

T.C.  
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI MARKA İMPLANT FREZLERİ İLE YAPILAN OSTEOTOMİLERDE  
KEMİKTE MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İN-VİTRO  
OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk ŞARKBAY

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Oral İmplantoloji Yüksek Lisans Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ahmet MİHMANLI

İSTANBUL

2015

T.C.  
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI MARKA İMPLANT FREZLERİ İLE YAPILAN OSTEOTOMİLERDE  
KEMİKTE MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İN-VİTRO  
OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk ŞARKBAY

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Oral İmplantoloji Yüksek Lisans Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ahmet MİHMANLI

İSTANBUL

2015

*Sevgili danışman hocam Ahmet Mihmanlı'ya*

*Yardımlarını esirgemeyen asistan arkadaşlarıma*

*Tezimi yazarken desteklerini esirgemeyen eşime, çocuklarıma*

*Gönülden teşekkürü bir borç bilirim.*



## ÖZET

### **Farklı marka implant frezleri ile yapılan osteotomilerde kemikte meydana gelen sıcaklık değişimlerinin in-vitro olarak incelenmesi**

Bu tez çalışmasında farklı firmalar tarafından üretilmiş implant frezleri ile yapılan drilleme esnasında, kemikte meydana gelen sıcaklık değişimlerinin in-vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada taze dana kaburgasında elde edilmiş kemik bloklar kullanılmıştır. Kemik bloklar üzerinde, Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent ve Starumann implant markaları tarafından üretilen frezler ile, 2 kg sabit basınç altında  $30\pm 2$  C<sup>0</sup>'lık ortam sıcaklığında drilleme işlemi yapılmıştır. Kemik bloklara 5. ve 10. mm derinliklere yerleştirilmiş iki adet K tipi termocouple sensör yerleştirilmiş ve implant frezine 1 mm mesafedeki sıcaklık değişimleri ölçülmüştür. Çalışmamızda, implant yuvası hazırlanması için farklı koşullarda çalışma modelleri oluşturulmuştur. Grup1'de ilk defa kullanılan frezlerle 150 rpm hızda irrigasyonsuz, , grup 2'de ilk defa kullanılan frezlerle 1200 rpm hızda 40 ml/dk irrigasyon ile, grup 3'de 30. Defa kullanılan frezlerle 150 rpm hızda irrigasyonsuz, grup 4'de 30. Defa kullanılan frezlerle 1200 rpm hızda 40 ml/dk irrigasyon ile çalışılmıştır. Yapılan tüm osteotomi işlemleri  $3,5\pm 0,3$  mm çaplı frezler ile 8 sn süre periyodunda gerçekleştirilmiş ve eşit zaman aralıklarında elde edilen sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde Repeated Measures ve Kruskal Wallis-H testleri kullanılmıştır.

İmplant frezlerinin drilleme esnasında kemikte oluşturdukları sıcaklık değişiklikleri ile frezlerin markaları arasında anlamlı bir ilişki gözlenmemiştir ( $p>0,05$ ). Grupların hiçbirinde, çalışma boyunca kritik sıcaklık değerlerine ( $47C^0+$ ) ulaşılmamıştır. 5. ve 10. mm derinliklerde kullanılan sensörlerdeki sıcaklık değişimlerinin de birbirine yakın olduğu görülmüştür. Ayrıca, irrigasyonsuz ve irrigasyonlu çalışılan sistemlerde ortalama sıcaklıkların birbirine

yakın olmakla beraber; ancak başlangıç sıcaklığı çıkartılarak elde edilen fark değerlerinin, irrigasyonsuz sistemlerde anlamlı düzeyde yüksek olduğu hesaplanmıştır.

Çalışmamızın sonuçları, implant frezlerinin kemik bloklarda üretici firmaların farklılığına (Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent Starumann firmaları) ve kullanım sayısına bağlı olarak önemli ölçüde sıcaklık artışlarına neden olmadığını göstermiştir. Ayrıca, irrigasyonlu ve irrigasyonsuz sistemlerin, önerilen koşullarda kullanıldığı sürece güvenli oldukları sonucuna ulaşılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant, diş hekimliği, sıcaklık, kemik, osteotomi

## **ABSTRACT**

### **In vitro evaluation of the temperature changes after bone osteotomy with different implant brand drills**

The aim of this thesis was to investigate in vitro temperature changes during drilling in the bone by using implant drills which are produced by different companies. In this study, bone specimens obtained from fresh beef ribs were used. Drilling has been performed on the bone specimens by using the Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent Starumann implant systems with 2 kilograms static downward force and  $30\pm 2$  °C ambient temperature. Two K type thermocouples were placed in the 5 and 10 mm depth of bone specimens and temperature was measured at the distance of 1 mm from the implant drills. In our study, different experimental models were prepared to make implant site preparation, The experiment was based on four groups: in Group 1, drills were used for the first osteotomy at the speed of 150 rpm without irrigation; in Group 2 drills were used for the first osteotomy at the speed of 1200 rpm with irrigation (40 mL/min); in Group 3 drills were used for up to thirtieth osteotomies at the speed of 150 rpm without irrigation and in Group 4 drills were used for up to thirtieth osteotomies at the speed of 1200 rpm with irrigation (40 mL/min). Whole osteotomies were performed in eight minutes with  $3,5\pm 0,3$  mm diameter drills and temperature values obtained in the eight equal time periods were recorded. Statistical analysis of the values was performed by using Repeated Measures and Kruskal Wallis-H tests.

No significant difference was observed in each group for different implant brands according to temperature changes while drilling of the bone specimens ( $p>0,05$ ). The critical temperature ( $47^{\circ}\text{C}+$ ) was not recorded in any of the experimental models. In the 5 and 10 mm depth, the temperature change levels. were similar to each other. Therefore, although the mean temperature values were similar in the irrigation and non-irrigation systems, the values

obtained by subtraction of initial temperatures were significantly higher in non-irrigation groups.

The results of this study showed that different implant drills (produced by Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent Starumann companies) and repeated drilling do not cause significant temperature rise during the osteotomy in bone specimens. Otherwise, we concluded that both irrigation and non-irrigation systems are safe in reasonable working conditions.

**Key Words:** Implant, dentistry, temperature, bone, osteotomy



## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	iii
ABSTRACT.....	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	x
RESİMLER LİSTESİ .....	xii
1. GİRİŞ .....	1
2. Genel Kavramlar .....	2
2.1. Dental İmplant Kavramı .....	2
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi .....	2
2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması .....	3
3. Kemik Fizyolojisi .....	5
3.1. Kemik Fizyolojisi .....	5
3.2. Kemiğin Organizasyonu .....	6
3.3. Kemik Bileşenleri .....	7
3.4. Kemik Hücreleri .....	8
3.5. Kemik İyileşmesi .....	8
4. Osseointegrasyon .....	11
4.1. Osseointegrasyon Tanımı .....	11
4.2. Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler .....	11
4.3. Oklüzal Yükleme .....	11
4.4. Materyalin Biyouyumluluğu ve İmplant Yüzeyi .....	12
4.5. Primer Stabilite .....	13
4.6. Cerrahi Teknik .....	13
4.7. İmplantın Yerleştirildiği Bölge .....	14
4.8. İmplant Cerrahisinde Başarı Kriterleri .....	15
5. GEREÇ VE YÖNTEM .....	16
5.2. Deney Düzeninde Kullanılan Malzemeler .....	17
5.3. Kemik Blokların Hazırlanması .....	17
5.6. Termocouple ile Ölçülen Verilerin Kaydedilmesi .....	20
5.8. Sıcaklık Farklarının Hesaplanması .....	22
5.9. İstatistiksel Analiz .....	24
6. BULGULAR .....	25
6.1. Ölçülen Ortalama Sıcaklık Değerleri .....	25
6.2. En Yüksek ve En Düşük Sıcaklık Değerlerinin Farkı .....	31



6.3.	Ölçülen Sıcaklık Değerleri ve Çalışma Grupları İlişkisi .....	32
6.4.	Sıcaklık Farklarının Hesaplanması .....	35
6.5.	Frez Markaları ve Sıcaklık Farkları İlişkisi .....	36
7.	TARTIŞMA .....	38
8.	SONUÇ .....	41
KAYNAKLAR .....		42
ÖZGEÇMİŞ .....		52



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

**RANKL:** NF-KB ligand reseptör aktivatör

**IL-1:** İnterlökin-1

**1,25 Vit D:** 1,25 dihidroksivitamin D

**PTH:** Paratroid hormon

**CSF:** Koloni stimulan faktör

**RPM:** Revolutions per minute (Dakikadaki devir sayısı)

**SLA Yüzey:** Sandblasted Large Grid Acid-Etched

**Tmax:** Maksimum sıcaklık

**Tmin:** Minimum sıcaklık

**Tmax-min:** Maksimum ve minimum sıcaklıklar arasındaki fark

**Tort:** Ortalama Sıcaklık

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 1 Dental implantolojinin tarihçesinde gözlemlenen önemli gelişmeler .....	3
Tablo 2 İmplantların sınıflandırılmasında kullanılan bazı parametreler .....	5
Tablo 3. Gelişimsel, histolojik ve morfolojik olarak kemik türleri .....	6
Tablo 4.Kemikte yapılan cerrahi işlem sonrasında gerçekleşen iyileşme periyodu .....	9
Tablo 5. Kullanılan frezlerin ait olduğu implant firmaları ve frez çapları .....	16
Tablo 6. Farklı koşullardaki çalışma grupları .....	22
Tablo 7 Örnek bir çalışma grubunda, termocouple sensörlerinden alınan değerlerin çalışma süresi ile birlikte kaydedilmesi .....	23
Tablo 8 Çalışmada kullanılan sıcaklık parametrelerinin hesaplanma yöntemi .....	24
Tablo 9 Birinci çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. $T_{max}$ :En yüksek sıcaklık, $T_{min}$ :En düşük sıcaklık, $T_{ort}$ :Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, $T_{max-min}$ :En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark .....	25
Tablo 10 İkinci çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. $T_{max}$ :En yüksek sıcaklık, $T_{min}$ :En düşük sıcaklık, $T_{ort}$ :Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, $T_{max-min}$ :En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark .....	27
Tablo 11 Üçüncü çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. $T_{max}$ :En yüksek sıcaklık, $T_{min}$ :En düşük sıcaklık, $T_{ort}$ :Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, $T_{max-min}$ :En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark .....	28
Tablo 12 Dördüncü çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. $T_{max}$ :En yüksek sıcaklık, $T_{min}$ :En düşük sıcaklık, $T_{ort}$ :Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, $T_{max-min}$ :En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark .....	30
Tablo 13 Farklı marka implant frezleri ve çalışmada kaydedilen en yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki farklar .....	31

Tablo 14 Frez markaları ve sıcaklık farkları ilişkisini gösteren tablo ..... 37

Tablo 15. Çalışma Grupları ve ortalama sıcaklık farkları ilişkisi..... 33



## RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Kortikal ve kansellöz kemik yapıları .....	7
Resim 2. Sırasıyla Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent ve Straumann markalarına ait implant frezleri .....	17
Resim 3. Çalışmada kullanılan kemik bloklar.....	18
Resim 4 Rehber yuvaların görünümü (a), 5. ve 10. mm lik yüksekliklerden standart sensör yuvalarının açılması (b), termocouple sensörlerinin yerleştirilip sabitlenmesi(c) .....	19
Resim 5 Anguldurva tutucu sistemin genel görünümü (a) kemik blokların sabitlenmesi (b), rehber yuvaların açılması (c) deney düzeneğinin çalıştırılması (d) görülmektedir .....	20
Resim 6 Termocouple bağlanması ve flash bellek üzerinden bilgisayara aktarılan veriler; 1 No'lu veriler 5 mm derinlikteki sıcaklık değerlerini, 2 No'lu veriler 10 mm derinlikteki sıcaklık değerlerini göstermektedir. ....	21

## 1. GİRİŞ

Dental implant uygulamalarının başarılı olmasında, cerrahi aşama oldukça önemli bir yer tutmaktadır. Bu nedenle de araştırmacılar, dental implant uygulanması esnasında çene kemiklerinde uygulanan cerrahi işlemlerin güvenli biçimde yapılması üzerinde yoğunlaşmışlardır (1-3). Aynı zamanda kullanılan cerrahi tekniklerin, başarılı bir osseointegrasyonun sağlanmasının yanında, yerleştirilen implantların prognozunda da önemli olduğu vurgulanmıştır (4, 5).

Canlı dokularda oluşan yüksek sıcaklıklarda protein denatürasyonunun gerçekleştiği bilinmektedir (6, 7). Literatürde, drilleme işlemi ile yapılan osteotomi esnasına kemikte gerçekleşen sıcaklık değişikliklerinin, osseointegrasyona ve dolayısıyla da implant başarısına etkisi tartışma konusu olmuştur (8, 9). Bu aşamada, implant frezlerinin yapıldığı materyal, implant yuvasının hazırlandığı kemik morfolojisi, implant yiv yapısı, çalışma hızı, irrigasyon solüsyonunun miktarı ve sıcaklığı gibi birçok faktörün etkili olabileceği düşünülmektedir(10, 11).

Yapılan bu in-vitro çalışmada, beş farklı (Ankylos Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent, Straumann) implant markası tarafından üretilmiş implant frezleri ile yapılan drilleme esnasında, irrigasyonlu ve irrigasyonsuz sistemlerin farklı devir sayılarında (150 rpm ve 1200 rpm) kemikte meydana getirdikleri sıcaklık değişimlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

## **2. GENEL KAVRAMLAR**

### **2.1.Dental İmplant Kavramı**

Dental implantlar, diş çekimi sonrası kalan alveolar kemik kreti içerisine veya yüzeyine yerleştirilen ve kök görevini üstlenen alloplastik materyallerdir. Bu materyallerin doku içerisine yerleştirilme işlemini tanımlamada ise implantasyon terimi kullanılmaktadır (12). Güncel diş hekimliğinde daha çok gövde ve protetik üst yapıdan oluşan iki parçalı endosseöz implant formları kullanılmaktadır.

### **2.2.Dental İmplantların Tarihçesi**

Dental implantlar ile ilgili ilk bilgiler neredeyse ilk çağ dönemlerine kadar uzanmaktadır. Yakın dönemlere bakıldığında ise ilk olarak 1880’de Harris (California), 1886 da ise Edmonds (New-York) demirden yapılmış kemik içi implant uygulamasını denemişlerdir (13, 14). Modern olarak implantolojinin doğuşu ise, 1965 yılında Branemark tarafından histolojik çalışmalarla kanıtlanan osseointegrasyon kavramının tanımlanmasıyla ortaya çıktığı kabul edilmektedir (15). Daha sonraki yıllarda, özellikle implant yüzeylerindeki gelişmelere bağlı olarak yenilikler yapılmış ve çalışmalarda daha çok osseointegrasyon kavramına yer verilmiştir (16, 17). 1988’ de Ledermann (18) New Ledermann Screw sistemini geliştirmiştir. 1990’lı yıllarda geliştirilen hidroksiapatit yüzeyler sayesinde hem mekanik hem de kimyasal yolla osseointegrasyon sağlanması amaçlanmıştır (19). 2000’li yıllara gelindiğinde ise genellikle yeni cerrahi teknikler ve estetik başarı ön plana çıkmıştır (20, 21). Aynı zamanda implant yüzey özelliklerini geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar, günümüzde de devam etmektedir (22).

<b>YIL</b>	<b>ARAŞTIRMACI(LAR)</b>	<b>GELİŞMELER</b>
1938	Strock	İçi dolu vida şeklinde implant
1938	Dahl	İlk subperiostal implant
1940	Strock	Endodontik implant
1947	Formiggini	Kemin aralara girmesini sağlamak için boş vida şeklinde implant
1950	de Lew	Subperiostal imlant
1953	Sollier & Chercheve	Alt çenede transosseöz implant
1962	Perron-Andre	İmplant kıvrımlarına kemik entegrasyonundan bahsetmiş
1965	Branemark	Osseointegrasyonun histolojik olarak kanıtlanması
1968	Linkow	Blade implantların geliştirilmesi
1974	Schroeder	Titanyum Plazma Sprey (TPS) yüzey hazırlanması
1984	Steinemann&Straumann	Titanyum Plazma Sprey (TPS) yüzeylerin geliştirilmesi
1986	Ledermann	Asitleme / kumlama tekniği ve Frialit implantların piyasaya sürülmesi
1988	Ledermann	New Ledermann Screw sistemlerinin geliştirilmesi
1997	Straumann	Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) yüzeylerin geliştirilmesi
2005	Straumann	SLA aktif yüzeyin piyasaya sürülmesi

Tablo 1 Dental implantolojinin tarihçesinde gözlemlenen önemli gelişmeler

### **2.3.Dental İmplantların Sınıflandırılması**

Dental implantların sınıflandırılmasında genellikle; implantların yüzey özellikleri, implant morfolojileri ve implantların yerleştirildikleri destek dokular esas almaktadır. Literatürde,



endoosseöz implantlar ile ilgili yapılan ilk sınıflama Murototi tarafından yapılmıştır (23). Günümüzde dental implantlar, implant formu (silindirik, konik), implantın boyun bölgesi, implantın çap ve uzunlukları (dar, geniş, kısa, uzun), implantın yüzey morfolojisi (asitle prüzlenmiş, Titanyum Plazma Sprey, Hidroksi apatit) ve implant yiv formları esas alınmaktadır (24).

İmpant yerleştirilmesinde, implantların yüzey özellikleri ve morfolojileri dışında implantın yerleştirileceği dişsiz bölgelerin özellikleri de önemli bir yere sahiptir. Jensen (25) Diğer taraftan 1989 yılında implant yapılacak bölgedeki kemik kalitesini, kemik miktarını ve bölgenin vital yapılara olan uzaklığını içeren bir sınıflama yapmıştır. Szollosi ve ark. (26) 1992 yılında protetik açıdan implant yerleştirilen diş sayısı ve pozisyonlarını esas alan bir sınıflama yapmıştır. Ayrıca günümüzde, implantın yerleştirileceği dişsiz çenelerle ilgili kemik kalitesini, ark formunu içine alan birçok sınıflama yapılmıştır (27, 28).

<b>Sınıflandırma Kriteri</b>	<b>Alt Gruplar</b>
İmplant destek dokuları	Subperiostal implant Transosseal implant Endosteal
İmplant materyali	Titanyum Alüminyum Zirkonyum
İmplant Formu	Silindirik Konik
İmplantın çap ve uzunluğu	Dar, geniş, uzun kısa
İmplantın yüzey morfolojisi	Asitle pütüzenmiş yüzey, Titanyum Plazma Sprey yüzey, Hidroksi apatit yüzey

Tablo 2 İmplantların sınıflandırılmasında kullanılan bazı parametreler

### **3. KEMİK FİZYOLOJİSİ**

#### **3.1.Kemik Fizyolojisi**

İskelet sisteminin ana komponentini oluşturan kemiklerin vücutta, iç organların korunması, kas bağlantılarının gerçekleşmesi, ağırlığının taşınması, kan yapımı ve özellikle Ca, Mg, P ve Na gibi iyonların depolanması gibi başlıca görevleri bulunmaktadır (29). Ayrıca vücudumuzda, kardiyak outputun %10 kadarı da kemiklerde kullanılmaktadır (30).

Yapı ve fonksiyonları nedeniyle kemiklerde hayat boyu süren yapım ve yıkım olayları gerçekleşmektedir. Bu siklus osteoklastlarda kemik yıkımının artışı ve bununla beraber osteoblastlarda kemik yapımının aktivasyonu şeklinde gerçekleşir. Yaşlanma ile beraber bazı hormonal ve işlevsel değişikliklerin gerçekleşmesine bağlı olarak kemik yıkım hızı, kemik

yapım hızını geçmektedir. Dolayısıyla ileri yaşlarda, osteopeni veya osteoporoz gibi durumlar ortaya çıkabilmektedir (31).

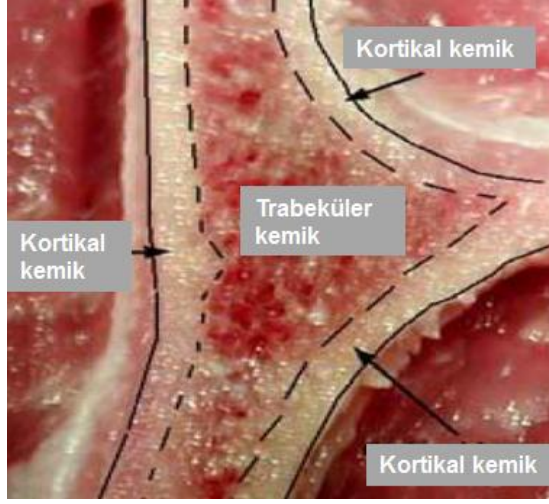
### 3.2.Kemiğin organizasyonu

İnsan vücudunda toplam 213 kemik bulunmaktadır. Kemikler, gelişimsel, histolojik ve morfolojik olarak sınıflandırılabilir. (Tablo 3). Kemiklerin yapısı ve şekilleri; bazen genetik bazen de çevresel faktörlerden etkilenebilir (32).

Gelişimsel	Histolojik	Morfolojik
Endokondral kemik	Kompakt (Kortikal) kemik	Uzun kemik
İntramembranöz kemik	Spongiöz (Kansellöz) kemik	Kısa kemik Yassı kemik Düzensiz kemik

Tablo 3. Gelişimsel, histolojik ve morfolojik olarak kemik türleri

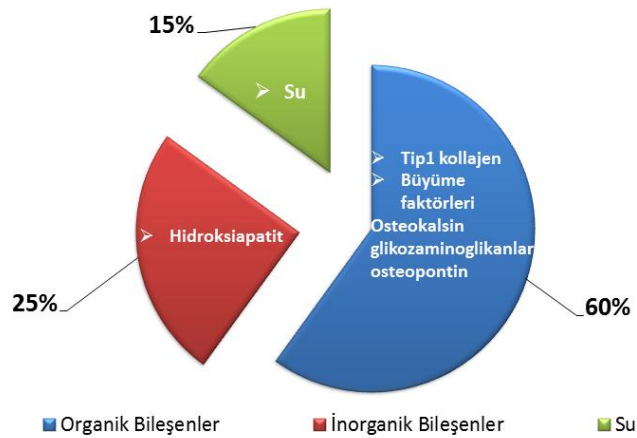
Histolojik olarak trabeküler ve kompakt kemik olmak üzere ikiye ayrılır. Özellikle uzun kemiklerin dış yüzeyinin kapsayan kompakt kemik daha sert ve boşluklu, kansellöz kemik ise daha yumuşak ve boşluksuz yapıdadır (Resim 1). Diğer taraftan kortikal ve kansellöz kemiklerin yapım hızları da (*turn-over*) birbirinden farklıdır. Kortikal kemik, kansellöz kemiğe daha aktif bir metabolizmaya sahiptir. Ayrıca, organizmadaki toplam kemik kütlelerinin %80'ini kortikal, %20'sini ise kansellöz kemik oluşturmaktadır.



Resim 1. Kortikal ve kansellöz kemik yapıları

### 3.3.Kemik Bileşenleri

Kemik dokusunun içeriğinde başlıca organik bileşenler, inorganik bileşenler ve su bulunmaktadır Şekil (1). Organik bileşenlerin önemli bir kısmını (%90) Tip I kollojen,inorganik bileşenlerin de önemli bir bölümünü (%65) hidroksiapatit kristalleri  $[Ca_{10}(PO^4)_6(OH)^2]$  oluşturmaktadır. İnorganik bileşenler arasında ayrıca potasyum (K), magnezyum (Mg), , demir (Fe) klor (Cl) ve karbonat ( $CO_3$ ) gibi mineraller bulunmaktadır.



Grafik 1 Kemik dokusunun organik ve inorganik bileşenleri

### 3.4.Kemik Hücreleri

**Osteoblastlar;** kemik oluşumundan sorumlu mezenkimal kökenli hücrelerdir. Kemik yapımındaki esas organik bileşen olan Tip 1 kollogen sentezini ve bazı kollojen olmayan (osteokalsin ve osteonektin gibi) proteinleri sentezler. Kollojen sonrası oluşan matriks osteoid olarak isimlendirilmektedir. Osteoblastlar ayrıca, osteoklastların olgunlaşmasını sağlayan bazı enzimler salgılayarak kemik yıkımına dolaylı olarak yardımcı olur.

**Osteositler;** Matriksle çevrelenen osteoblastlar, osteosit olarak adlandırılır. Bu hücreler, uzantıları sayesinde haberleşmeyi gerçekleştirmekte ve kemik hemostazisini sağlamaktadır.

**Osteoprogenitör hücreler;** kemikte bulunan farklılaşmamış hücrelerdir. Bu hücreler gerektiğinde osteoblast yada osteoklastlara farklılaşabilirler. Kemik yüzeyinde genellikle bulunur ve içe uzanarak endosteumu yaparlar

**Osteoklastlar;** kemik yıkımından sorumlu olan ve mononükleer fagositer sistemin üyesi olan hücrelerdir. Osteoklastlar, kemikteki en büyük hücrelerdir. Salgıladıkları hidrofilik enzimler sayesinde kemik ve kalsifiye kıkırdak dokuların rezorpsiyonunu gerçekleştirmektedir. Parmaksı çıkıntılar sayesinde (firça yüzey) osteoklastik aktivitelerini gerçekleştirirler. Kemik matriksin protein kısmını salgıladıkları bazı enzimlerle (matriks metaloproteinazları, katepsin K, B ve L enzimleri) parçalarlar. Osteoklast formasyonundan, aktivasyonundan ve rezorpsiyon proseslerinden NF-KB ligand reseptör aktivatör (RANKL), osteoprotegrin, İnterlökin-1 (IL-1) interlökin-6 , koloni stimulan faktör (CSF), paratroid hormon (PTH), 1,25 dihidroksivitamin D (1,25 Vit D) ve kalsitonin hormonu sorumludur (33). Osteoklastların aktivasyonunda kalsitonin hormonu da önemli bir yere sahiptir(34).

### 3.5.Kemik İyileşmesi

Kemikte yapılan cerrahi işlemler sonrasında, kemik iyileşmesi ve yeni kemik oluşumu belirli zaman periyotlarında gerçekleşmektedir. Kemik iyileşme fazlarına genel olarak enflamasyon, onarım ve yeniden şekillenme şeklindedir. Bu aşamalar içerisinde de ayrıca pıhtı oluşumu, hücre migrasyonu, granülasyon dokusunun oluşması gibi iyileşme fazları yer almaktadır (35). İyileşme aşamasında gerçekleşen olaylar ve gerçekleşme süreleri Tablo 3’te verilmiştir.

<b>Kemik İyileşme Fazı</b>		<b>Gerçekleşme Süresi</b>
<b>Enflamasyon Fazı</b>	Cerrahi sonrası kanama	İlk 10 dakika
	Cerrahiye bağlı oluşan kanama ile beraber pıhtı oluşması	İlk 48 saat
	Fibrinoliz ve Cerrahi yapılan bölgeye hücrelerin migrasyonu	2-4 gün
	Granülasyon dokusunun oluşması	4-7 gün
<b>Onarım Fazı</b>	Kemik yapımının başlaması	4-5 gün ve 1-2 aylar
	Kallus formasyonunun oluşması	
	Kemik trabeküllerinin oluşması	
<b>Yeniden Şekillenme Fazı</b>	Kallus formasyonunun olgun kemik ile yer değiştirmesi	1-2 ay ve Yıllar boyu
	Mekanik kuvvetlerle birlikte trabeküllerin şekillenmesi	
	Kemik yapım ve yıkımının birlikte devam etmesi	

**Tablo 4.** Kemikte yapılan cerrahi işlem sonrasında gerçekleşen iyileşme periyodu

**Enflamasyon Fazı;** Kemik iyileşmesinin başlangıç fazı olarak kabul edilen enflamasyon fazında, vazodilatasyon, hiperemi, prostoglandin sentezi, histamin salınımı ve kemotaksis gibi olaylar gözlemlenir. Enflamasyon fazının ilerleyen zamanlarında ise fibrin ağı oluşur ve bu ağ fibroblastların ve yeni kapiller yapıların yerleşmesi için yatak görevi üstlenir. Sentezlenen kollojen ile birlikte fibrin ağı organize olur. Yara iyileşme aşamasının ilk 7-10 günlerinde enflamasyon fazından bahsedilebilir.

**Onarım Fazı;** İyileşmekte olan kemikte onarım fazı 4 – 5. günlerden itibaren başlamaktadır. Osteoprogenitör hücrelerin kemotaktik sinyaller ile iyileşme bölgesine gider ve granülasyon dokusu kollojene tutunur. Aynı zamanda kondrositlerin osteoblastlara dönüşümü gerçekleşir. Onarım fazında ekstrasellüler matriksin olgunlaşması ve hücrelerin farklılaşması ile gelişen kallus formasyonu, oluşan kırıkta dokunun olgunlaşmamış (woven) kemik ile yer değiştirmesi ile seyrederek. İlk bir ayda gerçekleşen bu fazda ayrıca, osteoblastlara dönüşen hücreler kemik trabeküllerini oluşturur. Böylelikle en dışta osteojenik hücreler, ortada kırıkta doku, en içte ise kemik trabekülleri yerini alır.

**Yeniden Şekillenme Fazı;** Olgunlaşmamış kemik dokusu ve kallusun lameller ve trabeküler kemiğe dönüştüğü fazdır. Bu faz ömür boyu kemik rezorpsiyonu ve kemik apozisyonu şeklinde devam eder (36). Ayrıca, mekanik kuvvetler, kemiklerin şekillenmesinde etkili olmaktadır.

## **4. OSSEOİNTEGRASYON**

### **4.1.Osseointegrasyon Tanımı**

Osseointegrasyon tanımı, 1955 yılında Branemark tarafından tavşan tibialarında yapılan mikroskobik bir çalışma sonrası yapılmıştır. Buna göre osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ve titanyum implant yüzeyi arasındaki, herhangi bir fibröz doku olmaksızın gerçekleşen direkt temas olarak tanımlanmıştır(15). Osseointegrasyon, 1990 yılında Zarb tarafından fonksiyonel yükleme esnasında kemikte asemptomatik rijit fiksasyonun elde edilmesi olarak tanımlanmıştır (37). Aynı zamanda dental implantlarda en önemli başarı kriteri, osseointegrasyon varlığı olarak kabul edilmiştir (38).

### **4.2.Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler**

Dişsiz kretlere yerleştirilen implantların osseointegrasyonunu ve buna bağlı olarak da tedavi başarısını etkileyen birçok faktör söz konusudur. İlk olarak Albrektsson ve ark. (12) implant dizaynı, implant yüzeyi implantın yerleştirildiği bölge, cerrahi teknik ve oklüzal yüklemelerin osseointegrasyon başarısında önemli olduğunu bildirmişlerdir. Günümüzde de ileriki dönemlerde yapılan araştırmalarda da bu faktörler üzerinde durulmaktadır.

### **4.3.Oklüzal Yükleme**

İmplant gövdesine iletilen mekanik kuvvetlerin osseointegrasyonu ve implant kemik kontaktındaki kemik yapımını etkilediği bilinmektedir (39, 40). Özellikle protetik yükleme aşamasını ilgilendiren oklüzal kuvvetlerin miktarı, implant başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Aşırı oklüzal yüklemeler, implantın yerleştirildiği bölgede marjinal kemik kayıpları ve erken dönemde implantların kaybedilmesi ile sonuçlanabilmektedir (41). Aynı zamanda implantların boyun bölgesine gelen stres miktarları da marjinal kemik kaybı



oluşmasında etkili olabilmektedir. Huang ve ark.(42) implant boynuna gelen horizontal kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere göre daha hızlı boyun rezorbsiyonuna neden olabileceğini ve bu nedenle erken dönem implantasyonlarda boyun bölgesine gelebilecek streslerden kaçınılması gerektiğini savunmuşlardır.

#### **4.4.Materyalin biyouyumluluğu ve implant yüzeyi**

Canlı organizmada kullanılan bütün biyomateryallerin; fiziksel, kimyasal, mekanik, termal özelliklerinin ve dokuda oluşturabileceği tüm reaksiyonların uygulama öncesinde bilinmesi gerekmektedir (43). Dental implantların ana elementi olan titanyum (Ti) da, düşük yoğunluğu, düşük elastiklik modülü ve yüksek direnciyle bilinen bir elementtir (44). Dental implantların yerleştirilmesinin ardından kemik dokusu ve implant yüzeyi arasında osseointegrasyonun ve biyomekanik bağlantının gerçekleşmesinde titanyum (Ti) önemli bir rol üstlenmektedir (45). Bu nedenle de Ti, biyouyumluluk açısından oral implantolojide altın standart olarak kabul edilmektedir (46).

Yerleştirilen implantlarda, daha başarılı bir osseointegrasyon sağlanması amacıyla, farklı modifikasyonlarda Ti yüzey topografileri elde edilmiştir. Elde edilen yüzey topografilerinin osteoblast diferansiyasyonunu da etkilediği düşünülmektedir (47, 48). Ayrıca, implant yüzeyinin farklı yöntem ve materyellerle kaplanması işlemi de, kemik implant arayüzünün hücrel formasyonunda ve osseointegrasyon başarısında etkili olmaktadır (44).

İmplant yüzeyleri fiziko-kimyasal veya biyomekanik yöntemlerle pürüzlendirilmektedir. Titanyum Plazma Sprey, kumlama, asitleme, hidroksiapatit kaplama, okside etme ve makine ile hazırlama gibi yöntemler kullanılmaktadır (49). Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA yüzey) tekniği olarak isimlendirilen hazırlama yönteminde ise kumlama ve asitleme işlemleri birlikte yapılmaktadır(50). Araştırmacılar, implant yüzeyinin biyolojik ve kimyasal

özelliklerinin kemik iyileşme cevabı üzerinde etkili olduğunu gözlemlemiş ve aynı zamanda pürüzlü yüzeylerde osseointegrasyon başarısının da arttığını bildirmişlerdir (51, 52).

#### **4.5.Primer Stabilite**

Primer stabilite, implant başarısını etkileyen en önemli kriterlerden biridir. Uygulanan cerrahi prosedür, kemik kalitesi ve implantın dizaynı ve çapı primer stabiliteyi etkileyen faktörlerin başında gelmektedir. Yüksek primer satabilite ile yerleştirilen implantların klinik başarısının daha yüksek olduğu bilinmektedir. (53, 54). Yerleştirilen implantlardaki artan çap ve boyların, genel olarak primer stabiliteyi olumlu yönde etkilediği bilinmektedir (53, 55). Ancak, implant yerleştirilmesi sonrasında implant boyun bölgesinde kalan kemik miktarı da iyileşme sonrası implant başarısında etkilidir. Bu nedenle de, orta çapta implantların kullanılmasının, geniş çaplı implantlara göre daha avantajlı olacağı da savunulmuştur(56). İmplant yerleştirilen bölgedeki kemiğin yapısı da primer stabilite için önemli bir faktördür. Kortikal kemik kalınlığının artması ile birlikte primer stabilitenin yüksek olacağı bildirilmiştir (42). Literatürde ayrıca, uygulanan cerrahi tekniğe bağlı olarak, implantın primer stabilitesinde önemli bir değişiklik oluşmadığı bildirilmiştir (57).

#### **4.6.Cerrahi Teknik**

İmplant tedavilerinde en önemli aşamalardan birisi de kuşkusuz cerrahi fazdır. İmplant yerleştirilmesi işleminde, tek aşama cerrahi, çift aşama cerrahi, immedat implantasyon gibi farklı cerrahi teknikler yer almaktadır. Bunların dışında, alveol kret boyunca insizyon yapılmaksızın implant yerleştirme işlemi *flepless implant cerrahisi* olarak

isimlendirilmektedir. Literatürde bu yöntemin, minimal invaziv olduğu ve implant başarısını olumsuz bir etkisinin olmadığı savunulmuştur (58, 59). Piezeocerrahi yöntemi kullanılarak hazırlanan implant bölgelerinde BMP-4 ve TGF-b2 seviyelerinin erken dönemde arttığı ve buna bağlı olarak kemik remodelinginin hızlandığı bildirilmiştir (60).

#### **4.7.İmplantın Yerleştirildiği Bölge**

Dental implantların yerleştirildiği bölgelerin kemik yoğunlukları, alt ve üst çenede değişkenlik gösterebilmektedir. Kortiko-kansellöz kemik miktarlarının belirlenmesinde, geçmişten günümüze Lekholm ve Zarb skalası kullanılmaktadır (61, 62). Bu skalaya göre kortikal kemik miktarının en kalın ve hacimsel olarak en fazla olduğu en fazla olduğu bölgelerde gözlemlenen kemik tipi D 1 olarak kabul edilmiştir. Kortikal tabakanın incelmeleri ile birlikte spongiöz kemik miktarının arttığı kemik tipi ise sırasıyla D 2, D 3 ve D 4 olarak isimlendirilmektedir. Kortikal tabakanın en ince, spongiöz kemik hacminin ise en fazla olduğu kemik türü D 4 kemiktir (63, 64).

Çalışmalarda, en yüksek kemik yoğunluğunun anterior mandibulada, en düşük kemik yoğunluğunun ise posterior maksillada olduğu rapor edilmiştir (63). Dental implantların yerleştirildiği bölgelerin içerdiği kortikal ve kansellöz kemik miktarlarının implant başarısını da etkileyebileceği düşünülmektedir (65). İmplant yerleştirilmesinin ardından gerçekleşen marjinal kemik kaybının, implantın yapıldığı bölgedeki kemik türleri ile ilişkili olduğu görülmüştür(66). Linck ve ark. ise Lekholm ve Zarb sınıflamasının cerrahi açıdan önemli bir değişikliğe neden olmadığını savunmuşlardır (67).

#### 4.8.İmplant Cerrahisinde Başarı Kriterleri

Yerleştirilen implantların başarılarının değerlendirilmesinde, günümüzde de halen Albrektsson ve Zarb kriteri olarak bilinen kriterler kabul edilmektedir (68). Yerleştirilmiş bir implantın fizyolojik sınırlar dışında bir hareketlilik olmaması, klinik olarak asemptomatik olması ile beraber estetik ve fonksiyonel açıdan herhangi bir problem görülmemesini içermektedir. Ayrıca, farklı araştırmacılar tarafından dönem dönem implant başarı kriterleri savunulmuştur (69). Schnitman ve Schulman (70) tarafından 1978 yılında yayımlanan başarı kriterleri aşağıdaki gibidir.

- İmplant gövdesinde 1 mm den daha az mobilite olmalı,
- Kemik kaybı, implant boyunun 1/3'ünden daha fazla olmamalı,
- Yapılan implantta; tedavi edilemeyen gingivitis, abse veya herhangi bir semptom, komşu dişlerde oluşmuş zarar, parestezi veya anestezi, mandibular kanal, maksillar sinüs ve nazal kavite ile ilişki durumları olmamalı,
- 5 yıllık takipte, hastaların %75 'inde herhangi bir fonksiyon kaybı olmamalıdır.
- Ayrıca . radyografik olarak, implant çevresindeki radyolusensi varsa evrelendirilmesi gerekmektedir. Ancak bu durum başarı, kriteri olarak edilmez.

İmplant başarı kriterleri Cranin ve ark.(71) tarafından ise şu şekilde tanımlanmıştır;

İmplant yerleştirilmesinden itibaren 60 ay sonra,

- Radyografik olarak önemli ölçüde bir kemik kaybı ve sekestrasyonun bulunmaması,
- İmplantta mobilitenin olmaması,
- Dişeti kanama indekslerinin normal sınırlarda olması,
- Servikal bölgede herhangi bir gingival hiperplazi veya granülomatozis olmaması,
- Radyografik olarak implant ve kemik arasında belirgin bir boşluğun gözlenmemesi olarak tanımlanmıştır.

## 5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, 2015 yılı Mayıs ayında, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laborantında sığır kaburgasından elde edilen kemik blokları üzerinde in-vitro olarak yapılmıştır.

### 5.1.Çalışma Dizaynı

Çalışmada, beş farklı implant firmasına ait frezler kullanılmış ve bu frezler ile yapılan osteotomi esnasında gerçekleşen sıcaklık değişimleri in-vitro olarak gözlemlenmiştir. Çalışmada, irrigasyon yapılan grupların tamamında dıştan soğutmalı sistem kullanılmıştır. Kullanılan frezlerin marka ve çapları Tablo 5 'te yer almaktadır.

No.	Marka	Üretici Firma	Ülke	Frez Çapı
1	Ankylos®	Dentsply-Friadent	Almanya	Ø 3.5 mm
2	Astra Tech®	Dentsply-Friadent	Almanya	Ø 3.8 mm
3	Nobel Biocare®	Nobel Biocare Holding AG	Amerika	Ø 3.5 mm
4	Bredent®	Sky Dent	Almanya	Ø 3.5 mm
5	Straumann®	Institute Straumann AG	İsviçre	Ø 3.5 mm

**Tablo 5.** Kullanılan frezlerin ait olduğu implant firmaları ve frez çapları



**Resim 2.** Sırasıyla Ankylos, Astra Tech, Nobel Biocare, Bredent ve Straumann markalarına ait implant frezleri

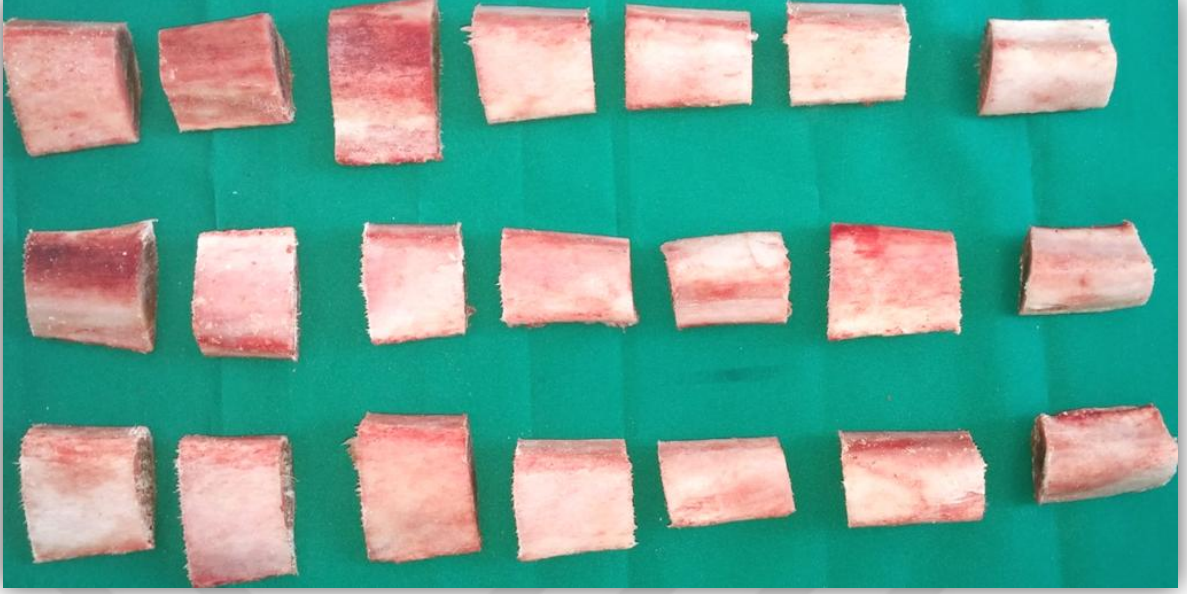
### 5.2. Deney düzeneğinde kullanılan malzemeler

Deney düzeneğinin oluşturulması için kullanılan malzemeler, aşağıdaki listede verilmiştir;

- İmplant Anguldurvası (WH / SN25482)
- Fizyodispenser set (WH / SI 923)
- İzotonik solüsyon
- Kemik bloklar
- Anguldurva ve kemik tutucu sistem
- Termocouple sistemi (EPLC9600-PID QUADRO)
- Sıcaklık ölçer
- Su ısıtıcı
- Plastik kap

### 5.3. Kemik Blokların Hazırlanması

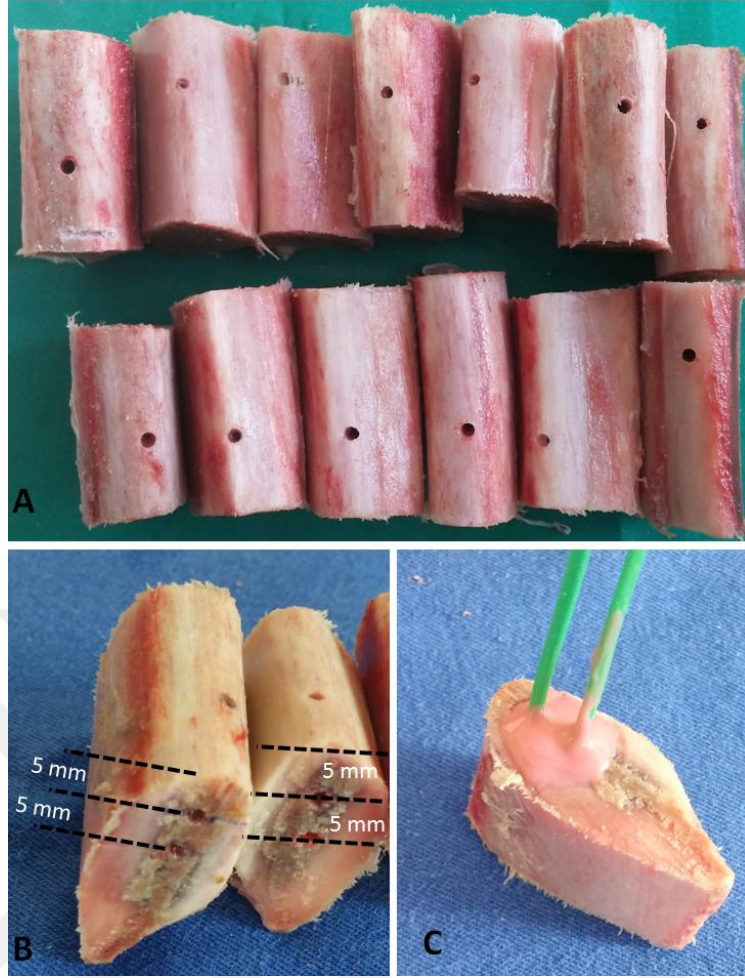
Çalışmada, toplam 40 adet ortalama 3 X 3 X 2 cm boyutlarında taze dana kaburgası kullanıldı (Resim 3). Kaburgaların parçalanması mekanik testereler yardımıyla gerçekleştirildi. Kemik bloklar üzerlerinde farklı koşullarda çalışılmak üzere 10'arlı gruplara ayrıldı.



**Resim 3.** Çalışmada kullanılan kemik bloklar

#### **5.4. Rehber yuvaların hazırlanması ve termocouple sensörlerinin yerleştirilmesi**

Kemik blokların hazırlanmasının ardından, osteotomi yapılacak bölgeler kemik üzerinde belirlendi. Belirlenen bu bölgelere, implant yuvası hazırlanmasında standart olarak kullanılan işaret frezi ve pilot frez kullanımı ile 2 mm'lik standart çaplarda rehber implant yuvaları oluşturuldu (Resim 4a). Ardından 5. ve 10. mm' deki kemik-frez temas bölgelerindeki sıcaklık değişimlerini ölçecek olan termocouple sensörlerinin gireceği delikler hazırlandı (Resim 4b). Hazırlanan deliklere yerleştirilen termocouple sensörleri silikon esaslı bir ölçü maddesi ile tespit edildi (Resim 4c).



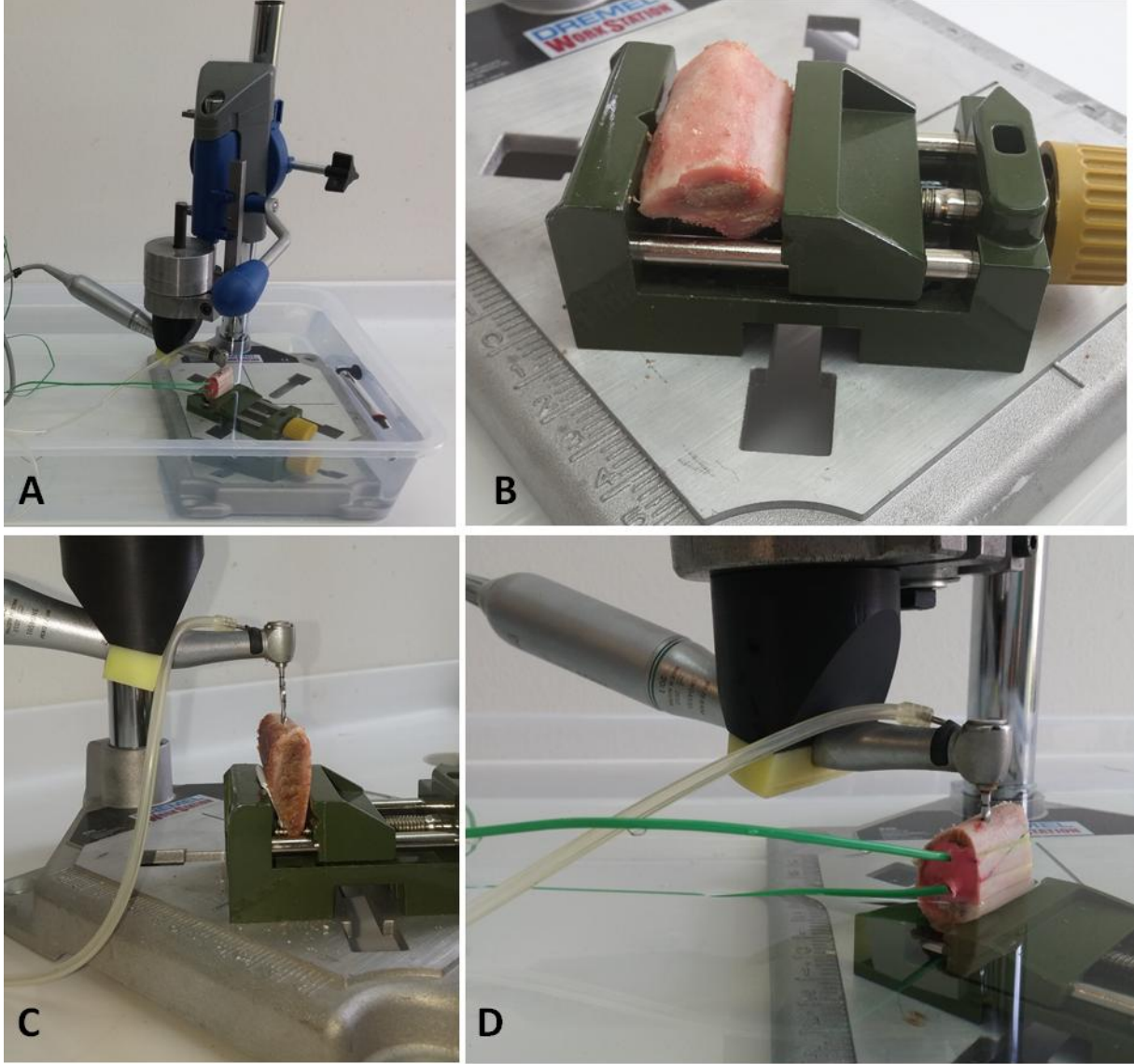
**Resim 4** Rehber yuvaların görünümü (a), 5. ve 10. mm lik yüksekliklerden standart sensör yuvalarının açılması (b), termocuple sensörlerinin yerleştirilip sabitlenmesi(c)

### 5.5. Anguldurva ve Kemik Tutucu Sistemin Hazırlanması

İmplant yuvalarının hazırlanmasında, özel olarak imal edilen bir sistem kullanılmıştır (Resim 3 a ). Sistemde yer alan kemik tutucu bölmede bloklar, yerleştirildikten sonra sıkılarak sabitlenmiştir (Resim 3 b). Sistem sabit basınç altında (2 kg ağırlık ile) çalıştırılmıştır. Resim 3c’de implant rehber frezleri kullanılarak 2.0 mm lik yuvaların hazırlanması görülmektedir. Deney aşamasında ise sıcaklığın sabit tutulması amacıyla düzeneğin bulunduğu kap  $30 \pm 2$  C<sup>0</sup>’lik su ile doldurulmuştur. Sistemin sıcaklığı, yerleştirilen su ısıtıcı ve termometre ile



kontrol edilmiştir. Kemik blok içerisine yerleştirilen termocouple sensörleri ile kemikteki sıcaklık değerleri kaydedilmiştir (Resim 3d).

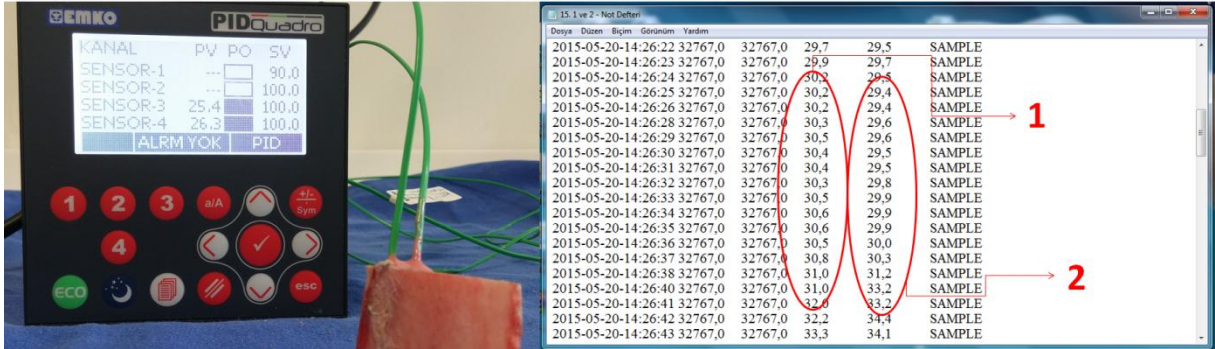


**Resim 5** Anguldurva tutucu sistemin genel görünümü (a) kemik blokların sabitlenmesi (b), rehber yuvaların açılması (c) deney düzeneğinin çalıştırılması (d) görülmektedir

### 5.6. Termocouple ile Ölçülen Verilerin Kaydedilmesi

Termocouple (EPLC9600-PID QUADRO) da çalışma süresince okunan değerler, taşınabilir bir flash bellek yardımı ile kaydedilebilmektedir. Her bir osteotomi işleminde termocouple

cihazına bağı flash bellek yardımıyla veriler alınarak bu verilerin bilgisayara aktarılması sağlanmıştır.



**Resim 6** Termocouple (EPLC9600-PID QUADRO) bağlanması ve flash bellek üzerinden bilgisayara aktarılan veriler; 1 No'lu veriler 5 mm derinlikteki sıcaklık değerlerini, 2 No'lu veriler 10 mm derinlikteki sıcaklık değerlerini göstermektedir.

## 5.7.Çalışma Grupları

Yapılan bu çalışmada, her bir marka için dört farklı çalışma grubu oluşturulmuştur. İlk grupta frezlerin birinci kullanımı esnasındaki sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Çalışma gruplarının oluşturulmasında frezlerin kullanım sayıları, çalışma şekli ve devir sayısı değiştirilmiştir. Her bir çalışma grubundaki koşullar sağlanarak tüm markalara ait frezler deney düzeneğinde kullanılmıştır. Her bir grupta kullanılan frezlerin 5. ve 10. mm kemik derinliklerinde iki ayrı ölçüm yapılmış ve frezlere ait sıcaklık değişim değerleri belirlenirken bu iki ölçümün ortalaması alınmıştır. Çalışma gruplarının özeti Tablo 6'da belirtilmiştir.

Grup No.	Frezin Kullanım Sayısı	Çalışma Şekli	Devir Sayısı (rpm)	Çalışma boyu (mm)
1	İlk kullanım	İrrigasyonsuz	150	11
2	İlk kullanım	40 mL/dk irrigasyon	1200	11
3	30. Kullanım	İrrigasyonsuz	150	11
4	30. Kullanım	40 mL/dk irrigasyon	1200	11

**Tablo 6.** Farklı koşullardaki çalışma grupları

### 5.8.Sıcaklık Farklarının Hesaplanması

Çalışmada kullanılan sensörler, saniyede 3 sıcaklık değeri verecek şekilde ayarlanmış olup elde edilen veriler ile iki farklı sıcaklık değeri hesaplanmıştır (Tablo 7 ve 8). Bunlar;

- 1) **Ortalama sıcaklık:** Çalışma grubunda 5. Ve 10. mm lerde bulunan sensörlerin (sırasıyla 1 ve 2. Sensör) sensörlerin gösterdiği sıcaklık değerleri her marka için ayrı ayrı hesaplandı.
- 2) **Sıcaklık Farkları:** Çalışma süresi boyunca sensörlerde okunan değerlerden en küçük olanının, okunan tüm sıcaklık değerlerinden çıkartılması ile elde edildi.

Süre	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
Sn	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
1	31,0	31,2	27,5	29,1	29,9	29,9	29,8	31,0	28,5	30,2
	31,0	31,2	27,6	29,1	29,9	29,9	29,9	31,1	28,5	30,2
	31,0	31,2	27,6	29,1	29,9	30,0	29,9	31,1	28,6	29,9
2	31,0	31,2	27,6	28,9	29,9	30,1	29,5	31,2	28,4	29,2
	31,0	31,2	27,6	29,5	29,9	30,2	29,5	31,2	28,6	28,5
	32,9	31,2	28,4	30,0	29,9	30,2	29,9	31,2	28,6	28,5
3	33,9	31,4	29,2	30,3	30,0	30,2	29,9	31,2	28,6	28,2
	33,9	31,4	30,4	31,0	30,0	30,2	29,8	31,3	28,8	28,7
	34,2	31,5	31,8	31,0	31,1	30,3	29,9	31,2	28,8	29,4
4	35,9	32,2	32,1	31,0	31,2	30,3	29,9	31,1	29,0	43,0
	37,9	33,0	32,3	30,8	32,2	30,4	29,9	31,1	29,0	43,0
	38,9	33,0	32,3	31,0	33,4	30,4	29,9	31,0	29,1	42,9
5	37,8	33,3	32,2	31,0	34,4	31,1	29,9	30,7	29,0	42,0
	37,8	33,8	31,8	31,1	35,4	31,2	29,9	30,8	32,0	42,0
	35,8	34,0	31,5	30,9	35,6	32,2	29,9	30,8	32,2	41,4
6	33,8	34,0	31,5	31,1	37,4	33,4	29,9	30,8	33,3	40,0
	32,8	34,2	31,5	31,1	37,5	34,4	29,8	30,5	34,3	38,4
	31,9	34,5	31,4	31,2	30,6	35,4	29,9	30,3	34,0	38,4
7	31,9	34,8	31,1	31,0	29,9	35,6	29,9	30,3	33,1	37,6
	32,9	34,8	31,1	31,0	29,8	30,1	45,5	30,3	32,2	36,5
	32,7	35,4	31,2	31,0	29,9	30,2	45,4	30,9	31,2	36,1
8	31,9	35,7	31,2	31,2	29,9	30,2	44,3	36,4	31,2	36,1
	31,9	35,9	30,9	31,1	29,9	30,2	44,1	36,4	31,3	36,0
	31,0	35,9	39,8	31,1	29,7	30,2	37,2	41,5	31,4	35,8

**Tablo 7** Örnek bir çalışma grubunda, termocouple sensörlerinden alınan değerlerin çalışma süresi ile birlikte kaydedilmesi

8 saniyede ölçülen sıcaklık değerlerinin toplamı
Ortalama Sıcaklık Değerleri = $\frac{\quad}{24}$
Sıcaklık Farkları = Sıcaklık değerleri - En küçük sıcaklık değeri
Ortalama Sıcaklık Farkları = $\frac{\text{Sıcaklık Farkları}}{24}$

**Tablo 8** Çalışmada kullanılan sıcaklık parametrelerinin hesaplanma yöntemi

### 5.9. İstatistiksel Analiz

Çalışmada yer alan her bir grup için ayrı ayrı maksimum sıcaklık değerleri ( $T_{\max}$ ), minimum sıcaklık değerleri ( $T_{\min}$ ) sıcaklık değerlerinin ortalaması ( $T_{\text{ort}}$ ), sıcaklık değerlerinin standart sapması (SD) ile maksimum ve minimum sıcaklık değerleri arasındaki fark ( $T_{\text{fark}}$ ) Microsoft Excel üzerinde hesaplanarak kaydedildi. İstatistiksel analiz SPSS 15.0 programı ile yapıldı. Elde edilen ortalama sıcaklık değerleri ile implant markaları ve çalışma grupları arasındaki ilişkinin hesaplanmasında, genel lineer modellerden üzerinten tekrarlı ölçümler (*repeated measures*) yapıldı ve Bonferroni karşılaştırma testleri kullanıldı. Faktör grup etkileşimi ve faktör yöntem etkileşimi Pillai's Trace testleri ile yapıldı. Başlangıç sıcaklık değerlerinin benzerliği Kruskal- Wallis –H testi ile ölçüldü. Veriler %95 güven aralığında incelendi ve  $p>0,05$  olarak hesaplanan değerler anlamlı olarak kabul edildi.

## 6. BULGULAR

Çalışmada toplam 5 farklı implant markasına ait frezlerin kemikte oluşturdukları sıcaklık değişimleri, farklı çalışma koşullarında ve farklı kullanım sayılarında değerlendirilerek ölçülmüştür.

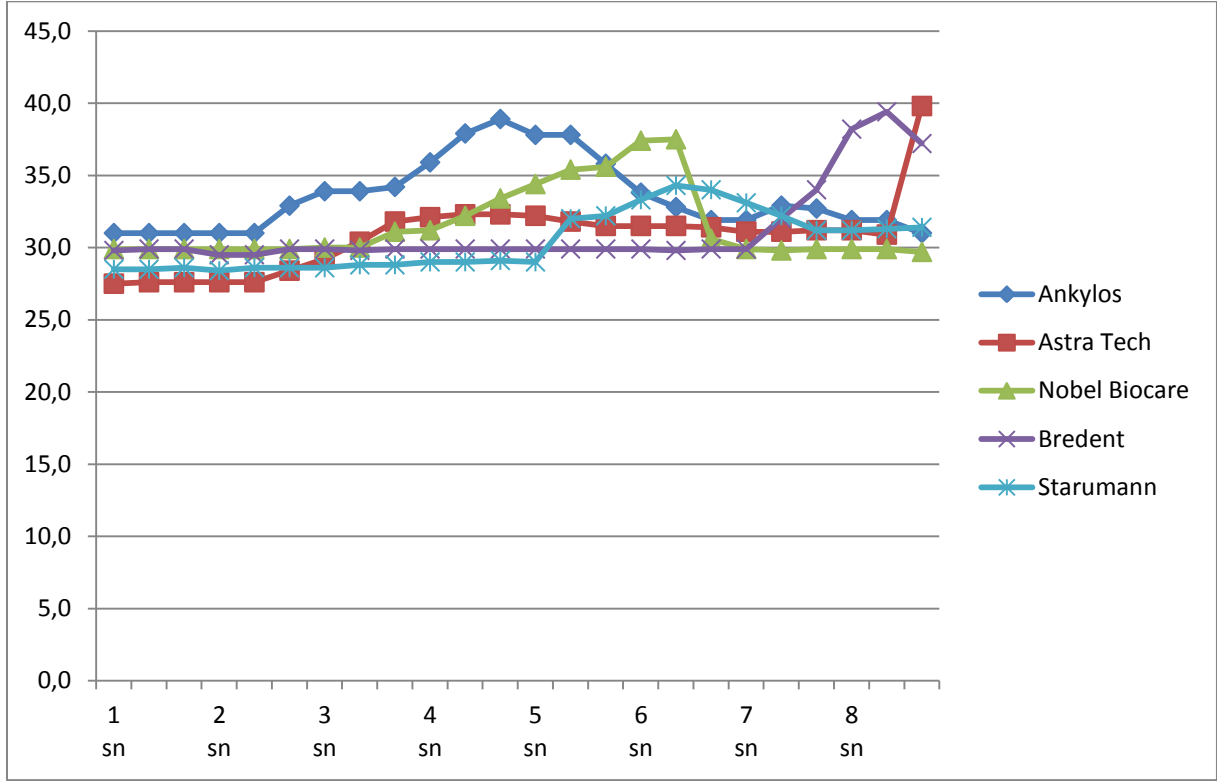
### 6.1.Ölçülen Ortalama Sıcaklık Değerleri

#### *Birinci Grup*

Bu grupta 150 rpm devirde susuz çalışılmış ve frezler ilk defa kullanılmıştır. Deney sonucunda elde edilen ortalama en yüksek ve en düşük sıcaklık değerleri Tablo 7 ve Grafik 1’de gösterilmiştir.

	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>
T <sub>max</sub>	38,9	35,9	39,8	31,2	37,5	35,6	45,5	41,5	34,3	43,0
T <sub>min</sub>	31,0	31,2	27,5	28,9	29,7	29,9	29,5	30,3	28,4	28,2
T <sub>ort</sub>	33,5	33,2	30,8	30,6	31,6	31,1	32,6	31,8	30,4	35,5
SD	2,5	1,7	2,6	0,8	2,6	1,8	5,8	2,6	2,0	5,5
T <sub>max-min</sub>	7,9	4,7	12,3	2,3	7,8	5,7	16,0	11,2	5,9	14,8

**Tablo 9** Birinci çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. T<sub>max</sub>:En yüksek sıcaklık, T<sub>min</sub>:En düşük sıcaklık, T<sub>ort</sub>:Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, T<sub>max-min</sub>:En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark



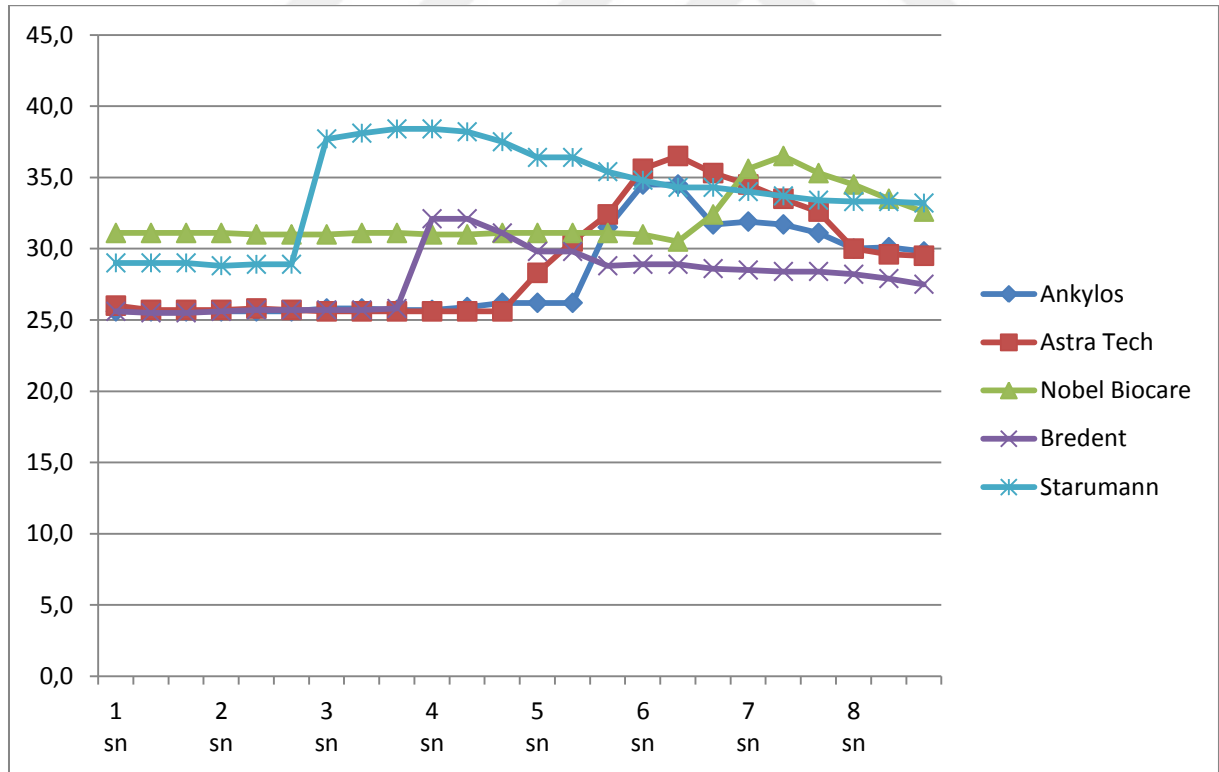
**Grafik 2** Birinci çalışma grubuna ait zaman ve ortalama sıcaklık değişimlerini gösteren grafik

### *İkinci Grup*

Bu grupta 1200 rpm devirde 40 ml/dk irrigasyon ile çalışılmış ve frezler ilk defa kullanılmıştır. Deney sonucunda elde edilen ortalama en yüksek ve en düşük sıcaklık değerleri Tablo 8 ve Grafik 2’de gösterilmiştir.

	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>
T <sub>max</sub>	34,5	37,9	36,5	38,5	36,5	37,6	32,1	32,0	38,4	29,1
T <sub>min</sub>	25,6	26,4	25,6	26,4	30,5	28,2	25,5	25,7	28,8	25,9
T <sub>ort</sub>	28,2	32,9	29,0	30,9	32,0	31,7	27,9	28,7	33,9	27,9
SD	6,3	7,4	6,8	6,9	6,4	6,4	5,8	6,1	7,4	5,3
T <sub>max-min</sub>	8,9	11,5	10,9	12,1	6,0	9,4	6,6	6,3	9,6	3,2

**Tablo 10** İkinci çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. T<sub>max</sub>:En yüksek sıcaklık, T<sub>min</sub>:En düşük sıcaklık, T<sub>ort</sub>:Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, T<sub>max-min</sub>:En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark



**Grafik 3** İkinci çalışma grubuna ait zaman ve ortalama sıcaklık değişimlerini gösteren grafik

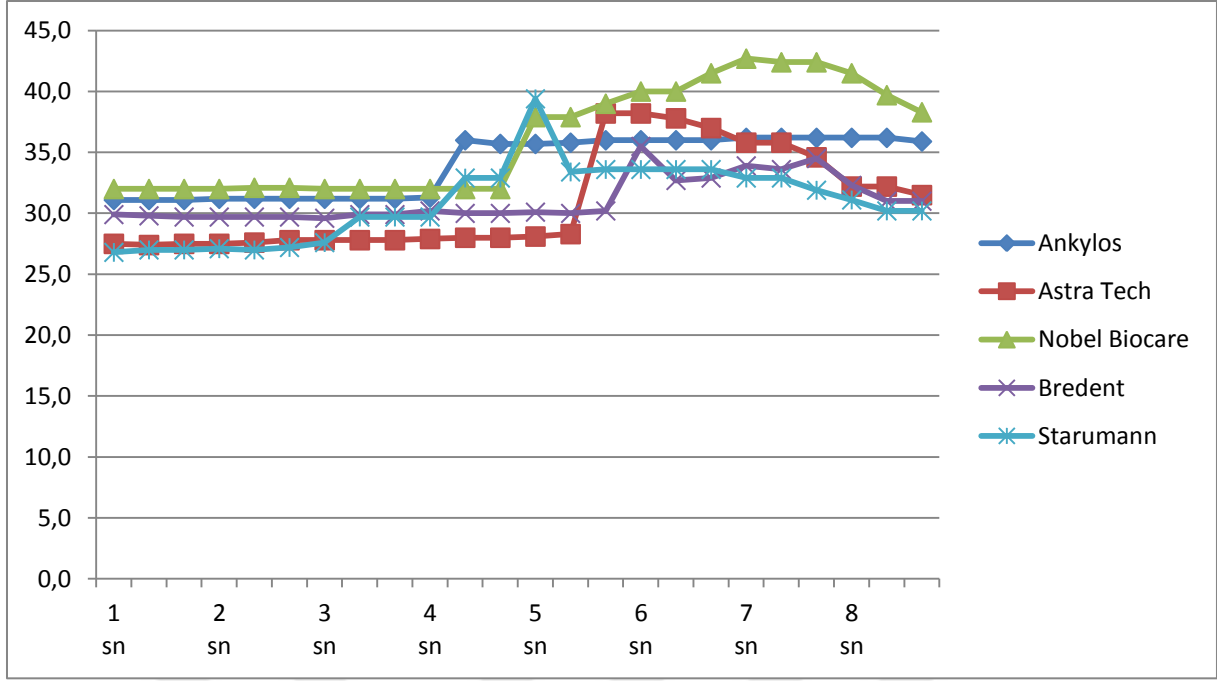


### Üçüncü Grup

Bu grupta 150 rpm devirde irigasyon kullanılmadan ve daha önce 30 defa kullanılmış frezler ile çalışılmıştır. Deney sonucunda elde edilen ortalama en yüksek ve en düşük sıcaklık değerleri Tablo 9 ve Grafik 3'te gösterilmiştir.

	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>
T <sub>max</sub>	37,8	36,9	38,2	36,5	42,7	33,0	35,5	40,3	39,4	42,1
T <sub>min</sub>	31,1	30,7	27,4	30,5	32,0	29,5	29,6	31,5	26,8	28,0
T <sub>ort</sub>	34,7	32,7	30,9	31,7	36,1	31,0	31,1	33,0	30,9	31,5
SD	8,0	6,5	7,2	6,1	8,2	5,9	6,3	6,7	6,7	6,7
T <sub>max-min</sub>	6,7	6,2	10,8	6,0	10,7	3,5	5,9	8,8	12,6	14,1

**Tablo 11** Üçüncü çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. T<sub>max</sub>:En yüksek sıcaklık, T<sub>min</sub>:En düşük sıcaklık, T<sub>ort</sub>:Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, T<sub>max-min</sub>:En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark



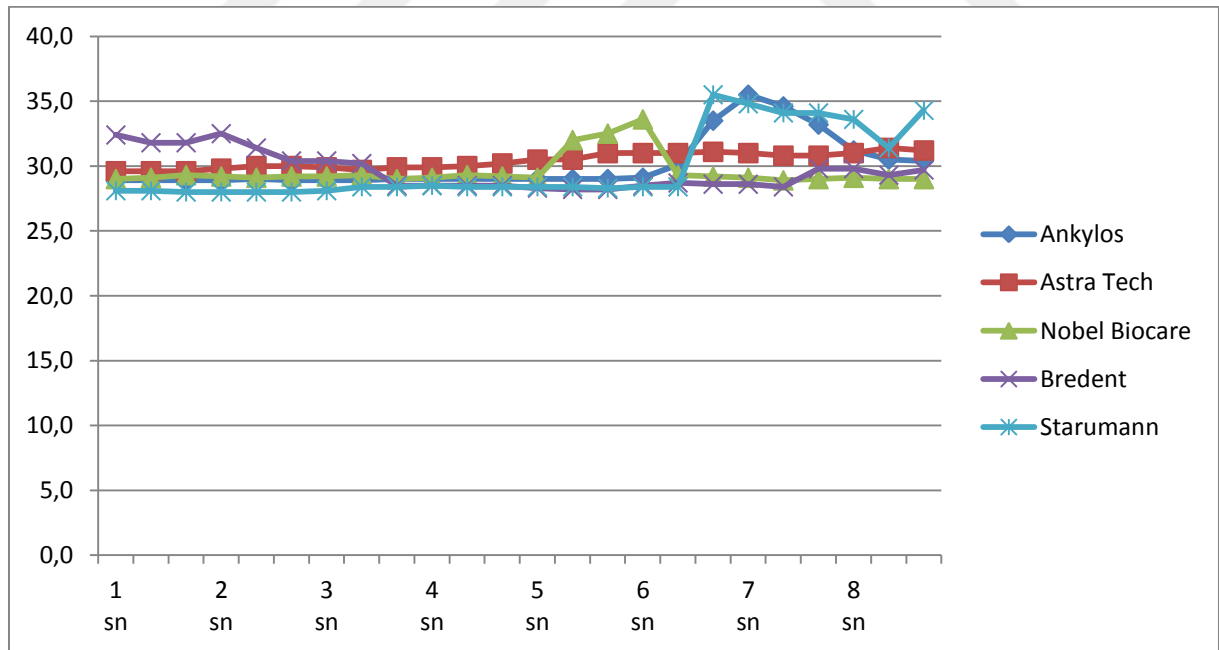
**Grafik 4** Üçüncü çalışma grubuna ait zaman ve ortalama sıcaklık değişimlerini gösteren grafik

#### *Dördüncü Grup*

Bu grupta 1200 rpm devirde 40ml/dk irrigasyon altında ve daha önce 30 defa kullanılmış frezler ile çalışılmıştır. Deney sonucunda elde edilen ortalama en yüksek ve en düşük sıcaklık değerleri Tablo 9 ve grafik 4'te gösterilmiştir.

	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>
T <sub>max</sub>	35,5	36,2	31,4	33,5	33,6	35,1	32,5	30,8	35,5	36,5
T <sub>min</sub>	28,9	29,9	29,6	29,7	28,9	27,0	28,2	28,5	28,0	28,3
T <sub>ort</sub>	30,1	31,6	30,4	31,7	29,6	30,5	29,6	29,5	29,9	32,1
SD	6,1	6,3	5,9	6,0	5,8	6,5	5,9	5,6	6,4	7,8
T <sub>max-min</sub>	6,6	6,3	1,8	3,8	4,7	8,1	4,3	2,3	7,5	8,2

**Tablo 12** Dördüncü çalışma grubunda gözlemlenen ortalama sıcaklık değerleri görülmektedir. T<sub>max</sub>:En yüksek sıcaklık, T<sub>min</sub>:En düşük sıcaklık, T<sub>ort</sub>:Çalışma süresindeki ortalama sıcaklık, SD:Standart sapma, T<sub>max-min</sub>:En yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki fark



**Grafik 5** Dördüncü çalışma grubuna ait zaman ve ortalama sıcaklık değişimlerini gösteren grafik

## 6.2.En yüksek ne en düşük sıcaklık değerlerinin farkı

Kemik bloklara yerleştirilmiş 5. ve 10. mm de bulunan sensörlerde (sırasıyla S1 ve S2) gözlemlenen ve en düşük sıcaklık değerinin en yüksek sıcaklık değerinden çıkartılmasıyla elde edilen değerler Tablo 10' ve grafik 5'te gösterilmiştir.

Grup No.	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann	
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>
1	7,9	4,7	12,3	2,3	7,8	5,7	16,0	11,2	5,9	14,8
2	8,9	11,5	10,9	12,1	6,0	9,4	6,6	6,3	9,6	3,2
3	6,7	6,2	10,8	6,0	10,7	3,5	5,9	8,8	12,6	14,1
4	6,6	6,3	1,8	3,8	4,7	8,1	4,3	2,3	7,5	8,2

**Tablo 13** Farklı marka implant frezleri ve çalışmada kaydedilen en yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki farklar

### 6.3.Ölçülen sıcaklık değerleri ve çalışma grupları ilişkisi

Ölçülen sıcaklık değerleri ve çalışma grupları arasındaki anlamlı bir ilişki görülmemiştir.

İstatistiksel analiz sonuçları Tablo 14'te verilmiştir.

ÇALIŞMA GRUPLARI		<sup>+</sup> p
Grup 1	Grup 2	,158
	Grup 3	1,000
	Grup 4	,267
Grup 2	Grup 1	,158
	Grup 3	,074
	Grup 4	1,000
Grup 3	Grup 1	1,000
	Grup 2	,074
	Grup 4	,131
Grup 4	Grup 1	,267
	Grup 2	1,000
	Grup 3	,131

**Tablo 14** Farklı koşullardaki çalışma grupları arasındaki ilişki <sup>+</sup> Pillai's Trace test ve Bonferroni analizi (Grup 1: İlk kullanım, irrigasyonsuz, 150 rpm; Grup 2: İlk kullanım, 40 mL/dk irrigasyon, 1200 rpm; Grup 3: 30. Kullanım irrigasyonsuz, 150 rpm; Grup 4: 40 mL/dk irrigasyon, 1200 rpm.

Çalışma gruplarında gözlemlenen sıcaklık değerlerinin ortalamaları ile implant markaları arasında anlamlı bir ilişki gözlenmedi. İstatistiksel analiz sonuçları Tablo 15 te verilmiştir.

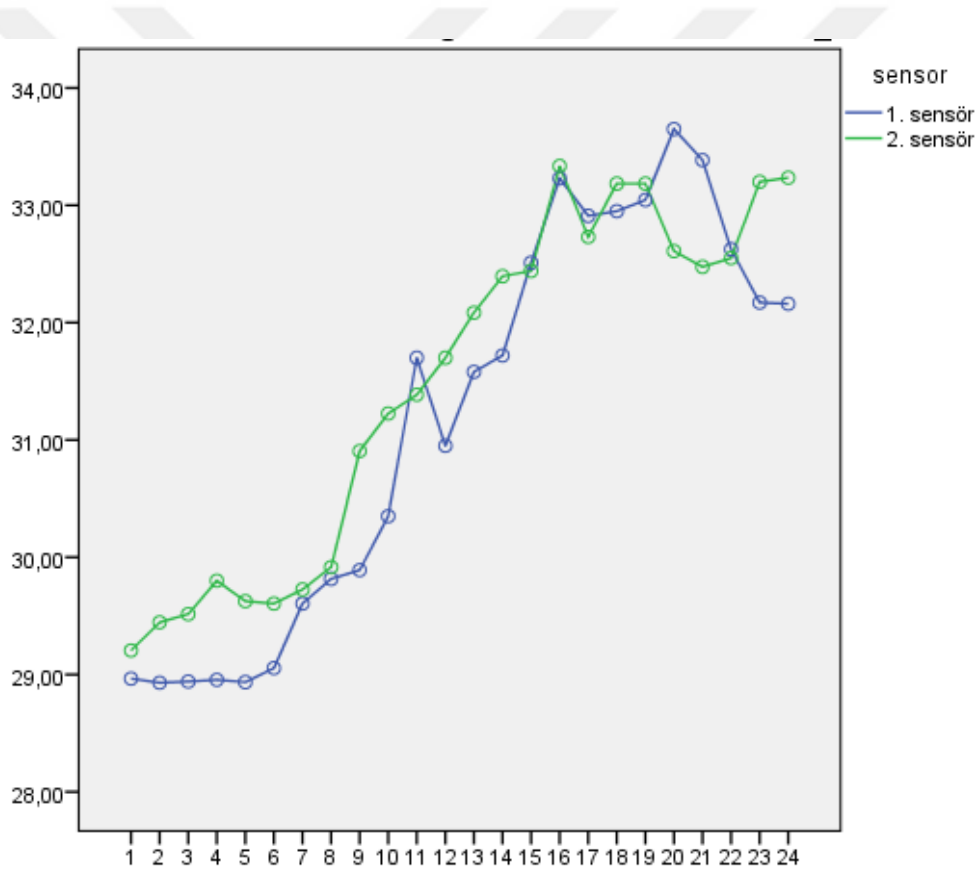
MARKA	<sup>+</sup> p	MARKA	<sup>+</sup> p
Astra	,708	Ankiloz	,708
Nobel	1,000	Astra Nobel	,936
Bredent	,752	Bredent	1,000
Straumann	1,000	Straumann	,995
Ankiloz	1,000	Ankiloz	,752
Astra	,936	Astra	1,000
Nobel	,940	Bredent Nobel	,940
Straumann	1,000	Straumann	,991
Ankiloz	1,000	<i>Repeated measures</i>  p > 0.05	
Astra	,995		
Nobel	1,000		
Bredent	,991		

**Tablo 15** Sıcaklık değişimleri ve implant markaları arasındaki ilişki <sup>+</sup> Pillai's Trace test ve Bonferroni analizi

Çalışma esnasında 1200 devirde irrigasyonlu yapılan vakalar ile (Grup2 ve Grup4) 150 devirde irrigasyonsuz yapılan vakaların (Grup 1 ve Grup 3) ortalama sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir ilişki gözlenmedi. (Bağımsız T-testi; p=0.682)

Frezlerin kullanım sayılarına göre karşılaştırıldığında, 1. Kullanım (Grup 1 ve Grup 2) ile (30. kullanımlarda (Grup3 ve Grup4) yapılan vakaların ortalama sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir ilişki gözlenmedi (Bağımsız T-testi  $p=0.668$ ).

Örnek bir çalışma grubunda (Grup 1) 5. ve 10. mm derinliklerde kullanılan sensörlerdeki sıcaklık değişimleri Grafik 7’da gösterilmiştir. Grupların tamamında, her iki sensörde ölçülen sıcaklık değerlerinin birbirine yakın olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca sensörlerde ölçülen sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir ilişkinin olmadığı gözlenmiştir (Tablo 16).



**Grafik 6** 5. ve 10. mm derinliklere yerleştirilen sensörlerde gerçekleşen ortalama sıcaklık değişiklikleri

Çalışma gruplarının gözlemlenen sıcaklık değerlerinin ortalamaları ile gruplar arasında anlamlı bir ilişki gözlenmedi (One-way ANOVA ;  $p=0.363$ )

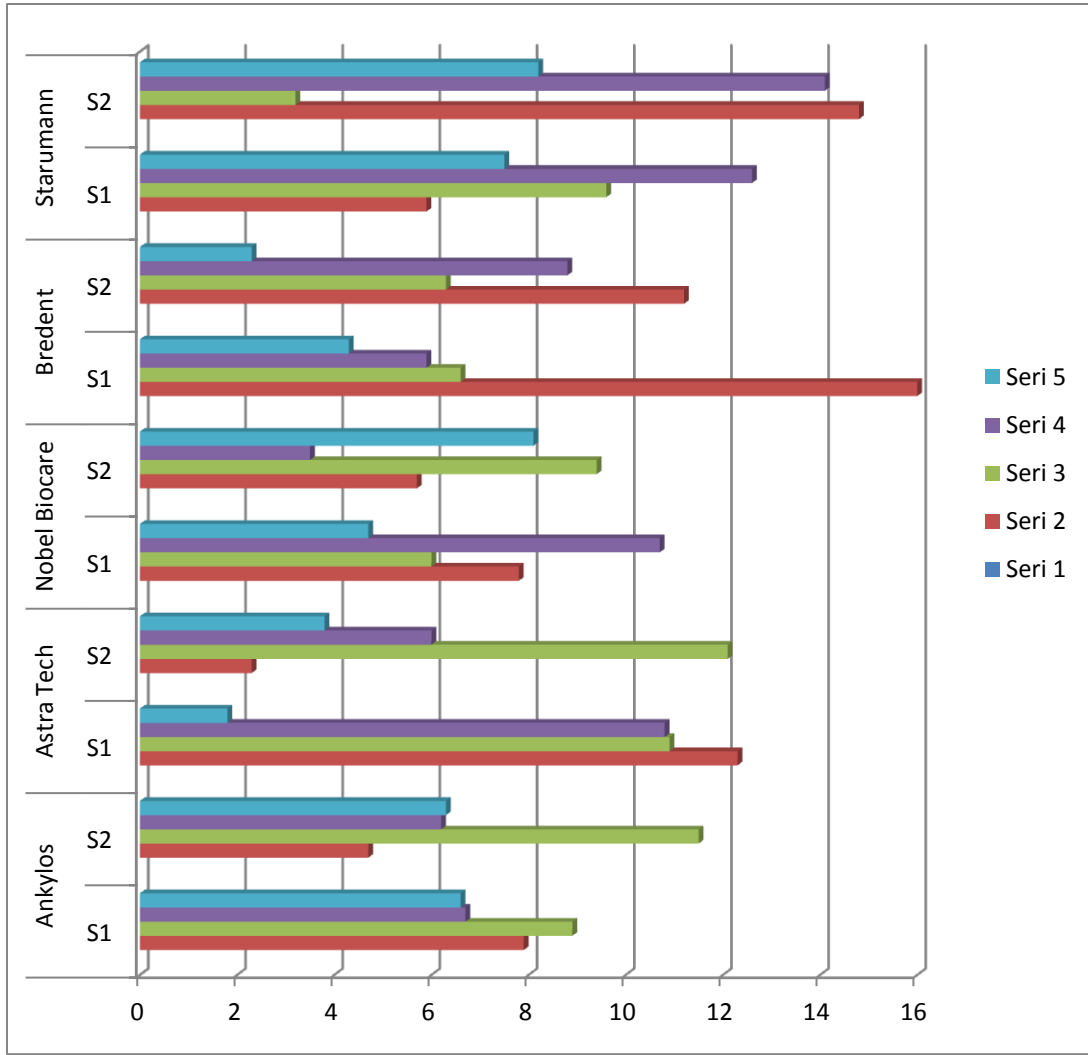
Çalışma Grupları	Sensörde ölçülen değerler arasındaki ilişki (+p)
Grup 1	0.069
Grup 2	0.611
Grup 3	0.713
Grup 4	0.708

**Tablo 16** 1. ve 2. Sensörlerde ( $S_1, S_2$ ) ölçülen sıcaklık değerleri arasındaki ilişki + Bonferroni analizi

#### 6.4.Sıcaklık Farklarının Hesaplanması

Çalışmada yer alan tüm markalardaki sıcaklık değişimleri, tüm sıcaklık değerlerinden, çalışma esnasında ölçülen en düşük sıcaklık değerinin çıkartılmasıyla elde edilmiştir. Buna göre hesaplanan sıcaklık farklarının değişimi Grafik 6'da verilmiştir.





**Grafik 7** Çalışma gruplarındaki en yüksek ve en düşük sıcaklıklar arasındaki farkı gösteren grafik; çalışma grupları, seri numaraları ile numaralandırılmıştır.

### 6.5.Frez markaları ve sıcaklık farkları ilişkisi

Çalışma gruplarında ölçülen sıcaklıklardan, başlangıç sıcaklıkları çıkartılarak sıcaklık farkları elde edilmiştir. Farklı marka frezlerde oluşan sıcaklık farkları ve anlamlılık düzeyleri Tablo 17’de verilmiştir.

Grup No.	Ankylos		Astra Tech		Nobel Biocare		Bredent		Starumann		+p
	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	S <sub>1</sub>	S <sub>2</sub>	
1	5,11	6,10	3,73	3,58	3,98	4,17	5,08	6,97	3,12	4,75	.137
2	0,42	3,08	0,52	2,60	5,45	5,03	0,02	0,57	3,77	0,72	.191
3	6,05	7,33	2,28	5,55	7,18	4,35	4,08	5,90	1,63	2,62	.176
4	3,28	4,92	4,08	6,27	3,23	2,00	5,72	3,03	3,20	5,55	.496

<sup>+</sup> Kruskal Wallis –H Testi

**Tablo 17** Frez markaları ve sıcaklık farkları ilişkisini gösteren tablo

Grup No.	Frezin Kullanım Sayısı	Çalışma Şekli	Devir Sayısı (rpm)	Ortalama Sıcaklık Farkı	+p
1	İlk kullanım	İrrigasyonsuz	150	27,7	<b>,028*</b>
2	İlk kullanım	40 mL/dk irrigasyon	1200	22,20	
3	30. Kullanım	İrrigasyonsuz	150	24,90	
4	30. Kullanım	40 mL/dk irrigasyon	1200	21,20	

\*Kruskal- Wallis –H testi

**Tablo 18** Çalışma Grupları ve ortalama sıcaklık farkları ilişkisi

Çalışma gruplarındaki ortalama sıcaklık değişimlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (p>0.05). Bu durum, irrigasyonsuz çalışma şeklinde sıcaklık değerlerinin daha fazla yükseldiğini göstermektedir.

## 7. TARTIŞMA

Travmatik biçimde yapılan dental implant cerrahilerinde, iyileşme sürecinde implant çevresinde bağ doku formasyonu görülmekte ve bu durum implant tedavilerinde başarısızlıklara neden olabilmektedir. İmplant drilleme işlemi esnasında oluşan ısının, implant yerleştirilen bölgedeki canlı kemik dokusunu etkilemesi kaçınılmazdır (8, 72). Bu ısınmanın, drilleme esnasında kemik dokusu ile frez arasında gerçekleşen sürtünme nedeniyle olduğu ve kemik dokusunda gerçekleşen iyileşmenin, 47 C<sup>0</sup>'nin üzerindeki sıcaklıklarda olumsuz yönde etkilendiği düşünülmektedir (73-75).

Drilleme esnasında yapılan irrigasyon işlemindeki amaç, kemikte oluşabilecek sıcaklık artışlarının azaltılmasıdır (76). Bizim çalışmamızdaki 40 ml/dk izotonik solüsyon ile irrigasyon yapılan gruplardaki sıcaklık değişim grafikleri incelendiğinde, kemik yüzeyindeki sıcaklık değerlerinde azalma yönünde olduğu görülmüştür. Diğer taraftan, düşük devirlerde irrigasyonsuz çalışılması halinde de, kemikte önemli düzeyde bir sıcaklık artışının gerçekleşmeyeceği gözlemlenmiştir.

Marković ve ark (77) domuz kaburgasında yaptıkları in vitro çalışmada Bredent ve Straumann marka *self-tapping* ve *non-self-tapping* toplam 288 implantı 30, 35 ve 40 N tork kuvvetleri ile yerleştirmişlerdir. Yerleştirme esnasında 1, 5 ve 10. mm derinliklerde gözlemlenen sıcaklık değişimlerini ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda *self-tapping* implantlarda düşük yerleştirme torklarında termal etkililerin daha az gürüleceği sonucuna ulaşmışlardır.

Trisi ve ark (78) yaptıkları in vivo çalışmada, koyun iliak krestine farklı sıcaklık derecelerinde hazırlanmış bölgelere implant yerleştirmişlerdir. Çalışmada toplam 15 implant bölgesi hazırlamışlardır. İmplant yuvasının açılması esnasında, bu bölgelerin 5 tanesini

sıcaklığını bir dakika boyunca 50 C<sup>0</sup> de, 5 tanesini sıcaklığını da yine bir dakika boyunca 60 C<sup>0</sup> de tutmuşlardır. Kalan 5 implant bölgesini ise herhangi bir sıcaklık artışı olmaksızın hazırlamışlardır. Çalışmada herhangi bir implant kaybı görülmemiştir. Ancak, bir dakika boyunca 60 C<sup>0</sup> de hazırlanan bölgelerde, osseointegrasyon sonrası ileri dönemde implant krestal kemik kaybının arttığı ve yine bu grupta kemik implant kontaktının daha az olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Sumer ve ark. (79) yaptıklarının vitro çalışmada, sığır femuruna toplam 64 implant yerleştirmişlerdir. 4.1 ve 4.8 mm çaplı implantları farklı gruplara ayırarak 30, 50 ve 100 rpm hızlarla ve manuel olarak yerleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda en fazla sıcaklık değişiminin (9.81 C<sup>0</sup> ± 2.29 C<sup>0</sup>) 4.1 mm çapında ve 100 rpm hızla yerleştirilen implantlarda oluştuğunu bulmuşlardır. Çalışma sonucunda, manuel olarak veya 30 ve 50 rpm hızlarla yapılan implant yerleştirilme işleminin, 100 rpm hızda yapılan yerleştirmelere göre daha güvenli olduğunu savunmuşlardır.

Allsobrook ve ark. (80) sığır kafasında yaptıkları in vitro çalışmada tungsten karbit ve çelik frezlerin kullanım sayısına bağlı olarak kemikte oluşturdukları travmaya SEM yöntemi ile bakmışlardır. Uygulamalarının tümünde, sıcaklığın 27.7 C<sup>0</sup>'yi geçmemesini sağlamışlardır. Çalışma sonrasında 50 defa kullanımından sonra bile frezlerin zarar verici sıcaklık değerlerine ulaşmadığını savunmuşlardır. Bu çalışmadan elde edilen veriler de, frezlerin ilk kullanım ve 30. kullanım sonrasında kemikte oluşturdukları sıcaklık artışlarında önemli bir değişiklik olmadığını göstermiştir.

Chacon ve ark (81) dirilleme işlemi esnasında oluşan sıcaklık değişikliklerinde, frezlerin geometrik yapısının ve frezlerin kullanımına bağlı oluşan aşınmanın etkili olduğunu savunmuşlardır. Sığır femurundaki kortikal kemikte yaptıkları çalışmalarında, 2500 rpm hızında ve 2.4 kg sabit kuvvet uygulayan serum irrigasyonlu sistem kullanmışlardır. Buna

göre 25 kullanım sonrası üç sarmallı yiv açısız (*triple twist drills without a relief angle*) frezlerde kemikte oluşan sıcaklık değerinin  $47C^0$ 'nin üzerine çıkabildiğini ve iyileşmenin bozulabileceğini ileri sürmüşlerdir. Bu durum, kritik düzeydeki sıcaklık artışlarının, implant başarısını etkileyebileceğini göstermektedir.

Matsuoka ve ark (82) farklı kalınlıkta kortikal tabaka içeren kemiğe *self-drill* mini implantları 50, 100, 150, ve 250 rpm hızlarda yerleştirerek sıcaklık değişimini gözlemlemişlerdir. Kortikal tabakanın kalın olduğu bölgede yapılan yerleştirmelerde sıcaklık artışının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. 250 rpm hızla yapılan yerleştirmelerde,  $10 C^0$ 'nin üzerinde sıcaklık artışlarının gerçekleştiğini, bu nedenle de self-drilling ile yapılan mini vida yerleştirme işlemlerinde enstrüman hızının 150 rpm'nin altında tutulması gerektiğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da irrigasyonsuz çalışılan gruplarda devir 150 rpm olarak belirlenmiş ve bu hızda çalışıldığında, kemikte önemli düzeyde bir sıcaklık artışının gerçekleşmediği görülmüştür.

Gaspar ve ark (83) tavşan tibiasına yerleştirdikleri toplam 36 implantın dirillenmesi esnasındaki sıcaklık değişimlerini ve buna bağlı gözlemlenen erken dönemdeki histolojik değişimleri incelemişlerdir. Buna göre 50 rpm hız ile yapılan irrigasyonsuz çalışma ile 800 rpm hızla yapılan irrigasyonlu çalışmanın sıcaklık değişimi açısından yaklaşık sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

## 8. SONUÇ

İmplant yuvası hazırlanmasında kullanılan ve farklı firmaların ürettiği frezlerin, çalışma esnasında kemikte oluşturdukları sıcaklık değışiklikleri arasında anlamlı bir ilişki gözlemlenmemiştir. Bu durum, kullanılan implant frezlerinde önemli bir farklılık olmadığını göstermiştir.

Gerek yüksek devirli irrigasyonlu çalışılan sistemlerde, gerekse de düşük devirli irrigasyonsuz çalışılan sistemlerde, drilleme esnasında kemikte oluşan sıcaklık değerleri genellikle kritik eşik olan  $47C^0$  'nin üzerine çıkmamaktadır. Bu durum, her iki sistemin, üretici firmaya bağlı olmaksızın klinisyenler tarafından güvenli biçimde kullanılabilceğini göstermiştir. Ancak, irrigasyonsuz çalışılan sistemlerde gerçekleşen sıcaklık değışimlerinin, irrigasyonlu sistemlere oranla daha fazla olduğu unutulmamalıdır.

Gelecekte, farklı koşullarda yapılan dirileme işlemleri yapılarak, kemikte oluşan sıcaklık artışlarına bağlı gelişen durumların histolojik açıdan incelenmesi yapılabilir.

## KAYNAKLAR

1. Peker Tekdal G, Bostanci N, Belibasakis GN, Gurkan A. The effect of piezoelectric surgery implant osteotomy on radiological and molecular parameters of peri-implant crestal bone loss: a randomized, controlled, split-mouth trial. *Clinical oral implants research*. 2015.
2. Donovan MG, Dickerson NC, Mitchell JC. Calvarial bone harvest and grafting techniques for maxillary and mandibular implant surgery. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 1994;2(2):109-22.
3. dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, de Souza Carvalho AC, Betoni W, Jr., Rezende RR, et al. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):51-8.
4. Fugazzotto PA. Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):77-83.
5. Anitua E, Begona L, Orive G. Controlled ridge expansion using a two-stage split-crest technique with ultrasonic bone surgery. *Implant dentistry*. 2012;21(3):163-70.
6. Thomas GE, Bone S, Drago G. Determination of protein denaturation and glass transition temperatures using high-frequency time domain reflectometry. *The journal of physical chemistry B*. 2008;112(49):15903-6.
7. Trebacz H, Wojtowicz K. Thermal stabilization of collagen molecules in bone tissue. *International journal of biological macromolecules*. 2005;37(5):257-62.
8. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):35-7.

9. Ast MP, Cabrera BJ, DiMaio FR, Lementowski P. Cold saline lavage for removal of incarcerated porous ingrowth stems. *Orthopedics*. 2011;34(12):e936-8.
10. Markovic A, Misic T, Mancic D, Jovanovic I, Scepanovic M, Jezdic Z. Real-time thermographic analysis of low-density bone during implant placement: a randomized parallel-group clinical study comparing lateral condensation with bone drilling surgical technique. *Clinical oral implants research*. 2014;25(8):910-8.
11. Lucchiari N, Frigo AC, Stellini E, Coppe M, Berengo M, Bacci C. In Vitro Assessment with the Infrared Thermometer of Temperature Differences Generated During Implant Site Preparation: The Traditional Technique Versus the Single-Drill Technique. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014.
12. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(2):155-70.
13. Harris BW. A mandibular subperiosteal implant technique that saves working time, gives patients more secure denture. *The Journal of oral implantology*. 1982;10(2):208-26.
14. Harris BW. A new technique for the subperiosteal implant. *Journal of the American Dental Association*. 1990;121(3):422-4.
15. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.
16. Fenton A. The role of dental implants in the future. *Journal of the American Dental Association*. 1992;123(1):36-42.
17. Caplanis N, Kan JY, Lozada JL. Osseointegration: contemporary concepts and treatment. *Journal of the California Dental Association*. 1997;25(12):843-51.
18. Ledermann PD. [New Ledermann screw]. *Die Quintessenz*. 1988;39(5):799-815.



19. Krauser JT, Boner C, Boner N. [Hydroxyapatite coated dental implants. Biological criteria and prosthetic possibilities]. *Les Cahiers de prothese*. 1990(71):56-75.
20. Mankoo T. Contemporary implant concepts in aesthetic dentistry--part 3: adjacent immediate implants in the aesthetic zone. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*. 2004;16(4):327-34; quiz 36.
21. Schuler RF, Roberts FA. Advanced surgical techniques to enhance implant success in the maxilla. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*. 2005;17(10):697-704; quiz 6.
22. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(1):78-86.
23. Muratori G. [Classification of endosseous implants]. *Informatore Odontostomatologico*. 1969;2(2):9-13.
24. Ratner BD. Replacing and renewing: synthetic materials, biomimetics, and tissue engineering in implant dentistry. *Journal of dental education*. 2001;65(12):1340-7.
25. Jensen O. Site classification for the osseointegrated implant. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(2):228-34.
26. Szollosi K. [Prosthetic classification of dental implants]. *Fogorvosi szemle*. 1993;86(10):339-42.
27. Papadimitriou DE, Salari S, Gannam C, Gallucci GO, Friedland B. Implant-prosthetic classification of the edentulous jaw for treatment planning with fixed rehabilitations. *The International journal of prosthodontics*. 2014;27(4):320-7.

28. Smith RB, Tarnow DP. Classification of molar extraction sites for immediate dental implant placement: technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2013;28(3):911-6.
29. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN.* 2008;3 Suppl 3:S131-9.
30. Taichman RS. Blood and bone: two tissues whose fates are intertwined to create the hematopoietic stem-cell niche. *Blood.* 2005;105(7):2631-9.
31. Rithirangsiroj K, Panyakhamlerd K, Chaikittisilpa S, Chaiwatanarat T, Taechakraichana N. Osteoporosis in different age-groups and various body mass index (BMI) ranges in women undergoing bone mass measurement at King Chulalongkorn Memorial Hospital. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet.* 2012;95(5):644-9.
32. Hunter D, De Lange M, Snieder H, MacGregor AJ, Swaminathan R, Thakker RV, et al. Genetic contribution to bone metabolism, calcium excretion, and vitamin D and parathyroid hormone regulation. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research.* 2001;16(2):371-8.
33. Silver IA, Murrills RJ, Etherington DJ. Microelectrode studies on the acid microenvironment beneath adherent macrophages and osteoclasts. *Experimental cell research.* 1988;175(2):266-76.
34. Boyle WJ, Simonet WS, Lacey DL. Osteoclast differentiation and activation. *Nature.* 2003;423(6937):337-42.
35. Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis PV. Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury.* 2005;36(12):1392-404.
36. Parfitt AM. Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression. *Bone.* 2002;30(1):5-7.

37. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;64(1):53-61.
38. Zarb GA, Alberktsson T. [Criteria for determining clinical success with osseointegrated dental implants]. *Les Cahiers de prothese*. 1990(71):19-26.
39. Leucht P, Kim JB, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, et al. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone*. 2007;40(4):919-30.
40. Simmons CA, Meguid SA, Pilliar RM. Mechanical regulation of localized and appositional bone formation around bone-interfacing implants. *Journal of biomedical materials research*. 2001;55(1):63-71.
41. Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *Journal of prosthodontic research*. 2012;56(2):110-9.
42. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bone mandible. *Bio-medical materials and engineering*. 2014;24(1):1407-15.
43. Doglioli P, Scortecci G, Falatouni M. A novel spectrofluorometric technique for specific biocompatibility testing of implantable materials by cell culture. Report on use for multiparameter analysis of human osteoblasts cultured on commercially pure titanium and hydroxyapatite. *Cytotechnology*. 2001;35(2):93-100.
44. Palmquist A, Omar OM, Esposito M, Lausmaa J, Thomsen P. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*. 2010;7 Suppl 5:S515-27.

45. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. Australian dental journal. 2008;53 Suppl 1:S34-8.
46. Stadlinger B, Lode AT, Eckelt U, Range U, Schlottig F, Hefti T, et al. Surface-conditioned dental implants: an animal study on bone formation. Journal of clinical periodontology. 2009;36(10):882-91.
47. Kato RB, Roy B, De Oliveira FS, Ferraz EP, De Oliveira PT, Kemper AG, et al. Nanotopography directs mesenchymal stem cells to osteoblast lineage through regulation of microRNA-SMAD-BMP-2 circuit. Journal of cellular physiology. 2014;229(11):1690-6.
48. de Oliveira PT, Zalzal SF, Beloti MM, Rosa AL, Nanci A. Enhancement of in vitro osteogenesis on titanium by chemically produced nanotopography. Journal of biomedical materials research Part A. 2007;80(3):554-64.
49. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. The International journal of prosthodontics. 2004;17(5):536-43.
50. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, Jr., et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). Journal of biomedical materials research. 1995;29(3):389-401.
51. Novaes AB, Jr., Souza SL, de Oliveira PT, Souza AM. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2002;17(3):377-83.
52. David A, Eitenmuller J, Muhr G, Pommer A, Bar HF, Ostermann PA, et al. Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and

grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions. Archives of orthopaedic and trauma surgery. 1995;114(2):112-8.

53. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. Clinical oral implants research. 2006;17(3):244-50.
54. Simunek A, Kopecka D, Brazda T, Strnad I, Capek L, Slezak R. Development of implant stability during early healing of immediately loaded implants. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2012;27(3):619-27.
55. Coelho PG, Marin C, Teixeira HS, Campos FE, Gomes JB, Guastaldi F, et al. Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2013;71(2):e69-75.
56. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. Dental research journal. 2014;11(1):87-91.
57. Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the Implant Surgical Technique Affect the Primary and/or Secondary Stability of Dental Implants? A Systematic Review. International journal of dentistry. 2014;2014:204838.
58. Romero-Ruiz MM, Mosquera-Perez R, Gutierrez-Perez JL, Torres-Lagares D. Flapless implant surgery: A review of the literature and 3 case reports. Journal of clinical and experimental dentistry. 2015;7(1):e146-52.
59. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2009;24 Suppl:118-25.
60. Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, Muzio G, et al. Cytokines and growth factors involved in the osseointegration of oral titanium implants

positioned using piezoelectric bone surgery versus a drill technique: a pilot study in minipigs. *Journal of periodontology*. 2007;78(4):716-22.

- 61.** Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1997;55(12 Suppl 5):38-45.
- 62.** Lekholm U ZG. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago. Quintessence international. 1985:199-210.
- 63.** Hao Y, Zhao W, Wang Y, Yu J, Zou D. Assessments of jaw bone density at implant sites using 3D cone-beam computed tomography. *European review for medical and pharmacological sciences*. 2014;18(9):1398-403.
- 64.** Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(2):208-12.
- 65.** Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL, et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. *The Journal of oral implantology*. 2014;40(3):259-62.
- 66.** Strietzel FP, Nowak M, Kuchler I, Friedmann A. Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique: results of a retrospective study. *Clinical oral implants research*. 2002;13(5):508-13.
- 67.** Linck GK, Ferreira GM, De Oliveira RC, Lindh C, Leles CR, Ribeiro-Rotta RF. The Influence of Tactile Perception on Classification of Bone Tissue at Dental Implant Insertion. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015.

68. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *The International journal of prosthodontics*. 1993;6(2):95-105.
69. Karthik K, Sivaraj S, Thangaswamy V. Evaluation of implant success: A review of past and present concepts. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2013;5:117-19.
70. Gettleman L, Schnitman PA, Kalis P, Feingold RM, Nathanson D, Shklar GS, et al. Clinical evaluation criteria of tooth implant success. *The Journal of oral implantology*. 1978;8(1):12-28.
71. Cranin AN, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans. *Journal of the American Dental Association*. 1977;94(2):315-20.
72. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(1):101-7.
73. Albrektsson T, Eriksson A. Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans. *Clinical orthopaedics and related research*. 1985(195):311-2.
74. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1984;55(6):629-31.
75. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *International journal of oral surgery*. 1982;11(2):115-21.
76. Li CH, Chou CT. Bone sparing implant removal without trephine via internal separation of the titanium body with a carbide bur. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2014;43(2):248-50.

- 77.** Markovic A, Misic T, Milicic B, Calvo-Guirado JL, Aleksic Z, Ethnic A. Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. *Clinical oral implants research*. 2013;24(7):798-805.
- 78.** Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. Effect of temperature on the dental implant osseointegration development in low-density bone: an in vivo histological evaluation. *Implant dentistry*. 2015;24(1):96-100.
- 79.** Sumer M, Keskiner I, Mercan U, Misir F, Cankaya S. Assessment of heat generation during implant insertion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):522-5.
- 80.** Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clinical implant dentistry and related research*. 2011;13(3):244-54.
- 81.** Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2006;64(2):265-9.
- 82.** Matsuoka M, Motoyoshi M, Sakaguchi M, Shinohara A, Shigeede T, Saito Y, et al. Friction heat during self-drilling of an orthodontic miniscrew. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(2):191-4.
- 83.** Gaspar J, Borrecho G, Oliveira P, Salvado F, Martins dos Santos J. Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta medica portuguesa*. 2013;26(3):231-6.



## ÖZGEÇMİŞ

03.01.1970 yılında Ankara'da doğdum. İlk öğrenimime 2. sınıftan Kilis Kemaliye ilkokulu'nda başlayıp Çifteler Atatürk İlkokulu, Eskişehir Osmangazi İlkokulu ve İstanbul Ahmet Merter İlköğretim okulunda tamamladım. Lise öğrenimimi İstanbul Ataköy Lisesi'nde 1986 yılında tamamladım. 1986 yılında girdiğim İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 1991 yılında mezun oldum. 1993 yılında İstanbul'da ortağı olduğum poliklinikte çalışmaya başladım. 2006 yılında Marmara Üniversitesi Sosyal Bilimler Fakültesi Uluslararası Kalite Yönetiminde başladığım yüksek lisansı 2009 yılında tamamladım. 2013 yılı Şubat ayın'da Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız-Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda Oral İmplantoloji Yüksek Lisansına başladım. Yabancı dilim İngilizce'dir. Evliyim. Bir oğlum iki kızım olmak üzere 3 çocuk babasıyım.