



T.C.  
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**AYNI TİCARİ MARKA İMPLANT FREZLERİ İLE YAPILAN  
OSTEOTOMİLERDE AYNI FREZ KULLANILARAK “FARKLI  
HIZ, KUVVET VE KULLANIM SAYISI” DEĞİŞKENLERİNİN  
KEMİKTE MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMLERİ  
ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

Harun AKBÖRK

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI

GAZİANTEP

2019

T.C.  
GAZIANTEP ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**AYNI TİCARİ MARKA İMPLANT FREZLERİ İLE YAPILAN  
OSTEOTOMİLERDE AYNI FREZ KULLANILARAK “FARKLI HIZ,  
KUVVET VE KULLANIM SAYISI” DEĞİŞKENLERİNİN KEMİKTE  
MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMLERİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN-  
VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Harun AKBÖRK**

**Tarih: 08.03.2019**

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

**Prof. Dr. Kamile ERCİYAS**  
**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**

Bu tez çalışmasının bir “Diş Hekimliğinde Uzmanlık” derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

**Prof.Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ**  
**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı**

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Diş Hekimliğinde Uzmanlık” tezi olarak kabul edilmiştir.

**Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI**  
**Tez Danışmanı**

**Tez Jürisi**

**İmzası**

**Prof.Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ**

**Doç. Dr. Mehmet Emre BENLİDAYI**

**Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI**

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih: 08.03.2019

Harun AKBÖRK

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden beri her zaman yanımda olduğumu bildiğim, iyi niyet ve güler yüzüyle yanımda olan tez danışmanım **Sayın Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI**'ya, bir baba şevkatiyle varlığını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen bilgisine ve tecrübesine hayatımın her evresinde ihtiyaç duyacağım hocamız **Sayın Prof.Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ**'e, uzmanlık eğitimi süresince maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve asistan arkadaşlarıma, tez çalışmamı birlikte sürdürdüğümüz Dentsply Astra Tech implant firmasına, gerek uzmanlık sınavına hazırlanma döneminde gerekse uzmanlık süresince maddi ve manevi her türlü fedakarlığı esirgemeyen eşim **ÖZLEM AKBÖRK**'e, bu hayatın anlamını ortaya koyan, yaşama sevincimiz sevgili kızlarım ve aileme yürekten teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
TABLO LİSTESİ.....	vii
ÖZET.....	1
ABSTRACT .....	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	3
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. İmplantın Kelime Anlamı.....	4
2.2. İmplantların Tarihsel Gelişimi ve Önemi.....	4
2.3. Dental İmplant Tedavilerinde Temel Cerrahi Prensipler .....	5
2.3.1. Flep tasarımı .....	6
2.3.2. Kemikte implant yerinin hazırlanması(kemik preparasyonu) .....	6
2.3.3. İmplantların yerleştirilmesi.....	7
2.4. Osseointegrasyon .....	7
2.4.1. Osseointegrasyonun biyolojik süreci .....	8
2.4.1.1. Osteofilik faz.....	8
2.4.1.2. Osteokonduktif faz .....	9
2.4.1.3. Osteoadaptif faz .....	9
2.4.2. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler .....	10
2.4.2.1. İmplant materyalleri .....	10
2.4.2.2. İmplant tasarımı .....	11
2.4.2.3. İmplantların yüzey özellikleri .....	12

2.4.2.4. İmplant yükleme zamanları ve koşulları .....	12
2.4.2.4.A. Geç (klasik) yükleme protokolü .....	12
2.4.2.4.B. İmmediat (derhal) yükleme protokolü .....	13
2.4.2.4.C. Erken Yükleme Protokolü .....	13
2.4.2.5. Kemik kalite ve kantitesi .....	14
2.4.2.6. Cerrahi teknik .....	15
2.4.2.6.A. Frez tasarımı .....	16
2.4.2.6.B. Frezleme hızı .....	16
2.4.2.6.C. Frezleme işlemini esnasında uygulanan kuvvet .....	16
2.4.2.6.D. Frez ucu keskinliği .....	17
2.4.2.6.E. İrrigasyon .....	17
2.4.2.6.F. Kemik kalitesi .....	17
2.4.3. İmplant stabilitesi ve osseointegrasyonun değerlendirilmesi .....	18
2.4.3.A. Histoloji ve histomorfometri .....	18
2.4.3.B. Yerleştirme torku .....	18
2.4.3.C. Çıkarma torku .....	18
2.4.3.D. Periotest .....	19
2.4.3.E. Perküsyon Testi .....	19
2.4.3.F. Rezonans frekans analizi (RFA) .....	20
2.4.3.G. Radyografik testler .....	20
2.5. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri .....	20
2.5.1. Kızılötesi (Infrared) termografi .....	20
2.5.2. Sonlu elemanlar yöntemi .....	21
2.5.3. Termokupl (Isıl çiftler) .....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	22
3.1. Çalışma Dizaynı .....	23

3.1.1. Deney düzeneğinde kullanılan malzemeler .....	23
3.2. Isı Ölçüm Deneyleri .....	23
4. BULGULAR .....	30
4.1. 1. Grup Çalışma Sonuçları (1000 rpm hız -1.5kg kuvvet ) .....	30
4.2. 2.Grup Çalışma Sonuçları (1000 rpm hız -3kg kuvvet ) .....	31
4.3. 3.Grup Çalışma Sonuçları (2000 rpm hız -1.5kg kuvvet ) .....	32
4.4. 4.Grup Çalışma Sonuçları (2000 rpm hız -3kg kuvvet ) .....	33
4.5. İstatistiksel Yöntem:.....	36
5. TARTIŞMA .....	44
6. SONUÇ .....	49
KAYNAKLAR .....	50
ÖZGEÇMİŞ .....	57

## KISALTMALAR VE SİMGELER

N : Newton

SEM : Scanning Electron Microscop

kg : kilogram

dk : Dakika

mm : milimetre

rpm : rounds per minute

BIC : Bone implant contact

SLA : Sandblasted Large Grid Acid Etched

ml :mililitre



## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1. Genel çalışma düzeneği .....	24
Şekil 3.2. Drillmede kullanılan frezler .....	24
Şekil 3.3. Cerrahi tura bağlı angulduruva kemiğe dik olacak şekilde paralelometreye özel bir aparatla sabitlenmiştir. Hız, kuvvet ve kullanım sayısı değişkenleri gruplara göre ayarlanmıştır. ....	25
Şekil 3.4. Taze sığır femur kortikal kemiği .....	26
Şekil 3.5. Isıl çift (Isı ölçer- Termokupl Elimko, Ankara, Türkiye) .....	26
Şekil 3.6. Osteotomi yapılan bölgenin şemetik görüntüsü .....	27
Şekil 3.7. Isı ölçer uçları yuvalarına yerleştirildikten sonra, kalan boşluk oda sıcaklığında serum fizyolojik ile doldurulup silikon esaslı bir ölçü malzemesiyle tespit edilmiştir. ....	28
Şekil 3.8. Drillerin yüzey aşındırmasının yapıldığı çalışmada kullanılmayan taze sığır femur kortikal kemiği .....	29
Şekil 4.1. 1.ve 50.drillemede ölçülen ortalama ısı artışı değerleri .....	34
Şekil 4.2. 1.ve 50.drillemede ölçülen ortalama sıcaklık değerleri .....	34
Şekil 4.3. 1.ve 50.drillemede ölçülen en yüksek ısı değerleri .....	35
Şekil 4.4. Hız-kuvvete değişimine bağlı başlangıç ısı değişimi .....	39
Şekil 4.5. 1. ve 50.kullanım durumlarında hız kuvvet parametrelerine göre izlenen başlangıç ısı değişimi .....	40
Şekil 4.7. 1.ve 50.kullanım durumlarında hız , kuvvet parametrelerine göre izlenen maximum ısı değişim .....	43

## TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1. 1000 rpm hız ve 1.5 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları .....	30
Tablo 4.2. 1000 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları .....	31
Tablo 4.3. 2000 rpm hız ve 1,5 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları .....	32
Tablo 4.4. 2000 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları .....	33
Tablo 4.5. Başlangıç ısı için faktöriyel analiz sonuçları .....	37
Tablo 4.6. Çoklu karşılaştırma tabloları .....	38
Tablo 4.7. Maximum ısı sonuçları .....	41
Tablo 4.8. Maximum ölçülen ısı değeri için faktöriyel analiz sonuçları .....	42
Tablo 4.9. Hız kuvvet interaksiyonu çoklu karşılaştırma testi .....	42
Tablo 4.10. Kuvvet kullanım sayısı interaksiyonu için çoklu karşılaştırma testi .....	43

## ÖZET

### **Aynı Ticari Marka İmplant Frezleri İle Yapılan Osteotomilerde Aynı Frez Kullanılarak “Farklı Hız, Kuvvet ve Kullanım Sayısı” Değişkenlerinin Kemikte Meydana Gelen Sıcaklık Değişimleri Üzerine Etkilerinin In-Vitro Olarak İncelenmesi**

**Harun AKBÖRK Uzmanlık Tezi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Tez Danışmanı: Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI Mart 2019, 57 Sayfa**

Bu tez çalışmasında aynı firma tarafından üretilmiş implant frezleri ile farklı hız, kuvvet ve kullanım sayısı değişkenlerinin kemikte meydana gelen sıcaklık değişimleri üzerine etkilerinin in-vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda sığır femur kortikal kemikleri kullanılmıştır. Kemik bloklar üzerinde Astra Tech implant firması tarafından üretilen 2mm çapında driller kullanılmak üzere, oda sıcaklığında farklı hız, kuvvet ve kullanım sayısı değişkenlerine göre gruplar oluşturularak, kemikteki sıcaklık değişimleri incelenmiştir.

Bu gruplar;

1. Grup:1000 rpm ve 1,5 kg kuvvet
2. Grup:1000 rpm ve 3 kg kuvvet
3. Grup:2000 rpm ve 1,5 kg kuvvet
4. Grup:2000 rpm ve 3 kg kuvvet

Her bir grup 10 drilden oluşturulmuştur. Drilleme esnasında kemikte meydana gelen ısıyı değerlendirmek üzere osteotomide kullanılan cerrahi tur motoru, paralelometre cihazına kemik üzerine dik açı ile giriş yapılarak yapacak adapte edilerek, taze sığır femur kortikal kemiğinde 1 dakika boyunca frezleme işlemi yapılmıştır. Drilleme boyunca oluşan sıcaklık, drill yuvasının sağ ve sol yanlarında 1'er mm mesafede, 5'er ve 10'ar mm derinliklerinde 2 adet K tipi termocouple ısı sensörü yerleştirilerek ölçülmüştür. Her drill için bu işlem 50 kere tekrarlanmış ve 1. ve 50. drillemelerde yapılan ısı ölçümleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak; hiç bir grupta kemik nekrozu için kritik değer olan 47 °C yi geçecek sıcaklık artışı gözlenmemiştir. 1000rpm ve 3 kg kuvvet uygulanan ikinci grupta en yüksek ısı artışı gözlemi yapılırken, 2000rpm ve 3kg kuvvet uygulanan dördüncü grupta ise en az ısı artışı gözlenmiştir.

**Anahtar Sözcükler:** Dental implant, osteotomi, sıcaklık, kemik nekrozu, drill

## ABSTRACT

### **The In-Vitro Investigation of the Effects of Variables as “Different Speed, Force and Number of Uses ”on Temperature Changes in the Bone Using the Same Drills in the Osteotomies Produced with the Same Trademark Implant Mills**

**Harun AKBÖRK Specialty Thesis Department of Oral and Maxillofacial Surgery  
Supervisor: Asst. Prof. Dr. Ebru Deniz KARSLI, March 2019, 57 Pages**

In this thesis, it is aimed to examine the effects of different types of speed, force and usage variables on the temperature changes of bone in the in vitro. Cattle femur cortical bones were used in our study. 2mm diameter drills produced by the Astra Tech implant company on the bone blocks were examined at room temperature and the temperature changes were examined by forming groups according to different speed, force and number of use variables. These groups are:

Group 1: 1000 rpm and 1,5 kg force

Group 2: 1000 rpm and 3 kg force

Group 3: 2000 rpm and 1,5 kg force

Group 4: 2000 rpm and 3 kg force

Each group consists of 10 drills. In order to evaluate the heat occurring in the bone during the drilling, the surgical tour motor used in osteotomy was adapted to the parallelometer device at a right angle to the bone and milled for 1 minute in the fresh cattle femur cortical bone. The temperature generated during the drilling was measured by placing two thermocouple temperature sensors on th right and left of the drilling point at 1 mm distances which were placed to 5 mm and 10 mm depths separately. For each drill, this process was repeated 50 times and the temperature measurements were recorded at the 1st and 50th drillings.

As a result, no increase more than 47 °C was observed in any of groups which is known to be the critical value for bone necrosis. Most increase in temperature was noted in the second group under 1000 rpm and 3kg force application while the least increase was noted in group 4 under 2000 rpm 3 kg force application.

**Key Words:** Dental implant, osteotomy, temperature, bone necrosis, drill

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Stomatognatik sistemin ana unsurları olan çiğneme ve konuşma fonksiyonunun devam ettirilmesinde diş eksikliğinin olmaması önemli yer tutmaktadır. Var olan diş eksikliğinin rehabilitasyonunda günümüze kadar uygulanmış geleneksel kron-köprü ya da hareketli protezlerin yerini implant tedavileri büyük çoğunlukla almıştır. İmplant tedavilerinde görülen başarısızlıkların çoğu protetik aşamaya kadar geçen iyileşme periyodunda görülmektedir. Bu konuda iyileşme periyodunu doğrudan etkileyen drilleme sırasında oluşan ısı nedeniyle kemikte oluşan nekroza bağlı implant kayıpları karşımıza çıkmaktadır. İmplant kayıplarının sebebi kemik nekrozuna bağlı sağlıklı bir osseointegrasyonun elde edilememesidir. Osseointegrasyon kavramı ‘yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas’ olarak tanımlanmaktadır [1]. Drilleme esnasında oluşan ısının 1 dakikalık bir periyotta 47 °C yi geçmesi durumunda implant ile doğrudan ilişkili kemik yüzeyinde rezorbsiyon ve yağ hücrelerinde dejenerasyon geliştiği ve osseointegrasyonun sağlanamadığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [2].

Literatürde kemik preperasyonu sırasında oluşan sürtünme ısısını düşürmek için yapılan pek çok bilimsel çalışma bulunmakla birlikte, bu çalışmaların hiçbiri bu problemin ortadan kaldırılmasına yönelik kesin bir çözüm sunmamaktadır. Bu çalışmaların en başarılı yöntemleri olarak; dril tasarımlarını değiştirerek daha keskin bir yüzey elde etmek, soğutulmuş serum fizyolojik irrigasyonu altında cerrahi işlemi uygulamak ve işlem sırasında uygulanan basınç ve kuvveti değiştirmek görülmektedir.

Yapılan bu çalışmalardan yola çıkarak bizim çalışmamızda da hız ve kuvvet parametlerini farklı kullanım sayısı ile orantılı olarak değiştirerek drilleme esnasında ortaya çıkan ısının düşürülmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İmplantın Kelime Anlamı

İmplant kelimesi Latince olarak 'in=içerisine' ve 'planto = yerleştirme, gömme ekme' anlamına gelmekte olup; bir fonksiyon elde etmek için, uygun pozisyona yerleştirilen organik veya inorganik maddeye verilen isimdir. Fransızca menşeli bir sözcük olup diğer dillere buradan geçmiştir. İmplantasyon ise bu uygulama, yerleştirme işlemine denir. Tıp dilinde ise, vücut içerisine bir materyalin yerleştirilmesi anlamına gelmektedir [3].

### 2.2. İmplantların Tarihsel Gelişimi ve Önemi

Arkeolojik çalışmalar implant tarihinin eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzandığını göstermektedir [4]. 1965 yılında dental implantolojideki büyük atılım, İsveç'te Lund Üniversitesi'nin Vital Mikroskopi Laboratuvarında ortopedik cerrah olarak çalışan Dr.İngvar Branemark başkanlığındaki İsveçli araştırma grubu tarafından gerçekleştirilmiştir [5]. Zarb ve ark. 1979 yılında köpekler üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında yaptıkları polimetilmetakrilat implantları kullanmışlar ve başarısız sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir [6]. Branemark'ın uluslararası literatürde ilk defa referans olarak gösterilmesi bu çalışma için önemlidir. 1981'de Adell ve ark. Branemark'ın implantı dental olarak uygulamasından tam 16 yıl sonra dişsiz hastalarda uyguladıkları implantların 15 yıllık sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu yayın, modern implantolojinin doğmasına ve dünyada yaygınlaşmasına ışık tutan ilk çalışmadır [7]. Günümüze kadar implantların hem tasarımlarında hem de yüzey özelliklerinde çok daha yeni gelişmeler olmuştur.

Osseoentegre olmuş dental implant tedavilerinin güvenilirliği yapılan çalışmalarla kanıtlanmış olup diğer konvansiyonel diş eksikliği tedavilerinin merkezine yerleşmiştir.

Dental implant uygulamalarında tedavinin başarılı bir şekilde sonuçlandırılmasında implant cerrahisi oldukça önemli yer tutmaktadır. Bu nedenle son zamanlarda yapılan araştırmalar, dental implant uygulanması esnasında çene kemiklerine uygulanan cerrahi

işlemlerin güvenli biçimde yapılması üzerine yoğunlaşmıştır [8, 9]. Bununla birlikte uygulanan cerrahi tekniklerin başarılı kabul edilmesi için; osseointegrasyonun elde edilmesinin yanı sıra uygulanan implantların uzun dönemde başarı kriterlerini yerine getiriyor olması istenmektedir [10].

Osseointegrasyon terimi 'canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın oluşan doğrudan ve işlevsel bağlantı' olarak tanımlanmaktadır [1]. Kemikte drilleme esnasında oluşan yüksek ısıya bağlı olarak kemik nekrozu gelişmekte ve nekrotik kemik bölgelerinde implantlar kaybedilmektedir. Yapılan araştırmalarda, drilleme esnasında oluşan ısının 1 dakikada 47 °C yi geçmesi durumunda, implantla direkt temas edecek kemikte rezorbsiyon ve yağ hücrelerinde dejenerasyon meydana geldiği gözlemlenmiştir [11] .

Drilleme esnasında ortaya çıkan ısıyı düşürmek amacıyla geliştirilmiş uygulanmış yöntemlere baktığımızda; drilleme esnasında oluşturulan kuvvet ve hız değerlerini değiştirmek, kullanılan drilleri daha keskin olacak biçimde tasarlamak, soğutulmuş serum fizyolojik irrigasyonu altında preparasyonu tamamlamak en başarılı yöntemleri olarak karşımıza çıkmaktadır.

Yapılan bu in-vitro çalışmada, aynı implant firması tarafından (Astra Tech) üretilmiş (2mm çapında) implant frezleri ile yapılan kemik preparasyonlarında farklı devir (1000rpm ve 2000 rpm), farklı kuvvet (1,5kg ve 3kg) ve farklı kullanım sayısı (1. ve 50. Kullanım) değişkenlerinin kemikte oluşturdukları sıcaklık değişimleri üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

### **2.3. Dental İmplant Tedavilerinde Temel Cerrahi Prensipler**

Dental implant uygulamasının temel amacı üzerine yapılması planlanan protetik tedavi için sağlam bir destek alt yapı oluşturmaktır [12]. Uygulanan implant tedavisinin başarılı olarak yük taşıyabilir duruma gelmesinde üç farklı dokunun (kemik, bağ dokusu, epitel dokusu) başarılı bir şekilde entegrasyonu gereklidir [13].

### **2.3.1. Flep Tasarımı**

Temel olarak dental implant cerrahisinde uygulanan iki flep tasarımı vestibül insizyon ve krestal insizyon olarak karşımıza çıkmaktadır. Hunt ve ark.'ı yaptıkları çalışma sonucunda vestibüler insizyonun veya krestal insizyon tekniklerinin tercih edilmesinin genel klinik iyileşmeyi veya osseointegrasyonu etkilemediğini göstermişlerdir [14].

### **2.3.2. Kemikte İmplant Yerinin Hazırlanması (Kemik Preparasyonu)**

İmplantta rehberlik edecek yuvanın hazırlanması esnasında dikkat edilmesi gereken en önemli unsurlardan biri drilin pozisyonudur. İdeal protetik tedavinin tamamlanması için dril açısının istenilen konumda olması gerekmektedir. Ayrıca anatomik sınırlar göz önünde bulundurularak drilleme açısı ve uzunluğu belirlenmelidir. Özellikle mandibulada çalışırken lingual korteks perforasyonu sonucu fasiyal ve submental arter hasar görebilir ve hayatı tehdit edici komplikasyonlara yol açabilir [15, 16].

Kullanılacak drillerin kalınlığını doğru tespit etmek diğer önemli bir husus olarak karşımıza çıkmaktadır. Kemiğin yapısına ve sertliğine göre uygun dril boyutu seçilmelidir, çünkü implant yerleştirilmesi sonrasında primer stabilitenin elde edilmesi bu karara bağlı olarak belirlenmiş olacaktır [17, 18].

Kemik preparasyonu esnasında dril ile kemik arasında oluşan ısı dikkat edilmesi gereken en önemli unsurdur. Kritik ısı değeri olan 47 °C ve sonrası sıcaklıklarda kemikte protein denatürasyonu ile osteosit hasarı oluşarak kemiğin remodelasyonunun engellediği bilinmektedir [19]. Eriksson ve Albrektsson ısı oluşumu esnasında lamellar kemiğin hassasiyetini canlı tavşan kemiği üzerinde incelemişler ve 47 °C' nin üzerindeki ısılarda kemik rezorbsiyonun ve yağ hücrelerinde dejenerasyonun başladığını sağlıklı kemik dokusu yerine adaptasyonu tamamlanmamış kemik benzeri bir dokunun oluştuğunu göstermişlerdir. Oluşan bu kemik benzeri dokunun osseointegrasyon sürecini olumsuz olarak etkilediğini rapor etmişlerdir [20]. Bu çalışmanın sonucu olarak da canlı kemikte ısı artışına bağlı olarak kemik nekrozu gelişmekte ve dolayısıyla da implantlar osseointegrasyon sürecini tamamlayamayarak kaybedilmektedir.



### 2.3.3. İmplantların Yerleştirilmesi

İmplantlar için ideal pozisyon, üzerine planlanan protetik yapının taşıyacağı biyomekanik kuvvetleri, kemiğe eşit olarak dağıtabileceği konumda olmalıdır. Aksi takdirde bu durum implant kayıpları ile sonuçlanacaktır [21]. İmplantlar arası mesafe kemiğin beslenmesine izin verecek miktarda olmalı, doğal dişlerle implant arası mesafe dikkate alınarak konumlandırılmalıdır. Ayrıca implantlar yerleştirildikleri bölge estetik alan içerisinde kalıyor ise; örneğin maxiller anterior bölgede ince alveolar kemikten implantın yansıması olasılığı göz önünde bulundurularak vakaya uygun tedavi seçenekleri tercih edilmelidir.

### 2.4. Osseointegrasyon

Osseointegrasyonun elde edilmesinde cerrahi aşama, implant materyali ve implant tasarımının ve yüzey özelliklerinin önemli olduğu bilinmektedir. İlk olarak osseointegrasyon 1955 yılında Branemark ve ark.'ı tarafından tavşan tibialarında yapılan mikroskop düzeyinde çalışmaları sonucu 'canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın oluşan doğrudan ve işlevsel bağlantı' olarak tanımlamışlardır [22]. 1991 yılında Zarp tarafından yapılan çalışmada osseointegrasyonun tam anlamıyla ifade edilmediği belirtilerek 'Alloplastik materyallerin biyomekanik yükleme sonrası klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonun sağlanması ve devam ettirilmesi' olarak tanımlamıştır [23]. Osseointegrasyonu Albrektsson ve ark.'ı ise 'Yaşayan kemik ve yük altında bir implant yüzeyi arasında direkt yapısal fonksiyonel bağlantı' olarak tanımlamışlardır [2].

Osseointegrasyona klinik olarak baktığımızda; implantlarda mobilite olmaması, biyomekanik yükler karşısında implantın direnç göstermesi, radyografik olarak kemik ile implant arasında direk ilişkinin izlenmesi ve arada herhangi bir radyolüsent alanın olmaması bize osseointegrasyonun sağlandığını gösteren başlıca kriterlerdir.

### **2.4.1. Osseointegrasyonun Biyolojik Süreci**

Osseointegrasyon sadece uygun bir cerrahi teknik, uzun bir iyileşme süresi ve implantın protetik olarak yüklenmesi sonrası uygun bir stres dağılımı ile sağlanabilir ve korunabilir [7].

Osseointegrasyonun bir biyolojik süreç olduğu ve bu sürecin; implant yüzeyi, implant dizaynı, hasta faktörleri (sistemik hastalıklar, oral hijyen, biyomekanik kuvvetler vb.) gibi parametrelerden etkilendiği bilinmektedir. Osseointegrasyonun sağlanması bir biyolojik süreç olduğu için zamana ihtiyaç vardır. İmplant cerrahisinden sonra implanta komşu kemiğin iyileşme süreci 3 dönemde gerçekleşmektedir. Bu dönemler;

- Osteofilik faz
- Osteokonduktif faz
- Osteoadaptif faz [24].

#### **2.4.1.1. Osteofilik Faz**

Dental implantlar kemik preparasyonu sonrası maksilla ya da mandibuladaki kansellöz kemiğe yerleştirildiğinde, implantla kemik arası kan ile dolar ve pıhtılaşma süreci başlamış olur. İmplant ile konak arasındaki ilk etkileşim olarak platelet aktivasyonu sonrası sitokinlerin salınımı gerçekleşir. Sitokinlerin kemik metabolizmasını düzenlemek, hücresel proliferasyonu değiştirmek, kollajen sentezini düzenlemek gibi yara iyileşmesinde kritik yeri vardır. İlk haftanın sonunda, yabancı antijenleri ve debrisleri ortadan kaldırmak için yara bölgesinde enflamatuar hücreler ( nötrofil ) görülür ve fagositoz başlamış olur. Bu durum reparatif süreç tamamlanana kadar devam eder. İyileşme sürecinin ilk 7-10 günlük döneminde osteofilik fazdan bahsedilebilir [24].

#### **2.4.1.2. Osteokondüktif Faz**

Bu dönem cerrahi alanın debrislere temizlenmiş olduğu 3-5. günlerden itibaren başlar ve 15-21. günlere kadar devam eder. Yeni damarlanmanın başladığı bu safhada implanta doğru komşu kemikten mikrovasküler damar ağı oluşur. Sonrasında kandaki amino asitlerden spiral yapıda olan kollajen zincir oluşur. Kollajen zincirler örgü gibi birbirleri üzerine sarılarak kollajen lifler meydana getirir. Sonuç olarak immatür bağ dokusu oluşumu başlamış olur. 4.6. haftalarda başlangıçta oluşan “woven bone – örgü kemik” adı verilen fibröz doku ve matriks yapı, fibrokartilajenöz kallusa dönüşür [25]. Fibrokartilajenöz kallusun kemiğe dönüşümü endokondral kemikleşmede görülen iyileşme gibidir. Bu dönüşüm daha fazla kemiğin implant yüzeyine biriktiği 3. ayda meydana gelir. İmplant yerleştirildikten 4 ay sonra implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanır [26].

#### **2.4.1.3. Osteoadaptif Faz**

Osteoadaptif faz implant yerleştirildikten sonraki 4. ayda başlar. Oluşan örgü kemiğin lameller kemiğe dönüşme süreci, implantlar yük taşımaya başladıktan sonra bu faz içinde başlar [26]. Bu süreçte implantların çevresinde kemik kaybı ya da kazancı gözlenmemektedir. Aynı zamanda implant tarafından komşu kemiğe iletilen kuvvetler sonucu implant çevresinde yeniden şekillenme (remodeling) süreci ömür boyu devam eder [27]. Yeniden şekillenme kemik rezorpsiyonu ile başlar, lameller kemiğin yeniden şekillenmesi ile devam eder.

Kemik oluşumu;

- Primitif mezenşimal hücre proliferasyonu
- Osteoblast prekürsör hücre diferansiyasyonu
- Osteoprogenitör, preosteoblast oluşumu ve osteoblasta dönüşüm
- Matriks oluşumu ve Minerilazasyon

Olaylar zinciri şeklinde gerçekleşen kompleks bir süreçtir.

#### **2.4.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler**

Osseointegrasyon ilk olarak Brenamark ve ark tarafından ‘canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın oluşan doğrudan ve işlevsel bağlantı’ olarak tanımlanmıştır [22]. Osseointegrasyon bir biyolojik süreç olup bu süreç hücresel ve moleküler düzeyde karmaşık bir dizi periyotlar içerir. Sonuç olarak kemik iyileşmesini takiben implant kemik arasında doğrudan bağlantı ile tamamlanır [28].

Osseointegrasyonu etkileyen faktörler;

- İmplant Materyali
- İmplant Dizaynı
- İmplant Yüzey Özellikleri
- İmplant Yükleme Zamanları ve Koşulları
- Kemiğin Kalite ve Kantitesi
- Cerrahi Aşama olarak sıralanabilmektedir.

##### **2.4.2.1. İmplant Materyalleri**

İmplant materyalinin, tedavinin sağlıklı bir şekilde sonuçlandırılması için taşınması gereken bazı özellikleri aşağıdaki gibi sıralayabiliriz;

- Alerji yapmamalı
- Korozyona karşı dirençli olmalı
- Biyouyumlu olmalı
- Steril kalabilmeli
- Mekanik yüklere karşı dayanıklı olmalı
- Homojen olmalı
- Kolay üretilebilmeli
- Ekonomik olmalı [29].

İmplant materyali olarak günümüze kadar birçok metal ve metal alaşımları, seramikler, polimerler ve kompozitler kullanılmıştır. Canlı dokulara uyumluluğu ve kemiğe adapte olabilme özelliğine sahip reaktif bir materyal olan titanyum ve alaşımları günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf titanyum, biyokompatibilitesi çok iyi bir materyal olup, çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Branemark ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada saf titanyum ve kemik arasında doğrudan birleşmenin muazzam olduğunu göstermişler ve bu süreci de 'osseointegrasyon' olarak tanımlamışlardır [22].

Titanyum implantlar; kemiğe yakın esneklik katsayısı bulundurmaları, antibakteriyel özelliğe sahip olmaları, korozyona karşı direnç gösterebilmeleri ve biyouyumlu olmaları nedeniyle günümüzde en yaygın olarak tercih edilen implant materyalleridir [30].

#### **2.4.2.2. İmplant Tasarımı**

Dental implant tedavilerinin başarılı bir şekilde sonuçlandırılmasında ve tedavinin uzun süre sağlıklı bir şekilde devam ettirilmesinde implant gövdesinin tasarımı, genişliği, uzunluğu ve implant yüzey özellikleri önemli bir yere sahiptir. Bu nedenle implant dizaynı üzerine yapılmış birçok çalışma mevcuttur [31, 32] .

İmplantların yiv aralığı, yiv genişliği ve derinliği, heliks açısı implant dizaynını oluşturan en önemli unsurlar olup bu özellikler implant mikro hareketliliğini en aza indirmek için gerekli temel parametrelerdir [33]. İmplant üzerine gelen yükleri kemiğe eşit olarak dağıtabilme özelliğine bakıldığında implant genişliği ve uzunluğu bu noktada en önemli unsurlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Kemiğe iletilen stres değerlendirildiğinde ise implant uzunluğundan daha önemli olarak implant genişliğini artırmak yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [34]. İmplant genişliğinin 0,5 mm artması, %10-15 daha fazla implant yüzey alanı elde edilmesini sağlayacaktır [34, 35].

Kemik kalitesi açısından bakıldığında; D1 tipi bir kemikten D4 tipi kemiğe gidildikçe kemikte esneklik ve spongioz kemik oranı arttığı için primer stabiliteyi elde edebilmek için daha agresif yivlere sahip implant tercih edilmelidir. Klasik kök formundaki bir implant tasarımında yüzey alanı, silindirik bir dizayna sahip implanta göre %30 daha fazladır. Bu nedenle D4 tipi kemiklerde kök formu implant kullanımı yaygın olarak tercih edilmektedir[36].

### 2.4.2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri

Kemik ile implantın doğrudan temasında; implant tasarımı ve geometrisi primer stabiliteye katkıda bulunurken, implant yüzey özellikleri implant kemik arasındaki mikro retansiyonun sağlanmasında önemli rol oynar. İmplant yüzeyinin pürüzlü yapıda olması implant yüzey alanını artmasına ve osteoblastların implant yüzeyine retansiyonunu artırarak istenilen osseointegrasyonun elde edilmesinde önemli katkısı vardır [37].

Dental implant yüzeyleri;

- Asitlenmiş/kumlanmış yüzeyler,
- Titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler (TPS),
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler,
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler,
- SLA (sandblasted large grid acid etched) yüzeyler,
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler,
- TiO<sub>2</sub> grid-blasted yüzeyler,
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler,
- Makinayla hazırlanmış (machined) yüzeyler olarak gruplandırılabilir [38].

Dental implant yüzeylerinin pürüzlendirme yöntemlerinde, asitleme/kumlama ve hidroksiapatit kaplama işlemleri ile edinilen sonuçlar diğer yöntemlere göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir [38]. Bununla birlikte implant yüzey özelliklerinin birbirine olan üstünlükleri ve klinik önemi halen araştırılmaktadır [39].

### 2.4.2.4. İmplant yükleme zamanları ve koşulları

Günümüzde, implantların yükleme protokolü 3 şekilde sınıflandırılmaktadır.

#### 2.4.2.4.A. Geç (klasik) Yükleme Protokolü

Dental implant uygulamalarında tam bir osseointegrasyonun sağlanıp kemik implant arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın direk temasın elde edilmesi yaklaşık 3-6 aylık bir zaman dilimini gerektirir [7]. Bu teknik; implantın protetik tedavi ile

yüklenmeden önce kemik implant doğrudan temasının sağlanması ve sekonder stabilitenin elde edilmesi için yeterli zaman sunması nedeniyle kabul görmüş ve denenmiş en iyi yöntemdir [40].

Bu yöntemin dezavantajı olarak; ikinci bir cerrahi gerektirmesi, uzun iyileşme periyodu boyunca hastaların dişsiz kalması ya da geçici protezler kullanması görülmektedir [41].

#### **2.4.2.4.B. İmmediat (derhal) Yükleme Protokolü**

İmmediat yüklemenin esası; implant cerrahisinden sonraki 2 gün içerisinde implantın yüklenmesi sürecine dayanır. Bu yönde yapılan ilk araştırma Ledermann tarafından 1979 yılında mandibuler bölgeye overdenture protezlere destek olmak amacıyla 3-4 implantın bikortikal olarak yerleştirilmesi ve aynı gün implantların yüklenmesi şeklinde yapılmış ve immediat yüklemenin başarılı sonuçları rapor edilmiştir [42]. Yapılan diğer çalışmalarda da implant cerrahisi sırasında primer stabilitenin yeterli seviyede elde edilmesi ve kemik kalitesinin immediat yüklemeye izin vermesi durumunda böyle beklemeden yüklemelerin başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir [43].

#### **2.4.2.4.C. Erken Yükleme Protokolü**

Zarb ve arkadaşları 2005 yılında yapılan literatür taramasında immediat yüklemeyi implant cerrahisi sonrası ilk 2 günlük süre içerisinde yapılan yükleme, erken yüklemeyi ise implant cerrahisinden sonraki 2 gün-3 aylık dönemdeki yapılan yükleme olarak tanımlamışlardır [42].

İmplant cerrahisi sonrası yapılan yüklemelerin hepsi erken yükleme protokolü içerisinde olup yüklenme zamanına göre farklı isimler alırlar. Bunlar;

**Erken Progresif Yükleme:** Bu protokolde hastalara implant cerrahisi sonrası overdenture protezler 1-2 hafta boyunca kullanılmaz, hastalara geçici protezleri yapılmış olsa dahi implantlardan destek alınmadan protez yapılır. Bu protokolde daimi protetik tedaviler implant cerrahisinden sonraki 3-4.ay döneminde yapılır [42].

Erken Fonksiyonel Yükleme: Erken fonksiyonel yükleme implant cerrahisi sonrası 1-2 haftalık dönemde yapılan geçici protezler bakımından erken progresif yüklemeyle benzerlik gösterir. Tek farkı implant dayanaklarının 3.haftada yerleştirilmesidir [42].

İmmediat-Erken Yükleme: Bu protokol implant cerrahisini takiben 5.günde yapılan overdenture ile implantların yüklenmesi esasına dayanır. Aynı gün yükleme yapılmaması ile immediat yüklemeden ayrılır [42].

#### **2.4.2.5. Kemik Kalite ve Kantitesi**

Başarılı bir implant tedavisinin tamamlanması osseointegrasyonun sağlıklı bir şekilde elde edilmesine bağlıdır. Osseointegrasyonun sağlanmasında ise; kemiğin genişlik ve yüksekliğinin yanı sıra kemiğin kalitesi ve kantitesi oldukça önemli yer tutmaktadır. Cerrahi planlanan bölgedeki kemiğin durumu uygulanması planlanan cerrahi tekniğin ve implant tasarımının seçiminde ayrıca protetik yükleme zamanını belirlemede önemli bir parametredir [44].

Günümüzde kullanılan ve en çok kabul edilen sınıflamalar Lekholm ve Zarb sınıflandırması diğeri ise Misch tarafından yapılan sınıflamadır.

Lekholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflama kemiğin frezleme esnasında gösterdiği dirence ve radyografik görünümüne göre yapılmıştır [45]. Buna göre;

- Tip I kemik: Atrofiye uğramış dişsiz mandibula anteriorunda görülen spongioz kemik tabakasının az kompakt kemik tabakasının fazla olduğu kemiktir.
- Tip II kemik: Alt çene ön ve arka bölge ile palatinal kemikte görülen kalın kompakt tabaka ile yoğun spongioz tabakadan oluşan kemiktir.
- Tip III kemik: Üst çene ön ve arka bölgede görülen ince kortikal kemik ile çevrili düşük yoğunlukta spongioz tabakadan oluşan kemiktir.
- Tip IV kemik: Üst çene arka bölgede görülen ince kortikal tabaka ve çok fazla kemik boşluğu bulduran spongioz tabakadan oluşan kemiktir.



Misch [44] tarafından yapılan sınıflandırma ise;

- D 1 kemik: Atrofiye uğramış mandibula anterior bölgede görülen yüksek oranda mineralize olmuş kortikal kemikten oluşur.
- D 2 kemik: Mandibula ön ve arka bölge ile maxilla anterior bölgede görülen, kalın ve poröz kortikal kemik ile çevrili yoğun spongioz tabakadan oluşur.
- D 3 kemik: Daha çok maxilla anterior ve posterior bölge ile mandibula posteriorunda görülen ince ve poröz kortikal tabaka ile çevrili ince düşük yoğunlukta spongioz tabakadan oluşan kemiktir.
- D 4 kemik: Sıklıkla maxilla posterior bölgede görülen hemen hemen hiç kortikal tabakanın bulunmadığı düşük yoğunlukta spongioz tabakadan oluşan kemiktir.
- D 5 kemik: Henüz mineralizasyon sürecini tamamlayamayan kemiktir.

Kemiğin iyi hacim ve densiteye sahip olduğu mandibula anterior bölgede implant başarısının daha fazla olduğu, maxiller posterior bölgeye gidildikçe artan kemik porözitesi ve kortikal kemik hacminin azalması sonucu implant başarısızlık oranının arttığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir [44].

#### **2.4.2.6. Cerrahi Teknik**

Dental implant cerrahisi sırasında çalışılan bölgenin canlı bir doku olduğu bilinciyle; kemik preparasyonu sırasında aşırı stresten kaçınmak, kemik iyileşmesini olumsuz yönde etkileyecek ısı değerlerinden uzak durmak, kemiği travmatize etmeden beslenmesini ve yenilenmesine izin verecek şekilde çalışmak ana cerrahi prensipler olarak karşımıza çıkmaktadır.

Yapılan çalışmalarda kemikte oluşan ısının 1 dak boyunca 47 °C ve üzerinde olması kemik nekrozu ile sonuçlanmakta ve implant için gerekli olan osseointegrasyon gerçekleşmemektedir [19].

İmplant cerrahisi sırasında oluşan ısı bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörler başlıca; frezin keskinliği, frez tasarımı, frezlerin kullanım sayısı, frezlerin üzerine gelen kuvvet miktarı, frezin kullanım hızı, kemiğin dansitesi, irrigasyon gibi parametrelerdir. Bu parametreler ısı oluşumunun derecesini belirleyen başlıca faktörlerdir.

#### **2.4.2.6.A. Frez Tasarımı**

Dental implant cerrahisi sırasında oluşan ısının uygulanan cerrahi teknik kadar kullanılan materyalden de etkilendiği bilinmektedir. Yapılan çeşitli çalışmalarda farklı implant tasarımlarının ısı oluşumu üzerine olan etkileri incelenmiş ve frezin sahip olduğu geometrinin hem oluşan ısı bakımından hem de cerrahi sırasında elde edilmek istenilen primer stabilite üzerine önemli etkisi olduğu rapor edilmiştir [21, 46].

#### **2.4.2.6.B. Frezleme Hızı**

İmplant cerrahisi sırasında oluşan ısının en büyük nedenlerinden biri de frezleme hızıdır. Cerrahisi sırasında kullanılan frezleme hızının fazla olması, ısı artışına bağlı olarak kemikte protein denatürasyonu ile sonuçlanıp osteonekroza yol açabileceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [47]. Diğer taraftan daha düşük devirlerde kullanılan frezlerin frez üzerinde fazla kuvvet uygulanmasına neden olabileceği bunun sonucu olarak da yine ısı artışının olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur [47].

Dental implant cerrahisi sırasında uygulanması gereken protokoller sürekli güncellenmektedir. Günümüzde 600 rpm ile 1500 rpm hız aralığında firmaların dril tasarımına bağlı değişkenlik gösteren hızlar kullanılmaktadır.

2010 yılında Kim ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada standart frez hızı (1200 rpm) ile daha düşük devirde (50 rpm) irrigasyonsuz frez kullanımının ısı üzerine olan etkisini incelediklerinde irrigasyonsuz düşük devirde çalışmanın kemik nekrozuna neden olan sıcaklığa ulaşmadığını gözlemlemişlerdir [48].

#### **2.4.2.6.C. Frezleme İşlemini Esnasında Uygulanan Kuvvet**

Kemik preparasyonu esnasında oluşan ısı üzerine uygulanan kuvvetin etkisi yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [49].Yapılan bir çalışmada 48000 devir/dk sabit hız tutularak yapılan irrigasyonlu kemik preparasyonunda 1.5 newton (N) ve 9 N arasında değişen

kuvvetler uygulanmış ve 4N kuvvete kadar ısının arttığını, 4N'dan daha büyük kuvvetlerde ise ısının daha düşük olduğu rapor edilmiştir [50].

#### **2.4.2.6.D. Frez Ucu Keskinliği**

Cerrahi esnasında kullanılan frezin keskinliğini; frez tasarımı, kullanım sayısı, freze uygulanan sterilizasyon işlemlerinin sayısı, preparasyon yapılan kemiğin denstitesi frezin geometrisi gibi unsurlar etkilemektedir [51]. Yapılan bir çalışmada frez keskinliğinin 300 defa kullanıma kadar izin verdiği bu kullanım sayısından sonraki kullanımlarda kemikte nekroz oluşturabilecek boyutta ısı artışına neden olabileceği rapor edilmiştir [52].

#### **2.4.2.6.E. İrrigasyon**

Kemik preparasyonu esnasında kemik yüzeyinde oluşan ıyı azaltmak için çalışılan en önemli konulardan biri de irrigasyon yöntemleri üzerinedir. Bu konu ile ilgili Lavelle ve Wedgwood yaptıkları çalışmalarında, dıştan soğutmalı ile içten soğutmalı veya irrigasyon olmadan yapılan uygulamaları karşılaştırmışlar ve içten soğutmalı sistem ile daha kabul edilebilir sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir [53]. Benzer şekilde Şener ve ark. 2009 yılında soğutulmuş serum fizyolojik irrigasyonu ile yapılan kemik preparasyonunun kemik yüzeyinde ıyı düşürdüğü ancak oda sıcaklığındaki serum fizyolojik irrigasyonun implant uygulaması için yeterli olduğunu göstermişlerdir [54].

#### **2.4.2.6.F. Kemik Kalitesi**

İmplant cerrahisi yapılan bölgedeki kemiğin densitesi preparasyon esnasında oluşan ıyı etkileyen diğer bir parametredir. Yapılan bir çalışmada yoğun kortikal kemik içeren kemikte yapılan preparasyonlarda kortikal kemiğin ısı iletkenliğinin spongioz kemiğe göre daha fazla olması nedeniyle ısı artışının daha fazla olduğu buna bağlı olarak da osseointegrasyon sürecinin etkilendiği ve implant başarısızlık oranının bu bölgelerde arttığı gösterilmiştir [51].

### **2.4.3. İmplant Stabilitesi ve Osseointegrasyonun Değerlendirilmesi**

#### **2.4.3.A. Histoloji ve Histomorfometri**

Osteointegrasyonun değerlendirilmesinde kullanılan histolojik ve histomorfometrik teknikler, en objektif ve invaziv metodlardandır [55]. Histolojik teknikler, implant kemik arayüzünü içeren kesitlerdeki kemik kontak yüzeyini ve oranını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Donath ve arkadaşları, ışık mikroskobu düzeyinde kabul edilebilir kemik/implant arayüzünün 10µm kalınlığında mineralize kısmının üretilmesine olanak sağlayan bir aşındırma tekniği göstermişlerdir [56]. Bu teknik, kemik implant kontak yüzeyini incelemek için genellikle tercih edilmektedir. Donath ve arkadaşları implant uygulamasından 5 gün sonra kemik implant ara yüzeyinde fazla sayıda çok çekirdekli dev hücreler görüldüğünü izlemişlerdir. Kemik implant kontağı arttıkça var olan dev hücrelerin azaldığını göstermişlerdir [56]. Sennerby ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada dekalsifiye örnekler üzerinde transmisyon elektron mikroskobu ile inceleme yapılmış ve implant yüzeyine yakın alanlarda düzenli kollajen yapının oluştuğunu gösterilmiştir [57].

#### **2.4.5.B. Yerleştirme Torku**

Yerleştirme torku, implantın yerleştirilmesi sırasında implat stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan basit ve güvenilir bir yöntem olarak görülmektedir [58]. Bu yöntem implatların uygulanması esnasında elde edilen torkun ölçülmesi prensibine dayanır. Elde edilen tork değeri kemiğin kalitesi hakkında da cerraha bilgi verir ve yükleme zamanı hakkında tahmin yapma olanağı sunar. Artan tork değeri sonucu primer stabilitenin de artacağı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [59].

#### **2.4.6.C. Çıkarma Torku**

Çekme ve itme testleri implant-doku arayüzünün kalitesini belirlemek, yivli implant kemik arayüzündeki bağlantıyı ayırmak için gereken tork değerlerinin ölçümlerinin

yapıldığı bir yöntemdir. Geri dönüşümsüz bir uygulama olması sebebiyle sadece çalışma amacıyla kullanılmaktadır. İlk olarak Johansson ve Albrektsson (1991) tarafından kullanılan bu yöntemde; implanta saatin tersi yönünde çıkarma kuvveti uygulayan bilgisayar destekli bir tork elemanı kullanılır ve uygulanan çevirme kuvveti (Ncm) implant dönmeye başlayınca dek orantılı şekilde arttırılır [28]. Colomina ve ark yaptıkları çalışmada implant uygulamasından 3 hafta sonra, implantı ters olarak çevirmek için gereken ortalama tork değerini 11 Ncm olarak ölçülmüştür. Bu tork değeri 3 ay sonra 68 Ncm, 12 ay sonra ise 88 Ncm olarak ölçülmüştür [60].

#### **2.4.7.D. Periotest**

Periotest, implant ve kemik arayüzü arasındaki stabiliteyi değerlendirme imkanı sunan bir tanı yöntemidir. İnvaziv bir yöntem değildir [61]. Kemik ile sağlıklı bir ara yüze sahip implant, periodontal ligamentle çevrelenmiş bir diş ile karşılaştırıldığında belirgin bir şekilde çok daha düşük periotest değerleri gösterecektir [62]. Tricio ve arkadaşlarının 1995 yılında yapmış oldukları çalışmalarında, 402 adet implantı periotest ile değerlendirmişlerdir. Mandibulada yapılan ölçümlerde % 93'ünü 0'm altında ve sıklıkla -4 olarak gözlemlemişlerdir. Maxillada yaptıkları ölçümlerde ise %70'inin 0'm altında ve sıklıkla da -2 olduğu rapor etmişlerdir [63]. Bu çalışmanın sonucu olarak periotest cihazının implant stabilitesi değerlendirmede yeterli güvenilirliğe sahip olmadığını göstermektedir [63].

#### **2.4.8.E. Perküsyon Testi**

Bu yöntemde implantın osseointegrasyonu değerlendirmek için metal bir el aleti ile implanta veya dayanağa vurularak elde edilen sesin tonuna göre değerlendirme yapılır. Eğer implant osseointegrasyonu gerçekleşmiş ise daha çok metalik bir ses, eğer osseointegrasyon tamamlanmamış ise daha donuk bir ses alınacağı belirtilmiştir. Kulak hassasiyeti kişiden kişiye değiştiği için, subjektif bir veri elde edilmesi bu yöntemin tam anlamıyla güvenilir bir yöntem olmadığı anlamına gelir [64].

#### **2.4.9.F. Rezonans Frekans Analizi (RFA)**

Rezonans frekans analizi, Meredith ve arkadaşları tarafından implant stabilitesini değerlendirmek amacıyla geliştirilen elektronik bir cihaz ile objektif sonuçlar elde edilebilmesini sağlayan bir yöntemdir. İnvaziv bir uygulama değildir [65, 66].

#### **2.4.10.G. Radyografik Testler**

Klinik osseointegrasyonun değerlendirilmesi ve implant stabilitesinin ölçümünde radyografik olarak implant çevresindeki marjinal kemiğin incelenmesi güvenilir bir tanı yöntemidir. Bukkal kemiğin iki boyutlu radyografilerde değerlendirilememesi var olan defektlerin ayrıntılı olarak incelenmesini kısıtlar [67].

Klinik değerlendirmede; radyolojik olarak implant kemik yüzeyinde herhangi bir radyolusensi olmayan, sıkı bir kontak ilişkisi gösteren radyolojik görünüm stabil implantın varlığına işaret eder [68]. Marjinal kemikte oluşan kemik rezorpsiyonu Branemark implant sistemlerinde implantın yüklendikten sonraki 1 yıllık dönemde ortalama 1.2 mm ve devam eden yıllarda 0.1 mm olarak gösterilmiştir [69]. 1996 yılında Lekholm ve arkadaşları tarafından yapılan benzer bir araştırmada; ağız içerisinde total dişsizliğin olmadığı hastalarda implantların stabil kalma oranlarını % 93.3 olarak göstermişlerdir. Marjinal kemik kaybını ise 5 yıllık takip döneminde ortalama 0.6mm olarak rapor etmişlerdir [70]. 1985 yılında Strid tarafından yapılan çalışmada ise implantın yerleşmesi veya yüklenmesi esnasında yapılan hatalar sonucu marjinal kemik kaybının anormal bir şekilde %3 lere kadar çıktığını göstermiştir [67].

### **2.5. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri**

#### **2.5.1. Kızılötesi (Infrared) Termografi**

Infrared termografi, termal görüntüleme, termografik görüntüleme, termal video olarak da adlandırılan bu alan, infrared görüntüleme sisteminin bir parçasıdır. Termografik

kameralar elektromanyetik spektrumun kızılötesi aralığındaki ( yaklaşık 900-14000 nanometre ) gözle görülmeyen ışınlarını tespit ederek gözle izlenebilir bir hale getirmektedir.

Tüm nesnelere vücut sıcaklıklarından dolayı az veya çok kızılötesi ışınım gerçekleştirirler. Termografi sayesinde bu görünmez ışınlar görünür hale getirilebilmektedir. Cisim tarafından yapılan yayılım arttıkça sıcaklık da artacaktır. Gözle görülemeyen bu sıcaklıklar termografi sayesinde izlenebilir hale gelmiştir. Sıcaklığı yüksek nesnelere soğuk nesnelere karşısında kolaylıkla fark edilebilmektedir. Bu nedenle insan gibi sıcakkanlı canlılar dış ortamda termal kamera ile kolaylıkla tespit edilebilmektedirler. Bu özellikleri sayesinde termal kameralar özellikle askeri alanlarda büyük bir kullanım alanı bulmuşlardır. Bunun yanı sıra medikal görüntüleme, veterinerlik uygulamaları, araştırma projeleri, kimyasal görüntüleme sistemleri gibi alanlarda da kullanılmaktadırlar [71] . Kızılötesi termografi yöntemi; günümüzde medikal çalışmalarda başarılı bir şekilde kullanılıp güvenli sonuçlar vermesine karşın, bu yöntem ortamdaki sıvı varlığından etkilendiği bilinmekte olup gerçek ısı değerlerini gizleyebilmektedir [54]. Ayrıca kızılötesi termografi için gerekli olan ekipmanlar pahalı olup sadece büyük alanlar içeren çalışmalarda sıcaklık değişimlerini incelemek amacıyla tavsiye edilmektedirler.

### **2.5.2. Sonlu Elemanlar Yöntemi**

Sonlu elemanlar metodunun temel felsefesi, karmaşık bir problemi daha basite indirgeyerek sonuca götürmektir. Bu metotta çözüm bölgesi, çok sayıda, basit, küçük, birbirine bağlı, sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. Yani kısacası birbirine çok sayıda düğüm noktalarıyla bağlanmış parçalara ayrılan problemin çözümü kolay bir şekilde yapılabilmektedir [72]. Sonlu Elemanlar Yöntemi (*Finite Element Method*) ilk kez 1956 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi için geliştirilmiş olup, daha sonraki on yıl içerisinde uygulamalı bilim ve mühendislik alanında kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonraki yıllarda da bu yöntem ve çözüm teknikleri hızla geliştirilmiş ve günümüzde pek çok mühendislik probleminin çözümü için kullanılan en iyi yöntemlerden birisi haline gelmiştir. Dış hekimliğinde Hedia HS.'n in yapmış olduğu çalışmada dental implant çevresindeki stres dağılımının incelenmesi amacıyla kullanılmıştır [73].

### 2.5.3. Termokupl (Isıl çiftler)

Bütün iletkenler ısıtıldıkları zaman içlerinde bulunan elektronlarda bir hareketlilik oluşur. Ancak bu hareketlilik maddenin iletkenliğine göre farklılık gösterir. Bu aynı zamanda maddelerin ayırt edeci özelliklerinden birisidir. İki farklı iletkenin boşta kalan uçlarına hassas ölçüm yapan bir voltmetre bağladığımızda, kaynak yapılan ucu ısıtılması sonucu sıcaklıkla aynı oranda voltmetrede mV derecesinde bir doğru akım gerilimi oluşturmuş oluruz. Oluşan bu gerilim oranı, kullanılan iletkenin sıcaklığa verdiği tepki ile orantılıdır. Sıcaklık artışıyla orantılı olarak soğuk nokta uçlarında mV biriminde gerilim elde edilir. Sıcak nokta ile soğuk nokta arasındaki sıcaklık farkı termocupl üzerinde gerilim(EMF) yaratır. Sıcak nokta ile soğuk nokta arasındaki sıcaklık dağılımı nasıl olursa olsun üretilen gerilim sıcak ile soğuk nokta arasındaki sıcaklık farkına orantılıdır.

Yapılan araştırmalara bakıldığında dental implant cerrahisinde kemik preparasyonu esnasında oluşan ısıyı ölçmek için sıklıkla ısıl çiftlerin kullanıldığı görülmektedir. Kerawala ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında kemik preparasyonu esnasında uygulanan cerrahi tekniklerin ve dril tasarımının sıcaklık değişimleri üzerine etkisini incelemek için ısıl çift kullanmışlardır. Isıl çift kullanma sebebini basit ve az yer kaplayan, aynı zamanda ısı değişimlerine anında cevap verme özelliğine sahip olmasına bağlamışlardır [74]. Yine benzer bir çalışmada Bachus ve arkadaşları basınç, hız ve yön değişkenlerinin ısı değişimleri üzerine etkisini insan kadavra kemiği üzerinde ısıl çift kullanarak değerlendirmişlerdir [49, 75].

## 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Yapılan bu tez çalışması 2018 yılı Ekim ayında Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda sığır femur kortikal kemiğinden elde edilen kemik bloklar üzerinde in-vitro olarak yapılmıştır.



### 3.1. Çalışma Dizaynı

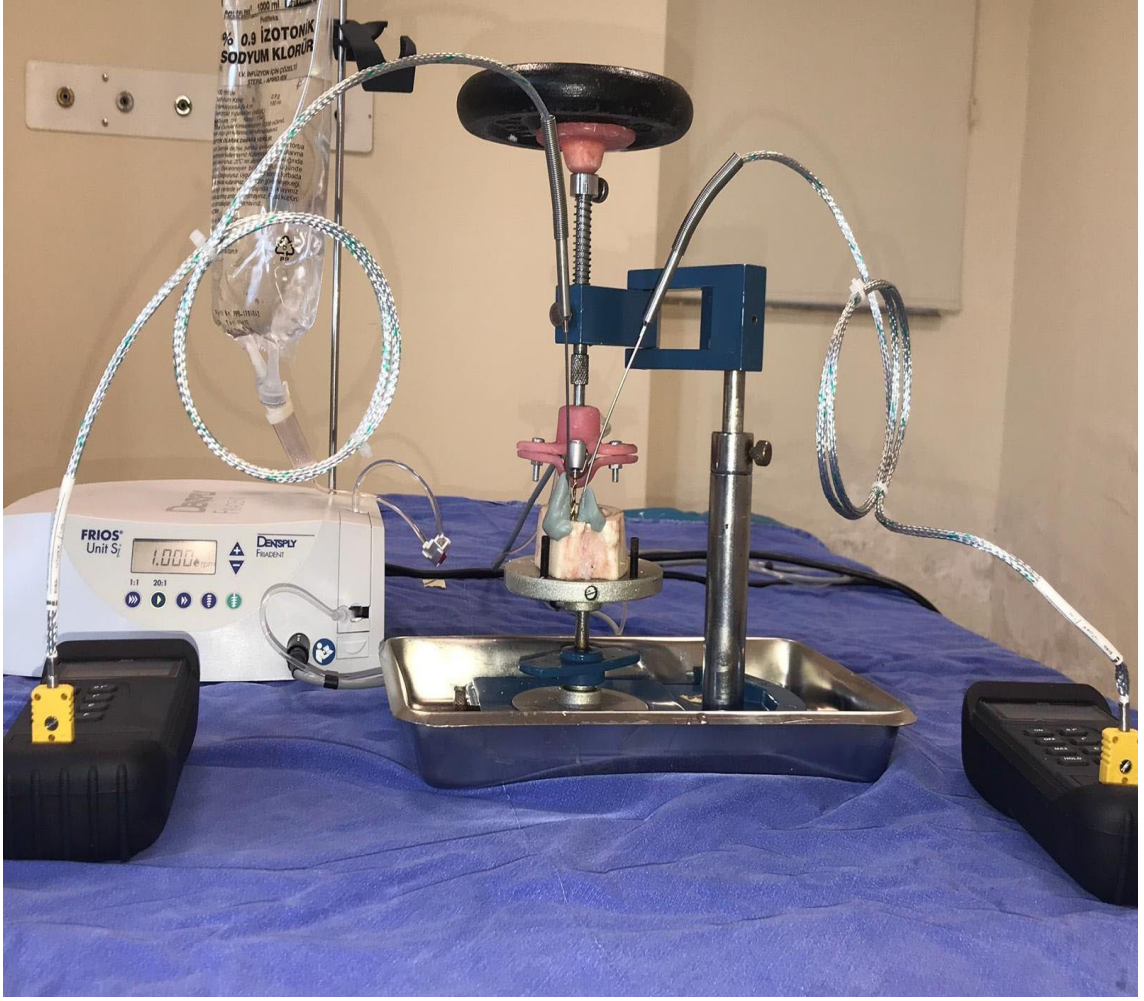
Çalışmamızda aynı ticari marka implant sistemlerinin( Astra Tech® ) aynı çap frezleri (2mm) ile farklı hız(1000 rpm ve 2000 rpm), farklı kuvvet (1.5kg ve 3 kg) ve farklı kullanım sayısı (1. Ve 50. Kullanım) değişkenlerinin kemik osteotomisi esnasında oluşturdukları sıcaklık değişimleri in-vitro olarak gözlemlenmiştir. Osteotomi yapılan tüm gruplarda 40ml/dk irrigasyon altında dıştan soğutmalı sistem kullanılmıştır.

#### 3.1.1. Deney düzeneğinde kullanılan malzemeler

- Fizyodispenser set ( Dentsply )
- İmplant Anguldurvası (Dentsply Frios)
- 2mm çapında dril (Astra Tech)
- Paralelometre
- Kemik bloklar
- İzotonik serum fizyolojik solusyon
- Isıl çift (Isıölçer- Termokupl Elimko, Ankara, Türkiye)
- Sıcaklık ölçer
- Küvet

### 3.2. Isı Ölçüm Deneyleri

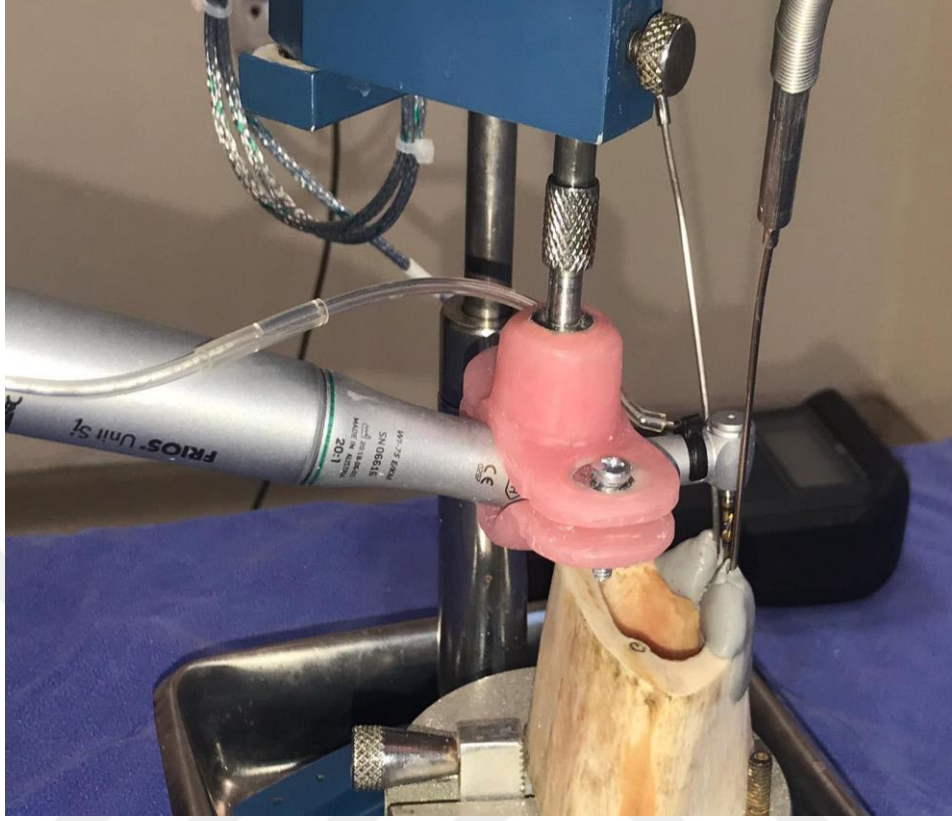
Çalışmada kullanılan drillerin osteotomi esnasında kemiğe dik açı yapacak şekilde girip çıkması için anguldruva paralelometre cihazına özel bi aparatla sabitlenmiştir. Bu şekilde kullanıcaya bağlı faktörlerin ortadan kaldırılması amaçlanmıştır.



Şekil 3.1. Genel çalışma düzeneği



Şekil 3.2. Drillemede kullanılan frezler



Şekil 3.3. Cerrahi tura bağlı angulduruva kemiğe dik olacak şekilde paralelometreye özel bir aparatla sabitlenmiştir. Hız, kuvvet ve kullanım sayısı değişkenleri gruplara göre ayarlanmıştır.

Osteotomide kullanılan kemikler;  $-4\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de dondurulmuş taze sığır femur kortikal kemiği olup kemik ısısı çalışma günü oda sıcaklığına geldikten sonra çalışmaya başlanmıştır.





Şekil 3.4. Taze sığır femur kortikal kemiği

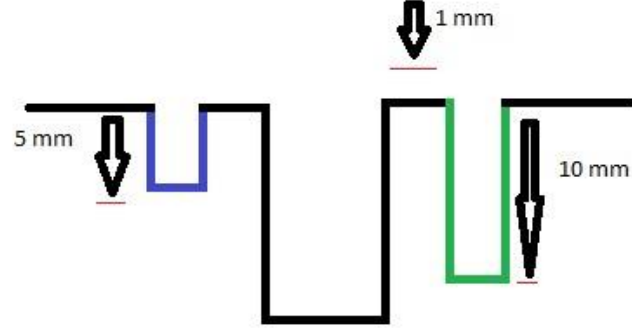
Sıcaklık değişimlerini gözlemlemek için ısııl çift kullanılmıştır. (Elimko E-RTO9-1P-04, Ankara, Türkiye)



Şekil 3.5. Isıl çift (Isılölçer- Termokupl Elimko, Ankara, Türkiye)

Drillemeye başlamadan önce kemik ısısının oda sıcaklığına kadar çıkması beklenmiş olup ilk olarak rehber oluk oluşturmak için pilot frez kullanılmıştır. Rehber oluk yuvası açıldıktan sonra, drilleme yapılacak kemik bölgesinden 1mm uzaklıkta olacak şekilde osteotomi bölgesinin sağına ve soluna iki adet ısıölçer sıcaklık değişimlerini kaydetmek amacıyla yerleştirilmiştir. Isı ölçerlerin yerleştirileceği yuvalar ısıölçerin çapı (0.7mm)

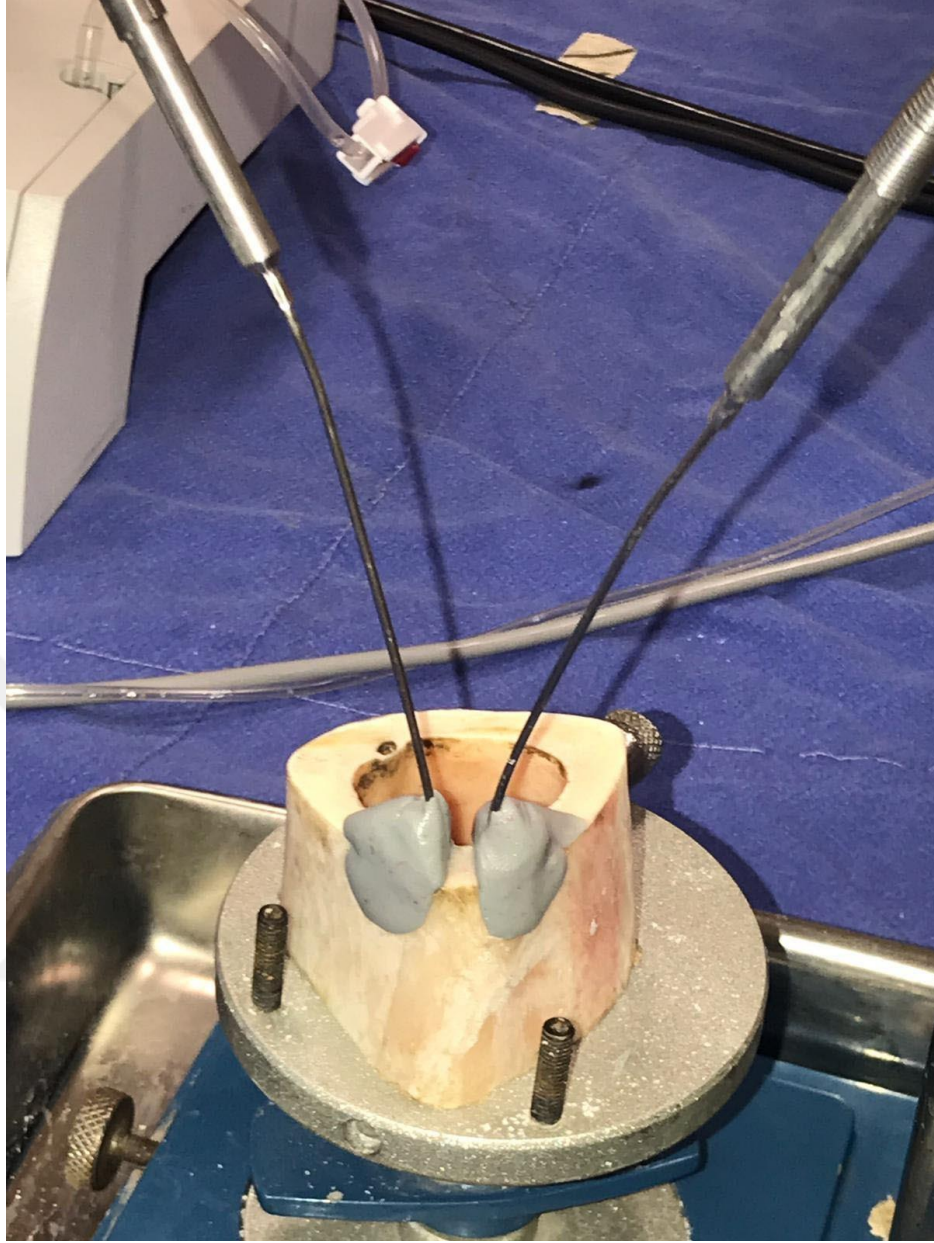
ile uyumlu bir anguldruva frezi ile 5mm ve 10 mm uzunlukları sabit kalem ile frez üzerinde belirlendikten sonra oluşturulmuştur.



Şekil 3.6. Osteotomi yapılan bölgenin şematik görüntüsü

Mavi kutu 5mm ısıölçerin yuvasını, yeşil kutu 10 mm ısıölçerin yuvasını, siyah kutu drilleme yapılan yuvayı temsil etmektedir.

Isıölçer uçları yuvalarına yerleştirildikten sonra, kalan boşluk oda sıcaklığında serum fizyolojik ile doldurulup silikon esaslı bir ölçü malzemesiyle tespit edilmiştir.



Şekil 3.7. Isıölçer uçları yuvalarına yerleştirildikten sonra, kalan boşluk oda sıcaklığında serum fizyolojik ile doldurulup silikon esaslı bir ölçü malzemesiyle tespit edilmiştir.

Çalışmayı yapmak amacıyla 4 farklı grup oluşturulmuştur. Her bir grupta farklı hız, kuvvet uygulanmıştır. Bu gruplar;

- Grup:1000 rpm ve 1,5 kg kuvvet
- Grup:1000 rpm ve 3 kg kuvvet
- Grup:2000 rpm ve 1,5 kg kuvvet
- Grup:2000 rpm ve 3 kg kuvvet altında drilleme işlemleri yapılmıştır.

Yapılan tüm drillemeler oda sıcaklığında olan serum fizyolojik irrigasyon altında yapılmıştır. Dril 12 mm derinliğe ulaşılan kadar 1 dakika boyunca drilleme işlemine devam edilmiştir. Bu işlem her grup için 10 ayrı dril kullanılarak tekrarlanmıştır. Isı ölçümleri başlangıç ve maximum ortaya çıkan ısı olarak kaydedilmiştir. Bu işlemler drilin ilk kullanımı ve 50. kez kullanımında tekrarlanmıştır. Drillerin birden fazla kullanıma bağlı oluşan aşınma; çalışmaya dahil edilmeyecek bir kemik üzerinde yapılmıştır. Driller ayrıca sterilizasyona bağlı oluşabilecek aşınma işlemlerini göz ardı etmemek amacıyla 50 kez steril edilmişlerdir.



Şekil 3.8. Drillerin yüzey aşındırmasının yapıldığı çalışmada kullanılmayan taze sığır femur kortikal kemiği

## 4. BULGULAR

### 4.1. 1. Grup Çalışma Sonuçları (1000 rpm hız -1.5kg kuvvet )

Tablo 4.1’ de 1000 rpm hız ve 1.5 kg kuvvet altında 2mm çapa sahip implant drili ile yapılan osteotomide 1. ve 50. drilleme esnasında ölçülen başlangıç ısı değerleri ile 1 dakikalık frezleme süresince ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir. 1. drillemelerde ölçümlerden elde edilen ortalama ısı artışı 10.7 °C iken 50. drillemelede ise ortalama 12.9 °C ısı artışı elde edilmiştir.

Tablo 4.1. 1000 rpm hız ve 1.5 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları

		1.Drilleme		50.Drilleme	
		Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)	Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)
Dril	10 mm:	24.9	35.4	26.7	39.6
	5 mm:	24.5	35.1	26.1	38.9
Dril	10 mm:	25.1	36.4	26.8	39.7
	5 mm:	24.7	35.9	25.9	38.8
Dril	10 mm:	25.2	36.2	27.1	40.9
	5 mm:	24.7	35.3	26.8	40.1
Dril	10 mm:	25.7	36.5	26.7	39.5
	5 mm:	24.5	35.0	25.8	38.3
Dril	10 mm:	25.1	35.9	26.6	39.1
	5 mm:	24.3	34.5	25.9	38.5
Dril	10 mm:	25.4	36.5	26.1	39.0
	5 mm:	24.8	35.2	25.3	38.6
Dril	10 mm:	25.9	36.7	26.9	39.9
	5 mm:	24.7	35.5	25.8	38.8
Dril	10 mm:	25.7	36.4	27.3	40.3
	5 mm:	24.3	35.3	26.7	39.8
Dril	10 mm:	24.9	35.6	26.7	39.4
	5 mm:	24.5	33.4	25.6	38.2
Dril	10 mm:	25.6	36.2	26.9	39.8
	5 mm:	24.3	35.6	26.2	39.2



#### 4.2. 2.Grup Çalışma Sonuçları (1000 rpm hız -3kg kuvvet )

Tablo 4.2’ de 1000 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında 2mm çapa sahip implant drili ile yapılan osteotomide 1. ve 50. drilleme esnasında ölçülen başlangıç ısı değerleri ile 1 dakikalık frezleme süresince ölçülen maksimum ısı değerleri gösterilmektedir. 1. drillemelerde ölçümlerden elde edilen ortalama ısı artışı 13.9 °C iken 50. drillemelede ise ortalama 14.8 °C ısı artışı elde edilmiştir.

Tablo 4.2. 1000 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları

		1.Drilleme		50.Drilleme	
		Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)	Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)
Dril	10 mm:	25.5	39.1	27.9	42.1
	5 mm:	25.1	38.7	26.7	40.6
Dril	10 mm:	25.4	38.7	27.4	41.9
	5 mm:	24.8	38.2	26.6	40.4
Dril	10 mm:	25.9	39.5	27.4	41.5
	5 mm:	25.1	38.8	26.9	41.1
Dril	10 mm:	26.3	40.3	28.3	43.1
	5 mm:	25.7	39.5	27.8	41.6
Dril	10 mm:	25.7	39.4	26.5	43.4
	5 mm:	24.9	38.7	27.5	41.8
Dril	10 mm:	26.2	40.1	27.8	42.4
	5 mm:	25.7	39.1	26.6	40.9
Dril	10 mm:	26.5	40.5	28.9	43.8
	5 mm:	25.7	39.4	27.8	42.1
Dril	10 mm:	26.8	41.4	26.8	41.1
	5 mm:	25.6	38.9	26.1	40.3
Dril	10 mm:	26.9	41.8	27.8	42.5
	5 mm:	25.5	39.4	26.9	41.4
Dril	10 mm:	26.3	40.7	29.1	44.5
	5 mm:	25.3	39.8	27.9	42.9

### 4.3. 3.Grup Çalışma Sonuçları (2000 rpm hız -1.5kg kuvvet )

Tablo 4. 3’ de 2000 rpm hız ve 1,5 kg kuvvet altında 2mm çapa sahip implant drili ile yapılan osteotomide 1. ve 50. drilleme esnasında ölçülen başlangıç ısı değerleri ile 1 dakikalık frezleme süresince ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir. 1. drillemelerde ölçümlerden elde edilen ortalama ısı artışı 13. 0 °C iken 50. drillemelede ise ortalama 14. 4 °C ısı artışı elde edilmiştir.

Tablo 4.3. 2000 rpm hız ve 1,5 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları

		1.Drilleme		50.Drilleme	
		Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)	Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)
Dril	10 mm:	24.9	37.4	26.7	41.1
	5 mm:	24.8	37.1	26.1	38.4
Dril	10 mm:	25.1	37.8	26.8	41.2
	5 mm:	24.7	36.9	25.9	38.6
Dril	10 mm:	25.2	37.7	27.1	41.4
	5 mm:	24.7	37.3	26.8	39.6
Dril	10 mm:	25.5	38.1	26.7	41.1
	5 mm:	24.5	37.0	25.8	38.6
Dril	10 mm:	25.1	37.7	26.6	40.3
	5 mm:	24.3	36.5	25.9	39.0
Dril	10 mm:	25.4	38.1	25.9	41.0
	5 mm:	24.8	37.2	25.3	38.1
Dril	10 mm:	25.8	38.4	26.9	41.4
	5 mm:	24.7	37.5	25.8	38.3
Dril	10 mm:	25.9	38.4	27.3	42.3
	5 mm:	24.3	37.3	26.7	39.1
Dril	10 mm:	24.9	37.6	26.7	40.8
	5 mm:	24.5	35.4	25.6	37.7
Dril	10 mm:	25.6	38.2	26.9	41.6
	5 mm:	24.3	37.6	26.2	39.4

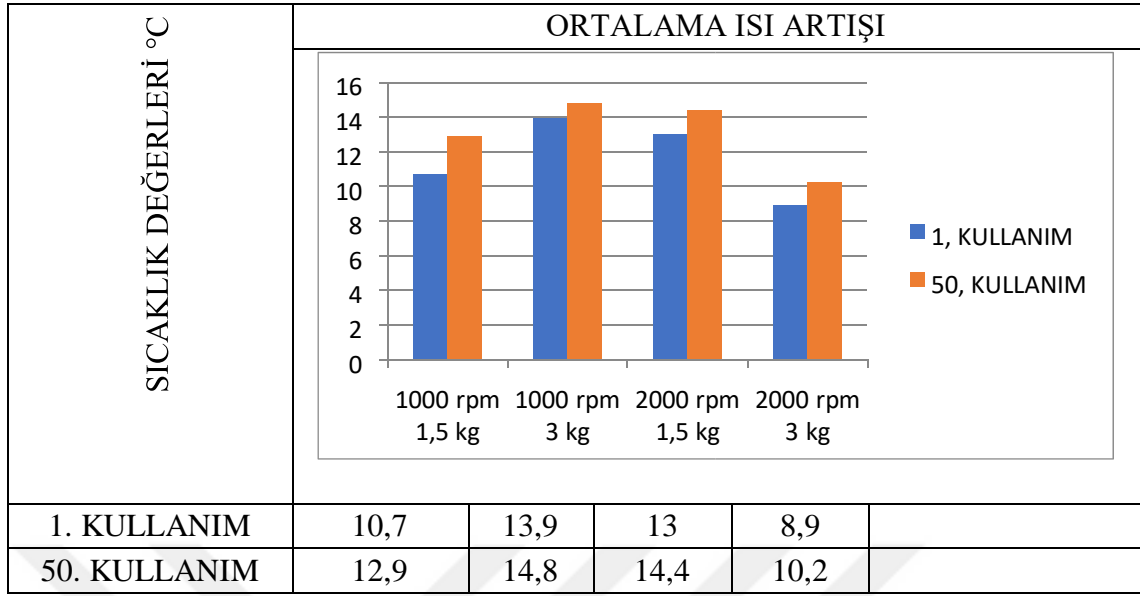
#### 4.4. 4.Grup Çalışma Sonuçları (2000 rpm hız -3kg kuvvet )

Tablo 4.4' Te 2000 rpm hız ve 3kg kuvvet altında 2mm çapa sahip implant drili ile yapılan osteotomide 1. ve 50. drilleme esnasında ölçülen başlangıç ısı değerleri ile 1 dakikalık frezleme süresince ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir. 1. drillemelerde ölçümlerden elde edilen ortalama ısı artışı 8.9 °C iken 50. drillemelede ise ortalama 10.2 °C ısı artışı elde edilmiştir.

Tablo 4.4. 2000 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında yapılan drilleme sonuçları

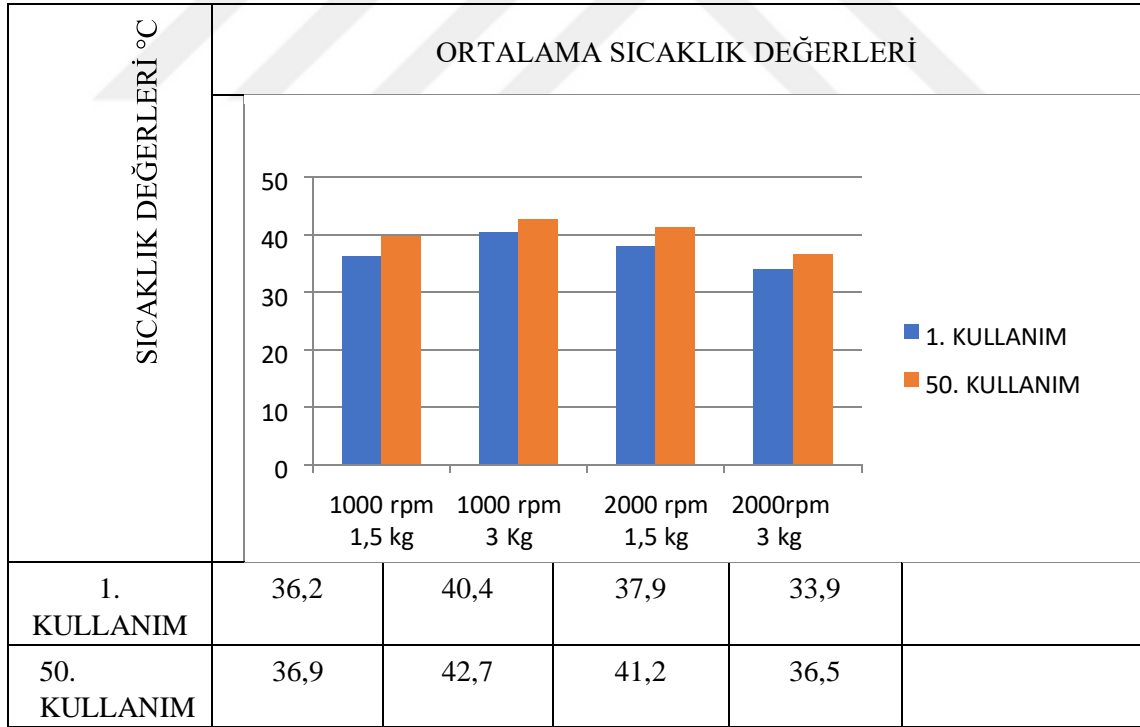
		1.Drilleme		50.Drilleme	
		Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)	Başlangıç ısı (°C)	Max ısı değeri (°C)
Dril	10 mm:	24.9	34.4	26.1	36.2
	5 mm:	24.6	33.1	25.9	35.5
Dril	10 mm:	24.7	33.9	26.3	36.4
	5 mm:	24.1	32.6	25.9	35.5
Dril	10 mm:	25.2	34.1	26.8	37.3
	5 mm:	24.7	33.3	26.1	35.7
Dril	10 mm:	24.8	34.1	26.5	36.6
	5 mm:	24.5	33.0	25.8	35.1
Dril	10 mm:	25.1	34.3	26.2	36.3
	5 mm:	24.3	33.1	25.7	35.5
Dril	10 mm:	25.2	34.1	25.9	35.9
	5 mm:	24.3	32.7	25.6	35.6
Dril	10 mm:	24.8	33.2	26.6	36.8
	5 mm:	24.5	32.5	25.9	35.8
Dril	10 mm:	24.9	33.1	26.9	36.9
	5 mm:	24.3	32.3	26.7	36.1
Dril	10 mm:	25.3	34.4	26.8	36.3
	5 mm:	24.8	34.2	26.1	35.5
Dril	10 mm:	24.6	33.1	26.5	36.4
	5 mm:	24.3	31.7	26.2	34.9

Yapılan çalışmada elde edilen ortalama ısı artışı değerleri, ortalama sıcaklık değerleri ve ölçülen en yüksek sıcaklık ölçümleri Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



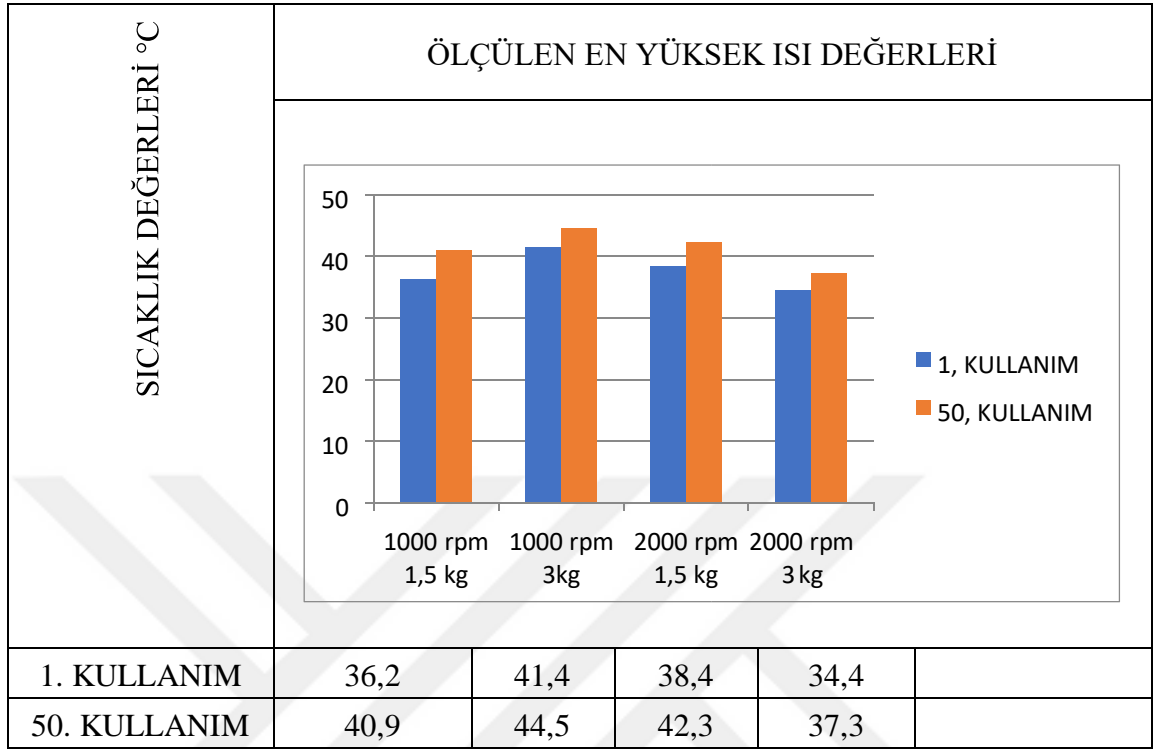
Şekil 4.1. 1.ve 50.drillemede ölçülen ortalama ısı artışı değerleri

Grafiği incelediğimizde en yüksek sıcaklık artışının 1. ve 50. drillemelerde hızın sabit tutulup kuvvetin artırıldığı 1000rpm 3kg çalışma grubunda olduğu görülmektedir.



Şekil 4.2. 1.ve 50.drillemede ölçülen ortalama sıcaklık değerleri

Ortalama sıcaklık değerlerini gösteren grafiği incelediğimizde 1. ve 50. drillemelerde en düşük ısının hız ve kuvvet parametrelerinin birlikte artırıldığı 2000 rpm hız 3kg kuvvet uygulanan çalışma grubunda olduğu görülmektedir.



Şekil 4.3. 1.ve 50.drillemede ölçülen en yüksek ısı değerleri

Ölçülen en yüksek ısı değerinin 1. ve 50. drillmelerde hızın sabit tutulup kuvvet artırıldığı 1000rpm 3kg çalışma grubunda olduğu görülmektedir

Yapılan çalışmada; grafiklerden de anlaşıldığı gibi hız ve kuvvet değerlerinin birbirinden bağımsız olarak artırıldığında ısı artışının kontrolsüz bir şekilde arttığı, ancak hız ve kuvvet parametrelerinin birlikte artırıldığında oluşan ısının azaldığı görülmektedir. Aynı zamanda hız, kuvvet ve kullanım sayısı parametrelerinin herbirinin drilleme esnasında oluşan ısı artışı üzerine direkt etkisi olduğu görülmektedir. 5mm ve 10mm frez derinliğinde ölçülen başlagıç ısı değeri ve maximum ısı değerlerinin 10mm derinlikte daha fazla olduğu gözlemlenmiştir.

#### 4.5. İstatistiksel Yöntem

Başlangıç ve maksimum ısı değeri üzerine etkisi olabilecek faktörlerin değerlendirilmesinde 3 yönlü faktöriyel varyans analizi (3-way factorial ANOVA) kullanılmıştır. İstatistiksel analizler için SPSS for Windows version 24.0 paket programı kullanılmış ve  $P < 0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 4. 5. Başlangıç ısısı için faktöriyel analiz sonuçları

Dependent Variable: Başlangıç Isısı					
Hız	Kuvvet	Kullanım Sayısı	Mean	Std. Deviation	N
1000rpm	1,5kg	1.drill	25,3500	0,35978	10
		50.drill	26,7800	0,31903	10
		Total	26,0650	0,80477	20
	3kg	1.drill	26,1500	0,51694	10
		50.drill	27,7900	0,82792	10
		Total	26,9700	1,07659	20
	Total	1.drill	25,7500	0,59692	20
		50.drill	27,2850	0,80084	20
		Total	26,5175	1,04413	40
2000rpm	1,5kg	1.drill	25,3400	0,35653	10
		50.drill	26,7600	0,36878	10
		Total	26,0500	0,80948	20
	3kg	1.drill	24,9500	0,23688	10
		50.drill	26,4600	0,33066	10
		Total	25,7050	0,82365	20

	Total	1.drill	25,1450	0,35611	20
		50.drill	26,6100	0,37403	20
		Total	25,8775	0,82477	40
Total	1,5kg	1.drill	25,3450	0,34864	20
		50.drill	26,7700	0,33576	20
		Total	26,0575	0,79675	40
	3kg	1.drill	25,5500	0,72946	20
		50.drill	27,1250	0,91759	20
		Total	26,3375	1,14258	40
Total	Total	1.drill	25,4475	0,57378	40
		50.drill	26,9475	0,70529	40
		Total	26,1975	0,98879	80

Dependent Variable: Başlangıç Isısı

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Corrected Model	62,728 <sup>a</sup>	7	8,961	44,460	0,001*
Intercept	54904,721	1	54904,721	272404,898	0,001*
hız	8,192	1	8,192	40,644	0,001*
kuvvet	1,568	1	1,568	7,779	0,007*
Kullanım sayısı	45,000	1	45,000	223,264	0,001*
hız * kuvvet	7,812	1	7,812	38,761	0,001*
hız * kullanım sayısı	,024	1	,024	,122	0,728
kuvvet * kullanım sayısı	,113	1	,113	,558	0,457
hız * kuvvet * kullanım sayısı	,018	1	,018	,089	0,766
Error	14,512	72	,202		
Total	54981,960	80			
Corrected Total	77,240	79			

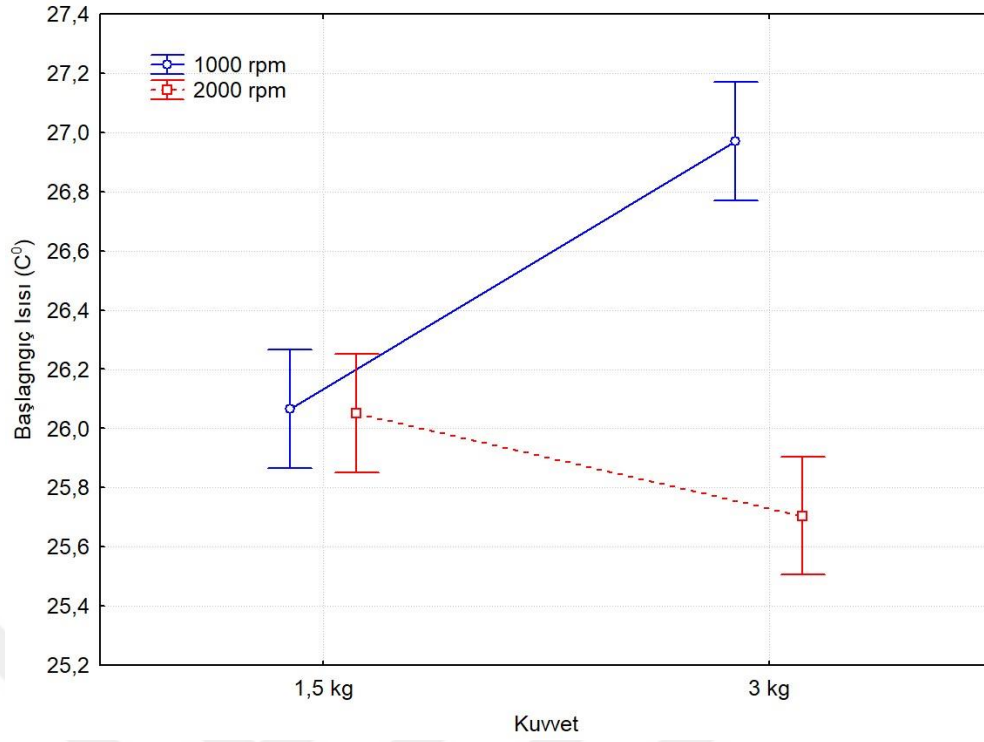
a. R Squared = ,812 (Adjusted R Squared = ,794)

Başlangıç ısısına etkisi olduğu düşünölen 3 faktör 2 şer farklı düzeyde değeriendirildiğinde model ile başlangıç ısısındaki değışimin %79,4 ünün açıkladığı saptanmıştır. Hız \* kuvvet interaksyon etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P=0,001). Aynı zamanda kullanım sayısının artışının tek başına başlangıç ısısını arttırdığı saptanmıştır (P=0,001).

Tablo 4.6. Çoklu karşılaştırma tabloları

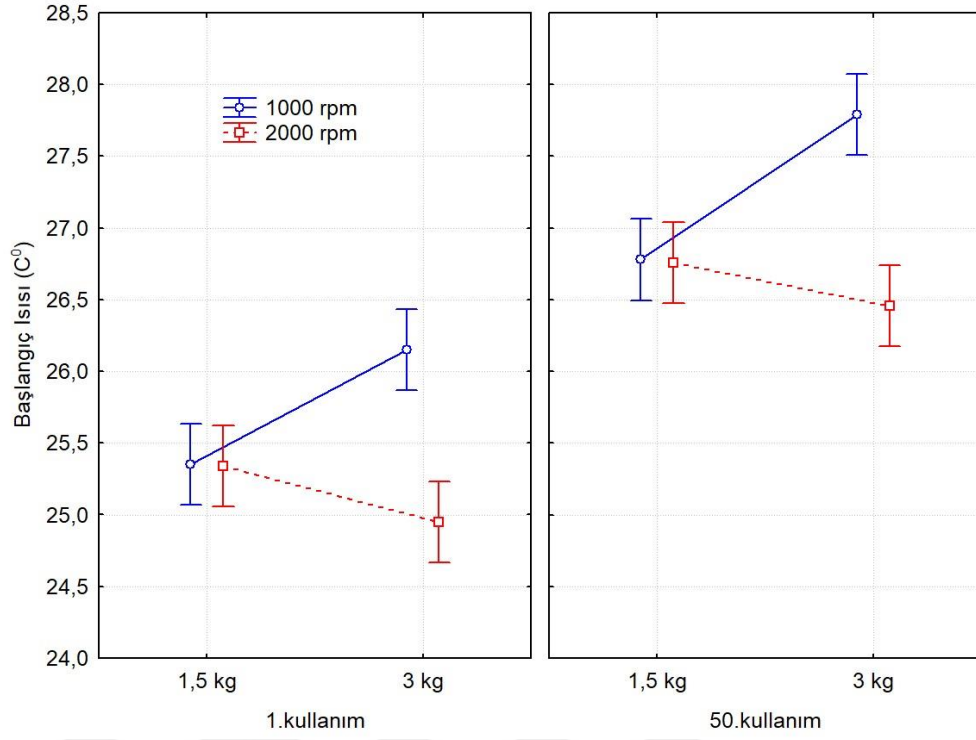
LSD test; variable BAÅLANG (verisetidiş) Probabilities for Post Hoc Tests Error: Between MS = ,20156, df = 72,000						
Cell No.	HIZ	KUVVET	{1} 26,065	{2} 26,970	{3} 26,050	{4} 25,705
1	1000rpm	1,5kg		0,000000	0,916149	0,013392
2	1000rpm	3,kg	0,000000		0,000000	0,000000
3	2000rpm	1,5kg	0,916149	0,000000		0,017589
4	2000rpm	3,kg	0,013392	0,000000	0,017589	





Şekil 4.4. Hız-kuvvet değişimine bağlı başlangıç ısı değişimi

Hız \* kuvvet etkileşimini değerlendirildiğinde 1,5 kg kuvvette hızlar arasında anlamlı farklılık saptanmazken ( $P=0,916$ ), hız sabit tutulup kuvvetin artırıldığı 3kg kuvvette istatistiksel olarak anlamlı bir ısı artışı görülmüştür ( $P=0,000$ ). Hız ve Kuvvet birlikte artırıldığında sıcaklık istatistiksel olarak anlamlı düşüş göstermiştir.



Şekil 4.5. 1. ve 50.kullanım durumlarında hız kuvvet parametrelerine göre izlenen başlangıç ısı değişimi

Başlangıç ısı değerlerini gösteren tabloya göre; drillerin 1. ve 50.kullanımları sonucu en az ısı oluşumu 2000rpm ve 3kg kuvvet uygulanan çalışma grubunda, en fazla başlangıç ısısının ise 1000rpm hız ve 3kg kuvvet çalışma grubunda olduğu görülmüştür.

Tablo 4.7. Maximum ısı sonuçları

Dependent Variable: maxısı					
Hız	Kuvvet	Kullanım Sayısı	Mean	Std. Deviation	N
1000rpm	1,5kg	1.drill	36,1800	,42111	10
		50.drill	39,7200	,56135	10
		Total	37,9500	1,87911	20
	3,kg	1.drill	40,1500	,99582	10
		50.drill	42,6300	1,06359	10
		Total	41,3900	1,61991	20
	Total	1.drill	38,1650	2,16826	20

		50.drill	41,1750	1,70691	20
		Total	39,6700	2,45620	40
2000rpm	1,5kg	1.drill	37,9400	,34705	10
		50.drill	41,2200	,52451	10
		Total	39,5800	1,73739	20
	3,kg	1.drill	33,8700	,53135	10
		50.drill	36,5100	,40125	10
		Total	35,1900	1,42972	20
	Total	1.drill	35,9050	2,13307	20
		50.drill	38,8650	2,45856	20
	Total	37,3850	2,72176	40	
Total	1,5kg	1.drill	37,0600	,97786	20
		50.drill	40,4700	,93364	20
		Total	38,7650	1,96776	40
	3,kg	1.drill	37,0100	3,31391	20
		50.drill	39,5700	3,23551	20
		Total	38,2900	3,48291	40
	Total	1.drill	37,0350	2,41178	40
		50.drill	40,0200	2,39425	40
		Total	38,5275	2,82085	80

Drilleme esnasında oluşan maximum ısının; hız, kuvvet ve kullanım sayısı parametreleri ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür.

Tablo 4.8. Maximun ölçülen ısı değeri için faktöriyel analiz sonuçları

Dependent Variable: maxısı					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Corrected Model	597,531 <sup>a</sup>	7	85,362	197,698	0,001*
Intercept	118749,461	1	118749,461	275024,484	0,001*
hız	104,424	1	104,424	241,848	0,001*
kuvvet	4,512	1	4,512	10,451	0,002*

Kullanım sayısı	178,205	1	178,205	412,723	0,001*
hız * kuvvet	306,544	1	306,544	709,959	0,001*
hız * kullanımsayısı	,012	1	,012	,029	0,865
kuvvet * kullanımsayısı	3,612	1	3,612	8,367	0,005*
hız * kuvvet * kullanımsayısı	,221	1	,221	,511	0,477
Error	31,088	72	,432		
Total	119378,080	80			
Corrected Total	628,619	79			
a. R Squared = ,951 (Adjusted R Squared = ,946)					

Maksimum ısıya etkisi olduğu düşünülen 3 faktör 2 şer farklı düzeyde değerlendirildiğinde model ile başlangıç ısındaki değişimin %94,6 sının açıklandığı saptanmıştır. Hız \* kuvvet interaksiyon etkisi (P=0,001) ve kuvvet \* kullanım sayısı interaksiyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. (P=0,005). Aynı zamanda kullanım sayısının artışının da tek başına başlangıç ısını arttırdığı saptanmıştır (P=0,001).

Tablo 4.9. Hız kuvvet interaksiyonu çoklu karşılaştırma testi

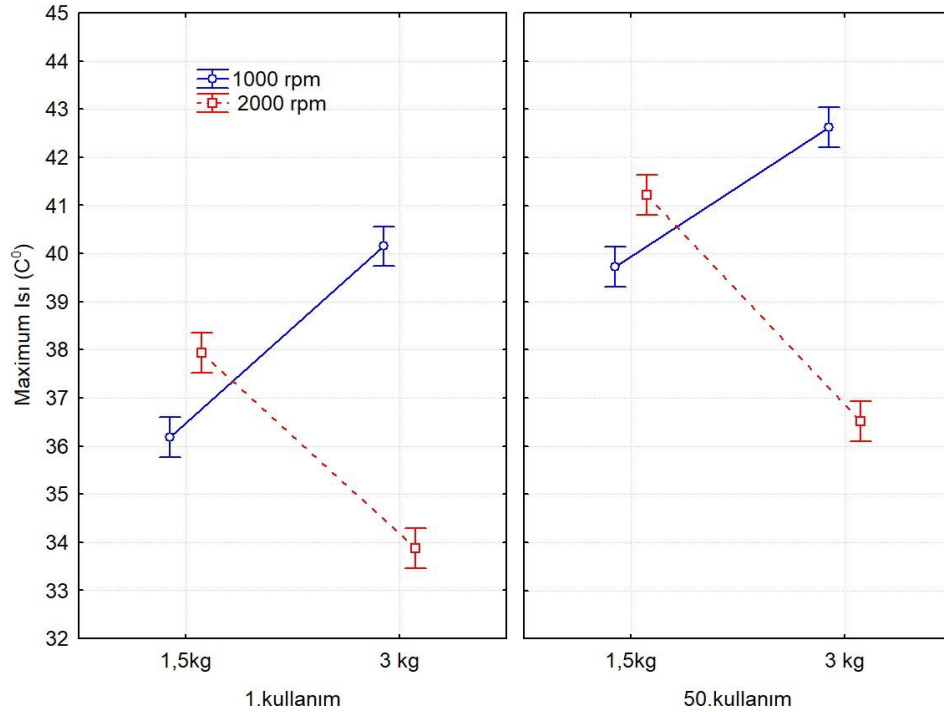
Cell No.	LSD test; variable MAXISI (verisetidiş) Probabilities for Post Hoc Tests Error: Between MS = ,43178, df = 72,000					
	HIZ	KUVVET	{1} 37,950	{2} 41,390	{3} 39,580	{4} 35,190
1	1000rpm	1,5kg		0,000000	0,000000	0,00
2	1000rpm	3,kg	0,000000		0,000000	0,00
3	2000rpm	1,5kg	0,000000	0,000000		0,00
4	2000rpm	3,kg	0,000000	0,000000	0,000000	

Hız kuvvet interaksiyonu çoklu karşılaştırma testine göre drilleme esnasında oluşan maximum ısının hız ve kuvvet parametreleri ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür.

Tablo 4.10. Kuvvet kullanım sayısı interaksiyonu için çoklu karşılaştırma testi

Cell No.	KUVVET	KULLANIM	LSD test; variable MAXISI (verisetidiş) Probabilities for Post Hoc Tests Error: Between MS = ,43178, df = 72,000			
			{1} 37,060	{2} 40,470	{3} 37,010	{4} 39,570
1	1,5kg	1.drill		0,000000	0,810530	0,000000
2	1,5kg	50.drill	0,000000		0,000000	0,000047
3	3,kg	1.drill	0,810530	0,000000		0,000000
4	3,kg	50.drill	0,000000	0,000047	0,000000	

Kuvvet kullanım sayısı interaksiyonu için çoklu karşılaştırma testine göre drilleme esnasında oluşan maximum ısının drill kullanım sayısı ve kuvvet parametreleri ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür.



Şekil 4.6. 1.ve 50.kullanım durumlarında hız, kuvvet parametrelerine göre izlenen maximum ısı değişim

Maximum ölçülen ısı değerleri incelendiğinde drillerin 1. ve 50. kullanımları sonucu en az ısı oluşumu 2000rpm ve 3kg kuvvet uygulanan çalışma grubunda, en fazla ısısının ise 1000rpm hız ve 3kg kuvvet çalışma grubunda olduğu görülmüştür.

## 5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliği alanında vazgeçilmez bir tedavi seçeneği haline gelen implant, diş hekimliğinde 1970 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. İlk zamanlar çeşitli ilkel malzemelerden (tahtadan yapılmış vidaları ve deniz hayvanı kabukları) yapılan implant materyalleri yerini zamanla gelişerek teknoloji ve bilimin ışığında insan vücudu için biyouyumlu materyallere bırakmıştır. İnsanoğlu için vazgeçilmez olan konforlu ve rahat bir yaşam; diş hekimliği alanında implantların geleneksel protezlerin yerini almasıyla hastalar için öncelikli olarak tercih edilen bir tedavi seçeneği olarak yer almıştır. Tek diş eksikliklerinde komşu dişlerdeki diş kesimi işlemi ortadan kaldırması, total ya da parsiyel dişsiz hastalarda yeniden fonksiyon, fonasyon ve estetiğin kazanılması ya da yetersiz alveol kret desteğinden dolayı kullanılamayacak durumda olan protezlere çözüm imkanı sunması dental implant tedavilerinin en büyük avantajı olarak sunulmaktadır.

İmplant kelime anlamı olarak, bir fonksiyon elde etmek için, canlı bir dokuya uygun pozisyonda ve işlevde yerleştirilen organik veya inorganik maddeye verilen isimdir [76]. Dental implantlar ise alveolar kemiğin içine veya üzerine uygulanan ve aynı zamanda üzerine yapılması planlanan protetik yapılara destek olması amaçlanan biyouyumlu materyallerdir [76]

Dental implant uygulama sonrası canlı kemik dokusu ile uygulanan implant materyali arasında biyolojik süreç olarak tanımladığımız iyileşme periyodu başlar. Uygulanan implantın tasarımına ya da kullanılan dril sisteminin özelliklerine bağlı olarak, cerrahi uygulanan alanda kemik iyileşmesi iki farklı şekilde gerçekleşir [77]. Bunlardan birincisi apozisyonel kemik iyileşmesi olarak bilinen implant kemik arayüzünde oluşan pıhtı formasyonunun yerini yeni kemik dokusuna bırakmasıdır. Diğeri ise; uygulanan implantın genişliği ile dril sisteminin sahip olduğu boyut farkına bağlı olarak cerrahi sonrası hemen oluşan pıhtının intramembranöz kemikleşme ile woven kemiğe formasyonu şeklinde görülmektedir. Bu iyileşme dönemi ile ilgili olarak Marin ve ark. 12

köpek üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında, aynı boy ve çapa sahip ve aynı yüzey özelliklerine sahip 6 farklı yiv tasarımı bulduran deneysel olarak hazırlanmış 72 implantın erken dönemdeki iyileşme periyotlarını incelemiştir. Farklı yiv tasarıma bağlı gerçekleşen farklı iyileşme alanları implant kemik ara yüzünde gerçekleşen kemik implant doğrudan teması (BIC) erken dönemde değerlendirilmiştir. İmplant uygulamasını takiben 6 köpek 3 haftalık iyileşme periyodu sonunda, diğer 6 köpek ise 5 haftalık iyileşme periyodu sonunda sakrifiye edilmiştir. Uygulanan tüm implant tasarımlarında 3. haftanın sonunda implant kemik arası yiv boşluklarının woven kemik ile dolduğu, 5. haftanın sonunda ise oluşan bu örgü kemiğin lameller kemiğe formasyonu gözlemlenmiştir. Sadece bir implant tasarımının derin triangular yiv tasarımına sahip olması nedeniyle 3. ve 5. haftaların sonunda yiv çıkıntısının yarısına kadar kemik formasyonu izlenmiştir. Kemik implant direk teması (BIC) değerlendirildiğinde daha geniş iyileşme alanı sunan implant sistemlerinde daha az BIC oranı gösterdiği tespit edilmiştir. Yiv derinliğinin yaklaşık 250 mikrometre ve yiv aralığı 200 mikrometre olan implant sistemlerinde ise en iyi BIC oranı görüldüğü tespit edilmiştir [78].

Stabil bir implant için en önemli konu başarılı bir osseointegrasyonun elde edilmesidir. Osseointegrasyon kavramı; 'canlı kemik dokusu ile yüklem altındaki implant yüzeyi arasında herhangi bir fibröz doku olmaksızın oluşan doğrudan ve işlevsel bağlantı' olarak tanımlanmıştır [79].

Kemik preparasyonu esnasında dril ile kemik arasında oluşan ısı dikkat edilmesi gereken en önemli unsurdur. Kritik ısı değeri olan 47 °C sonrası kemikte protein denatürasyonu ile osteosit hasarı oluşarak kemiğin remodelasyonunun engellediği bilinmektedir [19]. Eriksson ve Albrektsson ısı oluşumu esnasında lamellar kemiğin hassasiyetini canlı tavşan kemiği üzerinde incelemişler ve 47 °C' nin üzerindeki ısılarda kemik rezorbsiyonun ve yağ hücrelerinde dejenerasyonun başladığını sağlıklı kemik dokusu yerine adaptasyonu tamamlanmamış bir kemik benzeri dokunun oluştuğunu göstermişlerdir. Oluşan bu kemik benzeri dokunun osseointegrasyon sürecini olumsuz olarak etkilediğini rapor etmişlerdir [20]. Isı artışı konusunda 47°C nin kemik remodelasyonu için sınır olarak kabul edilip araştırıldığı çalışmada, dental implant yivleri üzerine iletkenliği olan bir kablo bağlanarak canlı tavşan tibialarına implant uygulaması yapılmış ve bağlanan kablolarla 1 dakika süresince sırasıyla 44°C, 47°C ve 50°C sıcaklık uygulaması yapılmıştır. Yaklaşık 1 ay sonra el kuvveti ile ters yönde döndürme kuvveti

uygulanan implantlarda 44°C ve 47°C sıcaklık uygulanan implantların el kuvveti ile dönme hareketi görülmezken, 50°C sıcaklık verilen implantların kolaylıkla dönerek çıkarıldığı rapor edilmiştir. 47°C sonrası sıcaklıklarda meydana gelen implant kayıplarının sebebi olarak sıcaklığın fazla miktarda arttığı kemik bölgesinde %30 oranında kemik rezorbsiyonu ve yağ hücrelerinde dejenerasyon meydana geldiği gösterilmiştir [20]. Günümüz diş hekimliğinde kabul edilen sıcaklık sınırı halen 47°C olarak kabul edilmektedir. Kemik preparasyonu sırasında oluşan sıcaklık değişimlerini incelemek için kullanılan en sık yöntemler ısı çift yöntemi ve kızılötesi termografidir. Yapılan çalışmalara bakıldığında Eriksson ve Adell ilk olarak dental implant cerrahisinde kemik preparasyonu sırasında oluşan ısıyı ölçmek için termocupl yöntemini kullanmışlardır [19]. Yine benzer şekilde Şener ve arkadaşları implant yuvasını drilleme esnasında kullanılan serum fizyolojik sıcaklığının kemik yuvasındaki derinliklerde olan ısı artış değerlerini incelemek için kullanmışlardır [54].

Bizim yaptığımız bu çalışmada da kemik preparasyonu esnasında oluşan ısıyı değerlendirmek için yapılan diğer benzer çalışmalarda olduğu gibi ısı çift kullanılmıştır. Daha önce de belirttiğimiz üzere kemik preparasyonu sırasında oluşan ısıyı değerlendirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Benington ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada içten soğutmalı sistemler ile dıştan soğutmalı sistemler arasında; oluşturdukları ısı değişim farkları değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir [75].

Bu çalışmamızda da biz de kullanım kolaylığı açısından uygun olan ve ısı değişimleri üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı düşünülen dıştan soğutmalı sistemler kullanılmıştır.

Literatürde drilleme esnasında oluşan ısıyı azaltmak için yapılmış birçok çalışma mevcuttur. Drilleme hızının kemik preparasyonu esnasında açığa çıkan ısı artışına etkisini inceleyen Sharawy ve ark. 4 farklı implant sisteminde 3 farklı hız ( 1225, 1667 ve 2500 devir/dk) kullanmışlar ve tüm implant sistemlerinde yüksek hızla çalışmanın daha az sürtünme ısısı oluşturduğunu söylemişlerdir [80] . Iyer ve ark.'nın yapmış oldukları başka bir çalışmada 2000, 30000 ve 40000 devir/dk hızlarında oluşan ısıyı ölçmüşler ve yüksek devirde yapılan drillemelerde sürtünmenin daha az oluştuğunu göstermişlerdir [81]. Diğer bir çalışmada Brisman hız ve kuvvet parametlerinin her ikisi birden benzer oranlarda



artırıldığı zaman sürtünme ısının düştüğünü, hız ve kuvvet parametrelerinin birbirinden bağımsız tek başlarına arttırıldıklarında ise kontrolsüz şekilde ısı artışı olduğunu göstermiştir [82].

Bizim yapmış olduğumuz bu in-vitro çalışmanın sonucu olarak benzer şekilde hız ve kuvvet parametrelerinin birbirinden bağımsız olarak artırıldığı zaman ısı değerinin yükseldiği, hız ve kuvvet parametrelerini aynı oranda beraber artırdığımız zaman ise ısının belirgin derece daha az oluştuğu görülmüştür.

Diğer taraftan Kim ve arkadaşlarının düşük devirli irrigasyonsuz frezleme sisteminin ısı artışı üzerine etkisini incelemek için yaptıkları çalışmalarında domuz kaburgası üzerinde yapılan frezlemede düşük devirli irrigasyonsuz sistemler (50 rpm) ile geleneksel drilleme sisteminin (1200 rpm) oluşturdukları ısı değişimleri üzerine etkisini kızılötesi termografi yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Yapılan bu araştırmaya göre düşük devirli irrigasyonsuz sistemler ile kemik sıcaklığında anlamlı bir fark oluşmadığını gözlemlemişlerdir [48]. Yine benzer olarak Gaspar ve arkadaşları 2013 yılında tavşan tibialarında yaptıkları çalışmada; 800 rpm devirli dıştan soğutmalı sistemler ile 50 rpm devirli irrigasyonsuz frezleme yaptıkları çalışmalarını histolojik kesitler olarak ışık mikroskopunda incelemişlerdir. Yapılan bu inceleme sonucunda her iki frezleme sisteminde de kemik hücrelerinin canlılığını devam ettirdiklerini göstermişlerdir [83].

Kullanılan drillerin keskinliği oluşan sürtünme ısısını düşürmek için oldukça önemli bir parametredir. Harris ve Kohles bu konuda yapmış oldukları çalışmalarında 5 farklı dental implant sisteminin drillerini klinik ortamında kullanarak drilleme sonrası oluşan aşınmaları elektron mikroskop tarama (scanning electron microscop- SEM) ile incelemişlerdir [84]. Benzer bir araştırmada Ercoli ve ark. piyasada mevcut bulunan 7 dental implant firmasının dril sistemlerini sığır kemiğinde klinik şartlara benzer ortamda uygulayarak drillerin kullanım sürelerini hardness data ile sertlik ölçümleri, bilgisayar destekli program ile kemik üzerinde yapılan ısı ölçümlerini değerlendirmişlerdir [85].

Kemik preparasyonu esnasında oluşan ısının, dril üzerine uygulanan kuvvet ile direk ilişki içinde olduğu gerçeği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir [49]. Abouzgia ve James kemik yüzeyinde oluşan ısıyı değerlendirmek için 1,5 N ve 9 N arasında değişen kuvvetleri 48000 devir/dk sabit hız ile dril üzerine uygulayarak oluşan ısıyı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda 4N'dan daha yüksek kuvvet değerlerinde ısının azaldığını

görmüşlerdir [50]. Matthews ve Hirsch dril üzerine uygulanan kuvvetlerin arttıkça kemikte yüzeyinde oluşan ısının azaldığını yine 20 N' dan 118 N'a kadar kuvveti artırarak yaptıkları çalışmalarında gözlemlemişlerdir. Isı değerinin düşmesinin sebebi olarak da ısının oluşum süresinin 35 saniyeden 0 saniyeye kadar düşmesi olduğunu göstermişlerdir [49, 86].

Kemiğin drillenmesi esnasında oluşan kemik yüzeyinde oluşan ısıyı azaltmak için çalışılan en önemli konulardan biri de irrigasyon yöntemleri üzerinedir. Bu konu ile ilgili Lavelle ve Wedgwood yaptıkları çalışmalarında, dıştan soğutmalı ile içten soğutmalı veya irrigasyon olmadan yapılan uygulamaları karşılaştırmışlar ve içten soğutmalı sistem ile daha kabul edilebilir sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir [53]. Benzer şekilde Şener ve ark. 2009 yılında soğutulmuş serum fizyolojik irrigasyonu ile yapılan kemik preparasyonunun kemik yüzeyinde ısıyı düşürdüğü ancak oda sıcaklığındaki serum fizyolojik irrigasyonun implant uygulaması için yeterli olduğunu göstermişlerdir [54].

Drilleme esnasında oluşan ısıyı azaltmaya yönelik yapılan araştırmaların bir kısmı da dril tasarımlarını içermektedir. Bu amaçla Chacon ve ark. 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında 3 farklı dizayna sahip dril sistemlerinin, kemik preparasyonu esnasında oluşan ısı üzerine yaptıkları çalışmalarında dril geometrisinin önemli bir yer tuttuğunu göstermişlerdir [46].

Marcovic tarafından yapılan bir çalışmada ise implant yerleştirilmesi esnasında oluşan ısı değerlendirilmiştir. 288 implantın kullanıldığı bu çalışmada implantlar sırasıyla 30, 35 ve 40 N tork değerleri ile yerleştirilmiş ve yerleştirme esnasında oluşan ısılar 1, 5 ve 10. mm derinliğindeki bölgelerde ölçülmüştür. Yapılan bu çalışmada self-tapping implantların yerleştirilmesi esnasında uygulanan düşük tork değerlerinde, ısı değişimlerinin daha az izleneceği bildirilmiştir [87].

## 6. SONUÇ

Yapılan bu çalışmanın sonucu olarak; hız, kuvvet ve kullanım sayısı parametrelerinin birbirinden bağımsız olarak sıcaklık artışına neden oldukları görülmüştür; ancak hiçbir çalışma grubunda kemik nekrozuna neden olduğu bilinen 47 °C ısı artışına erişildiği gözlemlenmemiştir. Hız kuvvet parametrelerini kendi aralarında kıyasladığımızda kuvvet parametresindeki ısı artışının hız parametresine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırdığı izlenmiştir. Kullanım sayısı birinci kullanımdan 50. Kullanıma geçtiğinde tüm gruplarda ısı artışı olduğu, bu ısı artışının ise hız ve kuvvet parametrelerinin birlikte artırıldığı 2000rpm 3kg çalışma grubunda daha az gerçekleştiği görülmüştür. Bu sonuçlardan da anlaşıldığı üzere kullanım sayısı artışının sıcaklık artışı üzerindeki olumsuz etkisini azaltmaya yönelik olarak, implant cerrahisi esnasında hekimin bilgi ve tecrübesi yeterli düzeyde ise kullanım sayısı arttıkça uygulanan hız ve kuvvet parametreleri aynı oranda arttırıldığında daha az ısı oluşacağı yönünde bir sonuç elde edilmiştir.

## KAYNAKLAR

1. Brånemark, P., et al., An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1984. 42(8): p. 497-505.
2. Albrektsson, T., et al., Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981. 52(2): p. 155-170.
3. Tunalı, B., *Oral implantology*. Nobel Tıp Kitabevleri, 2000.
4. Lemons, J. and J. Natiella, Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental clinics of north america*, 1986. 30(1): p. 3-23.
5. Brånemark, P.-I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1969. 3(2): p. 81-100.
6. Zarb, G.A., The edentulous milieu. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983. 49(6): p. 825-831.
7. Adell, R., et al., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 1981. 10(6): p. 387-416.
8. Peker Tekdal, G., et al., 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*, 2016. 27(5): p. 535-544.
9. dos Santos, P.L., et al., Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2014. 29(1).

10. Fugazzotto, P.A., Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005. 20(1).
11. Eriksson, A.R., T. Albrektsson, and B. Albrektsson, Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1984. 55(6): p. 629-631.
12. Branemark, P., Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. 1985, Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc.
13. Cochran, D.L., et al., Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*, 1997. 68(2): p. 186-197.
14. Hunt, B.W., et al., Effect of flap design on healing and osseointegration of dental implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 1996. 16(6).
15. Sakka, S. and C. Krenkel, Hemorrhage secondary to interforaminal implant surgery: anatomical considerations and report of a case. *Journal of Oral Implantology*, 2013. 39(5): p. 603-607.
16. Dubois, L., et al., Excessive bleeding in the floor of the mouth after endosseous implant placement: a report of two cases. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2010. 39(4): p. 412-415.
17. Friberg, B., Treatment with dental implants in patients with severe osteoporosis: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 1994. 14(4).
18. Bahat, O., R.V. Fontanesi, and J. Preston, Reconstruction of the hard and soft tissues for optimal placement of osseointegrated implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 1993. 13(3).
19. Eriksson, R. and R. Adell, Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1986. 44(1): p. 4-7.
20. Eriksson, R. and T. Albrektsson, The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*, 1984. 42(11): p. 705-711.
21. Cordioli, G. and Z. Majzoub, Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1997. 12(2).
22. Branemark, P.-I., Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*, 1977. 16.

23. Zarb, G. and A. Schmitt, Osseointegration and the edentulous predicament. The 10year-old Toronto study. *British dental journal*, 1991. 170(12): p. 439.
24. Garg, A.K., Bone. *Biology, harvesting, grafting for dental implants (Rationale and Applications)*, 2004: p. 3-20.
25. Cooper, L.F., Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 80(4): p. 439-449.
26. Schenk, R.K. and D. Buser, Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000*, 1998. 17(1): p. 22-35.
27. Sheikh, Z., C. Sima, and M. Glogauer, Bone replacement materials and techniques used for achieving vertical alveolar bone augmentation. *Materials*, 2015. 8(6): p. 2953-2993.
28. Albrektsson, T.O., C.B. Johansson, and L. Sennerby, Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology 2000*, 1994. 4(1): p. 58-73.
29. Watson, R.M., L. Searson, and J. Hobkirk, *Introducing dental implants*. 2003: Churchill Livingstone.
30. Lautenschlager, E.P. and P. Monaghan, Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*, 1993. 43(3): p. 245-253.
31. Li, T., et al., Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 2011. 35(1): p. 446-456.
32. Jung, U.-W., et al., A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of periodontal & implant science*, 2010. 40(2): p. 76-85.
33. Abuhussein, H., et al., The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, 2010. 21(2): p. 129-136.
34. Lum, L. and J. Osier, Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of oral implantology*, 1992. 18(4): p. 343-348.
35. Tepret, F., A. Sertgöz, and S. Basa, Immediately loaded anterior single-tooth implants: Two cases. *Implant dentistry*, 2005. 14(3): p. 242-247.
36. Engquist, B., et al., A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988. 3(2).
37. Martin, J., 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): p. 389-401.

38. Gülay, U. and K. Filiz, İMPLANTLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE OSSEOİNTEGRASYON. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2007.
39. Galante, J.O. and J. Jacobs, Clinical performances of ingrowth surfaces. Clinical orthopaedics and related research, 1992(276): p. 41-49.
40. Malchiodi, L., et al., Long-term results of immediately loaded fast bone regeneration-coated implants placed in fresh extraction sites in the upper jaw. Journal of Oral Implantology, 2010. 36(4): p. 251-261.
41. Romanos, G., et al., Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. Journal of Periodontology, 2001. 72(4): p. 506-511.
42. Attard, N.J. and G.A. Zarb, Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. The Journal of prosthetic dentistry, 2005. 94(3): p. 242-258.
43. Esposito, M., et al., Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. Cochrane Database Syst Rev, 2013. 3(1).
44. Misch, C., Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans. Dental Implant Prosthetics St Louis, Elsevier/Mosby, 2005: p. 295-300.
45. Lekholm, U., Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry, 1985.
46. Chacon, G.E., et al., Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2006. 64(2): p. 265-269.
47. Gil, L.F., et al., Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2017. 32(2).
48. Kim, S.-J., et al., Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. Journal of Applied Oral Science, 2010. 18(5): p. 522-527.
49. Bachus, K.N., M.T. Rondina, and D.T. Hutchinson, The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. Medical engineering & physics, 2000. 22(10): p. 685-691.
50. Abouzgia, M.B. and D.F. James, Temperature rise during drilling through bone. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997. 12(3).
51. Möhlhenrich, S., et al., Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015. 53(8): p. 679-689.

52. Allan, W., E. Williams, and C. Kerawala, Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2005. 43(4): p. 314-319.
53. Lavelle, C. and D. Wedgwood, Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 1980. 38(7): p. 499-503.
54. Sener, B.C., et al., Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical oral implants research*, 2009. 20(3): p. 294-298.
55. Roberts, W.E., et al., Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*, 1984. 86(2): p. 95-111.
56. Donath, K., A. Kirsch, and J. Osborn, Zelluläre dynamik um enossale Titanimplantate. *Fortschr Zahnärztl Implantol*, 1984. 1: p. 55-58.
57. Sennerby, L., P. Thomsen, and L. Ericson, Early tissue response to titanium implants inserted in rabbit cortical bone. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1993. 4(3): p. 240-250.
58. Turkyilmaz, I., A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006. 33(10): p. 754-759.
59. Meredith, N., Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics*, 1998. 11(5).
60. Colomina, L.E., Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: A prospective 18-month follow-up clinical study—Preliminary report. *Implant dentistry*, 2001. 10(1): p. 23-29.
61. Ersanli, S., et al., Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *Journal of periodontology*, 2005. 76(7): p. 1066-1071.
62. O'Sullivan, D., L. Sennerby, and N. Meredith, Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2000. 2(2): p. 85-92.
63. Tricio, J., et al., Mechanical state assessment of the implant-bone continuum: a better understanding of the Periotest method. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1995. 10(1): p. 43-49.
64. Brunski, J., Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dental implantology update*, 1993. 4(10): p. 77-81.
65. Gürsoytrak, B., İmplant uygulamalarında farklı yüzey özelliklerinin osseointegrasyon üzerine etkisinin rezonans frekans analizi ile değerlendirilmesi. 2013, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.



66. Meredith, N., et al., The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clinical oral implants research*, 1997. 8(3): p. 234-243.
67. Lekholm, U., G. Zarb, and T. Albrektsson, *Tissue integrated prostheses. Patient Sel. Prep.* 1985, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.
68. Sunden, S., K. Gröndahl, and H.G. Gröndahl, Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants. *clinical oral implants research*, 1995. 6(4): p. 220-226.
69. Adell, R., et al., Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures:(I). A 3-year longitudinal prospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 1986. 15(1): p. 39-52.
70. Lekholm, U., et al., Soft tissue and marginal bone conditions at osseointegrated implants that have exposed threads: a 5-year retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996. 11(5).
71. Burnay, S. and T. Williams, *Applications of thermal imaging.* 1988: CRC Press.
72. ASLANTAŞ, K. and S. TAŞGETİREN, Analysis of Propagation Behaviour of a Subsurface Crack by the Finite Element Method. *Turkish Journal of Engineering and Environmental Sciences*, 2002. 26(2): p. 137-146.
73. Hedia, H., Stress and strain distribution behavior in the bone due to the effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height. *Bio-medical materials and engineering*, 2002. 12(2): p. 111-119.
74. Kerawala, C., et al., The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1999. 88(2): p. 145-150.
75. Benington, I.C., et al., Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical oral implants research*, 2002. 13(3): p. 293-297.
76. Türker, M. and Ş. Yücetaş, *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi.* 1997: Atlas Kitapçılık.
77. Abrahamsson, I., et al., Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces: an experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*, 2004. 15(4): p. 381-392.
78. Marin, C., et al., Histomorphologic and histomorphometric evaluation of various endosseous implant healing chamber configurations at early implantation times: a study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 2010. 21(6): p. 577-583.
79. Bra-nemark, P.-I., et al., *Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry.* 1986, LWW.

80. Sharawy, M., et al., Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002. 60(10): p. 1160-1169.
81. Iyer, S., C. Weiss, and A. Mehta, Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *International Journal of Prosthodontics*, 1997. 10(5).
82. Brisman, D.L., The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996. 11(1).
83. Gaspar, J., et al., Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta medica portuguesa*, 2013. 26: p. 231-236.
84. Harris, B.H. and S.S. Kohles, Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2001. 16(6).
85. Ercoli, C., et al., The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004. 19(3).
86. Matthews, L.S. and C. Hirsch, Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *JBJS*, 1972. 54(2): p. 297-308.
87. Marković, A., et al., 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): p. 798-805.

## ÖZGEÇMİŞ

01 Ocak 1987 yılında Osmaniye iline bağlı Düziçi ilçesinde doğdum. İlköğretime Düziçi Üzümlü ilköğretim okulunda başlayıp 8 yıllık ilköğretim hayatımı aynı okulda 1998 yılında tamamladım. Lise öğrenimimi Düziçi Atatürk Lisesi'nde 2004 yılında bitirdim.2004 yılında girdiğim Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'nde 2 yıl öğrenim gördükten sonra 2006 yılında Çukurova Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'ne yatay geçiş yaparak 2009 yılında diş hekimi olarak mezun oldum. Aynı yıl içerisinde diş hekimi olarak özel bir poliklinikte 1 yıllık çalışma dönemi sonrası Osmaniye Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'ne atandım ve 2010-2015 yılları arasında çalışmaya devam ettim. Osmaniye Ağız Ve Diş Sağlığı Merkezi'de çalışmaya devam ettiğim 2010 yılında askerlik vazifemi yapmak üzere ayrılış yaparak Kahramanmaraş 5.Zırhlı Tugay Komutan Yardımlığı'nda Diş Tabip Asteğmen olarak başladım ve 2011 yılı Aralık ayında Teğmen rütbesiyle askerlik vazifemi tamamladım. 2014 yılı 2.dönem Diş hekimliğinde Uzmanlık sınavı sonrası 2015 yılı Ocak ayından itibaren Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD'da araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladım. Yabancı dilim İngilizce'dir. Evli ve iki kız babasıyım.