schubert L, 1957. Temperaturemessungen im zahn wahrend des schleif-und bohrvorgangs mittels des lictsrichgalvanometers. Zahn Welt, 58,768.
Schuchard A, 1975. A histologic assessment of low-torque, ultrahigh-speed cutting technique. J Prosthet Dent, 34(6), 644-51.
Selek M, Şahin ÖS, Kahramanli Ş, 2009. Using artificial neural networks for real-time observation of the endurance state of a steel specimen under loading. Expert Syst Appl, 36(4), 7400-08.
Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G, 2001. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119(1), 30-5.

Shahabi S, Bagheri HG, Ramazani K, 2012. Tensile bond strength of sealants following Er:YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. Lasers Med Sci, 27(2), 371-5.
Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J, 1986. Electrothermal debracketing. Part I. An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 89(1), 21-7.
Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA, 2006. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 129(2), 277-82.
Silverstone L, 2000. The histopatology of enamel lesions produced in vitro and their relation to enamel caries. Phd Thesis, University of Bristol, UK. In: Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. Eur J Orthod, 22(1), 13-23.
Smith SC, Walsh LJ, Taverne AA, 1999. Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. J Clin Laser Med Surg, 17(1), 13-8.
Soderholm KJ, 1991. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. Dent Mater, 7(2), 74-83.
Sonis AL, 1996. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 110(1), 96-8.
Swartz ML, 2004. Orthodontic bonding. Orthod Select, 16, 1-4.
Tagami J, Hosoda H, Fusayama T, 1988. Optimal technique of etching enamel. Oper Dent, 13(4), 181-84.
Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J, 2000. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 118(3), 274-9.
Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, 1998. Possible improvements of clinical properties of dental composite materials with pulsed blue laser curing. Croatica chemica acta, 71, 777-87.
Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG, 1993. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 103(2), 155-62.
Trum JW, Gubler FM, Laan R, van der Veen F, 1996. The value of palpation, varicoscreen contact thermography and colour Doppler ultrasound in the diagnosis of varicocele. Hum Reprod, 11(6), 1232-5.
Turner TA, Fessler JF, Lamp M, Pearce JA, Geddes LA, 1983. Thermographic evaluation of horses with podotrochlosis. Am J Vet Res, 44(4), 535-9.
Ulusoy C, Irmak O, Bagıs Y, Ulusoy Atasoy O, 2008. Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. Eur J Orthod, 30, 413-17.
Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI, 2003. Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 123(6), 641-8.
Usumez S, Orhan M, Usumez A, 2002. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 122(6), 649-56.
Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S , Usumez A, 2005. Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. Angle Orthod, 75(2), 220-5.
Van hoogmoed LM, Snyder JR, 2002. Use of infrared thermography to detect injections and palmar digital neurectomy in horses. Vet J, 164(2), 129-41.
van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B, 2000. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 117(1), 20-26.
Vicente A, Bravo LA, Romero M, 2005. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. Angle Orthod, 75(3), 400-5.
von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM, 1993. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod, 63(1), 73-6.
Williams KL, 1969. Thermography in the diagnosis of varicose veins and venous insufficiency. Bibl Radiol, 5, 127-29.
Williams VD, Svare CW, 1985. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. J Dent Res, 64(2), 151-4.

Yondem I, Altintas S, Usumez A, 2011. Temperature rise during resin composite polymerization under different ceramic restorations. Eur J Dent, 5, 305-09.
Zach L, Cohen G, 1965. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 19(4), 515-30.
Zachrisson BJ, 1977. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 71(2), 173-89.
Zachrisson BU, 2000. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 117(5), 592-4.
Zachrisson BU, Arthun J, 1979. Enamel surface appearance after various debonding techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 75(2), 121-7.
Zachrisson BU, Brobakken BO, 1978. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 74(1), 62-78.
.Zachrisson BU, Buyukyilmaz T, Zachrisson YO, 1995. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. Angle Orthod, 65(1), 35-42.
Zanet CG, Arana-Chavez VE, Fava M, 2006. Scanning electron microscopy evaluation of the effect of etching agents on human enamel surface. J Clin Pediatr Dent, 30(3), 247-50.
Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ, 1995. The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 108(3), 284-93.
Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK, 2003. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 124(4), 414-19.
Zinelis S, Eliades T, Eliades G, Makou M, Silikas N, 2005. Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. Dent Mater, 21(9), 890-4.

8. ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Adana'da doğdu. İlkokul ve lise eğitimini Aydın'da tamamladıktan sonra, 2005 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde eğitim görmeye hak kazandı. 2010 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni bitirerek diş hekimi ünvanını aldı. 2011 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı bölümde doktora öğrencisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir.