



T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI MARKA İMPLANT  
ABUTMENTLARININ PREPARASYONU  
SIRASINDA OLUŞAN SICAKLIĞIN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DT. SELEN MERT

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL – 2014


**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE**

Doktora öğrencisi Dt Selen MERT'in çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi olarak uygun görülmüştür.

**İMZA**

Başkan : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU (Danışman)

Üniversite : Yeditepe Üniversitesi




Üye : Prof. Dr. Koray ORAL

Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Ahmet ÜNAL

Üniversite : Yıldız Teknik Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Pınar KURSOĞLU

Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



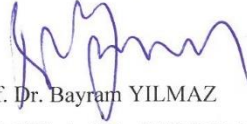
Üye : Doç. Dr. Nuray ÇAPA

Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



**ONAY**

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun .....02 / .....12 / 2017 tarih ve 28..2 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

  
Prof. Dr. Bayram YILMAZ  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

## ÖZET

**Mert S. Farklı Marka İmplant Abutmentlerinin Preparasyonu Sırasında Oluşan Sıcaklığın Değerlendirilmesi. T.C. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul 2014.** İmplant tedavisi, gelişen teknoloji sayesinde tek diş eksikliklerinde, parsiyel ve total dişsizlik vakalarında sıklıkla kullanılan başarılı bir tedavi seçeneğidir. İmplant abutmentlerinin, üzerine yapılacak proteze yer hazırlamak amacıyla oklüzal yüksekliklerinin ayarlanması, marjinlerinin düzenlenmesi veya retansiyonu arttırmak için yüzeylerine retansiyon oluklarının açılması için prepare edilmeleri gerekmektedir. Preparasyonlar sırasında sürtünmeye bağlı oluşacak ısının implant yüzeyine geçerek, alveol kemiğinde sıcaklık artışına neden olması osseointegrasyonu olumsuz etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı farklı markalara ait değişik geometrilerdeki abutmentlerin preparasyonu sırasında implant yüzeyinde oluşacak sıcaklık artışının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Toplamda 40 adet yeni implant (Straumann Bone Level, Straumann Standart Plus, Astra, Zimmer) bir yüzeyleri açıkta kalacak şekilde, yer düzlemine paralel olarak akrilik rezin içine gömüldü. Abutmentler firmaların önerdiği kuvvetlerde torklandıktan sonra her bir marka kuru ve sulu olmak üzere iki gruba ayrıldı. Kuru grubundaki abutmentler elmas frez ile oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle 1,5 mm indirgenirken, sulu grubundaki abutmentlere aynı işlem su soğutması altında yapıldı. Deney düzeneğinin karşı tarafına yerleştirilen termal kamera (FLIR T640) ile oklüzal indirgenme işlemi sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim değerleri kaydedildi. Her bir implantın koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde 0., 5., 15. ve 30. saniyelerinde oluşan sıcaklık değişim değerleri ölçüldü. Elde edilen tüm veriler Kruskal Wallis, Mann Whitney U ve Ki-Kare testleri kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi

( $p < 0.05$ ). Oklüzal indirgenme işlemi sonunda su soğutması kullanılan gruplarda koronal, orta ve apikal bölgelerde en yüksek sıcaklık değişim değerleri Straumann Standart Plus implantlarında ölçülmüştür ( $2,6 \pm 1,8$  C<sup>0</sup>,  $2,5 \pm 1,4$  C<sup>0</sup> ve  $2,1 \pm 1,1$  C<sup>0</sup> sırasıyla), kuru kesim gruplarında ise en düşük sıcaklık değişim değerleri Zimmer implantlarında ölçülmüştür ( $8,7 \pm 1,4$  C<sup>0</sup>,  $7,2 \pm 1$  C<sup>0</sup> ve  $4,8 \pm 0,8$  C<sup>0</sup> sırasıyla). Sonuç olarak kuru kesim gruplarında su soğutması kullanılanlara kıyasla daha yüksek sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. Bütün implantlarda en yüksek sıcaklık değişim değerleri koronal 1/3 bölgesinde kaydedilmiş ve bu değerlerin apikale gittikçe azaldığı görülmüştür. Farklı markalara ait abumentların, farklı materyallerden üretilmesi ve değişik geometrilere sahip olmasının, preparasyon sırasında oluşan sıcaklık artışına etkisi olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Abutment, Preparasyon, Oklüzal İndirgeme, Sıcaklık Oluşumu

## SUMMARY

**Mert S. Evaluation of Temperature Occurrence During Preparation of Different Brand Implant Abutments. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthodontic Dentistry, İstanbul, 2014.** Osseointegrated implants due to improved technology, is an acceptable and successful treatment option for partially and fully edentulous patients. Implant abutments needs to be prepared to arrange the margins, adjust the occlusal height or to prepare a retention groove. The temperature increase in alveolar bone according to the heat formed due to friction during the preparations affects the osseointegration negatively. The purpose of this study is to evaluate the temperature occurrence on the implant surface during preparation of the abutments of different brands that has different geometries. Total of 40 implants (Straumann Bone Level, Straumann Standart Plus, Astra, Zimmer) embedded in an acrylic resin block with one surface exposed. After the abutments were torqued according to the instructions, each brand was separated into two subgroups each including cooling with water irrigation and dry preparation. Abutments in dry preparation groups reduced 1,5 mm occlusally with diamond burs while the same process was performed under water cooling for water irrigated group. Temperature increases during the occlusal reduction were recorded with the thermal camera (FLIR T640) placed across the experimental setup. The changes in the temperature values were calculated for coronal, middle and apical 1/3 of each implants at 0, 5, 15 and 30 seconds. All data were statistically evaluated with Kruskal Wallis, Mann Whitney U and Ki-Square tests ( $p < 0.05$ ). At the end of the occlusal reduction, the most increased temperature change values at coronal, middle and occlusal mid-portions were calculated in the Straumann Standart Plus implants in the water irrigated group ( $2,56 \pm 1,83$  C<sup>0</sup>,  $2,54 \pm 1,41$  C<sup>0</sup> and  $2,05 \pm 1,09$  C<sup>0</sup> respectively). In the dry prepared group, the least increased temperature

change values at coronal, middle and occlusal mid-portions were calculated in the Zimmer implants ( $8,7\pm 1,37\text{ C}^0$ ,  $7,16\pm 0,99\text{ C}^0$  and  $4,82\pm 0,84\text{ C}^0$  respectively). In conclusion the implants in the dry prepared group showed higher temperature changes than the implants in the water irrigated group. For all the implants the highest temperature changes were recorded at the coronal 1/3 mid-portion and the temperature change values decreased at the apical 1/3 mid-portion. Abutments from different brands produced with dissimilar geometries and manufactured from different materials have an effect on the temperature change through the implant during abutment preparation.

**Keywords:** Abutment, Preparation, Occlusal Reduction, Temperature Occurrence

## TEŞEKKÜR

Tüm üniversite eğitimim boyunca, durmaksızın gelişen bir hastane ortamında bizlere bilim ve teknolojiyi takip edebileceğimiz en yeni imkânları sunan, ileri standartlarda bir eğitim ve öğretime sahip olmamızı sağlayan ve bizlere mesleğimizi her geçen gün daha ileriye götürme bilincini öğreten Sayın Dekanımız Prof Dr Türker Sandallı'ya,

Doktora eğitimim süresince bana, bilginin kitaplarda okunandan daha fazlası olduğunu, araştırma ve analitik düşünme bilincini aşılayarak ufkumu açan, tez çalışmamın ortaya çıkması ve hazırlanmasında büyük katkısı olan, bilimselliği ve Protetik Diş Tedavisini huzurlu bir aile ortamında, teorik ve pratik tüm bilgi ve deneyimlerini paylaşarak öğrenmemde büyük emeği olan, en zor zamanlarımda bile sabır, özveri ve şefkatle desteğini arkamda hissettiğim ve öğrencisi olmaktan gurur duyduğum çok kıymetli hocam Sayın Prof Dr Ender Kazazoğlu'na,

Üniversite eğitimim boyunca akademisyenliği ve kişiliğiyle bana hekim olmayı öğreten, zekâsına ve hayata karşı duruşuna hayran olduğum, sevgi ve sabrını her zaman yanımda hissettiğim, engin tecrübeleri ve bilgi birikimiyle tüm diş hekimliği camiasına yol gösteren, öğrencisi olabilmekten onur ve gurur duyduğum çok değerli hocam Sayın Prof Dr Senih Çalikkocaoğlu'na,

Bilimsel kişiliğiyle, bana bilgi ve yeniliklere ulaşmanın yolunun araştırma yapmaktan geçtiğini öğreten, akademisyenliğine hayran olduğum çok kıymetli hocam Sayın Prof Dr Koray Oral'a,

Doktora eğitimim süresince, akademik kişiliğinin yanı sıra gülen yüzünü benden hiç esirgemeyen, bütün bilgi ve tecrübelerini içtenlikle paylaşmaktan çekinmeyen, fedakârlığını, sabrını ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, tüm zor zamanları keyifli hale dönüştürebilen ve

çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum çok değerli hocam Sayın Doc Dr Nuray Çapa'ya,

Öğrencilik hayatımın daha başlarında bana hekimlik disiplinini öğreten, klinik eğitimime büyük katkıları olan, pratik bilgi birikimden çok şey öğrendiğim, mesleki ve hayat tecrübelerini dinlemek ve beraber çalışmaktan çok keyif aldığım Sayın Yrd Doc Dr Ceyhun Canpolat'a,

Sevgi ve sabrını her zaman yanımda hissettiğim, beni ayrıntılı düşünmeye yönlendirirken, bilgi ve tecrübelerini de içtenlikle aktaran, öğretmeye hep açık olan Sayın Doc Dr Pınar Kursoğlu'na,

Tezimin hazırlanması döneminde bilgi ve yardımlarını benden esirgemeyen, beni hep güler yüzüyle karşılayan Prof Dr Ahmet Ünal'a,

Tanıştığım günden beri sevgisini ve desteğini yanımda hissettiğim, mutluluğumu, kaygılarımı, üzüntülerimi benimle birlikte paylaşan, en zor günlerimde bile içtenlikle yanımda olan çok değerli arkadaşım Dr Ogül Leman Tunar'a,

Doktora hayatım boyunca hiçbir konuda yardımlarını benden esirgemeyen, beraber olmaktan çok keyif aldığım sevgili arkadaşlarım Dr Kerem Özdemir ve Dr Nazlı Özdemir'e,

Doktora eğitimimin her dakikasını beraber geçirdiğim, mezun olup uzaklara gitse de hep yanımda hissettiğim, hayatımda olmasından büyük mutluluk duyduğum canım arkadaşım Msc Dt Özgecan Şivet Küçükkurt'a

Bu okulun bana kattığı en kıymetli şeylerden biri olan çok sevgili arkadaşlarım Dt Ayşe Yalnız, Dt Merve Yalçın, Dt Ayseh Hamoeipour ve tüm çalışma arkadaşlarıma,



Doğduğu günden beri yanımda olan, sevgisini her daim hissettiğim, bir gün görmesem özlediğim, tüm hayatım özellikle de tez çalışmam süresince her türlü kaprisimi çeken, en büyük destekçim, diğer yarım, kardeşim Levent Çağlar Mert'e,

Hayata geldiğimiz andan beri, beni ve kardeşimi kendi hayatlarının üstünde tutan, bizler için maddi manevi hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan, sevgi, şefkat ve desteklerini daima arkamda hissettiğim, bugünlerimde büyük emeği olan, bana her şeyden önce iyi bir insan olmayı öğreten ve beni ben yapan bütün değerleri borçlu olduğum çok kıymetli babam Süleyman Mert ve annem Belma Mert'e

Sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım...

# İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	
ÖZET	i
SUMMARY	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALARIN LİSTESİ	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
TABLolarIN LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplantların Tipleri	5
2.1.2.1. Subperiosteal İmplantlar (Kemik Üzeri)	5
2.1.2.2. Transosseal İmplantlar (Kemik Boyunca)	5
2.1.2.3. Endosteal İmplantlar (Kemik İçi)	6
2.1.3. İmplant Biyomateryalleri	8
2.1.3.1. Metaller ve Alaşımlar	10
2.1.3.1.1. Titanyum	10
2.1.3.1.1.1. Titanyumun Yapısı	11
2.1.3.1.1.2. Saf Titanyum (CpTi)	12
2.1.3.1.1.3. Titanyum Alaşımları	13
2.1.3.2. Seramikler	17
	viii

2.1.3.3.	Polimerler	17
2.1.4.	Dental İmplantların Komponentleri	18
2.1.4.1.	Protez Vidası	18
2.1.4.2.	Protetik Koping	18
2.1.4.3.	Analog	19
2.1.4.4.	Transfer Koping	19
2.1.4.5.	Abutment	19
2.1.4.5.1.	Siman Bağlantılı İmplant Abutmentler	20
2.1.4.5.1.1.	Standart Abutmentler	21
2.1.4.5.1.2.	Uyumlandırılabilir Abutmentler	22
2.1.4.5.1.3.	Tamamen Kişisel Abutmentler	22
2.1.4.5.1.4.	Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentler	22
2.1.4.5.1.5.	Seramik Abutmentler	23
2.1.4.5.2.	Vida Tutuculu İmplant Abutmentler	23
2.1.4.5.3.	Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentler	24
2.2.	Kemik Dokusu	24
2.2.1.	Kemik Dokusunun Kimyasal Yapısı	24
2.2.1.1.	Organik Matriks	25
2.2.1.2.	İnorganik Yapı	25
2.2.2.	Kemik Tipleri	25
2.2.2.1.	Kortikal Kemik	25
2.2.2.2.	Trabeküler Kemik	26
2.2.3.	Kemik Hücreleri	27
2.2.3.1.	Osteoblastlar	27
2.2.3.2.	Osteositler	27
2.2.3.3.	Osteoprogenitör Hücreler	28
2.2.3.4.	Osteoklastlar	28
2.2.3.5.	Endosteal Hücreler	28
2.2.4.	Alveolar Kemik	29
2.3.	Kemik Sıcaklık İlişkisi	29
2.4.	Sıcaklık Ölçümü	32

2.4.1. Isıl Çiftler Yöntemi	33
2.4.2. Kızılötesi Termografi Yöntemi	36
2.4.3. Optik ve Kızılötesi Radyasyon Pirometreleri	37
3. GEREÇ ve YÖNTEM	39
3.1. Kullanılan İmplant ve Abutment Sistemleri	40
3.1.1. Straumann® Bone Level Dental İmplantlar	41
3.1.2. Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar	43
3.1.3. Astra Tech™ Dental İmplantlar	44
3.1.4. Zimmer® Dental İmplantları	45
3.2. Termal Kamera (FLIR T640)	46
3.3. Çalışma Grupları	48
3.3.1. Grup1 (Straumann BL W)	49
3.3.2. Grup2 (Straumann BL D)	49
3.3.3. Grup3 (Straumann SP W)	50
3.3.4. Grup4 (Straumann SP D)	50
3.3.5. Grup5 (Astra W)	51
3.3.6. Grup6 (Astra D)	52
3.3.7. Grup7 (Zimmer W)	52
3.3.8. Grup8 (Zimmer D)	53
3.4. Deney Planı	53
3.5. Veri Analizi	57
3.6. İstatistiksel İncelemeler	59
4. BULGULAR	60
4.1. Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Karşılaştırılması	60
4.1.1. Straumann® Bone Level Dental İmplantlar (Grup1 – Grup2)	60
4.1.2. Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar (Grup3 – Grup4)	63
4.1.3. Astra Tech™ Dental İmplantlar (Grup5 – Grup6)	66
4.1.4. Zimmer® Dental İmplantları (Grup7 – Grup8)	69
4.2. Su Soğutması Uygulanan İmplantlarda Markalara Göre Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi	72

4.2.1. Koronal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	72
4.2.2. Orta 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	73
4.2.3. Apikal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	73
4.3. Kuru Kesim Grubu İmplantlarında Markalara Göre Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi	76
4.3.1. Koronal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	76
4.3.2. Orta 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	77
4.3.3. Apikal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi	78
4.4. İmplant Markalarına Göre Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması	81
4.4.1. Koronal 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması	81
4.4.2. Orta 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması	82
4.4.3. Apikal 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması	83
4.5. İmplant Markalarına Göre Maksimum Sıcaklığın 47 C <sup>0</sup> Üzerine Çıkmasının Değerlendirilmesi	85
5. TARTIŞMA	87
6. KAYNAKLAR	98
7. ÖZGEÇMİŞ	114

## KISALTMALAR LİSTESİ

AR1	Area1 (Koronal 1/3)
AR2	Area2 (Orta 1/3)
AR3	Area3 (Apikal 1/3)
cm	Santimetre
CpTi	Saf titanyum
C <sup>0</sup>	Celsius
F <sup>0</sup>	Fahrenheit
mm	Milimetre
Ncm	Newtonsantimetre
Rpm	Routes per minute
sn	Saniye
Straumann SP	Straumann Standart Plus
Straumann BL	Straumann Bone Level
Ti-6Al-4V	Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı
$\Delta t$	Sıcaklık farkı
$\bar{X}$	Mean
sd	Standart deviation (Standart Sapma)
$\tilde{x}$	Median

## **ŞEKİLLERİN LİSTESİ**

Şekil 3.1: Deney dzenegđi

Şekil 4.1: Straumann® Bone Level Dental İmplantlar Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

Şekil 4.2: Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

Şekil 4.3: Astra Tech™ Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

Şekil 4.4: Zimmer® Dental İmplantları Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

## **RESİMLERİN LİSTESİ**

Resim 2.1: Isıl çiftler

Resim 2.2: Kızılötesi termografi

Resim 2.3: Pirometre

Resim 3.1: Straumann® Bone Level dental implant

Resim 3.2: Straumann® Standart Plus dental implant

Resim 3.3: Astra Tech™ dental implant

Resim 3.4: Zimmer® dental implant

Resim 3.5: FLIR T640 termal kamera

Resim 3.6: İmplantların akrilik içinde konumlandırılması.

Resim 3.7: Kuru grubu oklüzal indirgeme işlemi

Resim 3.8: Roeko Flexi Dam uygulaması

Resim 3.9: Ölçüm kutuları



## **TABLULARIN LİSTESİ**

Tablo 2.1: Dental İmplant materyalleri sınıflandırması

Tablo 2.2: Saf titanyumun (CpTi) kimyasal bileşimi (%Ağırlık)

Tablo 2.3: Biyomedikal Ti alaşımlarının mekanik özellikleri

Tablo 2.4: Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının termal iletim katsayıları

Tablo 2.5: Ti ve baz metal alaşımlarının karşılaştırılması

Tablo 2.6: Standart ısı çiftlerin sıcaklık aralıkları

Tablo 3.1: Kullanılan implant-abutment sistemleri ve özellikleri

Tablo 3.2: Straumann® Bone Level titanyum Grade 4 içeriği

Tablo 3.3: Çalışma grupları

Tablo 4.1: Straumann® Bone Level Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

Tablo 4.2: Straumann® Standart Plus Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

Tablo 4.3: Astra Tech™ Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

Tablo 4.4: Zimmer Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

Tablo 4.5: Su soğutması uygulanan implantlarda markalara göre sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.6: Kuru kesim gurubu implantlarında markalara göre sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.7: Markalara göre implantlarda oluşan maksimum sıcaklık değerleri

Tablo 4.8: İmplant markalarına göre 47 C° üzerine çıkan implant yüzdesi

# 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde, hasta konforunu arttırırken sağlıklı dişleri de koruyarak estetik sonuçlar elde etmek için implantlar ve implant destekli protezler sıklıkla tercih edilmektedir. Diş eksikliğinin miktarı ve eksik dişlerin konumu yapılacak implant üzeri protez dizaynını etkilemektedir.

İmplant üzeri protez planlamasında kullanılmak üzere farklı markalara ait değişik çap ve geometrilerde abutment çeşitleri mevcuttur. Üzerine gelecek proteze yer hazırlamak ve retansiyon sağlamak amacıyla abutmentlerin vakaya ve kişiye göre düzenlenmesi gerekmektedir.

Abutmentlerin oklüzallerinde mesafe sağlamak amacıyla yapılan indirgemeler, marjinlerin diş eti seviyesine göre düzenlenmesi veya retansiyon arttırmak için abutment yüzeylerine retansiyon oluklarının açılması gibi preparasyonlar hekim veya teknisyen tarafından ağız içinde veya dışında yapılmaktadır.

Preparasyonlar sırasında kesim bölgesinde frez ile abutment arasındaki sürtünme nedeniyle ısı oluşumu gözlenmektedir. Isı oluşumunu, kesim sırasında uygulanan baskı, soğutma olup olmaması gibi kesim koşullarının yanı sıra kullanılan frez ve abutmentin geometrisi ve üretildikleri materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri de etkilemektedir.

Abutment üretiminde kullanılan materyallerin termal iletkenliğe sahip olması, preparasyon sırasında oluşan ısının abutment ve implant yüzeyinde dağılmasına ve bu bölgelerde sıcaklık artışına neden olmaktadır. İmplant yüzeyinde meydana

gelen sıcaklık artışının alveol kemiğine iletilmesi hücrelerin zarar görmesine ve iyileşmenin gecikmesine neden olmaktadır. Bu durum osseointegrasyonu olumsuz etkilemektedir.

Bu çalışmamızda 3 markaya ait 4 farklı tipte, değişik çap ve geometrilere sahip implant abutmentlerinin, preparasyon sırasında implant yüzeyinde oluşacak sıcaklık artışına etkilerini incelemek temel amaçtır.



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Dental implantlar**

İmplant kelimesi, Latince 'in: içerisinde, içerisinde' ve 'planto: ekme, dikme, yerleştirme' anlamlarına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak, bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen addır ve Fransızcadan diğer dillere geçmiştir. İmplantasyon ise bu yerleştirme işlemine denir. Tıpta, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir [1].

Dental implantlar, sabit veya hareketli protezlerin tutuculuk ve desteğini sağlamak amacıyla oral dokulardaki mukoza altına ve/veya periosteal tabakaya ve kemiğin içine veya üzerine uygulanan alloplastik materyallerdir [2]. Dental implantlar, kemik dokusu içine yerleştirilen metal, metal alaşımları veya porselenden elde edilen biyomedikal elemanlardır [3, 4].

#### **2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi**

Diş implantlarına yönelik en eski bilgiye; M.Ö 3216 ve M.Ö 2637 yıllarında Çin'de, o dönemin önemli tıbbi tedavilerinin ifadelerinde rastlanmaktadır [5]. İlk bulgu ise, M.S 600 yıllarında Honduras'ta Ulva vadisinde yaşamış olan Mayalara ait mezar kazısından elde edilmiştir. 1931 yılındaki mezar kazısında bulunan alt çenede, kaybedilmiş 3 keser diş yerine, deniz hayvanlarının kabuklarından diş şekline getirilmiş parçaların yerleştirildiği görülmüştür [6].

20. yüzyıla kadar olan implantoloji çalışmaları daha çok reimplantasyon ve transplantasyonla ilgili çalışmalardır. Yapılan arkeolojik çalışmalarda, ilk çağlarda Mısır, Arap ve Çin uygarlıklarında diş transplantasyonlarının yapıldığı, ayrıca oyulmuş taş ve öküz

kemiğinin de implantasyonda kullanıldığı görülmüştür. 16. yüzyılda diş hekimliğinin önemli isimlerinden olan Ambroise Pare, 18. yüzyılda Pierre Fauchard ve John Hunter diş transplantasyon tekniğini geliştirmiştir. 18. yüzyılın sonlarında bu teknikle çeşitli hastalıkların bulaştırılma tehlikesi görüldüğünden, tekniğin kullanımı azalmış ve alternatif çözümler aranmaya başlanmıştır.

19. ve 20. yüzyılda, diş hekimleri çeşitli maddeler kullanarak çeşitli şekillerde implantlar uygulamaya başlamışlardır. 1809'da Maggiolo, altından hazırlanmış bir yapay kökün kemik içi implantasyonundan bahsetmiştir. Oral implantlar için, materyalin mekanik direnci ve biyolojik uyumluluğu gibi çeşitli gereksinimlerin olması, ilk tercihin hollow implant gövdesi olmasına yol açmıştır [4, 7]. Bu tip implantlar 1913 yılında Greenfield ve 1959 yılında Benaim tarafından tanımlanmıştır. Greenfield 1913 yılında yayınladığı çalışmasında, klinik olarak ilk defa uygulanan endosteal implant sistemi olan, Greenfield'in patentini de aldığı iridyum-platin metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantını açıklamıştır [6].

1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmıştır. Bu materyallerin dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturmasından dolayı implant vakalarının çoğunda başarısız sonuçlar ortaya çıkmıştır. Daha sonra krom-kobalt-molibden alaşımından geliştirilen vitalyum kullanılarak galvanik reaksiyonlar önlenmiştir [3, 4]. 1947'de Formiggini paslanmaz çelikten, spiral şeklinde bir implant geliştirmiştir [4]. 1967'de Linkow tarafından blade tipi implantlar geliştirilmiş ve geniş uygulama alanı bulmuştur [8].

Branemark ve arkadaşlarının 1960'lı yıllarda yapmış oldukları çalışmalar implantolojinin esas temellerini oluşturmaktadır. Branemark ile titanyum, implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığı ve kemik dokusu ile tamamen entegre olduğu anlaşılmıştır. Böylece Branemark ile

birlikte ilk kez “osseointegrasyon” kelimesinden söz edilmeye başlanmıştır [9]. Branemark ve ark. yapmış oldukları implant tedavilerinin uzun dönemli başarılarını ispatlamışlardır [9]. Teknoloji ve bilimin gelişmesi ile daha iyi özellikte implantların üretilmeye başlanması, implant tedavisinin diş hekimliği pratiğinde kullanımını arttırmıştır. Artık günümüzde dental implantlar protetik diş tedavisinin ayrılmaz bir parçası olmuştur.

### **2.1.2. Dental İmplant Tipleri**

Dental implantlar, kemik ile olan ilişkilerine göre 3'e ayrılmaktadırlar [2].

- 1) Subperiostal implant (Kemik üzeri)
- 2) Transosseal implant (Kemik boyunca)
- 3) Endosteal implant (Kemik içi)

#### **2.1.2.1. Subperiostal İmplantlar ( Kemik Üzeri )**

Subperiostal implantlar, alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen ve kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır [1]. İlk olarak, 1943 yılında İsveçli diş hekimi Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde, periostun altına yerleştirilmiştir [10]. Bu tip eski implant denemelerinin uzun dönem takip çalışmaları olmadığından başarılı kabul edilmemişlerdir. Yeni tip implantların uygulanmaya başlanmasıyla bu tip implantların uygulamaları sona ermiştir.

#### **2.1.2.2. Transosseal İmplantlar ( Kemik Boyunca )**

Transosseal veya transosseos dental implantlar, metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan oluşmuş implantlardır. Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır [10]. Metal plakalar vidalar yardımıyla mandibulanın iç kenarlarına tutturulmaktadır. İmplantların, oldukça karışık ve zor bir cerrahi işlem sonucunda uygulanması,

başarısızlık durumunda çıkarılması esnasında çevre dokulara fazla zarar verilmesi sebebiyle kullanımları çok yaygın değildir [4].

### **Endosteal İmplantlar ( Kemik İçi )**

Dental implantlar arasında en yaygın olarak kullanılan implant tipidir. Endosteal veya endosseus dental implantlar alt çene veya üst çene alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen kemik içi dental implantlardır. Kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parça ve ağız dışında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşur.

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik sekline göre;

1.Kök formu implantlar

a. Vida tip implantlar

b. Silindirik tip implantlar

2. Blade implantlar

3.Vent tipi implantlar olarak sınıflandırılırlar.

Günümüzde rutin olarak kullanılan vida tip implantlar, sıklıkla kök formu implantlar olarak da adlandırılırlar. Bu tip implantlar kemik içine, standardize edilmiş özel enstrümanlarla yerleştirilirler. Vida tip implantlarda kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir ve bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır [4]. Skalak, vida tipi implantlarda gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletildiğini belirtmiştir [11]. Yapılan başka bir çalışmada vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiği belirtilmiştir. Günümüzde en sık kullanılan implant tipi, vida tipi implantlardır [12].

Silindirik implantlar, kök formu implantlar diye de adlandırılırlar. Bu tip implantların primer stabilizasyonu, implantın dış yüzeyi ve kemik arasındaki sürtünme ile sağlanır. Sürtünme, yerleştirilen implantın çapının, implant yatağından daha geniş olması ile sağlanır. İmplantların yüzeyi, kemik ile moleküler düzeyde retansiyonun sağlanması amacıyla ile farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiştir [12].

Blade implantlar, 1968 yılında Linkow tarafından alveol kemiğinin dikey ve yatay yönden boyutlarının yetersiz olduğu vakalarda uygulanmak için geliştirilmiştir. Blade implantlar, özellikle serbest sonlanan vakalarda, mandibulada mental foramenin distalinde ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kreterlerde kullanılmaktadır. Kemik ile yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek amacıyla bu implantlar boyun kısımları hariç, titanyum plazma sprey ve hidroksiapatit kaplı olarak üretilmişlerdir. Blade implantların günümüzde çok fazla tercih edilmemelerinin nedeni, dokudan çıkarılmaları gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybına sebep olmalarıdır [8].

Vent tipi implantlarda, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve implant yatağında mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacmini küçültmek amaç edinilmiştir. İmplant gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar ve implant-kemik ara yüzeyindeki kayma direncini artırır [4].



### 2.1.3. İmplant Biyomateryalleri

İmplant üretiminde kullanılan materyaller, biyodinamik aktivitelerine ve kimyasal yapılarına göre iki farklı şekilde sınıflandırılmışlardır [13, 14]. (Tablo 2.1)

Biyodinamik aktivitelerine göre;

1. Biyotolerant materyaller, canlı dokuya yerleştirildiği zaman tamamen reddedilmeyen fakat etrafı kapsül şeklinde fibrotik dokuyla çevrelenen materyallerdir.
2. Biyoinert materyaller, yüzeyine kemik apozisyonuna ve osseointegrasyona müsaade eden materyallerdir.
3. Biyoaktif materyaller, iyon değişimiyle konak doku ile arasında kimyasal bağ kurarak yeni kemik oluşumuna izin veren materyallerdir.

Biyoinert ve biyoaktif materyaller, osseokondüktif materyaller olarak da bilinirler [15].

Kimyasal yapılarına göre;

1. Metaller ve alaşımlar
2. Seramikler
3. Polimerler olarak sınıflandırılmıştır [13, 14].

**Tablo 2.1** Dental implant materyalleri sınıflandırması

<b>Biyodinamik Aktivite</b>	<b>Kimyasal Yapı</b>		
	<b>Metaller ve Alaşım lar</b>	<b>Seramikler</b>	<b>Polimerler</b>
<b>Biyotolerant</b>	Altın		Poli etilen
	Kobalt-Krom alaşım ları		Poli amide
	Paslanmaz Çelik		Polimetilmetakrilat
	Zirkonyum		Politetrafloroetilen
	Niyobyum		Poliüretan
	Tantalum		
<b>Biyoinert</b>	Ticari saf titanyum	Alüminyum oksit Zirkonyum oksit	
	Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V)		
<b>Biyoaktif</b>		Hidroksiapatit	
		Trikalsiyum fosfat	
		Tetrakalsiyum fosfat	
		Kalsiyum pirofosfat	
		Florapatit	
		Karbon-Silikon	
		Bioglass	

### **2.1.3.1. Metaller ve Alaşımlar**

Günümüzde ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu kabul edilmektedir [1]. Metal alaşımları içinde ilk olarak, kabul edilebilir özelliklerinden dolayı paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları tercih edilmişlerdir. Tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonunun en sık karşılaşıldığı alaşımlar olmaları, implant materyali olarak kullanılmalarını olumsuz etkilemiştir [16].

Altın, paladyum, tantalyum ( Ta ), platin ve alaşımları da implant materyali olarak kullanılmışlardır ancak, inert olmadıkları ve pahalı oldukları için artık tercih edilmemektedirler [17].

Günümüzde implant yapımında en sık kullanılan materyaller titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [18, 19, 20, 21].

Abutment vidaları, abutmentler, protez vidaları ve ataşmanlar gibi protetik parçaların yapımında hala, altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve nikel-krom alaşımları kullanılmaktadır [22].

#### **2.1.3.1.1. Titanyum**

Yaklaşık 40 yıldır bilinen şekliyle kullanılmakta olan titanyum, 1791 yılında Reverand William Gregor'ın siyah manyetik kum araştırmaları sırasında bulunmuştur [23]. Yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumun ardından en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir. 1925'te Van Arkel, cevheri titanyum tetraiodide ile rafine ederek, kabul edilebilir özellikleri ve sünekliği olan metali üretmiştir. Reaktif bir metal olan titanyumun saf olarak elde edilmesi zordur. Saf titanyum, 1930'larda Dr Wilhelm Kroll tarafından açıklanan 'Kroll prosesi' yöntemiyle, cevherin karbon ve klorid ile ekzotermik reaksiyona tabi tutulmasıyla elde edilir. Bu işlemle elde edilen titanyum klorür ( $TiCl_4$ ) titanyum öncülünü elde etmek için sodyumla indirgenir. Yumuşak

haldeki titanyum öncülü, basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir [20, 24, 25, 26].

### **2.1.3.1.1.1. Titanyumun Yapısı**

Titanyumun atomik yapısı  $1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^2 4s^2$  şeklindedir. Yapıya gevşekçe tutunan  $3d^2 4s^2$  elektronları yüksek oranda radyoaktif özelliğe sahiplerdir ve metalin biyouyumlu bir materyal olmasına neden olan inatçı oksit tabakasını oluştururlar. Diğer elektronlar birbirlerine sıkıca bağlılardır ve daha kararlılardır [27].

Allotropik bir element olan titanyum, düşük sıcaklıklarda sıkı paketli altıgen yapı  $\alpha$  fazında bulunur.  $885\text{ C}^0$ 'nin üzerinde body-centered cubic (BCC) yapısına ( $\beta$  fazına) dönüşür. Bu yapısal geçiş, titanyumun  $\alpha$ ,  $\alpha'$ 'ya yakın,  $\alpha/\beta$  ve  $\beta$  olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu ortaya çıkarmıştır [28]. Metal  $1665\text{ C}^0$ 'de erir [29]. (Park92)

Oksijen, alüminyum, karbon ve nitrojen elementleri sıkı paketli altıgen yapıda yüksek çözünürlüğe sahip olmaları nedeniyle,  $\alpha$ -fazı stabilizatörü olarak görev yaparlar.  $\beta$ -fazı stabilizasyonunda rol oynayan elementler ise, manganez, krom, demir ve vanadyumdur [30].

$\alpha$  titanyum alaşımları, özellikle saf titanyumdan ( CpTi ) ve oda sıcaklığında sadece  $\alpha$ -fazı bulunduran  $\alpha$  fazlı alaşımlardan elde edilir. Bu alaşımlar, yüksek akma direncine sahiptir. Bu nedenle yüksek ısı işlemlerden sonra soğuma sırasında mikro yapısında ve mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler oluşmamaktadır [31].

Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımları,  $\alpha$ -fazındaki CpTi,  $\alpha/\beta$  fazındaki Ti-6Al-4V ve  $\beta$ -fazındaki Ti-Mo ortodontik tellerdir. Bu materyaller döküm, soğuk şekillendirme ve frezeleme tekniği ile elde edilmektedir. Farklı titanyum türlerinin üretim şekilleri, bileşimleri, yapıları ve özellikleri birbirinden tamamen farklıdır [19, 20, 21, 25].

Diş hekimliği alanında en çok ilgiyi, saf titanyum ( CpTi ) ve % 6 alüminyum, % 4 vanadyum içeren Ti-6Al-4V alaşımı çekmiştir [20, 25, 32]. Hem CpTi hem de Ti-6Al-4V, korozyon direnci yüksek materyallerdir. Titanyumun yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluğu, yüzeydeki yaklaşık 10nm kalınlıkta oluşan stabil pasif oksit tabakasına ( TiO<sub>2</sub> ) bağlıdır [33]. Mevcut oksit tabakası zarar gördüğünde, hava ve su varlığında yeniden oluşabilmekte ve titanyumu asit atakları, kimyasal ve ısıl etkilere karşı korumaktadır [21, 34]. Oksit tabakasının pasifliği, kontrollü kalınlığı, hızlı oluşumu, zarar gördüğünde kendi kendini tamir edebilmesi, kimyasal ataklara direnci ve elastiklik modülünün kemiğe yakınlığı, titanyumun implant materyali olarak tercih edilmesinin nedenleridir [35, 36].

#### **2.1.3.1.1.2. Saf Titanyum (CpTi)**

Alaşım halde bulunmayan saf titanyum (CpTi), oksijen ve demir içeriğine göre Grade1, Grade2, Grade3, Grade4 olmak üzere 4 farklı şekilde bulunabilir [32]. ( Tablo 2.2 ) Saf titanyum, % 0,18 - 0,40 oranında oksijen içermektedir. Oksijen, solüsyonda metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler, sıkı paketli altıgen yapılı  $\alpha$  fazında, kübik formlu  $\beta$ -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürür ve  $\alpha$ -fazının stabilizasyonuna yardım ederler. Molibden, kobalt, nikel, niyobyum ( Nb ), bakır, paladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan  $\beta$  stabilizatörleridir.  $\alpha$ -stabilizatörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın  $\beta$ -stabilizatörleri düşürmektedir.  $\beta$  titanyum alaşımları,  $\alpha$ -fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılmandır [37, 38].

CpTi, beyaz, parlak, düşük yoğunluklu, yüksek dirençli ve korozyon direnci mükemmel bir materyaldir. Yumuşaktır ve diğer birçok metal için önemli bir alaşımlama elementidir. CpTi'nin gerilim özellikleri, içeriğindeki oksijen oranına bağlıdır. Metaldeki oksijen içeriğinin

artması, esnekliği azaltmasına karşın gerilim stresleri ve sertliği arttırmaktadır [19, 24, 26].

**Tablo 2.2** – Saf titanyumun (CpTi) kimyasal bileşimi (%Ağırlık)

<b>Elementler</b>	<b>Nitrojen (Max)</b>	<b>Karbon (Max)</b>	<b>Hidrojen (Max)</b>	<b>Demir (Max)</b>	<b>Oksijen (Max)</b>	<b>Titanyum (Max)</b>
<b>Grade 1</b>	0,013	0,10	0,01	0,02	0,18	99,48
<b>Grade 2</b>	0,03	0,10	0,01	0,30	0,25	99,31
<b>Grade 3</b>	0,05	0,10	0,01	0,30	0,35	99,19
<b>Grade 4</b>	0,05	0,10	0,01	0,50	0,40	98,94

### **2.1.3.1.1.3. Titanyum Alaşımları**

Titanyum, birçok metal ile alaşımlanabilmektedir. Bu şekilde, direncin artırılması, akma direncinin yükseltilmesi ve dökülebilirlik gibi özelliklerin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır [31]. Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması, mekanik özelliklerini saf titanyuma göre arttırmaktadır. Titanyumun alüminyum (Al) ve vanadyum (V) alaşımları  $\alpha$ - ve  $\beta$ -fazlarının karışımıdır.  $\alpha$ -fazı göreceli olarak daha yumuşak ve fleksibl iken  $\beta$ -fazı daha sert ve güçlüdür.  $\alpha$  ve  $\beta$  fazlarının oranlarının değiştirilmesiyle de mekanik özelliklerin büyük bir çoğunluğunu değiştirmek mümkündür [31]. Alüminyum,  $\alpha$ -fazı stabilizatörü olarak görev yaparken, vanadyum  $\beta$ -fazı stabilizasyonunda rol oynamaktadır. Bu elementlerin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış ve oda sıcaklığında hem  $\alpha$  hem

de  $\beta$  formları oluşmuş olur. Bu nedenle titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımları (Ti- 6Al-4V)  $\alpha$  ve  $\beta$  grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir [28, 39].

Biyomateryal olarak kullanılacak titanyum alaşımlar, yüksek direnç-düşük elastiklik modülü, yüksek yorulma direncine sahip ve kolay çalışılabilir olmalıdır. Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri alaşımın bileşimi, fazların dağılımı ve termomekanik sürece doğrudan bağlıdır [19, 21, 31, 32]. ( Tablo 2.3 )

Isının bir materyal üzerinde sıcaklık değişimine neden olacak şekilde ilerleme hızı termal iletkenlik olarak adlandırılır [40]. Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının termal iletkenlik katsayıları Tablo 2.4'te gösterilmiştir.

**Tablo 2.3** – Biyomedikal Ti alaşımlarının mekanik özellikleri

<b>Materyal</b>	<b>Gerilme Direnci (MPa)</b>	<b>Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)</b>	<b>Uzama (%)</b>	<b>Elastiklik Modülü (GPa)</b>
<b><math>\alpha</math>- tip</b>				
<b>Saf Ti Grade 1</b>	240	170	24	102,7
<b>Saf Ti Grade 2</b>	345	275	20	102,7
<b>Saf Ti Grade 3</b>	450	380	18	103,4
<b>Saf Ti Grade 4</b>	550	485	15	104,1
<b><math>\alpha+\beta</math> tip</b>				
<b>Ti6Al4V</b>	895-930	825-869	6-10	110-114
<b>Ti6Al4V ELI</b>	860-965	795-875	10-15	101-110
<b>Ti6Al7Nb</b>	900-1050	880-950	8,1-15	114
<b>Ti5Al2.5V</b>	1020	895	15	112
<b><math>\beta</math> tip</b>				
<b>Ti13Nb13Zr</b>	973-1037	836-938	10-16	79-84
<b>Ti12Mo6Zr2Fe</b>	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
<b>Ti15Mo</b>	874	544	21	78
<b>Ti15Mo5Zr3Al</b>	852-1100	838-1060	18-25	80
<b>Ti15Mo2.8Nb0.2S,</b>	979-999	945-987	16-18	83
<b>Ti35.3Nb5.1Ta.7.1Zr</b>	596,7	547,1	19	55
<b>Ti29Nb13Ta4.6Zr</b>	911	864	13,2	80



**Tablo 2.4** – Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının termal iletim katsayıları

<b>Materyal</b>	<b>Termal İletim Katsayısı</b> <b>W/m°C (BTU/hr•ft•°F)</b>
<b>Saf Ti Grade 1</b>	20.8 (12.0)
<b>Saf Ti Grade 2</b>	20.8 (12.0)
<b>Saf Ti Grade 3</b>	19.7 (11.4)
<b>Saf Ti Grade 4</b>	17.3 (10.0)
<b>Ti6Al4V</b>	6.6 (3.8)
<b>Ti6Al4V ELI</b>	7.3 (4.2)
<b>Ti6Al7Nb</b>	—

İmplant materyallerinin, yerine konulacağı dokuyla benzer mekanik özelliklere sahip olması, klinik başarıyı arttırmaktadır [24].

Metalik biyomateryaller arasında titanyum ve alaşımları, yerine konulacağı dokuyla kobalt – krom (Co - Cr), paslanmaz çelik, saf Nb ve saf Ta gibi diğer alternatif materyallere göre daha uyumlu mekanik özelliklere sahiptir (Tablo 2.5) [31]. Co - Cr gibi biyomateryallerin elastiklik modülleri, kemik ve dişe göre oldukça yüksektir [25, 32]. Titanyum alaşımlarının elastiklik değerleri, elastisitesi 17-28 GPa olan kemiğe daha yakındır ve bu durum titanyum alaşımlarının, dental implant materyali olarak tercih edilmesini açıklamaktadır [24, 32]. Titanyum alaşımları içerisinde ise  $\beta$  titanyum alaşımları, daha düşük elastiklik değerlerine sahip olmaları ve Nb, Ta, zirkonyum (Zr) gibi toksik olmayan elementlerden oluşmalarından ötürü biyolojik açıdan daha başarılı kabul edilmektedir [24, 31, 32].

**Tablo 2.5 – Ti ile baz metal alaşımlarının karşılaştırılması**

<b>Özellik</b>	<b>Co-Cr alaşım</b>	<b>Titanyum</b>	<b>Ti6Al4V</b>
<b>Yoğunluk / Density (g/cm<sup>3</sup>)</b>	8,9	4,5	4,5
<b>Döküm sıcaklığı (C)</b>	1500	1700	1700
<b>Gerilme Dayanımı (MPa)</b>	850	520	1000
<b>Elastisite modülü (GPa)</b>	190-230	110	85-115
<b>Sertlik (VHN)</b>	360-430	200	-
<b>Esneklik / Ductility (%)</b>	2-8	20	14

### **2.1.3.2. Seramikler**

Oral ve maksillofasiyal implantlarda kullanılan seramikler Tablo 2.1'de gösterilmiştir. Hidroksiapatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) (HA), trikalsiyum fosfat ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) ve bioglass en sık kullanılan biyoaktif seramik materyallerdir [41, 42, 43].

Seramikler hem implantların tamamının yapımında hem de metal korun üzerine kaplama olarak kullanılmışlardır. Tam seramik implantların düşük eğilme dayanımları ve değişik derecelerdeki çözünürlükleri, seramik kaplamaların daha çok tercih edilmesine neden olmaktadır [44].

### **2.1.3.3 Polimerler**

Yüksek molekül ağırlıklı poliüretan, poliamid fiberleri, polimetilmetakrilat, politetrafloretilen ve poliüretan gibi pek çok polimer dental implant materyali olarak kullanılmıştır [45, 46, 47].

Polimerlerin implant materyali olarak kullanılması, esneklikleri nedeniyle periodontal membranın mikro hareketlerini taklit edebileceği, böylece implant dış bağlantılı protezlerin yapılabileceği inancına dayanmaktadır [48, 49]. Esnek ve rijit implantlar arasında, kuvvetlerin kemiğe iletiminde istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Polimer implantların düşük mekanik özellikleri, canlı dokuya adezyon kapasitesi eksikliği ve dokuda immünolojik reaksiyonlara neden olması, implant ve kaplama materyali olarak kullanılmasını engellemiştir [45, 50, 51].

Günümüzde polimerler, üst yapılarda kuvvet abzorbe edici parçaların üretiminde kullanılmaktadır [52].

#### **2.1.4. Dental İmplant Komponentleri**

Misch ve Misch, 1992 yılında kemik içi implantlar için genel bir dil oluşturmuşlardır. Bu dil restorasyonun yerleştirilme kronolojisine göre oluşturulmuştur. Terminolojiyi formüle ederken Amerika Birleşik Devletleri'nde en yaygın kullanılan 5 implant sistemini referans olarak almışlardır. Buna göre bir dental implantın komponentleri şunlardır [53],

##### **2.1.4.1. Protez Vidası**

Abutment'in içinden geçerek implant gövdesine sıkıca oturan ince vida şeklindedir [54].

##### **2.1.4.2. Protetik Koping**

İnce bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için implant abutmentine uyacak şekildedir [54].

### **2.1.4.3. Analog**

Herhangi bir cismin aynı veya benzeri anlamına gelmektedir. İmplant analogu, implant gövdesinin veya abutmentin retantif kısmının ana modele kopyalanmasında kullanılmaktadır [54]. İki tip analog vardır;

İmplant gövdesi analogu

Abutment analogu

### **2.1.4.4. Transfer Koping**

Ölçü içerisindeki analogun konumlandırılmasında kullanılmaktadır. Hem implant gövdesi transfer kopingi hem de abutment transfer kopingi olarak implantı ana modele aktarmaktadır [54]. Bunlar iki tiptedir;

Endirekt transfer koping

Direkt transfer koping,

### **2.1.4.5. Abutment**

Dental implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesine ve/veya tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir [10]. 1992 yılında yayınlanan bir makalede 16 farklı implant tasarımı, 64'ten fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir [55]. 2000 yılında yayınlanan bir makalede ise, değişik materyallerden hazırlanmış değişik boyut, çap, uzunluk, yüzey özelliği ve bağlantıya sahip 1300 farklı implant ve 1500 farklı abutment olduğu bildirilmiştir [56]. Bu nedenlerden ötürü, daha yaygın bir dilin kullanımına ihtiyaç duyulmuştur. Farmakolojide çok çeşitli farmasötik komponenti özel isimleriyle listelemenin neredeyse imkânsız olması, ancak belli kategoriler altında sıralanabilmesi gibi, implant komponentleri de geniş uygulama ve endikasyon kategorileri altında sınıflanabilmektedir [54].

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır. İmplant abutmentleri üç ana grup altında toplanır [53, 57].

1. Siman bağlantılı abutmentler
2. Vida tutuculu abutmentler
3. Ataşman tutuculu abutmentler

#### **2.1.4.5.1. Siman Bağlantılı Abutmentler**

Siman bağlantılı implant abutmentleri daha çok estetiğin ön planda olduğu ve ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst sınırının dişetinden 2-3 mm'den daha derin olmadığı vakalarda bu tip abutmentler tercih edilir [58].

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin avantajları;

- Estetik açıdan avantajlıdır,
- Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Oklüzal uyulmama daha kolaydır,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerle benzerlik gösterir,
- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyon yapımı çok kolaydır [57, 59].

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin dezavantajları;

- Simantasyon sonrası çıkarılması çok zordur,
- Dişetin altına fazla simanın kaçma riski vardır [57, 59].

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması;

1. Standart abutmentlar
2. Uyumlandırılabilir abutmentlar
3. Tamamen kişisel abutmentlar
4. Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentlar
5. Seramik abutmentlar [59].

#### **2.1.4.5.1.1. Standart Abutmentlar**

Önceden hazırlanmış abutmenta sahip implant tiplerinin çoğu titanyumdan yapılmıştır. Standart abutmentlar, implantın baş kısmına yerleşen abutment ve abutmenttan ayrı olarak titanyum veya altın alaşımından yapılmış vida olmak üzere iki parçadan oluşurlar [59].

Standart abutmentların avantajları;

- Uygulaması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri fazla vakit almaz,
- Kuron için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlanır [59].

Standart abutmentların dezavantajları;

- Kuron kenarları ile dişetin uyumu iyi değildir,
- Labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyarılama yapılamayabilir [59].

#### **2.1.4.5.1.2. Uyumlandırılabilir Abutmentlar**

Standart abutmentlara benzer bir implant bağlantısına sahiptirler. Çeşitli çap ve büyüklükte abutmentlar mevcuttur. Bu abutmentlar diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından yüksek hızda dönen aletler ile klasik kuron kesimine benzer şekilde hazırlanırlar [59].

Uyumlandırılabilir abutmentların avantajları;

- Açısal değişikliklerden kaynaklanan pek çok problemle başa çıkabilir,
- Estetik bir yumuşak doku şekillenmesine izin verir [59].

Uyumlandırılabilir abutmentların dezavantajları;

- Laboratuvar işlemleri daha uzundur,
- İkinci bir ölçü alma işlemi gerektirebilir,
- Kuronun abutmenta tutunması daha azdır [59].

#### **2.1.4.5.1.3. Tamamen Kişisel Abutmentlar**

Bu abutmentlar uyumlandırılabilir abutmentlarla aynı özellikleri paylaşmalarına karşın implant pozisyonlanmasına daha fazla izin verirler. Tamamen kişisel abutmentlar, model üzerinde mumdun biçimlendirilmesi yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşımlarından dökümü yapılarak elde edilir [59].

#### **2.1.4.5.1.4. Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentlar**

İdeal abutment şekli ve görüntüsü, çalışma modeli tarayıcıdan geçirilip, özel bilgisayar programlarına istenilen restorasyonun açısı ve implant pozisyonunun bilgileri girildikten sonra üç boyutlu olarak elde edilir. Bu bilgiler titanyumdan abutmentın üretildiği özel bir merkeze gönderilerek abutment elde edilir. Üretilen abutment uyumlandırılabilir abutmenta benzer özellikler gösterir fakat maliyeti daha yüksektir [59].

#### **2.1.4.5.1.5. Seramik Abutmentlar**

Esas olarak uyumlandırılabilir abutmentlara benzerler. Dental seramikten elde edilirler. Üzerlerine tam seramik kuronların yapılacağı estetik bölgelerde tercih edilirler [59].

#### **2.1.4.5.2. Vida Tutuculu Abutmentlar**

Vida tutuculu abutmentlar daha çok estetiğin önemli olmadığı posterior bölgelerde, implantların derine yerleştirildiği vakalarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümünün diş etinden 3mm'den derinde olduğu durumlarda bu tip abutmentlar tercih edilir [58].

Vida tutuculu implant abutmentlarının avantajları;

- Protez çok kolay çıkartılır,
- Protez prefabrike bir abutmenta vidalanır,
- Simana ihtiyaç yoktur [57].

Vida tutuculu implant abutmentlarının dezavantajları;

- Oklüzal anatomi ve morfoloji değişir,
- Oklüzal ayarlamalar zordur,
- Bazı durumlarda anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı direnci düşüktür,
- Vida kaybolabilir,
- Küçük oklüzal tablalı porselen kuronlarda veya vidanın oklüzal kenara yakın olduğu durumlarda porselen kırığı görülebilir [57, 58].



### **2.1.4.5.3. Ataşman Tutuculu Abutmentlar**

Bu tip abutmentlar, az sayıda implantın yerleştirildiği, overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı vakalarda tercih edilir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur [53]. Son zamanlarda locator tip abutmentların kullanımını oldukça yaygınlaştırmıştır ve topuz başlı abutmentların yerine kullanılan popüler bir alternatif haline gelmiştir [60].

İmplant abutmentları, abutment gövdesi ve abutment arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz ve açılı olarak da sınıflandırılabilir [54].

## **2.2. Kemik Dokusu**

İskelet sisteminin ana maddesi olan kemik dokusu, özelleşmiş bir bağ dokusudur. Hücrelerden ve içerisinde liflerin gömülü olduğu hücreler arası dokudan oluşur. Ekstrasellüler matriks denilen bu hücreler arası dokunun mineralleşme ve kalsiyum fosfat tuzlarıyla doygun hale gelme özelliği, kemik dokusunu diğer bağ dokularından ayırır [61].

Kemik dokusu, dışarıdan gelen mekanik uyarılar karşısında şekil, hacim ve içeriğinde değişiklik yapabilme ve kendini yenileyebilme özelliğine sahip bir dokudur. İskelet sistemindeki mekanik destek görevlerinin yanında, içerisindeki kanallı yapıda bulunan kemik iliği ve kemik hücreleriyle birçok metabolizma olaylarına da katılır [62, 63].

### **2.2.1. Kemik Dokusunun Kimyasal Yapısı**

Kemik dokusunun kimyasal yapısının %71'i inorganik tuzlardan, %18,5'i kollajenden, %8,5'i sudan, %1,75'i proteinlerden ve %0,25'i mukopolisakkaritlerden oluşmaktadır [64].

### **2.2.1.1. Organik Matriks**

Kemiğin yapısal, biyokimyasal ve mekanik özelliklerini belirleyen kısmıdır. Organik matriksin %90'ını Tip I kollajen, %10'unu ise kollajen dışındaki diğer matriks proteinleri, minör kollajen tipleri, lipidler ve diğer makroproteinler oluşturur.

Fibröz bir protein olan kollajen, dokuların deformasyona direnç göstererek şeklini korumasını sağlar. Tip I kollajen osteoblast, odontoblast ve fibroblastlar tarafından sentezlenir. Kemiğe sertliğini veren hidroksiapatit kristalleri ise kollajen lifler arasında bulunur [65, 66].

### **2.2.1.2. İnorganik Yapı**

Kemiğin en önemli inorganik bileşeni hidroksiapatittir ve kimyasal olarak  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  diye formülize edilir. Vücuttaki kalsiyumun %99'unun, magnezyumun %50'sinin, sodyumun %25'inin ve potasyumun az miktarının yapısında bulunması, kemik dokusunu vücudun en önemli mineral deposu yapar. Kemik dokusu içeriğinde ayrıca florür, fosfat, sitrat ve hidroksil gibi iyonları da bulundurur [62, 65].

### **2.2.2. Kemik Tipleri**

Kemik dokusu makroskopik yoğunluğuna göre, kortikal ve trabeküler olarak sınıflandırılır [67]. Şekillerine göre; uzun, kısa ve yassı kemikler olarak ayrılırlar ve trabeküler ve kompakt dokuları değişik dağılım gösterir [66].

#### **2.2.2.1. Kortikal Kemik**

Kortikal kemik, erişkin insan iskeletinin %80'inin oluşturur ve dış kuvvetlere dayanıklı, solid bir dokudur. Uzun kemiklerin diafiz ve metafizinin dış yüzeyinde, yassı kemiklerin iç ve dış yüzeyinde yer alan

ve daha iç kısımdaki trabeküler kemiği saran lameller ve kompozit kemikten oluşan yapıdır. Kortikal kemikte pöröz yapılardan çok solid doku mevcuttur. Kortikal kemik, dış yüzeye paralel olarak duran ve Havers Sistemleri olarak adlandırılan, silindir şeklindeki birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Her Havers Sistemi'nin merkezinde damar sinir demeti içeren, bir Havers Kanalı vardır ve her Havers Kanalı'nın çevresi yoğun kemik dokusu lamelleriyle sarılıdır. Lamellerin arasında lakün adını alan ve kanalikül adlı küçük kanalcıklarla hem birbirlerine hem de merkezdeki Havers kanalına bağlanan küçük boşluklar vardır. Lakünlerde yer alan osteositler, kanalikülün içerisine doğru sitoplazmik uzantılar gönderir. Havers Sistemleri arasındaki aralıklar, aynı doku elementlerini daha az organize bir şekilde içeren intersitisyel kemik dokusundan yapılmıştır. Havers Sistemleri birbirlerinden kemik rezorbsiyon ve apozisyon alanlarını temsil eden sement çizgileriyle ayrılır [68].

#### **2.2.2.2. Trabeküler Kemik**

Vücut kemiklerinin %20'sini oluşturan trabeküler kemik, spongioz, kansellöz veya süngersi kemik olarak da adlandırılır. Kortikal kemiğe göre daha yumuşak ve zayıftır. Olgunlaşmış trabekül, lameller kemikten oluşmuştur. Trabekülün damarsız yapıda olmasından dolayı trabeküler kemiğin kan desteği, çevresindeki ilik vasıtasıyla olmaktadır. Düşük yoğunluklu ve boşluklu yapıda olduğundan baskı kuvvetlerine çok iyi direnç gösterir. Buna en iyi örnek, omur kemikleri ve maksilladır [67]. Çoğunlukla daha parçalı Havers lamellerinden ve lakünlerinden yapılmış olan trabeküler kemik ve bunları çevreleyen çok sayıdaki sement çizgilerinin arasında kemik iliğiyle dolu olan geniş boşluklar bulunur. Trabeküler kemik dokusunun yüzey alanının hacmine oranla çok daha fazla olması, bu kemik dokusunun kortikal kemiğe kıyasla metabolik bakımdan daha aktif olduğunu ve yoğunluğunu daha hızlı bir şekilde değiştirebildiğini gösterir [68].

### **2.2.3. Kemik Hücreleri**

Kemiğin temel hücresel elemanlarını osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler, kemik yüzeyini döşeyen osteoprogenitör hücreler, kemik iliği hücreleri ve kemiğin büyüme ve gelişimini düzenleyen immün sistem hücreleri oluşturur. Osteoblast, osteosit ve osteoprogenitör hücreler; osteoblast kökenli olup, olgunlaşma sırasındaki farklı evreleri temsil ederler. Osteoklastlar ise kökenini monosit-makrofaj progenitör hücrelerinden alır [63, 64].

#### **2.2.3.1. Osteoblastlar**

Osteoblastlar olgun, metabolik olarak aktif, kemik oluşturan hücrelerdir. Embriyonel yaşamda mezenkim hücrelerinden, daha sonra ise bağ dokusunu oluşturan fibroblastlardan farklılaşmışlardır. Kemik dokusunun yüzeyine yakın bölgelerinde, kemikleşme alanlarında ve gelişmekte olan kemiklerin periost ile birleşim alanlarında bulunurlar. Esas görevleri osteoid adı verilen ve organik matriks sentezi için gereken proteinleri ve büyüme faktörlerini sentezlemektir. Aynı zamanda osteoklastlarla beraber, daha önceden osteoklastlar tarafından rezorbe edilen kemik yüzeylerinde yeni kemik oluşturulmasında görev alırlar [63, 69].

Osteoblastlar bölünmezler ve aktif yaşam ömürleri 1 ile 10 haftadır. Aktif kemik oluşumu durduğunda bir kısmı osteositlere dönüşürken, bir kısmı da kemik yüzeyini döşeyen astar hücreleri olarak kalırlar [61, 63].

#### **2.2.3.2. Osteositler**

Olgunlaşmış kemikteki esas hücre grubunu oluşturan osteositler, olgunlaşmış osteoblast hücreleridir. Osteositler, kemik matriksi sentezler ve kemiğin yeniden yapılandırılmasında aktif görev alırlar. Kemik üzerine gelen fiziksel baskılara ve diğer lokal uyarılara yanıt olarak kemiğin yeniden şekillendirilmesini uyarır ve kemiği güçlendirir [62, 64].

### **2.2.3.3. Osteoprogenitör Hücreler**

Osteoprogenitör hücreler, kemiğin normal büyüme sürecinde aktif olup erişkinlerde inaktif durumdadırlar [62, 63]. Kırık iyileşmesi, farklı tipteki yaralanma veya kemik içyapısının düzenlemesi gibi kemik yapımının uyarıldığı durumlarda yeniden aktive olup sayıca artarlar ve osteoblast gibi kemik yapıcı hücelere dönüşürler [70]. Çoğalma ve farklılaşma kapasitesine sahip bu hücreler, rezorbe olmayan tüm kemik yüzeylerinde bulunurlar.

### **2.2.3.4. Osteoklastlar**

Osteoklastlar, kemiğin yüzeyinde veya içerisindeki kanallarda gruplar halinde bulunan ve kemik yıkımını sağlayan, asidofilik, çok çekirdekli, dev hücrelerdir. Hormonal ve hücrel mekanizmalar tarafından kontrol edilen, kemik iliğindeki monosit ve monosit benzeri hücrelerden köken alırlar.

Kemik rezorpsiyonunun başladığı bölgelerde kemik yüzeyine yapışarak salgıladıkları hidrolitik enzimlerle kemik ve kalsifiye olmuş kırık dokunun organik ve inorganik yapılarını yıkıma uğratırlar [63, 64].

Osteoklastlar, osteoblastlarla beraber mekanik stresler karşısında kemiğin yeniden şekillenmesinde, bu süreçte çözölen dokuların çevre dokular tarafından emilmesinde görev alırlar [62].

Osteoklastlar yaşam ömürleri olan 3-4 haftanın sonunda programlanmış hücre ölümüne (apoptoz) uğramaktadırlar [62].

### **2.2.3.5. Endosteal Hücreler**

Aktif olmayan osteoblastlardan oluştuğu düşünölen esdosteal hücreler, kemik iç yüzeyinin %80-95'ini kaplayan düz hücrelerdir. Kemiğin yeniden şekillenmesinde görevlilerdir [65].

#### **2.2.4. Alveolar Kemik**

Alveolar kemik, çene kemiklerinin diş soketlerini içeren ve dişleri destekleyen bölümüdür. Kretlerin bukkal ve lingual duvarları, interdental ve interradiküler septaları oluşturan kortikal kemik ve bu tabakalar arasında yer alan trabeküler kemikten oluşmuştur [71].

Alveolar soket duvarını oluşturan ve periodontal ligamentle temasta olan kompakt kemikte çok sayıda Sharpey lifleri bulunur. Alveolar kemiğin trabeküler kısmı, kemik iliği boşluklarını çevreleyen trabeküllerden oluşur. Trabeküler kemik ağırlıklı olarak interdental ve interradiküler bölgelerde bulunur. Maksilladaki trabeküler kemik yüzdesi mandibulaya oranla daha fazladır.

Alveolar kemik, mekanik kuvvetlere adapte olabilmek için basınç bölgelerinde rezorpsiyon, gerilim bölgelerinde ise apozisyon ile yeniden şekillenir.

Kemik fizyolojisi, mekanik ve metabolik faktörlerin karşılıklı ilişkisiyle kontrol edilir. Kemik oluşumu temel olarak fonksiyonel yükleme ile düzenlenir. Diğer taraftan kalsiyum metabolizmasının biyokimyasal mediatörleri olan paratiroid hormon (PTH), östrojen ve D vitamini kemik rezorpsiyonunun kontrolünde etkindir [67].

#### **2.3. Kemik Sıcaklık İlişkisi**

Kemik cerrahisi sırasında sürtünmeye bağlı oluşan ısının, kemik dokusunda hiperemiye, nekroza, osteoklastik aktivitede artışa ve osteositlerde dejenerasyona neden olduğu bildirilmiştir [72, 73, 74]. Isı nedeniyle hücrelerin zarar görmesi operasyon sonrası iyileşmeyi geciktirmektedir [75]. 1970'li yıllarda geri dönüşü olmayan kemik hasarına neden olacak kritik sıcaklığın, alkalen fosfataz enziminin denaturasyona uğradığı 56 C<sup>0</sup> civarında olduğu söylenmiştir [76]. Daha

sonra yapılan çalışmalarda 56 C<sup>0</sup> altındaki sıcaklıklarda, alkalen fosfataz denature olmasa da kemikte nekroz görülebildiği belirtilmiştir.

Rouiller ve Majino, tavşan metatarsal veya radial kemiğine 55 C<sup>0</sup>'deki sıcaklığın 3 dakika uygulanmasının sert dokuda yaralanmalara neden olduğunu söylemişlerdir [77].

Eriksson ve ark., (1982) tavşan tibiasına 1 dakika süreyle 53 C<sup>0</sup> ısı uygulanmasının, alkalen fosfataz denaturasyon sıcaklığının altındaki derecelerde de kemikte geri dönüşümsüz zarara neden olacağını söylemişlerdir. Isı uygulaması sonrası kan damarlarındaki hasarın 4 – 5 hafta içinde başlangıç halinden ayırt edilemeyecek şekilde iyileşeceğini bildirmişlerdir. Yağ hücrelerinin işlemde 2 gün sonra koyu renkli ve nekrotik görünümde olacağını fakat 4 – 5 hafta içinde rejenerasyona başlayıp 6 – 8 hafta içinde ise eski sayılarına ulaşacağını bildirmişlerdir. Kemik hücrelerinde ise üçüncü haftada başlayan rezorpsiyonun, yağ hücrelerinin rejenerasyonu ile aynı hızda ve simultane bir şekilde devam edeceğini söylemişlerdir. 6-8 hafta sonunda yağ hücrelerinin, ısı uygulamasından önceki sayılarına ulaştığını ancak kemik hücrelerindeki rezorpsiyonun hala tabloya hakim olduğunu gözlemlemişlerdir [78].

Lundskog, 50 C<sup>0</sup>'de 30 saniye ısıtılmış kemikte nekrotik alanların varlığına dair histo-kimyasal kanıt bulmuştur [79].

Eriksson ve ark., (1983) 50 C<sup>0</sup> 'de 1 dakika ısı uygulandığında bazı küçük damarlarda dolaşımın durduğunu, bu nedenle damarsal sağ kalım için eşik sıcaklık değerinin 50 C<sup>0</sup> olduğunu bildirmişlerdir. Yağ hücrelerinde ısı uygulamasına bağlı oluşan rezorpsiyonun 50 C<sup>0</sup> 'de 1 dakika ve 47 C<sup>0</sup> 'de 5 dakika ısı uygulanan gruplarda, 47 C<sup>0</sup> 'de 1 dakika süreyle ısı uygulanan gruba göre daha hızlı gerçekleştiğini gözlemlemişlerdir. Her iki grupta da yağ hücrelerinin kemik hücreleriyle yer değiştirdiği gözlenmiş ancak 47C<sup>0</sup> 'de 1 dakika ısı uygulanan grupta görülen minör kemik rezorpsiyonunun normal remodeling işleminden

farklı olmadığını söylemişlerdir. Bu nedenle araştırmacılar 47 C<sup>0</sup> 'de 1 dakika ısı uygulanmasının kemik sağ kalım için eşik sıcaklık değeri olduğunu bildirmişlerdir. Kemik dokusuna 50 C<sup>0</sup> 'de 1 dakika veya 47 C<sup>0</sup>'de 5 dakika ısı uygulandığında kemiğin işlevsel özelliğinin kaybolduğunu, kemik hücrelerinde rezorpsiyon ve yağ hücreleriyle yer değişimi gözlendiğini söylemişlerdir. Morfolojik olarak belirgin kemik dokusu hasarı için sınır sıcaklık değeri 47 C<sup>0</sup> olarak bildirilmiştir [80].

Li ve ark., (1999) kemik dokusuna 48 C<sup>0</sup> 'de ısı uygulanmasının osteoblastlarda erken dönemde nekroz, ilerleyen dönemlerde ise apoptoz görölmesine neden olduğunu bildirmişlerdir. 45 C<sup>0</sup> ve altındaki sıcaklıkların 10 dakika uygulanmasının ise osteoblastlarda geçici ve geri dönebilen etkilere neden olacağını söylemişlerdir [81].

Abutmetlerin şekillendirilmesinin, koping vidalarının kısaltılmasının veya oklüzal yüzeyi metal veya porselen olan implant destekli sabit protezlerin oklüzal uyumlamasının ağız içinde yapılması, implant kemik birleşimine ısı geçişine neden olmaktadır [82].

Sherif ve Tehemar (1999), implant bölgesi hazırlanması sırasında sürtünme sonucu oluşan ısının, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve basıncına, kullanılan frezin boyutuna, şekline ve uygulama süresine bağlı olduğunu bildirmişlerdir [83]. Kemik dokusu düşük ısı iletimine sahiptir. Doku kesitindeki sıcaklık artışı kemiğin özgül ısı kapasitesi ve ısıl iletkenliğine bağlıdır [84].

Silva ve Wallbank (1999), metal kesme işlemi sırasında uygulanan enerjinin büyük bir kısmının, sürtünme nedeniyle ısıya dönüştüğünü söylemişlerdir. Kesilen materyalin esnekliğinin, sertliğinin ve termal özelliklerinin uygulanacak kuvveti ve dolayısıyla oluşacak ısıyı etkilediğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar kesim için kullanılan frezin yapıldığı materyalin özelliklerinin ve kesim şartlarının da işlem sırasındaki sıcaklık artışına etki ettiğini bildirmişlerdir [85].



Abukhshim ve ark., (2006) metal kesme işlemi sırasındaki enerji tüketimi ve ısı oluşumunun, kesilen metal ve kullanılan frezin üretildiği materyalin fiziksel ve kimyasal özellikleri, kesim şartları ve kesilen metalin geometrisiyle alakalı olduğunu belirtmişlerdir [86].

Majumdar ve ark. (2005) ısı oluşumu ve sıcaklığın dağılması konusunda ana parametrelerin kesme hızı, uygulanan basınç ve kesim derinliği olduğunu söylemişlerdir. İşlem hızının arttırılmasının kesim bölgesinde daha çok ısı ve sıcaklık oluşmasına neden olduğunu bildirmişlerdir. Kesilen materyalin termal iletim kat sayısının yüksek olmasının, sürtünme sonucu oluşan ısı daha hızlı yayılacağı için, kesim bölgesinde sıcaklığın düşmesine neden olacağını belirtmişlerdir [87].

Wong ve ark. (2001), ağza alınan yiyecek ve içeceklerin sıcaklıklarının implant yüzeyinde dağılımını bilgisayar ortamında modelledikleri çalışmalarında ısı transferinin, yiyeceğin tipi, sıcaklığı ve ağızda kalma süresiyle değişkenlik gösterdiğini söylemişlerdir. Araştırmacılar 50 C<sup>0</sup>, 60 C<sup>0</sup> ve 70 C<sup>0</sup> sıcaklıktaki besinlerin 1 saniye süreyle ağızda kalmasının implantların sırasıyla 1,29 mm, 3,45 mm ve 4,54 mm apikallerinde 47 C<sup>0</sup> sıcaklık oluşmasına neden olacağını bildirmişlerdir [88].

İmplantı çevreleyen kemik hücrelerindeki sıcaklık artışının miktarı, erken dönemde osseointegrasyonun, ileri dönemde implant çevresindeki kemiğin rezorbsiyonunun kontrolü açısından önemlidir.

#### **2.4. Sıcaklık Ölçümü**

Termometreler ilk olarak 17. yüzyılda George Martin tarafından objelerin sıcaklık değişimlerini ölçmek amacıyla kullanılmıştır [89]. 1868'de Carl Wunderlich, ateşi olan ve normal sıcaklıktaki denekleri karşılaştırmış ve sıcaklığın hastalık için bilimsel bir gösterge olduğunu bildirmiştir. 36,3 – 37,5 C<sup>0</sup> sıcaklık aralığının normal, bu değerlerin

üzerindeki sıcaklıkların ise muhtemel hastalık göstergesi olduğunu belirtmiştir [90].

Childs, belirli bir uygulama için sıcaklık ölçüm yöntemi seçiminde dikkate alınması gereken faktörleri

1. Sıcaklık aralığı
2. Sensörlerin sağlamlığı
3. Sensörlerin ölçüm alanına temas kolaylığı
4. Gürültü hassasiyeti
5. Tepki süresi
6. Hata payı olarak belirlemiştir [91].

Bu faktörler, kalibrasyon kolaylığı, kullanılabilirlik, maliyet ve boyut gibi kriterlere göre değerlendirilir. Bu faktör ve kriterler göz önüne alındığında, mevcut sıcaklık ölçüm teknikleri;

1. Isıl çiftler yöntemi,
2. Kızılötesi termografi yöntemi,
3. Optik ve kızılötesi radyasyon pirometreleri olarak sınıflandırılır [92, 93].

#### **2.4.1. Isıl Çiftler Yöntemi**

Isıl çiftler, birleştirilmiş iki farklı metal telin sıcaklık değişimine maruz bırakıldığında oluşan termoelektrik etkisi temelinde çalışır [94]. Platin ve platin-rodyum gibi soy metal içeren ısıl çiftler soy metal ısıl çiftleri, diğerleri (tip E, J, K, N ve T) baz metal ısıl çiftleri olarak adlandırılır. Standart ısıl çiftlerin sıcaklık aralıkları Tablo 2.5'de gösterilmiştir [93].

Tellerden biri sıcaklığı ölçülecek nesneye tutturulurken diğer uç daha düşük bir sıcaklıkta sabit tutulur. Isıl çiftler yöntemi, bu iki tel arasındaki sıcaklık farkının oranlanarak okunması esasına dayalıdır ve

%0.5 hassasiyetle çalıştığı bildirilmiştir [95]. Bu yöntemle sadece, her bir ısı çiftinin temasta olduğu noktanın sıcaklığı ölçülebilmektedir. Daha geniş bir alanın incelenmesi gereken durumlarda, tek seferde sınırlı sayıda tesadüfi seçilmiş noktada çalışma yapılabilir. Doğru sonuçları elde etmek için, sıcaklığı ölçülecek yüzey ile ısı çiftlerinin teması optimum seviyede olmalıdır [94]. Kullanım kolaylığı, ısı çiftlerinin esnekliği, çalışma ve sinyal işleminin basitliği ve düşük maliyetli olması, ısı çiftleri yönteminin avantajlarıdır [93].



**Resim 2.1** – Isıl Çiftler

**Tablo 2.6** - Standart ısıtıcı çiftlerin sıcaklık aralıkları

<b>SDL</b>	<b>Bilinen Adı</b>	<b>Materyal</b>	<b>Sıcaklık Aralığı</b>
<b>S</b>		Platin-%10 rodyum / platin	-50 – 1767 C <sup>0</sup>
<b>R</b>		Platin-%13 rodyum / platin	-50 – 1767 C <sup>0</sup>
<b>B</b>		Platin-30 rodyum / platin-%6rodyum	0 – 1820 C <sup>0</sup>
<b>T</b>	Bakır Konstantan	Bakır (mavi) / bakır-nikel alaşımı (kırmızı)	-270 – 400 C <sup>0</sup>
<b>J</b>	Demir Konstantan	Demir (beyaz) / bakır-nikel alaşımı (kırmızı)	-210 – 760 C <sup>0</sup>
<b>E</b>	Kromel Konstantan	Nikel-krom alaşımı (mor) / bakır-nikel alaşımı (kırmızı)	-270 – 1000 C <sup>0</sup>
<b>K</b>	Kromel Alumel	Nikel-krom alaşımı (sarı) / nikel-alüminyum alaşımı (kırmızı)	-270 – 1372 C <sup>0</sup>
<b>N</b>	Nikrosil Nisil	Nikel-krom-silikon alaşımı (turuncu) / nikel-krom-magnezyum alaşımı (kırmızı)	-270 – 1300 C <sup>0</sup>

#### 2.4.2.Kızılötesi Termografi Yöntemi

Kızılötesi radyasyon 1800 yılında Sir William Herschel tarafından keşfedilmiştir. Sıcaklık ölçüm tekniklerinde yeni bir boyut açan ilk termal görüntü ise oğlu John Herschel tarafından kaydedilmiştir [96]. 1934 yılında Hardy, kızılötesi tekniklerle sıcaklık ölçümünün, tıbbi bilimlerde tanı koymadaki öneminden bahsetmiştir; fakat yeterli kalitede ekipman ve teknik bilgi olmamasından dolayı kızılötesi termografi yönteminin ilk kez 1960da kullanıldığı bilinmektedir [97].

1960'lardan günümüze bilimsel ve akademik disiplinlerce kullanılan kızılötesi termografi yöntemi, ilk olarak Hussey ve ark tarafından dental araştırmalarda kullanılmıştır [98]. Gelişmiş görüntü uygulamaları ve 0,1C<sup>0</sup>'ye kadar duyarlı modern ekipmanlar sayesinde, kızılötesi termografinin diş hekimliğinde pek çok kullanım alanı vardır [99]. Kızılötesi termografi yöntemi, ölçüm yapılan yüzeyden yayılan kızılötesi ışınları ölçerek sıcaklık değişimlerini moniterize eder. Bu teknikle, ölçüm yapılan yüzeyin iki boyutlu görüntüsü elde edilmiş olur ve yüzey üzerindeki en sıcak nokta belirlenir [98].



**Resim 2.2** – Kızılötesi Termografi

Kızılötesi termografinin, ısı çiftler yöntemine göre avantajı, geniş yüzey alanlarının sıcaklığını ölçebilmesidir. Uygun bilgisayar yazılımlarıyla birlikte kullanıldığında, yüksek sıcaklık noktalarının da araştırılıp teşhis edilebilmesini sağlamaktadır. Yöntemin ayrıca, sıcaklık değişim oranlarının gerçek zamanlı video görüntülerini, renkli olarak sunabilme olanağı da vardır [94]. Kızılötesi termografi, sıcaklık değişimlerinin analizi için yararlı bir metottur ve maksimum ısı üretim noktalarının yerlerinin belirlenmesinde yardımcı olabilir [100].

Kızılötesi termografi yönteminin sonuçlarının doğruluğu, analiz edilen materyalin emisyon karakteriyle bağlantılıdır. Bu, belirli bir malzeme için, yazılımı kalibre etmekte kullanılan bir değerdir. Eğer materyal uygun değilse, yazılım tarafından bulunan ölçümler de geçersiz olacaktır. Yöntemin doğru sonuçlar vermesi klima ve hava akımı kontrollü odalarda mümkün olabilmektedir [94].

#### **2.4.3. Optik ve kızılötesi radyasyon pirometreleri**

Pirometre, Yunanca 'pyro' kökünden gelir ve Türkçe karşılığı 'ateş' tir. Pirometreler akkor halindeki nesnelere sıcaklığını ölçmede kullanılan cihazlardır. Pirometre akkor halindeki nesnelere yayılan görünür radyasyonu algılayan temassız optik cihaz olarak tanımlanır. Radyasyon termometresi olarak da adlandırılır [101].

Bir radyasyon termometresi temel olarak bir optik sistem ve detektörden oluşur. Pirometreler, dalga boyları 0,7 ile 20 µm arasında olan nesnelere yayılan radyasyonun enerjisini ölçmede kullanılırlar [101].

Ölçüm sırasında herhangi bir fiziksel temasın gerek olmamasından dolayı pirometreler, hareketli nesnelere veya ulaşılması zor yüzeylerin sıcaklığının ölçülmesinde tercih edilirler. Maliyetleri yüksektir, Optik elemanlarının düzenli olarak temizlenmesi gerekmektedir [101].



**Resim 2.3** – Pirometre



### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

Bu araştırmada Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında kullanılmakta olan; Astra Tech™ Dental, Straumann® ve Zimmer® marka 40 adet implant ve bu implantlara uyumlu düz, simante, uyumlandırılabilen abutmentlar ve vidaları kullanılmıştır.

Çalışmamızda 3 markaya ait 4 farklı tipte implant kullanılmıştır. Her implant tipinden 10 adet kullanılmıştır. Markalar kendi ilerinde beşerli gruplara ayrılmıştır. Her markada 5 adet kuru ve 5 adet su soğutması altında, implant abutmentlarının oklüzal yüzeyinden 30 saniye süreyle 1,5 mm indirgenme yapılmıştır. Oklüzal indirgenme işlemi sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık miktarı termal kamera ile ölçölmüştür.



### 3.1. Kullanılan İmplant ve Abutment Sistemleri

**Tablo 3.1:** Kullanılan implant-abutment sistemleri ve özellikleri

İMLANT		ÜRETİCİ					
<b>Straumann® Bone Level</b>		Straumann® Straumann Ag, Waldenberg, Switzerland					
<b>Straumann® Standart Plus</b>		Straumann® Straumann Ag, Waldenberg, Switzerland					
<b>Astra Tech™ OsseoSpeed™</b>		AstraTech Dental, Mölndal, Sweden					
<b>Zimmer® Tapered SwissPlus</b>		Zimmer® Zimmer Dental, California, USA					
İmplant Çap/ Boy	İmplant Ref No	Abutment	Abutment Çap	Abutment Boy	Abutment Dişeti Boyu	Abutment Ref No	
<b>Straumann® Bone Level</b>	4,8/14 mm	0216414	Regular Cross Fit	5,0 mm	4,0 mm	1,0 mm	0224321
<b>Straumann® Standart Plus</b>	4,8/14 mm	043.254s	SynOcta	4,8 mm	5,5 mm	-	048.605
<b>Astra Tech™ OsseoSpeed™</b>	4,5/13 mm	24953	Ti-Design	6,5 mm	7 mm	3 mm	24238
<b>Zimmer® Tapered SwissPlus</b>	4,8/12 mm	Spwb12	Narrow Straight	4,8 mm	3,5 mm	-	Opa2

### 3.1.1. Straumann® Bone Level Dental İmplantlar

Üretici firma, Bone Level implantların, Regular Cross Fit abutmentların, iyileşme başlıklarının ve abutment vidalarının grade 4 titanyumdan üretildiğini bildirmektedir. Grade 4 titanyumun kimyasal kompozisyonunun, yürürlükteki standartlara uygun olarak belirlendiği belirtilmektedir. Üretici firmanın kullandığı titanyumun kimyasal bileşimi tabloda gösterilmektedir.

**Tablo 3.2:** Straumann® Bone Level Titanyum Grade 4 içeriği

<b>Element</b>	<b>Bileşim, ağırlık %</b>
Nitrojen, maksimum	0,05
Karbon, maksimum	0,08
Hidrojen, maksimum	0,015
Demir, maksimum	0,50
Oksijen, maksimum	0,40
Artık madde	0,1
Artık madde, toplam	0,4
Titanyum	Dengeli

Çalışmamızda 10 adet Straumann® Bone Level – 4,8 mm çapında, 14 mm boyunda implant (ref: 0216414) ve 10 adet 5,0 mm çapında, 4,0 mm boy, 1,0 mm dişeti yüksekliği olan Regular Cross Fit abutment (ref: 0224321) kullanılmıştır.



**Resim 3.1.** Straumann® Bone Level dental implant

### 3.1.2. Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar

Üretici firma, Standart Plus implantların ve iyileşme başlıklarının grade 4 titanyum kullanılarak üretildiğini bildirmektedir. SynOcta abutmentların, protez ve abutment vidalarının, içeriğinin yaklaşık %90'ı titanyum olmak üzere titanyum-alüminyum-niyobyum alaşımından üretildiği bildirilmektedir.

Çalışmamızda 10 adet Straumann® Standart Plus – 4,8 mm çapında, 14 mm boyunda implant (ref: 043.254s) ve 10 adet 4,8 mm çapında, 5,5 mm yüksekliğinde SynOcta abutment (ref: 048.605) kullanılmıştır.



**Resim 3.2.** Straumann® Standart Plus dental implant

### 3.1.3. Astra Tech™ Dental İmplantlar

Üretici firma, OsseoSpeed™ dental implant ve Ti-Design abutmentların ASTM F67 standartları doğrultusunda Tip 4 saf titanyumdan üretildiğini bildirmektedir.

Çalışmamızda 10 adet Astra Tech™ Dental Implants OsseoSpeed™ 4,5 mm çapında 13 mm boyunda (ref: 24953) implant ve 10 adet 6,5 mm çapında, 3 mm dişeti yüksekliği olan Ti-Design abutment (ref: 24238) kullanılmıştır.



**Resim 3.3.** Astra Tech™ dental implant

### 3.1.4. Zimmer® Dental İmplantları

Üretici firma, 4,8 mm platformlu iki parça dar abutment sisteminin (OPA2) titanyum alaşımından üretildiğini bildirmektedir. 45° dış eğimli bir omuz, 3,5mm çapında açılımı olan implant çevresinin zirvesinden kural bölgeye doğru giderek 6° incelmiş olduğu belirtilmektedir. Açılımın kenarından başlayarak, 8° inceltilmiş iç eğimli bir duvar, 1,5 mm derinliğinde 3 mm çapında flat-to-flat bir sekizgenin içine girer. Sekizgenin altında, sabitleme vidasının girdiği yivli alana ilerleyen eğim 8° ile devam eder.

Çalışmamızda 10 adet Zimmer® Tapered SwissPlus – 4,8 mm çapında 12 mm boyunda implant (ref: spwb12) ve 10 adet 4,8 mm çapında 3,5 mm boyunda Narrow Straight abutment (ref: opa2) kullanılmıştır.



**Resim 3.4.** Zimmer® dental implant

### 3.2 Termal Kamera (FLIR T640)

Üretici firma FLIR T640'ın (FLIR T640, FLIR Systems Inc., Portland), 5 megapiksel dahili kamera, otomatik odaklama, 120° dönebilen hareketli ve değiştirilebilir lens opsiyonlarıyla yüksek performanslı termal görüntüleme yapabildiğini bildirmiştir. İnfrared termal görüntüleme kamerası 640x480 piksel çözünürlüktedir. Kameranın üretici firma tarafından belirtilen sıcaklık ölçüm aralığı -40°C ile 2000°C (-40°F ile 3632°F), termal hassasiyeti ise 30°C' de <0.035°C 'tür. Kamera ile ölçüm yapılmak istenilen bölgenin hem fotoğrafı hem de video görüntüsü alınabildiği, görüntülere ses ve metin de eklenebildiği bildirilmiştir. Görüntüler 4.3" geniş, dokunmatik LCD ekrandan, wi-fi veya usb bağlantı özellikleri ile akıllı telefon, tablet ya da PC'den takip edilebilmektedir. Görüntüleme işlemi sırasında veya sonrasında ekran üzerine çizilecek 5 farklı kutu veya 10 farklı noktadan aynı anda ölçüm yapılabilmektedir. Kameranın, termal görüntüleri gerçek görüntü üzerinde ölçeklendirme ve anlık PDF raporu oluşturma gibi özellikleri de olduğu üretici firma tarafından söylenmiştir.

FLIR Research&Science kameraları ile uyumlu FLIR ResearchIR MAX (FLIR Systems Inc., Portland) termal analiz software programı kullanılarak, hızlı data kaydı, görüntü analizi ve data paylaşımı yapılabilmektedir. Program görüntü veya videonun istenilen saniyesindeki seçili alan ve noktaların analizini yaparak, alan içindeki ortalama sıcaklık değeri ve sıcaklığın en yüksek ve en düşük noktalarındaki konum ve değerlerini gösterebilmektedir.

Çalışmamızda implant yüzeyine geçen ısı miktarını ölçmek için FLIR T640 termal kamera, çekilen videoları analiz edebilmek ve ölçüm değerlerini belirleyebilmek için FLIR ResearchIR MAX termal analiz software programı kullanıldı.



**Resim 3.5.** FLIR T640 termal kamera



### 3.3. Çalışma Grupları

Araştırmamızın çalışma grupları Tablo 3.3 'teki gibidir;

**Tablo 3.3:** Çalışma Grupları

	<b>İmplant</b>	<b>Abutment</b>	<b>Su Soğutması</b>	<b>Adet</b>
<b>Grup1</b>	Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	+	5
<b>Grup2</b>	Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	-	5
<b>Grup3</b>	Straumann® Standart Plus	SynOcta	+	5
<b>Grup4</b>	Straumann® Standart Plus	SynOcta	-	5
<b>Grup5</b>	Astra Tech™ OsseoSpeed™	Ti-Design	+	5
<b>Grup6</b>	Astra Tech™ OsseoSpeed™	Ti-Design	-	5
<b>Grup7</b>	Zimmer® Tapered SwissPlus	Narrow Straight	+	5
<b>Grup8</b>	Zimmer® Tapered SwissPlus	Narrow Straight	-	5

### **3.3.1. Grup1 (Straumann BL W)**

Beş adet Strauman® Bone Level marka implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 35Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapında, 154µm grenli elmas frez (806314141534014, Acurata, GERMANY) ve 280000 - 380000 rpm hızındaki döner alet (KaVo Super Torque 625 DN Turbine, KaVo Dental Corp., Lake Zurich, IL) yardımıyla, su soğutması altında, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. İşlem sırasında aeratorün ucundan çıkan suyun implanta değerek implant yüzeyinde soğumaya neden olmaması için rubber dam (Roeko Flexi Dam, Coltene, Switzerland) kullanıldı. Oklüzal indirgenme sırasında deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Strauman® Bone Level marka implant ve üzerine torklanmış Regular Cross Fit abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.2. Grup2 (Straumann BL D)**

Beş adet Strauman® Bone Level marka implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 35Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması olmadan, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. Deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile oklüzal indirgenme sırasında implant

yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Strauman® Bone Level marka implant ve üzerine torklanmış Regular Cross Fit abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.3. Grup3 (Straumann SP W)**

Beş adet Strauman® marka Standart Plus implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. İmplantlar akrilik blok içerisine yerleştirilirken, kemikle temasta olması gereken pürüzlü yüzey akrilik içinde, dişetiyle temasta olması gereken parlak yüzey ise akrilik dışında bırakıldı. SynOcta abutmentler, firmanın uygun gördüğü 35 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlere, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması altında, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. İşlem sırasında aeratorün ucundan çıkan suyun implanta değerek implant yüzeyinde soğumaya neden olmaması için Roeko Flexi Dam kullanıldı. Oklüzal indirgenme sırasında deney düzeneginin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Strauman® marka Standart Plus implant ve üzerine torklanmış SynOcta abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.4. Grup4 (Straumann SP D)**

Beş adet Strauman® marka Standart Plus implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. İmplantlar akrilik blok içerisine yerleştirilirken, kemikle temasta olması gereken pürüzlü yüzey akrilik içinde, dişetiyle

temasta olması gereken parlak yüzey ise akrilik dışında bırakıldı. SynOcta abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 35 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması olmadan, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. Deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile oklüzal indirgenme sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Straumann® marka Standart Plus implant ve üzerine torklanmış SynOcta abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.5. Grup5 (Astra W)**

Beş adet Astra Tech™ marka OsseoSpeed™ implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti-Design abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 25 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması altında, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. İşlem sırasında aeratorün ucundan çıkan suyun implanta değerek implant yüzeyinde soğumaya neden olmaması için Roeko Flexi Dam kullanıldı. Oklüzal indirgenme sırasında deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Astra Tech™ marka OsseoSpeed™ implant ve üzerine torklanmış Ti-Design abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.6. Grup6 (Astra D)**

Beş adet Astra Tech™ marka OsseoSpeed™ implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti-Design abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 25 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması olmadan, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. Deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile oklüzal indirgenme sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Astra Tech™ marka OsseoSpeed™ implant ve üzerine torklanmış Ti-Design abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.3.7. Grup7 (Zimmer W)**

Beş adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. İmplantlar akrilik blok içerisine yerleştirilirken, kemikle temasta olması gereken pürüzlü yüzey akrilik içinde, dişetiyle temasta olması gereken parlak yüzey ise akrilik dışında bırakıldı. Narrow Straight abutmentlar, firmanın uygun gördüğü 30 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlara, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması altında, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. İşlem sırasında aeratorün ucundan çıkan suyun implanta değerek implant yüzeyinde soğumaya neden olmaması için Roeko Flexi Dam kullanıldı. Oklüzal indirgenme sırasında deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzenekle 45° açı yapan

FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant ve üzerine torklanmış Narrow Straight abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

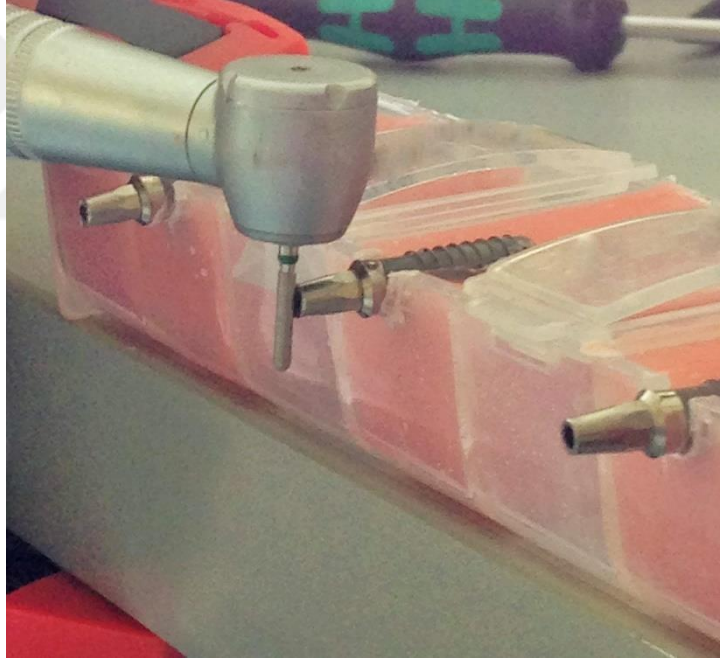
### **3.3.8. Grup8 (Zimmer D)**

Beş adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant, bir yüzeyleri açıkta kalacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. İmplantlar akrilik blok içerisine yerleştirilirken, kemikle temasta olması gereken pürüzlü yüzey akrilik içinde, dışıya temasta olması gereken parlak yüzey ise akrilik dışında bırakıldı. Narrow Straight abutmentler, firmanın uygun gördüğü 30 Ncm tork momenti ile implantlara vidalandı. Abutmentlere, kendileriyle 90° açı yapacak şekilde konumlanmış, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez ve 280000 - 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine yardımıyla, su soğutması olmadan, oklüzal yüzeyden 30 saniye süreyle, 1,5 mm indirgenme işlemi uygulandı. Deney düzeneğinin 32 cm uzağına yerleştirilmiş ve düzeneikle 45° açı yapan FLIR T640 termal kamera ile oklüzal indirgenme sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video kaydı yapıldı. Bu işlem her Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant ve üzerine torklanmış Narrow Straight abutment için tekrarlandı. Kamera ile kaydedilen video görüntüleri bilgisayara aktarıldı.

### **3.4. Deney Planı**

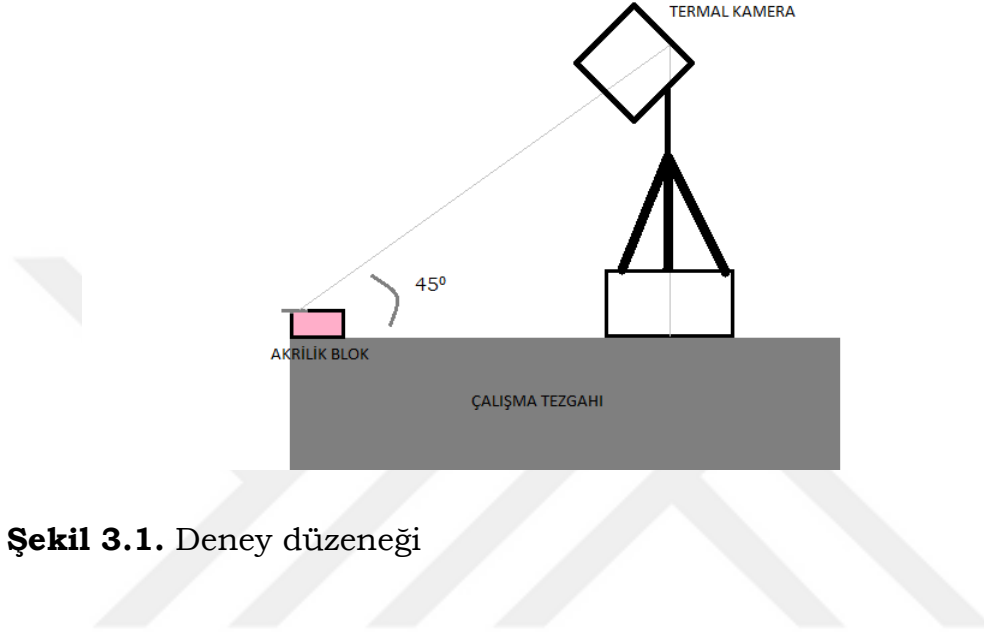
İmplantlar, ölçümlerin doğru yapılabilmesi için 15 cm uzunluğunda, 3 cm eninde ve 3 cm derinliğinde plastik kaplar içerisindeki akriliğe, yer düzlemine paralel olacak ve yüzey alanlarının ½ 'si açıkta kalacak şekilde gömülerek sabitlenmiştir. İmplantlar akrilik bloklara, akrilik tam polimerize olmadan, 3'er cm aralıklarla yerleştirildi.

İmplantlar yerleştirilirken, kemikle temas etmesi gereken pürüzlendirilmiş yüzey akrilik içinde, diş etiyle temas etmesi gereken parlak yüzey akrilik dışında bırakıldı. (Resim 3.6) Plastik kap içerisindeki akrilik bloklar çalışma tezgâhı üzerine sanayi tipi mengenerler ile sabitlendi. İmplantların üzerlerine abutmenlar yerleştirildi ve firmaların önerdiği tork değerlerinde sıkıldı.



**Resim 3.6.** İmplantların akrilik içinde konumlandırılması.

Deney düzeneğinin 32 cm uzağına ve düzenekle 45° açı yapacak şekilde termal kamera yerleştirildi ve tripod yardımıyla sabitlendi.

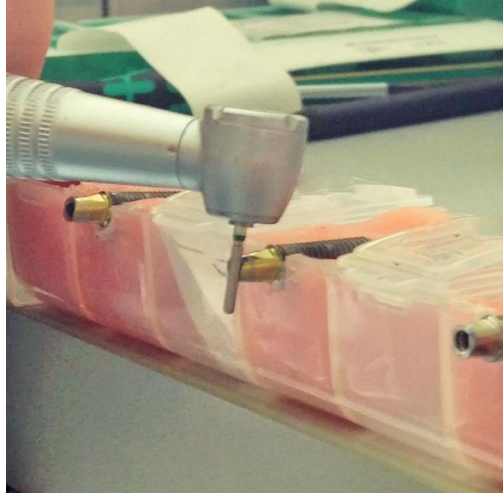


**Şekil 3.1.** Deney düzeneği

Her marka için bulunan 10 adet implant, kuru ve su soğutması grubu olarak ikiye ayrıldı.

Kuru kesim grubundaki implantlar, 280000 – 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine kullanılarak, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez abutmentlerle 90° açı yapacak şekilde, 30 saniye süreyle, oklüzal yüzeylerinden 1,5 mm aşındırıldı. İşlem sırasında her abutment için yeni frez kullanıldı. Bütün preparasyonlar aynı kişi tarafından yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim miktarını analiz edebilmek için video çekimi yapıldı ve bilgisayara aktarıldı.





**Resim 3.7.** Kuru grubu oklüzal indirgeme işlemi

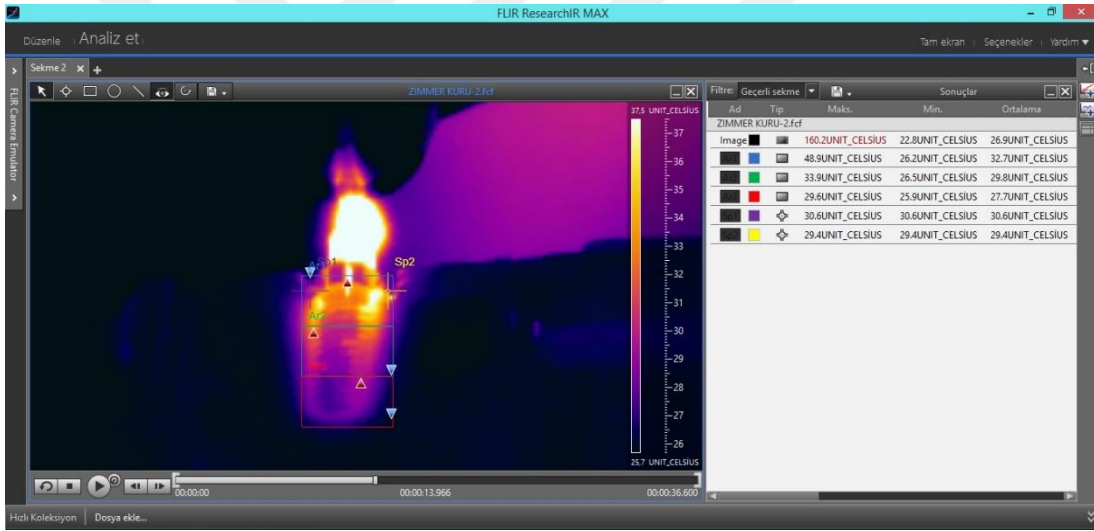
Su soğutması grubundaki implantlar, aşındırma işlemi sırasında kullanılan su ile temas etmemeleri için, Roeko Flexi Dam ile abutmentardan izole edildi. Flexi Dam ile abutmentların basamak yüzeylerinden yukarısı bir bölge, abutmentların basamak yüzeyinden aşağısı ve implant yüzeyi diğer bölge olacak şekilde izolasyon sağlandı. Abutmentlar, 280000 – 380000 rpm hızındaki Kavo Super Torque 625 DN Turbine kullanılarak, 1,5 mm çapındaki yeşil kuşaklı elmas frez abutmentlarla 90° açı yapacak şekilde, su soğutması altında, 30 saniye süreyle, oklüzal yüzeylerinden 1,5 mm aşındırıldı. İşlem sırasında her abutment için yeni frez kullanıldı. Bütün preparasyonlar aynı kişi tarafından yapıldı. Aşındırma işlemi sırasında FLIR T640 termal kamera ile implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değişim analiz edebilmek için video çekimi yapıldı ve bilgisayara aktarıldı.



**Resim 3.8.** Roeko Flexi Dam uygulaması

### **3.5. Veri Analizi**

Deney sırasında FLIR T640 termal kamera ile çekilen videoların analizi için FLIR ResearchIR MAX termal analiz software programı kullanıldı. Program ile video üzerinde örneklerin implant yüzeylerine, koronal 1/3 (AR1), orta 1/3 (AR2) ve apikal 1/3 (AR3) olarak üç eşit parçaya ayrılacak şekilde kutular çizildi ve koordinatları kaydedildi. Ölçümler çizilen kutulardaki ortalama sıcaklık değerleri kullanılarak yapıldı.



**Resim 3.9.** Ölçüm kutuları

Kuru kesim gurubundaki implantlardan, frez abutmenta değmeden önceki ortalama sıcaklık ölçümleri (0 sn), oklüzal indirgenme işleminin beşinci saniyesindeki ortalama sıcaklık ölçümleri (5 sn), işlemin on beşinci saniyesindeki ortalama sıcaklık ölçümleri (15 sn), ve frezin abutmentla temasta olduğu son saniyedeki ortalama sıcaklık ölçümleri (30 sn) yapıldı. Her bir saniyede elde edilen sıcaklık değerlerinden başlangıç sıcaklık değeri (0 sn) çıkartılarak  $\Delta t_5$ ,  $\Delta t_{15}$  ve

$\Delta t_{30}$  sıcaklık değerleri elde edildi. Değerler bilgisayara kaydedildi. Her bir bölge için, oklüzal indirgeme işlemi sırasında görülen maksimum sıcaklık değerleri kaydedildi.

Su soğutması gurubundaki implantların ölçümleri, frez abutmenta değmeden önceki ortalama sıcaklık değerleri (0 sn), oklüzal indirgenme işleminin beşinci saniyesindeki ortalama sıcaklık değerleri (5 sn), işlemin on beşinci saniyesindeki ortalama sıcaklık değerleri (15 sn), ve frezin abutmentla temasta olduğu son saniyedeki ortalama sıcaklık değerleri (30 sn) olarak yapıldı. Her bir saniyede elde edilen sıcaklık değerlerinden başlangıç sıcaklık değerleri (0 sn) ıkartılarak  $\Delta t_5$ ,  $\Delta t_{15}$  ve  $\Delta t_{30}$  sıcaklık değerleri elde edildi. Ölçümler bilgisayara kaydedildi. Her bir bölge için, oklüzal indirgeme işlemi sırasında görülen maksimum sıcaklık değerleri kaydedildi.

### **3.6. İstatistiksel İncelemeler**

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. rnek sayısının azlığı ve standart sapma değerlerinin yüksekliliği nedeniyle istatistiksel incelemelerde mean ( $\bar{X}$ ) değerleriyle beraber median ( $\tilde{x}$ ) değerleri de kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin ikiden fazla grup arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Karşılaştırılması

#### 4.1.1. Straumann® Bone Level Dental İmplantlar (Grup1 - Grup2)

Grup 1’de Straumann Bone Level implantlarına uygun Regular Cross Fit abutmentlar su soğutması altında, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $-0,2\pm0,3$ ,  $0,1\pm0,1$  ve  $0\pm0,1$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $-0,2\pm0,4$ ,  $0,1\pm0,3$  ve  $0,1\pm0,22$ ; aşındırma işleminin 30, saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $-0,1\pm0,3$ ,  $0,2\pm0,3$  ve  $0,1\pm0,3$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.1).

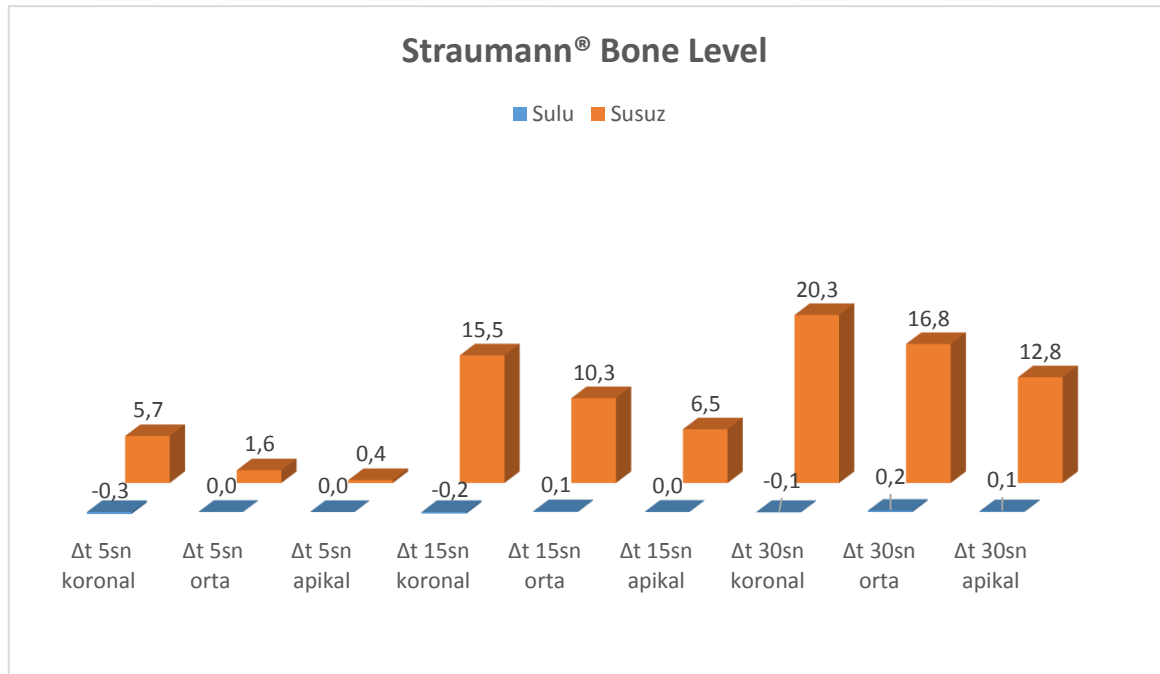
Grup 2’de Straumann Bone Level implantlarına uygun Regular Cross Fit abutmentlar su soğutması olmadan, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $5,7\pm1,1$ ,  $1,6\pm0,8$  ve  $0,4\pm0,2$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $15,5\pm1,4$ ,  $10,3\pm2,6$  ve  $6,52\pm1,9$ ; aşındırma işleminin 30, saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $20,3\pm2,1$ ,  $16,8\pm4,1$  ve  $12,8\pm3,8$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.1).

Koronal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,009) (Tablo 4.1).

Orta 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,009) (Tablo 4.1).

Apikal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,009) (Tablo 4.1).



**Şekil 4.1** - Straumann® Bone Level Dental İmplantlar Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

**Tablo 4.1** - Straumann® Bone Level Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

		<b>Δt 5sn</b>	<b>Δt 15sn</b>	<b>Δt 30sn</b>
		$\bar{X} \pm sd$	$\bar{X} \pm sd$	$\bar{X} \pm sd$
		$(\tilde{x})$	$(\tilde{x})$	$(\tilde{x})$
<b>Koronal</b>	<b>Sulu</b>	-0,3±0,3 (-0,3)	-0,2±0,4 (-0,2)	-0,1±0,3 (-0,1)
	<b>Susuz</b>	5,7±1,1 (6,02)	15,5±1,4 (15,7)	20,3±2,1 (20,8)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Orta</b>	<b>Sulu</b>	0,1±0,1 (0,1)	0,1±0,3 (0,1)	0,2±0,3 (0,2)
	<b>Susuz</b>	1,6±0,8 (1,3)	10,3±2,6 (9,4)	16,8±4,1 (18,2)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Apikal</b>	<b>Sulu</b>	0±0,1 (0)	0±0,2 (0)	0,1±0,3 (0,1)
	<b>Susuz</b>	0,4±0,24 (0,4)	6,5±1,9 (6,1)	12,8±3,8 (13)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>

Mann Whitney U Test                      \*p<0,05                      \*\*p<0,01

#### **4.1.2. Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar (Grup3 – Grup4)**

Grup 3'te Straumann Standart Plus implantlarına uygun SynOcta abutmentlar su soğutması altında, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $0,4\pm0,4$ ,  $0,1\pm0,2$  ve  $0\pm0,1$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $1,8\pm1,8$ ,  $1,2\pm0,5$  ve  $0,7\pm0,3$ ; aşındırma işleminin 30. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $2,6\pm1,8$ ,  $2,5\pm1,4$  ve  $2,1\pm1,1$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.2).

Grup 4'te Straumann Standart Plus implantlarına uygun SynOcta abutmentlar su soğutması olmadan, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

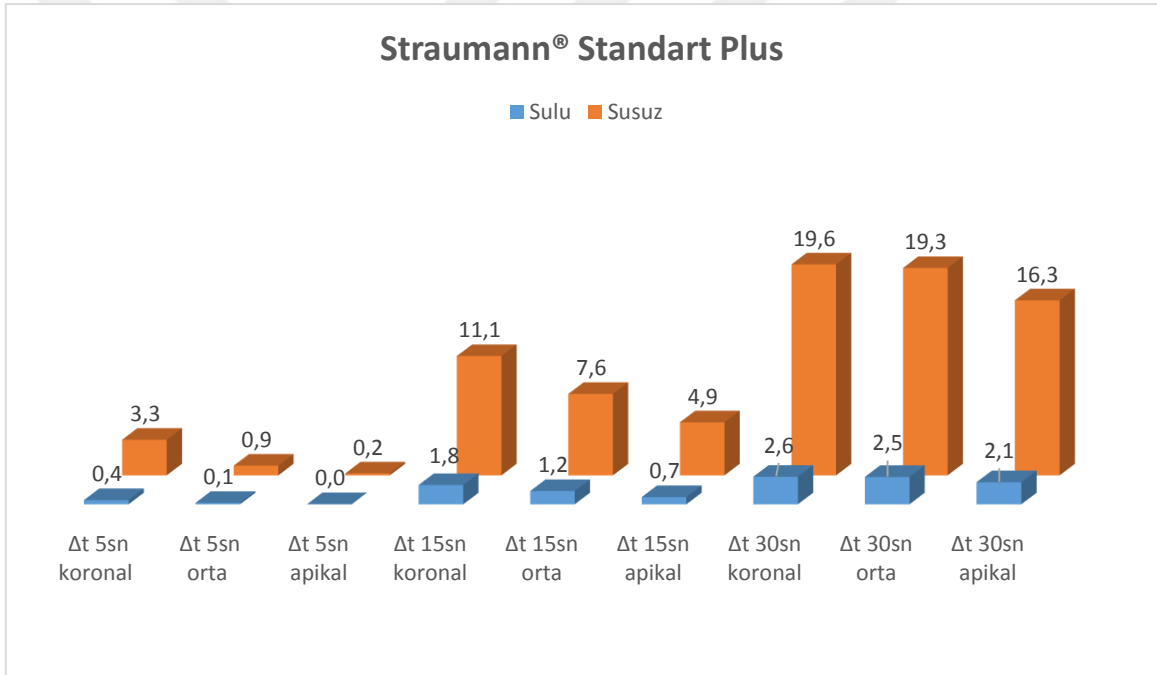
Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $3,3\pm1,7$ ,  $0,9\pm0,6$  ve  $0,2\pm0,2$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $11,1\pm3,1$ ,  $7,6\pm2,1$  ve  $4,9\pm1,5$ ; aşındırma işleminin 30. Saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $19,6\pm3,8$ ,  $19,3\pm2,6$  ve  $16,3\pm2,4$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.2).

Koronal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30. saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,009$ ) (Tablo 4.2).



Orta 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,047; p=0,009) (Tablo 4.2).

Apikal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,047; p=0,009) (Tablo 4.2).



**Şekil 4.2** - Straumann® Standart Plus Dental İmplantlar Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri Grafiği

**Tablo 4.2** - Straumann® Standart Plus Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

		<b>Δt 5sn</b>	<b>Δt 15sn</b>	<b>Δt 30sn</b>
		$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )
<b>Koronal</b>	<b>Sulu</b>	0,4±0,4 (0,2)	1,8±1,8 (0,8)	2,6±1,8 (1,8)
	<b>Susuz</b>	3,3±1,7 (3,4)	11,1±3,1 (9,8)	19,6±3,8 (20,5)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Orta</b>	<b>Sulu</b>	0,1±0,2 (0,1)	1,2±0,5 (1,5)	2,5±1,4 (2,2)
	<b>Susuz</b>	0,9±0,6 (0,9)	7,6±2,1 (7,2)	19,3±2,6 (20,5)
	<b>P</b>	<b>0,047*</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Apikal</b>	<b>Sulu</b>	0±0,1 (-0,1)	0,7±0,3 (0,6)	2,1±1,1 (2)
	<b>Susuz</b>	0,2±0,2 (0,2)	4,9±1,5 (4,6)	16,3±2,4 (16,5)
	<b>P</b>	<b>0,047*</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
Mann Whitney U Test		*p<0,05	**p<0,01	

#### **4.1.3. Astra Tech™ Dental İmplantlar (Grup5 – Grup6)**

Grup 5'te Astra Tech implantlarına uygun Ti-Design abutmentlar su soğutması altında, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $0,1\pm0,6$ ,  $0\pm0,2$  ve  $-0,1\pm0,1$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla,  $0,5\pm1,2$ ,  $0,4\pm0,7$  ve  $0,2\pm0,4$ ; aşındırma işleminin 30. Saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $0,7\pm1,3$ ,  $0,7\pm1$  ve  $0,6\pm0,8$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.3).

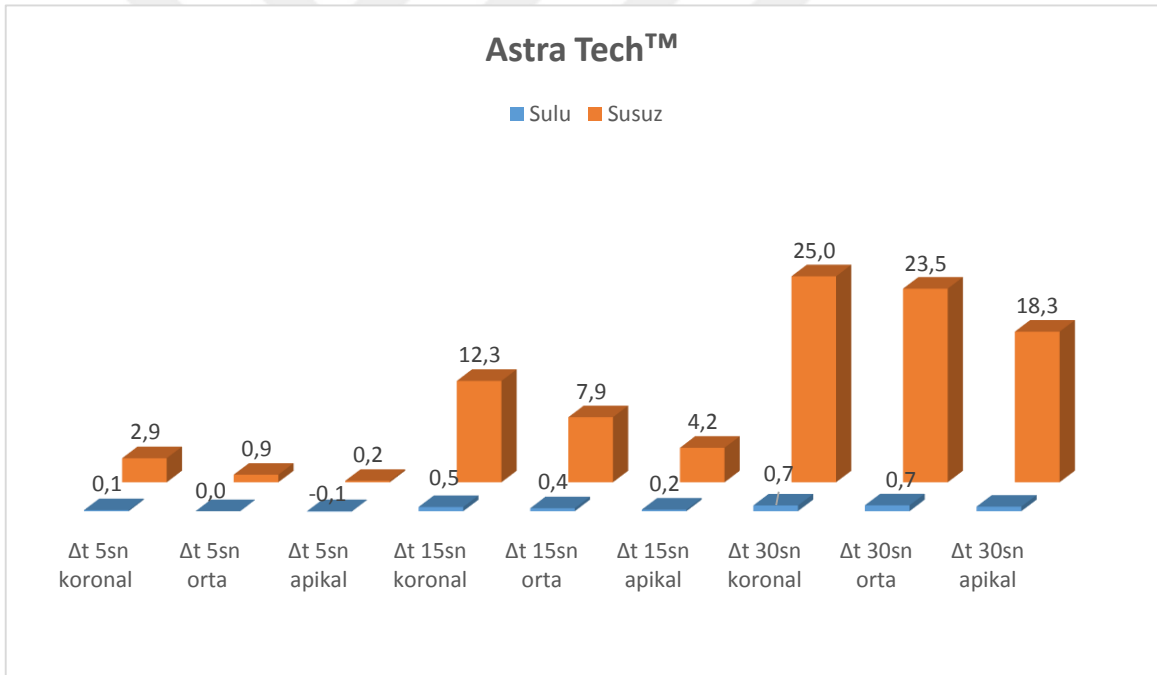
Grup 6'da Astra Tech implantlarına uygun Ti-Design abutmentlar su soğutması olmadan, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $3\pm0,4$ ,  $0,9\pm0,2$  ve  $0,2\pm0,1$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $12,3\pm2,5$ ,  $7,9\pm1,6$  ve  $4,2\pm0,8$ ; aşındırma işleminin 30. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $25\pm5,6$ ,  $23,5\pm5,1$  ve  $18,3\pm4,1$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.3).

Koronal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30. saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,009$ ) (Tablo 4.3).

Orta 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,009) (Tablo 4.3).

Apikal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,021; p=0,009) (Tablo 4.3).



**Şekil 4.3** - Astra Tech™ Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri grafiği

**Tablo 4.3** - Astra Tech™ Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

		$\Delta t$ 5sn	$\Delta t$ 15sn	$\Delta t$ 30sn
		$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )
<b>Koronal</b>	<b>Sulu</b>	0,1±0,6 (0,1)	0,5±1,2 (1,1)	0,7±1,3 (0,7)
	<b>Susuz</b>	2,9±0,4 (2,9)	12,3±2,5 (12,9)	25±5,6 (25,2)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Orta</b>	<b>Sulu</b>	0±0,2 (-0,1)	0,4±0,7 (0,5)	0,7±1 (0,9)
	<b>Susuz</b>	0,9±0,2 (1)	7,9±1,6 (8,9)	23,5±5,1 (24,6)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Apikal</b>	<b>Sulu</b>	-0,1±0,1 (0)	0,2±0,4 (0,2)	0,6±0,8 (0,7)
	<b>Susuz</b>	0,2±0,1 (0,22)	4,2±0,8 (4,4)	18,3±4,1 (19,4)
	<b>P</b>	<b>0,021**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
Mann Whitney U Test		*p<0,05	**p<0,01	

#### 4.1.4. Zimmer® Dental İmplantları (Grup7 – Grup8)

Grup 7’de Zimmer Dental implantlarına uygun Narrow Straight abutmentlar su soğutması altında, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $-0,2\pm0,2$ ,  $-0,1\pm0,1$  ve  $0\pm0,1$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $-0,2\pm0,7$ ,  $0\pm0,3$  ve  $0\pm0,2$ ; aşındırma işleminin 30. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $0\pm0,5$ ,  $0,1\pm0,3$  ve  $0,1\pm0,3$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.4).

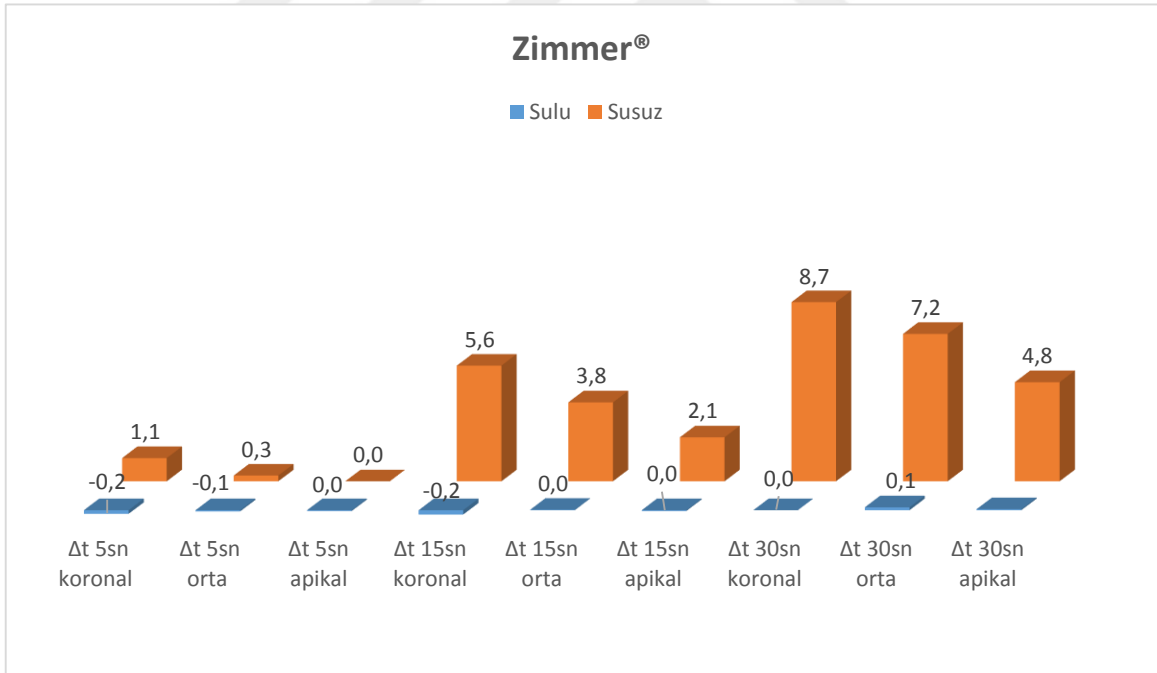
Grup 8’de Zimmer Dental implantlarına uygun Narrow Straight abutmentlar su soğutması olmadan, oklüzal yüzeylerinden 30 saniye süreyle, 1,5 mm aşındırılmıştır.

Aşındırma işleminin 5. saniyesinde implant yüzeyinin koronal, orta ve apikal 1/3 bölgelerinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $1,3\pm0,6$ ,  $0,3\pm0,2$  ve  $0\pm0$ ; aşındırma işleminin 15. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $5,6\pm1,1$ ,  $3,8\pm0,8$  ve  $2,1\pm0,6$ ; aşındırma işleminin 30. saniyesinde görülen ortalama sıcaklık artış değerleri sırasıyla  $8,7\pm1,4$ ,  $7,2\pm1$  ve  $4,8\pm0,8$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.4).

Koronal 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30. saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,009$ ) (Tablo 4.4).

Orta 1/3 bölgesinde, kuru kesim grubu implantlarındaki 5., 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, su soğutması uygulanan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,008; p=0,009) (Tablo 4.4).

Apikal 1/3 bölgesinde, su soğutması uygulanan ve kuru kesim grubu implantları arasında 5. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,458) (Tablo 4.4). 15. ve 30, saniyelerdeki ortalama sıcaklık yükselme değerleri, kuru kesim grubu implantlarında, su soğutması uygulananlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,009) (Tablo 4.4).



**Şekil 4.4** - Zimmer® Dental İmplantları Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri grafiği

**Tablo 4.4** - Zimmer Dental İmplantların Kuru ve Su Soğutmalı Kesim Değerleri

		$\Delta t$ 5sn	$\Delta t$ 15sn	$\Delta t$ 30sn
		$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )
<b>Koronal</b>	<b>Sulu</b>	-0,2±0,2 (-0,1)	-0,2±0,7 (-0,1)	0±0,5 (0,1)
	<b>Susuz</b>	1,1±0,6 (1,6)	5,6±1,1 (6,1)	8,7±1,4 (8,8)
	<b>P</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Orta</b>	<b>Sulu</b>	-0,1±0,1 (0)	0±0,3 (0)	0,1±0,3 (0,2)
	<b>Susuz</b>	0,3±0,2 (0,3)	3,8±0,8 (3,9)	7,2±1 (7,4)
	<b>P</b>	<b>0,008**</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
<b>Apikal</b>	<b>Sulu</b>	0±0,1 (0)	0±0,2 (-0,1)	0,1±0,3 (0,1)
	<b>Susuz</b>	0±0 (0)	2,1±0,6 (2,2)	4,8±0,8 (4,6)
	<b>P</b>	<b>0,458</b>	<b>0,009**</b>	<b>0,009**</b>
Mann Whitney U Test		*p<0,05	**p<0,01	



## **4.2. Su Soğutması Uygulanan İmplantlarda Markalara Göre Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi**

### **4.2.1. Koronal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişimleri açısından gruplar arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Straumann Standart Plus implantının 5. saniyedeki sıcaklık değişiminin ( $0,4\pm 0,4$  C<sup>0</sup>), Zimmer ( $-0,2\pm 0,2$  C<sup>0</sup>) ve Straumann Bone Level implantlarından ( $-0,3\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) daha yüksek oluşu dikkat çekicidir (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,049$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 15. saniyedeki sıcaklık değişimi ( $1,8\pm 1,8$  C<sup>0</sup>), Zimmer ( $-0,2\pm 0,7$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $-0,2\pm 0,4$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişimi değerleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 30. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,038$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 30. saniyedeki sıcaklık değişimi ( $2,6\pm 1,8$  C<sup>0</sup>), Zimmer ( $0\pm 0,5$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $-0,1\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30. saniyedeki sıcaklık değişimi miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

#### **4.2.2. Orta 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişimleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,039$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 15. saniyedeki sıcaklık değişiminin ( $1,2\pm 0,5$  C<sup>0</sup>), Zimmer ( $0\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,016$ ) ve Straumann Bone Level ( $0,1\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,016$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek olduğu bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişimi miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 30. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,025$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 30. saniyedeki sıcaklık değişimi ( $2,5\pm 1,4$  C<sup>0</sup>), Zimmer ( $0,1\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $0,2\pm 0,3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30. saniyedeki sıcaklık değişimi miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

#### **4.2.3. Apikal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişimleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır

( $p=0,027$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 15. saniyedeki sıcaklık değişiminin ( $0,7\pm0,3\text{ C}^0$ ), Zimmer ( $0\pm0,2\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $0\pm0,2\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek olduğu bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişimi miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

İmplant markalarına göre 30, saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p=0,020$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Straumann Standart Plus implantının 30. saniyedeki sıcaklık değişimi ( $2,1\pm1,1\text{ C}^0$ ), Astra ( $0,6\pm0,8\text{ C}^0$ ) ( $p=0,047$ ), Zimmer ( $0,1\pm0,3\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $0,1\pm0,3\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30, saniyedeki sıcaklık değişimi miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.5).

**Tablo 4.5** – Su soğutması uygulanan implantlarda markalara göre sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi

	Sulu İşlem	Straumann Bone Level	Straumann Standart Plus	Astra	Zimmer	P
		$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	$\bar{X} \pm sd$ ( $\tilde{x}$ )	
Koonal	$\Delta T$ 5 sn	-0,3±0,3 (-0,3)	0,4±0,4 (0,2)	0,1±0,6 (0,1)	-0,2±0,2 (-0,1)	<b>0,071</b>
	$\Delta T$ 15 sn	-0,2±0,4 (-0,2)	1,8±1,8 (0,8)	0,5±1,2 (1,1)	-0,2±0,7 (-0,1)	<b>0,049*</b>
	$\Delta T$ 30 sn	-0,1±0,3 (-0,2)	2,6±1,8 (1,8)	0,7±1,3 (0,7)	0±0,5 (0,1)	<b>0,038*</b>
Orta	$\Delta T$ 5 sn	0±0 (0)	0,1±0,2 (0,1)	0±0,2 (0)	-0,1±0,1 (0)	<b>0,390</b>
	$\Delta T$ 15 sn	0,1±0,3 (0)	1,2±0,5 (1,5)	0,4±0,7 (0,5)	0±0,3 (0)	<b>0,039*</b>
	$\Delta T$ 30 sn	0,2±0,3 (0,2)	2,5±1,4 (2,2)	0,7±1 (1)	0,1±0,3 (0,2)	<b>0,025*</b>
Apikal	$\Delta T$ 5 sn	0±0,1 (0)	0±0,1 (0)	-0,1±0,1 (0)	0±0,1 (0)	<b>0,708</b>
	$\Delta T$ 15 sn	0±0,2 (0)	0,7±0,3 (0,6)	0,2±0,4 (0,2)	0±0,2 (-0,1)	<b>0,027*</b>
	$\Delta T$ 30 sn	0,1±0,3 (0,1)	2,1±1,1 (2)	0,6±0,8 (0,7)	0,1±0,3 (0,1)	<b>0,020*</b>

Kruskal Wallis Test                      \* p<0,05                      \*\* p<0,01

### **4.3. Kuru Kesim Grubu İmplantlarında Markalara Göre Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi**

#### **4.3.1. Koronal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,003$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 5. saniyedeki sıcaklık artışı ( $1,3\pm 0,6$  C<sup>0</sup>), Astra ( $2,9\pm 0,4$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $5,7\pm 1,1$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $3,3\pm 1,7$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,047$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Straumann Bone Level implantında 5. saniyedeki sıcaklık artışı, Astra ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $p=0,028$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Astra ve Straumann Standart Plus implantları arasında 5. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,002$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 15. saniyedeki sıcaklık artışı ( $5,6\pm 1,1$  C<sup>0</sup>), Astra ( $12,3\pm 2,5$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $15,5\pm 1,4$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $11,1\pm 3$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Straumann Bone Level implantında 15. saniyedeki sıcaklık artışı, Astra ( $p=0,028$ ) ve Straumann Standart Plus ( $p=0,028$ ) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Astra ve Straumann Standart Plus implantları arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplant markalarına göre 30. saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,004$ ).

Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 30, saniyedeki sıcaklık artışı ( $8,7\pm 1,4$  C<sup>0</sup>), Astra ( $25\pm 5,6$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $20,3\pm 2,1$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $19,6\pm 3,8$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Straumann Standart Plus implantında 30, saniyedeki sıcaklık artışı, Astra ( $p=0,047$ ) implantından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30, saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

#### **4.3.2. Orta 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,018$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 5. saniyedeki sıcaklık artışı ( $0,3\pm 0,2$  C<sup>0</sup>), Astra ( $0,9\pm 0,2$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Bone Level ( $1,6\pm 0,8$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 5. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,007$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 15. saniyedeki sıcaklık artışı ( $3,8\pm 0,8$  C<sup>0</sup>), Astra ( $7,9\pm 1,6$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $10,3\pm 2,6$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $7,6\pm 2,1$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplant markalarına göre 30, saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,005$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 30. saniyedeki sıcaklık artışı ( $7,2\pm 1\text{ C}^0$ ), Astra ( $23,5\pm 5,1\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $16,8\pm 4,1\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $19,3\pm 2,6\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30, saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

#### **4.3.3. Apikal 1/3'teki Sıcaklık Değişiminin Değerlendirilmesi**

İmplant markalarına göre 5. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,037$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 5. saniyedeki sıcaklık artışı ( $0\pm 0\text{ C}^0$ ), Astra ( $0,2\pm 0,1\text{ C}^0$ ) ( $p=0,031$ ) ve Straumann Bone Level ( $0,4\pm 0,2\text{ C}^0$ ) ( $p=0,008$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 5. saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplant markalarına göre 15. saniyedeki sıcaklık değişimi düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,005$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 15. saniyedeki sıcaklık artışı ( $2,1\pm 0,6\text{ C}^0$ ), Astra ( $4,2\pm 0,8^0$ ) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $6,5\pm 1,9\text{ C}^0$ ) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $4,9\pm 1,5\text{ C}^0$ ) ( $p=0,016$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Astra implantında 15. saniyedeki sıcaklık artışı, Straumann Bone Level ( $p=0,028$ ) implantından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 15. saniyedeki sıcaklık değişim

miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).

İmplantlara göre 30, saniyedeki sıcaklık değişim düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,004$ ). Farklılığın hangi markadan kaynaklandığının tespiti için yapılan Mann Whitney U test sonucunda; Zimmer implantında 30. saniyedeki sıcaklık artışı ( $4,8\pm0,8$  C<sup>0</sup>), Astra ( $18,3\pm4,1$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ), Straumann Bone Level ( $12,8\pm3,8$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) ve Straumann Standart Plus ( $16,3\pm2,4$  C<sup>0</sup>) ( $p=0,009$ ) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında 30, saniyedeki sıcaklık değişim miktarları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.6).



**Tablo 4.6** – Kuru kesim grubu implantlarında markalara göre sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi

	Sulu İşlem	Straumann Bone Level	Straumann Standart Plus	Astra	Zimmer	P
		$\bar{X} \pm sd$	$\bar{X} \pm sd$	$\bar{X} \pm sd$	$\bar{X} \pm sd$	
		$(\tilde{x})$	$(\tilde{x})$	$(\tilde{x})$	$(\tilde{x})$	
Koronal	<b>ΔT 5 sn</b>	5,7±1,1 (6)	3,3±1,7 (3,4)	2,9±0,4 (2,9)	1,3±0,6 (1,6)	<b>0,003**</b>
	<b>ΔT 15 sn</b>	15,5±1,4 (15,7)	11,1±1,3 (9,8)	12,3±2,5 (12,9)	5,6±1,1 (6,1)	<b>0,002**</b>
	<b>ΔT 30 sn</b>	20,3±2,1 (20,8)	19,6±3,8 (20,5)	25±5,6 (25,2)	8,7±1,4 (8,8)	<b>0,004**</b>
Orta	<b>ΔT 5 sn</b>	1,6±0,8 (1,3)	0,9±0,6 (0,9)	0,9±0,2 (1)	0,3±0,2 (0,3)	<b>0,018*</b>
	<b>ΔT 15 sn</b>	10,3±2,6 (9,4)	7,6±2,1 (7,2)	7,9±1,6 (8,9)	3,8±0,8 (3,9)	<b>0,007**</b>
	<b>ΔT 30 sn</b>	16,8±4,1 (18,2)	19,3±2,6 (20,5)	23,5±5,1 (24,6)	7,2±1 (7,4)	<b>0,005**</b>
Apikal	<b>ΔT 5 sn</b>	0,4±0,2 (0,4)	0,2±0,2 (0,2)	0,2±0,1 (0,2)	0±0 (0)	<b>0,037*</b>
	<b>ΔT 15 sn</b>	6,5±1,9 (6,1)	4,9±1,5 (4,6)	4,2±0,8 (4,4)	2,1±0,6 (2,2)	<b>0,005**</b>
	<b>ΔT 30 sn</b>	12,8±3,8 (13)	16,3±2,4 (16,5)	18,3±4,1 (19,4)	4,8±0,8 (4,6)	<b>0,004**</b>
Kruskal Wallis Test			* p<0,05	** p<0,01		

#### **4.4. İmplant Markalarına Göre Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması**

##### **4.4.1. Koronal 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması**

Koronal bölgede su soğutması uygulandığında aşındırma sırasında Straumann Bone Level marka implantlarda  $26,2\pm 0,3$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $31,8\pm 4,6$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $28,6\pm 0,8$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $27,6\pm 0,5$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,003). Straumann Bone Level implantına su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,009), Zimmer (p=0,009) ve Straumann Standart Plus (p=0,009) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Zimmer implantına su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Straumann Standart Plus implantından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p=0,047). Diğer implantlar arasında su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.7).

Koronal bölgede kuru aşındırma yapıldığında Straumann Bone Level marka implantlarda  $58,44\pm 4,3$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $58,9\pm 8,8$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $61,7\pm 5$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $57,5\pm 8,6$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p=0,821) (Tablo 4.7).

#### **4.4.2. Orta 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması**

Orta 1/3 bölgesinde su soğutması uygulandığında aşındırma sırasında Straumann Bone Level marka implantlarda  $26,2\pm 0,3$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $29,8\pm 2,4$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $28\pm 0,5$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $27,2\pm 0,3$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,001). Straumann Bone Level implantına su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,009), Zimmer (p=0,009) ve Straumann Standart Plus (p=0,009) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Zimmer Level implantına su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,021) ve Straumann Standart Plus (p=0,015) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Astra ve Straumann Standart Plus implantları arasında su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.7).

Orta 1/3 bölgesinde kuru aşındırma yapıldığında Straumann Bone Level marka implantlarda  $51,36\pm 6$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $52,2\pm 3,5$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $58,4\pm 5,5$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $38,3\pm 1,5$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,005). Zimmer implantına kuru işlem uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,009), Straumann Bone Level (p=0,009) ve Straumann Standart Plus (p=0,009) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0,01). Diğer implantlar arasında kuru işlem uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.7).

#### **4.4.3. Apikal 1/3'teki Maksimum Sıcaklık Değerlerinin Karşılaştırılması**

Apikal bölgede su soğutması uygulandığında aşındırma sırasında Straumann Bone Level marka implantlarda  $26,2 \pm 0,3$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $28,5 \pm 1,4$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $27,7 \pm 0,5$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $27,2 \pm 0,3$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,005). Straumann Bone Level implantına su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,009), Zimmer (p=0,009) ve Straumann Standart Plus (p=0,009) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer implantlar arasında su soğutması uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.7).

Apikal bölgede kuru aşındırma yapıldığında Straumann Bone Level marka implantlarda  $43 \pm 4,7$  C<sup>0</sup>, Straumann Standart Plus marka implantlarda  $46,9 \pm 2,4$  C<sup>0</sup>, Astra marka implantlarda  $52,2 \pm 3,9$  C<sup>0</sup> ve Zimmer marka implantlarda  $33,5 \pm 1$  C<sup>0</sup> maksimum sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p=0,002). Zimmer implantına kuru işlem uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra (p=0,009), Straumann Bone Level (p=0,009) ve Straumann Standart Plus (p=0,009) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Straumann Bone Level implantına kuru işlem uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalaması, Astra implantından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p=0,016). Diğer implantlar arasında kuru işlem uygulandığındaki maksimum sıcaklık ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7** – Markalara göre implantlarda oluşan maksimum sıcaklık değerleri

		<b>Sulu İşlem</b>		<b>Kuru İşlem</b>	
		Range	$\bar{X} \pm sd (\tilde{X})$	Range	$\bar{X} \pm sd (\tilde{X})$
<b>Koronal</b>	<b>Straumann Bone Level</b>	25,9-26,6	26,2±0,3 (26,2)	51,4-63	58,4±4,3 (59,3)
	<b>Straumann Standart Plus</b>	27,6-37,5	31,8±4,6 (29,7)	48,1-69,9	58,9±8,8 (58,2)
	<b>Astra</b>	27,7-29,7	28,6±0,8 (28,4)	55,3-68	61,7±5,03 (63,3)
	<b>Zimmer</b>	26,9-28,1	27,6±0,5 (27,7)	42,6-63,4	57,5±8,6 (60,8)
<b>p</b>		<b>0,003**</b>		<b>0,821</b>	
<b>Orta</b>	<b>Straumann Bone Level</b>	25,9-26,6	26,2±0,3 (26,2)	43,3-57,9	51,36±6 (52,9)
	<b>Straumann Standart Plus</b>	27,6-33,1	29,8±2,4 (29,5)	46,9-56	52,2±3,5 (53,8)
	<b>Astra</b>	27,5-28,7	28±0,5 (27,8)	51,5-65,9	58,4±5,5 (59,1)
	<b>Zimmer</b>	26,8-27,6	27,2±0,3 (27,2)	36,3-40,1	38,3±1,5 (38,9)
<b>p</b>		<b>0,001**</b>		<b>0,005**</b>	
<b>Apikal</b>	<b>Straumann Bone Level</b>	25,9-26,6	26,2±0,3 (26)	36,1-48,5	43±4,7 (43,6)
	<b>Straumann Standart Plus</b>	27,2-30,6	28,5±1,4 (28,4)	43,7-49,9	46,9±2,4 (47,7)
	<b>Astra</b>	27,2-28,3	27,7±0,5 (27,5)	47,1-56,1	52,2±3,9 (53,5)
	<b>Zimmer</b>	26,8-27,6	27,2±0,3 (27,2)	32,4-35,1	33,5±1 (33,4)
<b>p</b>		<b>0,005**</b>		<b>0,002**</b>	
Kruskal Wallis Test		* p<0,05	** p<0,01		

#### **4.5. İmplant Markalarına Göre Maksimum Sıcaklığın 47 C° Üzerine Çıkmasının Değerlendirilmesi**

Koronal 1/3 bölgesinde su soğutması altında aşındırma yapılan hiçbir grupta sıcaklık 47 C° üzerine çıkmamıştır. Koronal bölgede kuru işlem uygulandığında Astra, Straumann Bone Level ve Straumann Standart Plus gruplarındaki tüm implantlarda, Zimmer grubundaki implantların da %80'ninde herhangi bir saniyede sıcaklık 47 C° üzerine çıkmıştır ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.8).

Orta 1/3 bölgesinde su soğutması altında aşındırma yapılan hiçbir grupta sıcaklık 47 C° üzerine çıkmamıştır. Orta bölgede kuru aşındırma yapılan gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,005$ ). Zimmer grubunda hiçbir implantta sıcaklık 47 C° üzerine çıkmazken, bu oran Astra (%100), Straumann Bone Level (%80) ve Straumann Standart Plus (%80) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 4.8).

Apikal bölgede su soğutması altında aşındırma yapılan hiçbir grupta sıcaklık 47 C° üzerine çıkmamıştır. Apikal bölgede kuru aşındırma yapılan gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0,008$ ). Astra grubunda implantların tamamında sıcaklık 47 C° üzerine çıkarken, bu oran Zimmer (%0), Straumann Bone Level (%20) ve Straumann Standart Plus (%60) implantlarından anlamlı şekilde yüksektir. Zimmer grubunda hiçbir implantta sıcaklık 47 C° üzerine çıkmazken, bu oran Straumann Standart Plus (%80) implantından anlamlı şekilde düşüktür (Tablo 4.8).

**Tablo 4.8** – İmplant markalarına göre 47 C° üzerine çıkan implant yüzdesi

	Maksimum Sıcaklık >47 C°	Straumann Bone Level	Straumann Standart Plus	Astra	Zimmer	p
		(n=5)	(n=5)	(n=5)	(n=5)	
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Koronal	Sulu İşlem	-	-	-	-	-
	Susuz İşlem	5 (%100)	5 (%100)	5 (%100)	4 (%80)	<b>0,368</b>
Orta	Sulu İşlem	-	-	-	-	-
	Susuz İşlem	4 (%80)	4 (%80)	5 (%100)	0 (%0)	<b>0,005</b> **
Apikal	Sulu İşlem	-	-	-	-	-
	Susuz İşlem	1 (%20)	3 (%60)	5 (%100)	0 (%0)	<b>0,008</b> **

Ki-kare Test **\*\* p<0,01**

## 5. TARTIŞMA

Dental implantlar, tam, parsiyel veya tek diş eksikliği vakalarında yapılacak olan proteze destek sağlamak amacıyla tercih edilen modern bir tedavi seçeneğidir. Günümüzde farklı markalara ait değişik boyut, çap, uzunluk, yüzey özelliği ve bağlantıya sahip çeşitli abutmentler bulunmaktadır [56].

Ganz 2006'da implant abutmentlerinin oklüzal yüksekliklerinin ayarlanması, marjinlerinin düzeltilmesi, retansiyonu arttırmak için abutment yüzeyine retansiyon oluklarının açılması veya implant destekli protezlerin oklüzal uyumlandırımlarının ağız içinde yapılmasının, implant kemik birleşimine ısı iletilmesine neden olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle abutment preparasyonlarının ağız dışında yapılmasını önermiştir [102].

İmplantın yerleştirilmesi ve abutmentin restore edilmesi sırasında sürtünme kuvvetine bağlı olarak oluşacak ısının alveol kemiğine iletilmesi, hücrelerin zarar görmesine ve iyileşmenin gecikmesine neden olmaktadır [82, 103]. Bu durum osseointegrasyonu olumsuz etkilemektedir [78,80].

Eriksson 1983'te, kemikte meydana gelen 50 C<sup>0</sup> 'de 1 dakikalık veya 47 C<sup>0</sup> 'de 5 dakikalık sıcaklık artışının, kemik hücrelerinde rezorpsiyona ve yağ hücreleriyle yer değişimine neden olduğunu bildirmiştir. 47 C<sup>0</sup> 'de 1 dakikalık ısı artışının ise yağ ve kemik hücrelerinde reversible bir hasara neden olacağını söylemiştir. Bu nedenle irreversible kemik hasarına neden olacak kritik sıcaklık değerinin 47 C<sup>0</sup> olduğunu bildirmiştir [80]. Çalışmamızda 47 C<sup>0</sup> eşik sıcaklık değeri olarak alınmıştır.



Titanyum ve titanyum alaşımları, termal iletkenliği fazla olan metallerdir. Bu nedenle implant komponentlerinden birinde oluşacak ısı artışı, diğer komponentlere ve periimplant dokulara iletilecektir [104].

İmplant tedavisinin cerrahi ve protetik aşamalarında, kemikte implant kavitesinin hazırlanması veya titanyumun aşındırılması nedeniyle mekanik, geçici kuronların hazırlanması sırasında akriliğin ekzotermik reaksiyonu nedeniyle kimyasal ısı artışı oluşmaktadır [105].

Çalışmamızda Astra Tech™ Dental, Straumann® Bone Level, Straumann® Standart Plus ve Zimmer® marka iki parçalı implant sistemleri kullanıldı. Farklı markalara ait farklı çap, uzunluk ve geometrilerdeki abutmentlerin preparasyonunun implant yüzeyinde oluşturduğu sıcaklık artışı incelendi.

Bragger 1995, Gross 1995, McCullagh 1998 ve Aleisa 2013, iki parçalı implant sistemlerinde, abutment preparasyonu sırasında ısı oluşumunu incelemişlerdir. İmplant yüzeyinde oluşan sıcaklığın, döner aletin hızı ve kullanılan frezin aşındırıcı özelliği azaldıkça, aşındırma süresi arttıkça ve soğutucu kullanılmadıysa artacağını söylemişlerdir [82, 94, 103, 106]. Bizim çalışmamızda aşındırma süresi her implant için 30 saniye sabit tutularak ve her abutment için yeni elmas frez kullanılarak preparasyonlar yapılmıştır.

Gross 1995 yılında yaptığı çalışmasında, titanyum abutmentlerin oklüzal yüzeylerinden su soğutması altında 1 mm indirgenme işlemi sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değerlerini ölçmüştür [82]. Huh ve arkadaşları 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında zirkonya/alümina abutmentlerin 1 mm oklüzal aşındırma işlemi sırasında su soğutması kullanılan ve kullanılmayan gruplarda implant yüzeyinde oluşan sıcaklık artışını incelemişlerdir [107]. Bragger 1995 yılında yaptığı çalışmasında, Straumann marka implantlarda abutment preparasyonu sırasında su soğutması uygulanan ve uygulanmayan

gruplarda oluşan sıcaklık artışını incelemişlerdir [103]. Bizim çalışmamızda, diğer çalışmalarda olduğu gibi, her marka için 1,5 mm oklüzal aşındırma işlemi sırasında su soğutması kullanılan ve kullanılmayan olarak iki alt grup oluşturuldu [103, 104, 106, 107, 108, 109, 110].

Grankiewicz 2009 yılında 250000 rpm, Huh 350000 rpm ve Aleisa 2013 yılında 390000 rpm hızındaki döner aletleri kullandıkları çalışmalarında, elmas frezlerle abutment preparasyonu yapmışlardır [82, 103, 104, 106, 107, 108, 109, 110]. Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara benzer olarak 280000 – 380000 rpm hızında döner alet kullanılmıştır.

Literatürde abutment preparasyonu sırasında implant yüzeyine geçen ısıyı ölçen çalışmalarda aşındırıcı olarak elmas veya tungsten frezler kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda da preparasyonlar 154µm gren büyüklüğünde yeşil kuşaklı elmas frezler kullanarak abutmentlerin oklüzal yüzeylerinden 1,5 mm indirgenme olarak yapıldı [82, 103, 108, 110]. Çalışmamızda preparasyonları standardize edebilmek için aksiyel yüzeylerde veya marjinlerde her hangi bir aşındırma işlemi yapılmamıştır.

Huh, Aleisa, Gross ve Gabay çalışmalarında preparasyon sırasında soğutma amacıyla kullanılan suyun implant yüzeyine temas etmemesi için rubber dam kullanmışlardır. Çalışmamızda, diğer çalışmalarda olduğu gibi, implant yüzeyini, preparasyon sırasında soğutma amacıyla kullanılan sudan izole etmek için rubber dam kullanıldı [82, 106, 107, 108].

Isı oluşumu, sıcaklık ölçümü ve ısının çevre dokularda yarattığı zararı inceleyen birçok araştırma yapılmıştır. Yapılan araştırmalarda çeşitli nedenlerle oluşturulan ısının yayılması sonucu elde edilen sıcaklık

değerleri, ısı çiftleri, kızılötesi termografi ve optik ve kızılötesi radyasyon pirometreleri kullanılarak ölçülmüştür [92, 93].

Komanduri 2001 yılında ısı ve sıcaklık ölçümü için kullanılan teknikleri derlemiştir. Sonuç olarak sıcaklık ölçümü için en uygun yöntemin, yapılması planlanan uygulamaya ve kullanılacak materyale göre değişkenlik gösterebileceğini söylemiştir [93].

Abukhshim ve arkadaşları 2006 yılında metal kesme işlemi sırasında ısı oluşumunu, dağılımını ve sıcaklık ölçüm yöntemlerini incelemiştir. Araştırmalarında, yüksek hızda kesme işlemlerinde kızılötesi termografi ve optik pirometrelerin, diğer tekniklere kıyasla daha kolay uygulandığını ve daha doğru sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir [86].

Lahiri ve arkadaşları 2012 yılında kızılötesi termografinin medikal alanlarda kullanımıyla ilgili derleme çalışması yapmışlardır. Kızılötesi termografinin diş hekimliği alanında, kavite ve implant preparasyonu, pulpada oluşan sıcaklık artışı gibi araştırmaların yanı sıra temporomandibular eklem rahatsızlıklarının, ağrının ve cerrahi sonrası enflamasyonun değerlendirilmesinde de kullanıldığını bildirmişlerdir [111].

McCullagh 2000 yılında kondensasyon dalga yönteminin kök yüzeyinde neden olduğu sıcaklık artışını ısı çiftleri ve kızılötesi termografi yöntemlerini karşılaştırarak incelemiştir. Araştırmacı, çalışmanın sonucunda ısı çiftleriyle 13,9 C<sup>0</sup> sıcaklık artışı kaydedilirken, termal kamera kullanıldığında 28,4 C<sup>0</sup> sıcaklık artışı kaydedildiğini söylemiştir. Farklı sonuçların, ısı çiftlerinin materyale tam temas etmemesi veya termografi yazılımının materyalin emisyonuna göre kalibre edilmemesinden kaynaklanabileceğini bildirmiştir [94].

Hussey ve arkadaşları 1997 yılında yaptıkları çalışmalarında post boşluğu hazırlanması sırasında kök yüzeyinde oluşan sıcaklık artışını termal kamera ile ölçmüşlerdir [98].

Abutment preparasyonu sırasında implant yüzeyine dağılan ısı ve oluşan sıcaklık artışını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda sıcaklık değerlerinin ölçümü için kimi araştırmacılar ısıl çiftler yöntemini kullanmışlardır [82, 103, 106, 107, 108, 109, 110]. Ormianer ve arkadaşları ise çalışmalarında termal kamera kullanarak sıcaklık ölçümü yapmışlardır [104].

Çalışmamızda dört farklı markaya ait değişik geometrilerdeki abutmentlerin oklüzal yüzeyinden 1,5 mm aşındırma işlemi sırasında, su soğutması olan ve olmayan gruplarda implant yüzeyine geçen ısının yarattığı sıcaklık artışı termal kamerayla ölçüldü. Çalışmamızın bulgularında bütün gruplarda standart sapma değerlerinin yüksekliği dikkat çekicidir. Bu yüksekliğin, örnek sayısının az olmasına ve sıcaklık oluşumu ve dağılımını etkileyen parametrelerin fazlalığına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Grankiewicz 2009 yılında, Osteoplant, Nobel Direct ve Q-implant markalarına ait tek parça implantların abutment kısımlarının, çevresel ve oklüzal aşındırmaları sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık miktarını ölçmüştür. Su soğutması uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki aşındırmalar devamlı ve aralıklı olarak yapılmıştır. Aşındırma süreleri belirtilmemiştir. Ölçümler K-tipi ısıl çiftler kullanılarak yapılmıştır. Sonuç olarak su soğutması kullanılan ve kullanılmayan gruplarda, yerleştirilen ısıl çiftlerde ölçülen sıcaklığın arttığı bildirilmiştir. Ölçülen en yüksek sıcaklık değerlerinin, implantın boyun bölgesine en yakın yerleştirilen ısıl çiftte kaydedildiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da su soğutması kullanılan ve kullanılmayan gruplarda ölçülen en yüksek sıcaklıklar koronal 1/3 bölgesinde kaydedilmiştir. Araştırmacı, su soğutması uygulanan implantlarda

koronal bölgede en düşük 3,02 C<sup>0</sup> en yüksek 5,01 C<sup>0</sup> sıcaklık artışı kaydetmiştir. Bizim çalışmamızda koronal 1/3 bölgesinde kaydedilen en yüksek sıcaklık artışı 2,56±1,83 C<sup>0</sup> iken bu değer en düşük -0,25±0,3 C<sup>0</sup> olarak ölçülmüştür. Çalışmalarda su soğutması uygulanan hiçbir grupta kaydedilen sıcaklık değerleri kemik için kritik olan derecelere ulaşmamıştır. Su soğutması uygulanmayan gruplarda, koronal 1/3 bölgesinde ölçülen sıcaklık artış değerleri en yüksek 67,67 C<sup>0</sup>, en düşük 38,19 C<sup>0</sup> olarak kaydedilmiştir. Bizim çalışmamızda bu değerler en yüksek 25±5,59 C<sup>0</sup>, en düşük 8,7±1,37 C<sup>0</sup> olarak kaydedilmiştir. Sonuçlar arasında görülen bu farklılığın araştırmada uygulanan aşındırma süresinin bilinmemesinden ve metodolojilerindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Araştırmada kullanılan markalar arasında sıcaklık artışı açısından bir fark bulunmadığı söylenmiştir. Bulgularımızda, kullanılan implant markaları arasında sıcaklık artışı açısından anlamlı fark gözlenmiştir. Sonuçlar arasında bulunan bu farklılığın, araştırmacının kullandığı implant markalarına, implant ve abutmentlerin üretildiği materyale ve sıcaklık ölçüm yöntemine bağlı olabileceği düşünülmektedir [109].

Huh 2009 yılında yaptığı çalışmasında, zirkonya/alümina abutmentlerin oklüzal yüzeyinden 1 dakika boyunca 1 mm aşındırma yapmış ve implant yüzeyine geçen sıcaklık değerlerini ölçmüştür. Ölçümler implantların koronal, orta ve apikal bölgelerinden K-tipi ısı çiftleri kullanılarak yapılmıştır. Sonuç olarak su soğutması uygulanan gruplarda koronal bölgede 38,27±0,59 C<sup>0</sup>, orta bölgede 37,24±0,43 C<sup>0</sup> ve apikal bölgede 37,09±0,46 C<sup>0</sup> sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Çalışmamızın bulguları, su soğutması kullanılan gruplarda koronal 1/3 bölgesinde en yüksek Straumann Standart Plus dental implantında 31,82±4,59 C<sup>0</sup> olarak kaydedilmiştir. Bu değer orta 1/3 bölgesinde 29,78±2,36 C<sup>0</sup> olarak, apikal 1/3 bölgesinde 28,48±1,36 C<sup>0</sup> olarak kaydedilmiştir. Su soğutması kullanılan grupların bulguları arasında görülen bu farklılığın, zirkonyanın aşındırmaya karşı direncinden dolayı

sürtünme sırasında daha fazla ısı oluşumuna neden olduğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Su soğutması kullanılmayan gruplarda koronal bölgede  $40,02 \pm 0,83$  C<sup>0</sup>, orta bölgede  $37,36 \pm 0,42$  C<sup>0</sup> ve apikal bölgede  $37,27 \pm 0,31$  C<sup>0</sup> sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Çalışmada su soğutması kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasındaki sıcaklık farkının azlığı dikkat çekicidir. Bizim çalışmamızın su soğutması kullanılmayan gruplarında koronal 1/3 bölgesinde, en yüksek  $69,9$  C<sup>0</sup>, en düşük  $42,6$  C<sup>0</sup> sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Su soğutması kullanılmayan gruplarda kaydedilen sıcaklıklar, bu çalışmanın sonuçlarından yüksektir. Su soğutması kullanılmayan gruplarda elde edilen düşük sıcaklık değerlerinin araştırmanın metodolojisinde yapılan bir hatadan kaynaklandığını düşünmekteyiz [107].

Ormianer 2013 yılında yaptığı çalışmasında, tek parça Zimmer marka implantlara uyumlu prepare edilebilen (test grubu) ve restoratif profil dizaynı yapılmış (kontrol grubu) abutmentlerin su soğutması altında veya su soğutması olmaksızın preparasyonu sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık miktarını termal kamera ile ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, preparasyon yönteminin, kullanılan soğutucunun ve implant ve abutment geometrisinin implant yüzeyinde oluşacak sıcaklık değerini etkilediğini söylemişlerdir. Elmas frezle su soğutması altında prepare edilen test implantlarının koronal bölgesinde  $0,28$  C<sup>0</sup> sıcaklık artışı görülürken, daha az preparasyona ihtiyaç duyan kontrol grubu implantlarında bu değer  $0,22$  C<sup>0</sup> bulunmuştur. Elmas frezle su soğutması olmaksızın prepare edilen test implantlarının koronal bölgesinde  $21,31$  C<sup>0</sup>, kontrol implantlarının koronal bölgesinde  $13,39$  C<sup>0</sup> sıcaklık artışı kaydedilmiştir. Bizim çalışmamızın Zimmer grubunda su soğutması altında yapılan aşındırmalarda koronal bölgede ölçülen sıcaklık artış değerleri 5. saniye için  $-0,18 \pm 0,16$  C<sup>0</sup>, 15. saniye için  $-0,21 \pm 0,65$  C<sup>0</sup> ve 30. saniye için  $0 \pm 0,46$  C<sup>0</sup>'dir. Su soğutması olmaksızın yapılan aşındırmalarda koronal bölgede ölçülen sıcaklık artış değerleri 5. saniye için  $1,3 \pm 0,6$  C<sup>0</sup>, 15. saniye için

5,62±1,12 C<sup>0</sup> ve 30. saniye için 8,7±1,37 C<sup>0</sup>'dir. Çalışmamızın Zimmer grubu bulguları bu çalışmanın bulgularından daha düşük bulunmuştur. Bu farklılığın, iki parçalı implant sistemlerinde ısının abutmenttan implanta geçerken bağlantı ara yüzeyinde dağılarak implanta daha az ısının iletilmesine neden olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz [104].

Bragger 1995 yılında yaptığı çalışmasında, Straumann marka implant abutmentlarında, oklüzal indirgeme, basamak düzenleme ve retansiyon olukları hazırlamak için 40 saniye süreyle preparasyonlar yapmıştır. Preparasyon sırasında abutmentin orta noktası, basamak bölgesi ve implantın kemikle temas ettiği en koronal bölgede oluşan sıcaklık miktarını k-tipi ısı çiftleriyle ölçmüştür. Çalışmanın sonucunda koronal bölgede, su soğutması kullanılan implantların %76'sında 0 – 3 C<sup>0</sup> sıcaklık değişimi kaydedilmiştir. Bu değerler bizim çalışmamızın Straumann Standart Plus gruplarında koronal bölgede ölçülen 2,56±1,83 C<sup>0</sup> değerleriyle benzerlik göstermektedir. Çalışmada su soğutması kullanılmayan gruplardaki implantların hepsi kemik için kritik sıcaklık değeri olan 47 C<sup>0</sup> sınırını geçmiştir. Bizim çalışmamızda da su soğutması olmaksızın prepare edilen Straumann implantların tamamında koronal 1/3 bölgesinde 47 C<sup>0</sup> sınırı aşılmıştır. Bu çalışmada su soğutması kullanılmayan gruplarda koronalde elde edilen sıcaklıklar 10. saniyede 38 C<sup>0</sup>, 43 C<sup>0</sup>; 20. saniyede 53 C<sup>0</sup>, 55 C<sup>0</sup>; 30. saniyede 55,5 C<sup>0</sup>, 57 C<sup>0</sup>'dir. Bu değerler, bizim çalışmamızın Straumann Bone Level ve Standart Plus gruplarında susuz işlem sırasında görülen maksimum sıcaklık değerleri (51,4 – 63 C<sup>0</sup> ve 48,1 – 69,9 C<sup>0</sup>) arasındadır [103].

Gabay 2010 yılında, tek parça implant abutmentlerinin çevresel preparasyonu sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık artışını t-tipi ısı çiftleri ile ölçmüştür. Abutmentlar su soğutması altında ve su soğutması olmadan prepare edilmiştir. Preparasyonlar, 120 saniye boyunca veya ısı çiftlerinden herhangi birinde 47 C<sup>0</sup> sıcaklık ölçülünceye

kadar devam etmiştir. Su soğutması kullanılmayan gruplarda  $5,73 \pm 1,16$  saniye sonrasında koronalde  $47\text{ C}^0$  sıcaklığa ulaşılmasına ve preparasyon durdurulmasına rağmen sıcaklık  $61,60 \pm 3,63\text{ C}^0$ 'ye kadar artmıştır. Bizim çalışmamızda su soğutması kullanılmayan gruplarda 30 saniye süren aşındırma işlemi sırasında koronal bölgede kaydedilen en yüksek sıcaklık Astra grubunda görülmüştür. ( $61,69 \pm 5,03\text{ C}^0$ ) Aşındırma süresi daha fazla olmasına rağmen benzer maksimum sıcaklık değerlerine ulaşılmasının, preparasyon çeşitlerindeki farklılık ve kullanılan implant ve abutmentlerin üretim materyalleri ve geometrilerindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmanın sonucunda su soğutması uygulanan gruplarda bizim çalışmamızda da olduğu gibi hiçbir implantta  $47\text{ C}^0$  sıcaklığa ulaşılmamıştır. Çalışmada su soğutması uygulanan ve uygulanmayan gruplarda koronalde ölçülen sıcaklık değerleri bizim çalışmamızda da olduğu gibi apikalde ölçülenlerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur [108].

Aleisa 2013 yılında yaptığı çalışmasında, Straumann Standart Plus dental implantlarda abutment preparasyonu sırasında soğutma amaçlı kullanılan suyun akış hızının implanta iletilen ısı üzerine etkisini incelemiştir. Sonuç olarak suyun akış hızının  $24\text{ ml/s}$ 'den  $40\text{ ml/s}$ 'ye çıkmasının, implant yüzeyinde sırasıyla  $33,77\text{ C}^0$  ve  $33,31\text{ C}^0$  sıcaklık oluşumuna neden olacağını bildirmiştir. Bizim çalışmamızın Standart Plus grubunda su soğutması kullanıldığında kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri ( $31,82 \pm 4,49\text{ C}^0$ ) bu çalışmanınla benzerlik göstermektedir [106].

Livne 2014 yılında yaptığı çalışmasında Zimmer marka tek parça ve iki parça implant abutment sistemlerinde, sıcak içeceklerin neden olduğu sıcaklık artışını incelemiştir. Çalışmada implantlar sığır mandibulasına gömülmüştür. Araştırmacı abutmentlerle implantlar arasında izolasyon sağlamak amacıyla rubber-dam yerleştirmiştir. Abutmentlerin olduğu bölmeye  $60\text{ C}^0$  sıcaklıkta su koyularak  $37\text{ C}^0$



sıcaklığa gelinceye kadar soğuması beklenmiştir. Abutment bölgesindeki suyun soğuması süresince implant ve abutment yüzeyinden ısı çiftlerle sıcaklık ölçümü yapılmıştır. İmplant sistemlerindeki ısı artışı ve ısı iletimini, implant tipi ve çapının etkilediğini bildirmiştir. Çapı daha büyük tek parça implant sistemlerinin, çapı daha küçük iki parçalı implant sistemlerine oranla (implant+abutment) daha fazla ısı iletimine neden olduğunu bildirmiştir. Araştırmada koronal bölgede ölçülen sıcaklık değerleri, bizim çalışmamızda da olduğu gibi apikal bölgede ölçülen sıcaklık değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. 4,7 mm çapındaki iki parçalı abutmentlerin apikallerinde  $40,92 \pm 1,07 \text{ C}^0$  ve  $41,95 \pm 0,9 \text{ C}^0$  sıcaklık ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda 4,8 mm çapındaki Zimmer marka implantlarda susuz işlem sırasında ölçülen maksimum sıcaklık değerleri  $32,4-35,1 \text{ C}^0$  arasındadır. Çalışmaların sonuçları arasındaki farklılığın metodolojilerindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz [112].

Çalışmamızda, su soğutması kullanılan ve kullanılmayan gruplarda ölçülen sıcaklık değerlerinin markalar arasında anlamlı farklılığa neden olmasının, markalara göre abutment geometrilerindeki ve üretim materyallerinin kimyasal ve fiziksel özelliklerindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamız kliniğe yönelik in-vitro bir çalışmadır ve literatürde marka karşılaştırması açısından benzeri olmamasından ötürü öncü niteliği taşımaktadır. Bu konuyla ilgili, örnek sayısı arttırılarak yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

## SONUÇLAR

- Su soğutması kullanılan gruplarda, implant markası fark etmeksizin, ölçüm yapılan hiçbir bölgede kemik için kritik olan 47 C<sup>0</sup> sıcaklığa ulaşılmamıştır.
- Su soğutması kullanılmadığında, en düşük sıcaklıklar Zimmer marka implantlarda ölçülmüştür.
- Su soğutması kullanılmayan gruplarda, koronal bölgede bütün implant markalarında kemik için kritik olan 47 C<sup>0</sup> sıcaklık aşılmıştır.
- Her marka için en yüksek sıcaklık değerleri koronal bölgede kaydedilmiş, sıcaklık değerleri apikale gittikçe azalmıştır.
- Preparasyon süresi arttıkça, implant yüzeyinde oluşan sıcaklık değerleri de artmıştır.
- Abutmentin üretildiği materyal ve geometrisi, preparasyon sırasında implant yüzeyinde oluşan sıcaklık miktarını etkilemektedir.

## 6. KAYNAKLAR

1. Tunali B. Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, ss 67-133, 1996.
2. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med, 15: 240-248, 2004.
3. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Quintessence Publ Co Ltd, Tokyo, 1989.
4. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. Color Atlas of Dental Medicine Implantology. Ed: Rateitschak KH, Newyork, 1995.
5. Tunalı B. Multidisipliner Yaklaşımla Oral İmplantoloji. Nobel Matbaacılık, İstanbul, ss 9-13, ss 20, 2004.
6. Sandallı P. Oral İmplantoloji. Erler Matbaacılık, İstanbul, ss 3-5, 2000.
7. McKinney VR. Endosteal Dental Implants. CV Mosby Inc, St. Louis, 1991.
8. Hahn JA. The blade implant. J Am Dent Assoc, 121: 394-402, 1990.

9. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstorm J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3: 81-100, 1969.
10. The glossory of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 94: 10-92, 2005.
11. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49: 843-848, 1983.
12. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4: 333-340, 1989.
13. Osborn JF, Newesely H. The material science of calcium phosphate ceramic. *Biomaterials*. 1: 108-111,1980.
14. LeGeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: Osseointegration. *J Bone Miner Res*, 8: 583-596,1993.
15. Remes A, Williams DF. Immune response in biocompatibility. *Biomaterials* 13: 731-743, 1992.
16. Rolant M, Langer B. Dental implant. *Review J Periodontol* 63: 859-70, 1992.

17. Neville B, Damm D, Allen C, Bouquot. Soft tissue tumors. *J Oral & Maxillofacial Patology*, 373-4, 1995.
18. Bişkin T. Osseointegre protezler. *Oral Dergisi*, 3: 20- 23, 1986.
19. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. Missouri, Mosby 2002.
20. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*, 43: 245-53, 1993.
21. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al- 4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*, 88: 467-72, 2002.
22. Ravnholt G. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. *Scand J Dent Res*, 96(5): 466-472, 1988.
23. Williams DF. Titanium and Titanium Alloys. In: David F. Williams (ed). *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, vol 1 (1st ed). CRC Press, BocaRaton, FL, pp 9-44, 1981.
24. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27: 401-408, 1996.

25. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby, Edinburgh, New York, pp 221-230, 2002.
26. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. Br Dent J, 182: 393- 394, 1997.
27. Flinn RA, Trojan PIC. Engineering Materials and Their Applications, vol 1, (4th ed). Houghton Mifflin Company, Boston, MA, 1990.
28. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. Dent Clin N Am, 51: 603-627, 2007.
29. Park P, Lakes RS. Biomaterials: An Introduction, vol 1 (2nd ed). Plenum, NewYork, NY, 1992.
30. Bardos DI. Titanium and Titanium Alloys. In David M'illiams (ed). Concise Encyclopedia of Medical and Dental Materials. Pergamon Press, Oxford, pp 360-365, 1990.
31. Mark JJ, Waqar A. Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices. Springer, New York, pp 533-576, 2007.
32. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Mater Sci Eng A, 243: 231- 236,1998.
33. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Pub Co Inc, Illinois, 1997.

34. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil*, 25: 800-8, 1998.
35. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent*, 54(3): 410-414, 1985.
36. Kasemo B, Lausmaa J. Metal Selection and Surface Characteristics.  
In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence, Chicago, pp 99-116, 1985.
37. Brune D, Evje D, Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. *Scand J Dent Res*, 90: 168-171, 1982.
38. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. In; Misch CE (ed). *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby, St Louis, 1999.
39. Akça K. Mandibular Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemiğin farklı bukkal-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 1988.
40. Rogers GFC, Mayhew YR. *Engineering thermodynamics, work and heat transfer*. 4th ed. Longman, London. p: 501-32, 1992.

41. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*, 23: 79–90, 1996.
42. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent*, 7: 315–322, 1998.
43. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science*, 226: 630–636, 1984.
44. Wheeler DL, Campbell AA, Graff GL, Miller GJ. Histological and biomechanical evaluation of calcium phosphate coatings applied through surface-induced mineralization to porous titanium implants. *J Biomed Mater Res*, 34: 539–543, 1997.
45. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc*, 121: 716–719, 1990.
46. Glantz P-O. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? *Int J Prosthodont*, 11: 402–407, 1998.
47. Carvalho Lamano TL, Cavavcanti CA, Araujo A, Teofilo JM, Brentegani LG. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 26: 149–152, 1997.
48. Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil*, 22: 105–111, 1995.



49. Meijer GJ, Dalmeijer RA, de Putter C, van Blitterswijk CA. A comparative study of flexible (polyactive) versus rigid (hydroxyapatite) permucosal dental implants. II. Histological aspects. *J Oral Rehabil*, 24: 93–101, 1997.
50. Meijer GJ, Heethaar J, Cune MS, de Putter C, van Blitterswijk CA. Flexible (polyactive) versus rigid (hydroxyapatite) dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 26: 135–140, 1997.
51. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: Biological, physical and chemical factors. *Int Dent J*, 33: 350–375, 1983.
52. Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5(4): 369–374, 1990.
53. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 68: 809-812, 1992.
54. Misch CE. *Dental İmplant Protezler*. Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, ss 43-52, 2009.
55. English CE. Externally hexed implants, abutments and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent*, 1: 273-282, 1992.

56. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15: 76-94, 2000.
57. Davanpanah M, Martinez H. *Clinical Manual of Implant Dentistry*. Quintessence, London, pp 123-158, 2004.
58. İplikçioğlu H. Tam Dişsiz Hastalarda İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar. *İmplant*, İstanbul, ss 67-98, 2005.
59. Palmer RM, Smith BJ, Howe LC, Palmer PJ. *Implants in Clinical Dentistry*. Martin Dunitz Ltd, London, pp 132-146, 2005.
60. Buttel AE, Buhler NM, Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 119: 901-918, 2009.
61. Lee WSS, Cowin SC (ed). *Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology*. *Bone Mechanics Handbook* (2nd ed). CRC press, Florida, pp 1-68, 2001.
62. Sikavitsas VI, Temenoff JS, Mikos AG. Biomaterials and bone mechanotransduction. *Biomaterials*, 22: 2581-93, 2001.
63. Kierszenbaum AL. *Histoloji ve Hücre Biyolojisi. Patolojiye Giriş*. Palme Yayıncılık, Ankara, 2006.

64. Janquerira LC, Carnerio J. Basic Histology. Barış Kitabevi. İstanbul, 2005.
65. Downey PA, Siegel MI. Bone biology and the clinical implications for osteoporosis. *Phys Ther*, 86(1): 77-91, 2006.
66. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 3 (Suppl): 131-9, 2008.
67. Roberts WE, Garetto LP, Brezniak N. Bone Physiology and Metabolism. In: Misch CE (ed). *Contemporary Implant Dentistry* (1st ed). Mosby - Year Book, St. Louis, pp 327-353, 1993.
68. Bonucci E. Basic Composition and Structure of Bone. In: Draughn RA, An YH (eds). *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface* (2nd ed) CRC Pres, USA, pp 3-21, 2000.
69. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. *J Clin Pathol*, 61(5): 577-87, 2008.
70. Kalfas IH. Principles of bone healing. *Neurosurg Focus*, 10(4): 1-4, 2001.
71. Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Carranza FA (eds). *Clinical Periodontology* (10th ed). Saunders/Elsevier, Philadelphia, 2006.

72. Collins DH. Surgical changes around nails and screws in bone. *J Pathol*, 65:109–121, 1953.
73. Moss RW. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting.  
*J Oral Surg*, 17: 405–414, 1964.
74. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg*, 38: 499–503, 1980.
75. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg*. 16: 22, 1958.
76. Matthews LS, Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*, 54: 297, 1972.
77. Rouiller C, Majno G. Morphologische und chemische Untersuchungen an Knochen nach Hitzeeinwirkung. *Beitr Path Anat*, 113: 100, 1953.
78. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*, 11: 151, 1982.
79. Lundskog J. Heat and Bone Tissue. An Experimental Investigation of the Thermal Properties of Bone Tissue and Threshold Levels for Thermal Injury. Thesis, University of Goteborg, 1972.

80. Eriksson AK, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*, 50: 101-107, 1983.
81. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthop Res*, 17: 891-899, 1999.
82. Gross M, Laufer BZ, Ormianar Z. An investigation on heat transfer to the implant-bone interface due to abutment preparation with high-speed cutting instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10: 207-212, 1995.
83. Sherif H, Tehemar BDS. Factors affecting heat generation during implant site preparation: A review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral and Maxillifac Implants*, 14: 127-136, 1999.
84. Saha S, Pal S, Albright, J.A. Surgical drilling: Design and performance of an improved drill. *J Biomechanic Eng*, 104: 245-252, 1982.
85. Silva MB, Wallbank J. Cutting temperature: Prediction and measurement methods – a review. *Journal of Materials Processing Technology*, 88: 195-202, 1999.
86. Abukhshim NA, Mativenga PT, Sheikh MA. Heat generation and temperature prediction in metal cutting: A review and

implications for high speed machining. *Int J of Machine Tools & Manufacture*, 46: 782-800, 2006.

87. Majumdar P, Jayaramachandran R, Ganesan S. Finite element analysis of temperature rise in metal cutting processes. *Applied Thermal Engineering*, 25: 2152-2168, 2005.
88. Wong K, Boyde A, Howell PGT. A model of temperature transients in dental implants. *Biomaterials*, 22: 2795-2797, 2001.
89. Martine G. *Essays Medical and Philosophical*. Millar, London, 1740.
90. Wunderlich C, Woodman W. On the Temperature in Diseases, *A Manual of Medical Thermometry*, vol 71. The New Sydenham Society, London, England, 1871.
91. Childs PRN. *Practical Temperature Measurement*. Butterworth-Heinemann, Woburn, Oxford, 2001.
92. Anagonye AU, Stephenson DA. Modeling cutting temperatures for turning inserts with various tool geometries and materials, *Trans ASME. Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 124: 544-552, 2002.
93. Komanduri R, Hou ZB. A review of the experimental techniques for the measurement of heat and temperatures

generated in some manufacturing processes and tribology. *Tribology International*, 34: 653-682, 2001.

94. Mc Cullagh JJP, Setchell DJ, Gulabivala K, Hussey DL, Biagioni P, Lamey PJ, Bailey G. 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: 326-332, 2000.
95. Nicholas JV, White DR. An introduction to temperature measurement and calibration, traceable temperatures. Wiley and sons: Chiester, England, UK, pp 239-170, 1994.
96. Ring E F J. The historical development of temperature easurement in medicine. *Infrared Physics & Technology*, 49: 297-301, 2007.
97. Ring F. Thermal imaging today and its relevance to diabetes. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 4: 857-862, 2010.
98. Hussey DL, Biagioni PA, Mc Cullagh JJP, Lamey PJ. Thermographic assessment of heat generated on the root surface during post space preparation. *Int Endod J*, 30: 187-190, 1997.
99. Biagioni PA, Longmare RB, Mc Gimpsey JG, Lamey PJ. Infrared thermography – It's role in dental research with particular referance to craniomandibular disorders. *Dentomaxillofacial Radiology*, 25: 119-124, 1996.

100. Mc Cullagh JJP, Biagioni PA, Lamey PJ, Hussey DL: Thermographic assessment of root canal obturation using thermomechanical compaction. *Int Endod J*, 30; 191-195, 1997.
101. OMEGA Engineering Inc: 'Temperature handbook', 21st century (2nd ed). OMEGA Engineering Inc, Stanford, Canada, 2000.
102. Ganz SD, Desai N, Weiner S. Marginal integrity of direct and indirect castings for implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21:593-9, 2006.
103. Brägger U, Wermuth W, Török E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 6(4); 254-9, 1995.
104. Ormianer Z, Lewinstein I, Moses O. Heat generation in 1-piece implants during abutment preparations with high-speed cutting instruments. *Implant Dent*, 22(1); 60-5, 2013.
105. Ormianer Z, Laufer BZ, Nissan J, Gross M. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(6); 837-42, 2000.
106. Aleisa K, Alkeraidis A, Al-Dwairi Z, Altafawi H, Lynch E. Implant Fixture Heat Transfer During Abutment Preparation. *J Oral Implantol*, 2013.



107. Huh JB, Eckert SE, Ko SM, Choi YG. Heat transfer to the implant-bone interface during preparation of a zirconia/alumina abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(4); 679-83, 2009.
108. Gabay E, Cohen O, Machtei EE. Heat production during prosthetic preparation of a one-piece dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(6); 1131-6, 2010.
109. Gronkiewicz K, Majewski P, Wisniewska G, Pihut M, Loster BW, Majewski S. Experimental research on the possibilities of maintaining thermal conditions within the limits of the physiological conditions during intraoral preparation of dental implants. *J Physiol Pharmacol*, 60 (Suppl); 123-7, 2009.
110. Cohen O, Gabay E, Machtei EE. Cooling profile following prosthetic preparation of 1-piece dental implants. *J Oral Implantol*, 36(4); 273-9, 2010.
111. Lahiri BB, Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J. Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics Tech*, 55; 221-35, 2012.
112. Livne S, Harel N, Piek D, Ormianer Z. Evaluation of heat conduction in dental implants after exposure to hot beverages. *J Prosthet Dent*, 111(3); 228-33, 2014.

## 7. ÖZGEÇMİŞ

14 Ocak 1986 yılında İstanbul'da doğdum. İlkokulu FMV Özel Ayazağa Işık Lisesi, ortaokul ve liseyi FMV Özel Işık Lisesi'nde tamamladım. 2004 yılında başladığım Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki eğitimimi 2009 yılında tamamladım. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Hala eğitimimi sürdürmekteyim.

